UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE

Influência da síndrome da dor patelofemoral nos movimentos e
coordenação do joelho, tornozelo e pé no descer escada e efeitos
imediatos de uma intervenção

Sandra Aliberti

São Paulo
2015

SANDRA ALIBERTI

Influência da síndrome da dor patelofemoral nos movimentos e coordenação do joelho, tornozelo e pé no descer escada e efeitos imediatos de uma intervenção

VERSÃO CORRIGIDA

Tese apresentada à Escola Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, como requisito parcial para obtenção de título de Doutor em Ciências

Área de concentração: Biodinâmica do movimento humano

Orientador: Prof. Dr. Luis Mochizuki

São Paulo

2015

FOLHA DE APROVAÇÃO

Autor: ALIBERTI, Sandra

Título: Influência da síndrome da dor patelofemoral nos movimentos e coordenação do joelho, tornozelo e pé no descer escada e efeitos imediatos de uma intervenção

Tese apresentada à Escola Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, como requisito parcial para obtenção de título de Doutor em Ciências

Data: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao orientador Prof. Dr. Luis Mochizuki pela orientação competente e ao mesmo tempo generosa e pelo incentivo no desenvolvimento do estágio de doutoramento no exterior.

Ao orientador de estágio de doutoramento no exterior, Prof. Dr. Joseph Hamill, pelo acolhimento, orientação e extraordinário ano de aprendizado no Laboratório de Biomecânica da Universidade de Massachusetts, EUA.

À todos os membros do Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física da USP, em especial ao Bruno e Jaqueline pela ajuda nas coletas de dados.

Aos professores Dr. Julio Cerca Serrão e Dr. Arnaldo José Hernandez, pelas importantes contribuições feitas na fase de qualificação deste trabalho.

Às mulheres que participaram como voluntárias das coletas de dados. Sem a sua contribuição este trabalho não seria possível.

À CAPES pela bolsa concedida no Brasil possibilitando a dedicação integral a este trabalho e pela bolsa concedida para o desenvolvimento do estágio de doutoramento no exterior.

Agradeço ao meus amores Nê e Edu pelas incontáveis ajudas nesta jornada e paciência necessária no dia-a dia deste doutoramento. Agradeço por vocês existirem na minha vida, colorindo minha existência, vocês estão em tudo que faço. Aos meus pais Alberto (*in memoriam*) e Lucy pela valorização do conhecimento e por sempre acreditarem em mim. À amada tia Paula por constantemente me apoiar, torcer e acreditar nas minhas idéias e possibilidades. Às grandes amigas Miriam, Simone e Luiza pela torcida e por compartilharem comigo esta paixão pelo movimento.

*“Façamos da interrupção um caminho novo,
da queda um passo de dança,
do medo uma escada,
do sonho uma ponte,
da procura um encontro !”*

Fernando Sabino

RESUMO

ALIBERTI S. Influência da síndrome da dor patelofemoral nos movimentos e coordenação do joelho, tornozelo e pé no descer escada e efeitos imediatos de uma intervenção. 2015. 99 f. Tese (Doutorado em Ciências) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2015.

A síndrome da dor patelofemoral é uma disfunção do joelho comum entre mulheres jovens fisicamente ativas que causa limitações na atividade física e atividades de vida diária, podendo evoluir para a artrite patelofemoral. Este estudo verificou a influência da síndrome da dor patelofemoral nos movimentos e coordenação dos membros inferiores e avaliou os efeitos agudos de uma intervenção cinesioterapêutica em indivíduos com síndrome da dor patelofemoral no descer escada. O Estudo 1 comparou a intensidade da dor, os movimentos, os padrões de coordenação e a variabilidade de coordenação dos membros inferiores de indivíduos com e sem a síndrome da dor patelofemoral durante o descer escada. A cinemática 3D do joelho, tornozelo e multissegmentar do pé foi comparada entre 30 mulheres adultas jovens, 16 com síndrome da dor patelofemoral e 14 controles. Os padrões e a variabilidade da coordenação foram comparados entre os grupos utilizando uma análise do vetor codificado. A escala visual analógica de dor (EVA) foi utilizada para analisar a intensidade da dor. O Estudo 2 verificou os efeitos imediatos de uma intervenção cinesioterapêutica na intensidade da dor e nos movimentos dos membros inferiores de indivíduos com síndrome da dor patelofemoral no descer escada. O grupo com síndrome da dor patelofemoral foi dividido em grupo intervenção cinesioterapêutica (n=8) e grupo controle (n=8). A cinemática 3D e a intensidade da dor (EVA) durante o descer escada foram analisadas antes e depois da intervenção. O Estudo 1 mostrou que a síndrome da dor patelofemoral está relacionada à menor inversão do antepé nas fases iniciais do descer escada e que a intensidade da dor aumenta durante a descida de escada. Os padrões de coordenação do membro inferior mostraram estratégias de restrição da flexão do joelho, assim como restrição da mobilidade do pé em indivíduos com síndrome da dor patelofemoral. Este estudo não confirmou que a menor variabilidade da coordenação está relacionada à síndrome da dor patelofemoral. O Estudo 2 mostrou que uma sessão de intervenção cinesioterapêutica é capaz de modificar os movimentos do tornozelo e pé, consequentemente modificando o movimento do joelho no plano sagital. A intervenção cinesioterapêutica diminui a dor durante a descida de escada em indivíduos com síndrome da dor patelofemoral. Estudos são necessários para a comprovação da eficácia clínica da intervenção cinesioterapêutica em médio e longo prazos.

Palavras-chave: síndrome da dor patelofemoral, locomoção, reabilitação, modelo multissegmentar do pé, coordenação motora, exercício terapêutico.

ABSTRACT

ALIBERTI S. Influence of patellofemoral pain syndrome on lower extremity motion, coordination and immediate effects of an intervention. 2015 99 p. Thesis (PhD in Science) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2015.

Patellofemoral pain syndrome is one of the most common dysfunctions of the knee among physical active young women. This knee dysfunction can limit physical activity as well as daily living activities. Patellofemoral pain syndrome can also lead to patellofemoral arthritis. This study aimed to verify the influence of patellofemoral pain on the lower extremity movements and coordination as well as verify the acute effects of a kinesiotherapy intervention on the lower extremity of individuals with patellofemoral pain during stair descent. On the first study, we compared the pain intensity, the lower extremity movements, coordination patterns and coordination variability between participants with and without patellofemoral pain during stair descent. 3D kinematics of the knee, ankle and multisegmental of the foot were compared between 30 adult young women, 16 with and 14 without patellofemoral pain. The coordination patterns and variability were compared between groups using a modified vector coding technique. The pain intensity was analyzed using a visual analogic pain scale (VAS). The second study aimed to verify the acute effects of an intervention on the pain intensity and lower extremity movements in participants with patellofemoral pain during stair descent. The participants with patellofemoral pain (n=16) were divided into two groups, intervention group (n=8) and control group (n=8). We analyzed the 3D kinematics and pain intensity (VAS) before and after the intervention. The outcome measures of the first study show that patellofemoral pain is associated with less forefoot inversion during the support phase of stair descent. Besides that, the pain intensity increases during stair descent in participants with patellofemoral pain. The coordination patterns show strategies of knee flexion constrain as well as mobility constrain of the foot in individuals with patellofemoral pain. The coordination variability was not associated with patellofemoral pain in this study. The second study shows that the intervention can immediately modify the foot, ankle and knee movements and decrease the patellofemoral pain during stair descent. Future studies should address the intervention effectiveness in medium and long-term.

Key-words: patellofemoral pain syndrome, locomotion, rehabilitation, multisegmental foot model, coordination, exercise movement techniques.

SUMÁRIO

RESUMO.....	vi
ABSTRACT.....	vii
Lista de Tabelas	x
Lista de Figuras	xii
Lista de Quadros	xv
Lista de Anexos	xvi
1 INTRODUÇÃO	1
1.1 Objetivo geral.....	3
1.2 Objetivos específicos.....	3
1.3 Hipóteses	3
1.3.1 Hipóteses do Estudo 1	3
1.3.2 Hipóteses do Estudo 2.....	3
1.4 Justificativa	4
2 REVISÃO DA LITERATURA	4
2.1 Dor patelofemoral: epidemiologia, etiologia e caracterização	4
2.2 Alinhamento dinâmico do tornozelo e do pé na dor patelofemoral	6
2.3 Dor patelofemoral e a tarefa de descer escada	7
2.4 Reabilitação do tornozelo e do pé na dor patelofemoral	8
2.5 Coordenação e sua variabilidade na dor patelofemoral	9
2.5.1 Sistemas dinâmicos e análise da coordenação	9
2.5.2 Variabilidade da coordenação nas lesões musculoesqueléticas	11
2.5.3 Variabilidade da coordenação na dor patelofemoral.....	12
2.6 Definição operacional dos termos usados na pesquisa	12
3 ESTUDO 1.....	13
3.1 Método.....	14
3.1.1 Participantes	14
3.1.2 Protocolo de Avaliação	16
3.1.2.1 Avaliação Inicial	16
3.1.2.2 Avaliação Biomecânica	17
3.1.2.3 Avaliação Final.....	19
3.1.3 Análise dos dados	20
3.1.3.1 Análise do índice do arco.....	20
3.1.3.2 Análise dos ângulos articulares e ângulos dos segmentos.....	20

3.1.3.3	Análise da coordenação dos segmentos	24
3.1.3.4	Variáveis de estudo	25
3.1.3.4.1	Ângulos articulares	25
3.1.3.4.2	Coordenação do acoplamento entre os segmentos	26
3.1.4	Análise Estatística	26
3.2	Resultados	27
3.3	Discussão.....	35
3.4	Conclusões do Estudo1	42
4	ESTUDO 2.....	42
4.1	Método.....	42
4.1.1	Participantes	43
4.1.2	Protocolo de avaliação.....	44
4.1.2.1	Intervenções	44
4.1.2.1.1	Intervenção Cinesioterapêutica	44
4.1.2.1.2	Intervenção Mínima	45
4.1.2.2	Reavaliação Biomecânica.....	48
4.1.2.3	Avaliação Final.....	49
4.1.3	Análise dos dados	49
4.1.4	Análise Estatística	49
4.2	Resultados	50
4.3	Discussão.....	57
4.4	Conclusões do estudo 2	62
5.	CONCLUSÃO	62
	REFERÊNCIAS.....	63
	ANEXOS	70

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Dados demográficos e de atividade física para os grupos Controle e DPF.....	15
Tabela 2: Médias, desvios padrão, p e tamanho do efeito (TE) das variáveis angulares do joelho e tornozelo nos planos sagital, frontal e transversal nos grupos controle e síndrome da dor patelofemoral (DPF) na fase de apoio do descer escada e nas subfases: contato inicial, continuação para frente e abaixamento controlado. †tamanho do efeito moderado.	30
Tabela 3: Médias, desvios padrão, valores do p e tamanhos do efeito (TE) das variáveis angulares do retopé e antepé nos planos sagital, frontal e transversal nos grupos Controle e DPF na fase de apoio do descer escada e nas subfases: contato inicial, continuação para frente e abaixamento controlado.....	33
Tabela 4: Médias, desvios padrão e tamanhos do efeito dos ângulos de acoplamento entre os segmentos e padrões de coordenação nos grupos controle e síndrome da dor patelofemoral (DPF) na fase de apoio do descer escada e nas subfases: contato inicial , continuação para frente e abaixamento controlado	34
Tabela 5: Médias, desvios padrão, valores do p e tamanhos do efeito (TE) da variabilidade da coordenação entre os segmentos nos grupos controle e síndrome da dor patelofemoral (DPF) na fase de apoio do descer escada e nas subfases: contato inicial, continuação para frente e abaixamento controlado.....	35
Tabela 6: Médias, desvios padrão e resultados estatísticos dos dados demográficos, atividade física e intensidade da dor para os grupos Intervenção Cinesioterapêutica (IC) e Controle.....	43
Tabela 7: Médias, desvios padrão e tamanho do efeito (TE) da escala visual analógica de dor (EVA) durante o descer escada nos grupos intervenção cinesioterapêutica (IC) e Controle antes e depois das intervenções. Valores do p do efeito interação grupo/antes e depois. * representa estatisticamente significativo ,† representa tamanho do efeito grande	50
Tabela 8: Médias, desvios padrão, tamanhos do efeito (TE) e valores do p das variáveis angulares do joelho e tornozelo nos planos sagital, frontal e transversal nos grupos intervenção cinesioterapêutica antes (IC antes) e depois (IC depois), controle antes e controle depois na fase de apoio total e subfases: contato inicial (CI), continuação para frente (CF) e abaixamento controlado (AC) do descer escada.	53

Tabela 9: Médias, desvios padrão, tamanhos do efeito (TE) e valores do p das variáveis angulares do retropé e antepé nos planos sagital, frontal e transversal nos grupos intervenção cinesioterapêutica antes (IC antes) e depois (IC depois), controle antes e controle depois na fase de apoio total e subfases: contato inicial (CI), continuação para frente (CF) e abaixamento controlado (AC) do descer escada. 56

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: As forças internas da articulação patelo-femoral (M, força do tendão do músculo quadríceps; P, força do ligamento patelar; R, força de compressão da patela no fêmur). A força R aumenta consideravelmente quando o joelho flete pelo fechamento do ângulo β e pela diminuição do braço de alavanca de M em relação a P. Adaptado de (MAQUET, 1983).	2
Figura 2: Contração resistida do quadríceps femoral.	15
Figura 3: Distribuição relativa de ocorrência de pés planos, normais e cavos no Controle e DPF.	16
Figura 4: Ambiente de coleta de dados.	18
Figura 5 : Fluxograma do protocolo de coleta dos estudos 1 (linha sólida) e 2 (linha tracejada) .	23
Figura 6: Marcadores colocados em pontos anatômicos, utilizados somente na tomada estática (círculos azuis). Marcas técnicas usadas nas tomadas estática e dinâmicas (círculos vermelhos). Marcadores colocados em pontos anatômicos, utilizados nas tomadas dinâmicas (círculos verdes).	19
Figura 7: Marcadores retro-reflexivos (9,5 mm) usados em pontos anatômicos para reconstruir o modelo multissegmentar do pé (LEARDINI et al., 2007).	19
Figura 8: Exemplo de cálculo do índice do arco (IA) (adaptado de Cavanah e Rogers, 1987). Eixo longitudinal do pé: linha vermelha entre j (centro do calcâneo) e k (ponto mais anterior do pé). A= retopé, B= mediopé e C= antepé. $IA = A+B+C / B$ ...	20
Figura 9: Exemplo de movimento relativo da perna em relação à coxa no plano transversal. Os ângulos dos segmentos foram calculados em relação ao sistema de coordenadas global. Os dados são da fase de apoio do descer escada. (A) O quadrado à direita mostra o ângulo de acoplamento (ângulo entre o vetor que une dois pontos adjacentes no gráfico e a horizontal). Uma coordenada polar foi sobreposta aos dados para exemplificar os setores que correspondem aos quatro padrões de coordenação intra-segmentos: em fase, antifase, fase da coxa (proximal) e fase da perna (distal).	25
Figura 10: Curvas médias e desvios padrão dos ângulos do joelho e tornozelo nos planos sagital, frontal e transversal para os grupos Controle (média=linha sólida, desvio padrão= cinza escuro) e DPF (média=linha tracejada, desvio padrão= cinza	

claro) na fase de apoio do descer escada e em três subfases: contato inicial (CI), continuação pra frente (CF), e abaixamento controlado (AC).	31
Figura 11: Curvas médias e desvios padrão dos ângulos do retopé e antepé nos planos sagital, frontal e transversal para os grupos controle (média linha sólida, desvio padrão cinza escuro) e síndrome da dor patelofemoral (DPF) (média linha tracejada, desvio padrão cinza claro) na fase de apoio do descer escada e em três subfases: contato inicial (CI), continuação pra frente (CF), e abaixamento controlado (AC). *representa estatisticamente significativo	32
Figura 12: Distribuição por porcentagem de ocorrência de pés cavos, normais e planos nos grupos intervenção cinesioterapêutica (IC) e Controle.	44
Figura 13: Sequência de exercícios terapêuticos realizados na intervenção cinesioterapêutica (A= Auto-massagem, B= Manipulação articular, C= Ativação isométrica dos músculos flexores intrínsecos dos pés, D= Ativação isotônica dos músculos extensores do tornozelo).	48
Figura 14: Curvas médias e desvios padrão dos ângulos do joelho e tornozelo nos planos sagital, frontal e transversal no grupo Intervenção Cinesioterapêutica antes (IC antes) (média=linha sólida, desvio padrão= cinza escuro) e depois (IC depois) (média=linha tracejada, desvio padrão= cinza claro) na fase de apoio do descer escada e em três subfases: contato inicial (CI), continuação pra frente (CF), e abaixamento controlado (AC). * representa estatisticamente significativo	51
Figura 15: Curvas médias e desvios padrão dos ângulos do retopé e antepé nos planos sagital, frontal e transversal para os grupos Intervenção Cinesioterapêutica antes (IC antes) (média=linha sólida, desvio padrão= cinza escuro) e depois (IC depois)(média=linha tracejada, desvio padrão= cinza claro) na fase de apoio do descer escada e em três subfases: contato inicial (CI), continuação pra frente (CF), e abaixamento controlado (AC).	54
Figura 16: Curvas médias e desvios padrão dos ângulos do joelho e tornozelo nos planos sagital, frontal e transversal para os grupos Controle antes (média linha sólida, desvio padrão cinza escuro) e Controle depois (média linha tracejada, desvio padrão cinza claro) na fase de apoio do descer escada e em três subfases: contato inicial (CI), continuação pra frente (CF), e abaixamento controlado (AC).	55
Figura 17: Curvas médias e desvios padrão dos ângulos do retopé e antepé nos planos sagital, frontal e transversal para o grupo Controle antes (média=linha sólida, desvio padrão= cinza escuro) e Controle depois (média=linha tracejada, desvio	

padrão= cinza claro) na fase de apoio do descer escada e em três subfases: contato inicial (CI), continuação pra frente (CF), e abaixamento controlado (AC). 57

LISTA DE QUADROS

QUADRO 1: Fases da descida de escada (Adaptado de Durward & Baer & Rowe, 1999).	8
QUADRO 2: Categorização dos padrões de coordenação baseada nos setores da coordenada polar.	25
QUADRO 3: Objetivos, execução, volume e material utilizado nas etapas da intervenção cinesioterapêutica.	47
QUADRO 4: Objetivos, execução, duração e material utilizado intervenção mínima.	48

LISTA DE ANEXOS

ANEXO 1: AVALIAÇÃO INICIAL (CONTROLE).....	70
ANEXO 2: AVALIAÇÃO INICIAL (DPF)	71
ANEXO 3- ESCALA VISUAL ANALÓGICA (EVA) DE DOR.....	72
ANEXO 4: ESCALA DE DESORDENS PATELOFEMORAIS	73
ANEXO 5: PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP DA EEFUEUSP	74
ANEXO 6: TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (controle)	76
ANEXO 7: TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (grupo DPF)	78
ANEXO 8: CINEMÁTICA ANGULAR DO ANTEPÉ NO PLANO TRANSVERSO.....	80
ANEXO 9: RESUMO APRESENTADO EM FORMA DE PÔSTER NO 37 ANNUAL MEETING OF AMERICAN OF THE SOCIETY OF BIOMECHANICS, OMAHA, USA - 2013	81
ANEXO 10: RESUMO APRESENTADO EM FORMA DE PÔSTER NO 7 TH WORLD CONGRESS OF BIOMECHANICS, BOSTON, USA - 2014.....	83

1 INTRODUÇÃO

A síndrome da dor patelofemoral (DPF) é uma disfunção do joelho comum em mulheres jovens fisicamente ativas que pode limitar ou interromper a prática de atividade física. Indivíduos com DPF têm mais chance de evoluir para artrite patelofemoral (TAUTON et al., 2002; DAVIS; POWERS, 2010). A reabilitação desta disfunção tem sucesso em curto prazo e é desafiadora em longo prazo, com indivíduos reportando dor e redução da atividade física após cinco anos do tratamento. Historicamente, a reabilitação da DPF baseava-se na intervenção no mecanismo extensor do joelho, com o fortalecimento e reequilíbrio do músculo quadríceps femoral. Esta abordagem surtia efeito positivo em parte das pessoas submetidas à reabilitação, mas alguns indivíduos não melhoravam. Para aperfeiçoar o tratamento, foram estudados os fatores etiológicos multifatoriais dessa disfunção e o tratamento não focado somente no joelho, mas abrangendo a avaliação e intervenção das articulações do membro inferior como cadeia cinética (MESSIER et al., 1991; POWERS, 2003; DAVIS; POWERS, 2010; POWERS, 2010). Esta abordagem é interessante quando os sintomas da DPF surgem ou são exacerbados por atividades com descarga de peso em cadeia cinética fechada como subir e descer escadas ou agachar-se (ALIBERTI et al., 2010).

Os fatores etiológicos da DPF podem estar no alinhamento dinâmico da patela, quadril ou pé (WITVROUW et al., 2014). No alinhamento dinâmico dos pés, a maioria dos estudos destaca a pronação excessiva ou prolongada do retropé. Apesar da moderada evidência do efeito do uso de palmilhas anti-pronação no tratamento da DPF (BARTON et al., 2010b), a relação entre a pronação excessiva e a DPF é controversa (BARTON et al., 2009). Uma limitação dos estudos cinemáticos em indivíduos com DPF é não separar os movimentos do retropé e antepé. O pé como segmento rígido não informa o papel dos segmentos do pé nas tarefas avaliadas (POWERS et al., 2002) e limita os estudos cinemáticos em indivíduos com DPF.

As medidas clínicas estáticas sobre a relação entre a mobilidade do mediopé (BOLING et al., 2009; BARTON et al., 2010a; MCPOIL; VICENZINO; CORNWALL, 2011) e hálux valgo (KAYA et al., 2009) e a ocorrência da DPF sugerem que o estudo sobre o mediopé e antepé são relevantes para o conhecimento dos fatores etiológicos da DPF (DAVIS; POWERS, 2010). O antepé é o limite anterior da base de suporte funcional (ENDO; ASHTON-MILLER; ALEXANDER, 2002) e se relaciona com a propulsão e resposta à carga na locomoção (SCOTT; MENZ; NEWCOMBE, 2007;

MICKLE et al., 2009; LIEBERMAN et al., 2010). A menor propulsão e absorção de sobrecarga aumenta a força compressiva na articulação patelofemoral e provoca a DPF, principalmente em atividades em cadeia cinética fechada como subir ou descer degraus (LABELLA, 2004; ALIBERTI et al., 2010). No descer degraus, ocorre a ação excêntrica dos extensores do joelho e a flexão do joelho que aumentam as forças compressivas na articulação patelofemoral (MAQUET, 1983; MCFADYEN; WINTER, 1988; LABOTZ, 2004)(Figura 1).

Figura 1: As forças internas da articulação patelo-femoral (M, força do tendão do músculo quadríceps; P, força do ligamento patelar; R, força de compressão da patela no fêmur). A força R aumenta consideravelmente quando o joelho flete pelo fechamento do ângulo β e pela diminuição do braço de alavanca de M em relação a P. Adaptado de (MAQUET, 1983).

A análise biomecânica das lesões musculoesqueléticas usa informações de uma articulação ou segmento fornecidas por medidas discretas como variação angular, velocidade ou força na base do tempo. Esta análise discreta limita a observação do que acontece na coordenação entre as articulações ou segmentos (HAMILL et al., 1999). Neste contexto, a variabilidade está relacionada ao ruído e considerada prejudicial para o desempenho. Mas a variabilidade pode ser considerada inerente aos sistemas saudáveis, funcional e não meramente provocada pelo ruído (KELSO, 1995; HAMILL et al., 1999; HAMILL; PALMER; VAN EMMERIK, 2012). São necessários estudos que discutam os padrões de coordenação dos membros inferiores e a variabilidade da coordenação como medidas clinicamente relevantes para o estudo da DPF (CUNNINGHAM et al., 2014).

1.1 Objetivo geral

O objetivo geral deste estudo foi verificar a influência da síndrome da dor patelofemoral nos movimentos e coordenação dos membros inferiores e avaliar os efeitos agudos de uma intervenção cinesioterapêutica em indivíduos com síndrome da dor patelofemoral no descer escada.

1.2 Objetivos específicos

- 1) Estudo 1: Comparar a cinemática do joelho, tornozelo, retropé, antepé de indivíduos com e sem a DPF durante o descer escada.
- 2) Estudo 1: Comparar a coordenação dos segmentos coxa, perna, retropé e antepé de indivíduos com e sem a DPF durante o descer escada.
- 3) Estudo 1: Comparar a variabilidade da coordenação dos segmentos coxa, perna, retropé e antepé de indivíduos com e sem a DPF durante o descer escada.
- 4) Estudo 1: Comparar a intensidade da dor de indivíduos com e sem a DPF antes e depois do descer escada.
- 5) Estudo 2: Verificar os efeitos imediatos de uma sessão de intervenção cinesioterapêutica na cinemática do joelho, tornozelo, retropé, antepé de indivíduos com a DPF no descer escada.
- 6) Estudo 2: Verificar o efeito agudo de uma sessão de intervenção cinesioterapêutica na intensidade da dor dos participantes com a DPF durante o descer escada.

1.3 Hipóteses

1.3.1 Hipóteses do Estudo 1

- A DPF provoca dor na articulação patelofemoral após o descer escada.
- Indivíduos com DPF apresentam movimentos diferentes do joelho, tornozelo e pé durante o descer escada em relação a indivíduos sem DPF.
- Indivíduos com DPF apresentam a coordenação do joelho, tornozelo e pé diferente de indivíduos sem DPF no descer escada.
- A DPF reduz a variabilidade da coordenação do joelho, tornozelo e pé durante o descer escada.

1.3.2 Hipóteses do Estudo 2

- A intervenção cinesioterapêutica altera o movimento do tornozelo e pé e altera o

movimento do joelho de indivíduos com DPF durante o descer escada.

- A intervenção cinesioterapêutica reduz a dor de indivíduos com DPF durante o descer escada.

1.4 Justificativa

Na descida de escada com degraus acima de 10 cm de altura, os indivíduos iniciam o apoio com o antepé (VAN DIEEN et al., 2008; VAN DIEEN; PIJNAPPELS, 2009). No apoio inicial do antepé, o trabalho negativo entre o tornozelo e articulações proximais é sequencial. O trabalho negativo insuficiente no tornozelo é compensada pelas articulações proximais (VAN DIEEN et al., 2008). Assim, antepé atenua o trabalho negativo dos extensores do joelho na descida de degraus. O apoio inadequado do antepé no início da descida de degraus pode aumentar o trabalho negativo dos extensores do joelho, o estresse compressivo da articulação patelofemoral e o risco de DPF. O modelo multissegmentar do pé pode mostrar a contribuição do antepé no descer escada (DIXON; BOHM; DODERLEIN, 2012) de pessoas com DPF. Esperamos que a intervenção cinesioterapêutica altere o apoio do antepé na descida de degraus e diminua a dor sentida por sujeitos com DPF.

Não se conhece a cinemática de um modelo multissegmentar do pé de pessoas com DPF durante a descida de escada. A avaliação da influência da DPF na cinemática multissegmentar do pé e dos efeitos imediatos da intervenção poderá aperfeiçoar o tratamento e melhorar a abordagem terapêutica desta disfunção.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Dor patelofemoral: epidemiologia, etiologia e caracterização

A DPF é uma disfunção musculoesquelética frequente da articulação do joelho, chegando a acometer 25-36% da população em geral (YATES; GRANA, 1986). A prevalência é maior entre mulheres adolescentes e adultas jovens fisicamente ativas (LABELLA, 2004). O estudo com 2000 corredores mostrou que a DPF foi a disfunção musculoesquelética mais frequente (TAUTON et al., 2002). O estudo dos fatores etiológicos da DPF torna-se relevante por tratar-se de uma disfunção musculoesquelética comum que causa dor, diminuição da qualidade de vida, limitando ou mesmo impedindo a prática de atividade física de indivíduos que eram fisicamente ativos antes do aparecimento da dor.

O diagnóstico diferencial da DPF deve ser feito entre outras disfunções que

atingem a articulação do joelho, principalmente na porção anterior. Entre estas estão a subluxação ou luxação patelar, a apofisite tibial (Síndrome de Osgood-Schlatter) e a tendinite patelar. O termo DPF é erroneamente usado como sinônimo de condromalácea patelar. A condromalácea patelar representa a degeneração da cartilagem patelar e não é adequado como diagnóstico clínico (LABELLA, 2004).

A DPF é uma disfunção multifatorial, ou seja, provém da combinação de fatores de risco intrínsecos e extrínsecos (DAVIS; POWERS, 2010). Os fatores de risco extrínsecos mais relatados estão associados a realização de atividade física ou esportiva como o terreno, calçado ou volume e intensidade da atividade física realizada (MESSIER et al., 1991). O sintoma mais frequentemente relatado na DPF é a dor difusa peripatelar ou retropatelar uni ou bilateral, exacerbada por atividades como descer ou subir escadas, agachar ou permanecer sentado com os joelhos fletidos por longo período. No sinal do cinema, os indivíduos referem dor anterior no joelho ao permanecerem na posição sentada com o joelho flexionado por longos períodos (LABELLA, 2004). Outros sintomas são crepitação na flexão/extensão do joelho e falseio. O derrame intra-articular é raro; mas, pode haver ocorrência de edema próximo ao ápice da patela (LABOTZ, 2004; HEINTJES et al., 2005).

Os fatores de risco intrínsecos para a DPF podem causar o deslizamento ou movimentação disfuncional da patela nos côndilos femorais que levam ao aumento do estresse articular e aumento do estresse nos tecidos peripatelares. Os fatores intrínsecos são: variações anatômicas da tróclea femoral, o desequilíbrio e/ou fraqueza muscular do quadríceps femoral, encurtamento dos músculos da extremidade inferior, retesamento dos tecidos conjuntivos adjacentes à patela e distúrbios no alinhamento dos membros inferiores (LABELLA, 2004; LABOTZ, 2004; DAVIS; POWERS, 2010). Os distúrbios no alinhamento dinâmico dos membros inferiores associados à DPF podem ter origem no quadril ou complexo tornozelo e pé (POWERS, 2003; DAVIS; POWERS, 2010; WITVROUW et al., 2014).

Com relação aos distúrbios no alinhamento dinâmico do quadril, a fraqueza ou retardo na ativação dos músculos rotadores laterais e abdutores do quadril levam ao aumento na rotação medial do fêmur com relação à patela nas tarefas em cadeia fechada, aumentando as forças compressivas na articulação patelofemoral. O tratamento para DPF com ênfase na musculatura do quadril apresentou resultados positivos (NAKAGAWA et al., 2008; POWERS, 2010; WITVROUW et al., 2014). Os distúrbios do alinhamento do complexo tornozelo e pé serão discutidos em seguida.

2.2 Alinhamento dinâmico do tornozelo e do pé na dor patelofemoral

Apesar da pronação excessiva do retropé ser considerada um fator de risco para a DPF, são controversos os estudos cinemáticos sobre a relação entre DPF e pronação excessiva do retropé. Alguns estudos observaram o atraso no pico de eversão do calcâneo e o maior ângulo do retropé no contato inicial do pé na marcha (LEVINGER; GILLEARD; SPROGIS, 2006; LEVINGER; GILLEARD, 2007) maior pronação no descer um degrau lateralmente (EARL; HERTEL; DENEGAR, 2005) e outros não encontraram correlação entre pronação excessiva e a DPF (MESSIER et al., 1991; POWERS et al., 2002). Recentemente, notou-se que corredores com DPF usam maior porcentagem da amplitude de movimento de pronação (RODRIGUES; TENBROEK; HAMILL, 2013) e apresentam menor tempo para alcançar os limites das amplitudes de movimento de pronação do tornozelo (RODRIGUES et al., 2014). Uma limitação desses estudos é não isolar os movimentos do retropé e antepé. A pronação do pé no apoio da marcha envolve a eversão do retropé na resposta a carga e eversão do antepé no médio apoio. O modelo do pé como segmento rígido não informa o que ocorre com os seus segmentos (POWERS et al., 2002).

Outras regiões do pé, além do retropé, estão associadas ao surgimento da DPF. O aumento de mobilidade do mediopé de indivíduos com DPF, avaliada pela queda do navicular quando se passa da posição neutra da subtalar para a posição ortostática relaxada, mostra a necessidade de se aprofundar o estudo do papel do mediopé (MCPOIL et al., 2011). A comparação do membro afetado em relação ao membro saudável de indivíduos com DPF unilateral encontrou relação entre a presença de hálux valgo e DPF (KAYA et al., 2009).

A aterrissagem no antepé é importante na resposta à carga na corrida (LIEBERMAN et al., 2010) e a força dos flexores dos dedos e hálux é importante para evitar as quedas em idosos (MICKLE et al., 2009). Na marcha de indivíduos com DPF, a alteração do rolamento dos pés provoca a lateralização da propulsão sem passar pelo hálux (THIJS et al., 2007; ALIBERTI et al., 2011). O antepé representa o limite anterior da base de suporte funcional (ENDO; ASHTON-MILLER; ALEXANDER, 2002) e se relaciona com a propulsão e resposta à carga em atividades locomotoras (MICKLE et al., 2009; LIEBERMAN et al., 2010).

O apoio inadequado do antepé pode prejudicar a propulsão e resposta à carga em atividades motoras em atividades relacionadas ao aumento ou surgimento da dor nestes indivíduos como subir e descer escada. Menores picos de pressão e integral

da pressão no antepé do membro inferior afetado em relação ao membro inferior sem dor foram encontrados em indivíduos com DPF unilateral na descida de escada (ALIBERTI; COSTA; SACCO, 2008). A compensação no antepé que acontece para aliviar as cargas no membro com dor pode não ser efetiva para aliviar as cargas na articulação patelofemoral na descida de escada. Apesar de usarem a estratégia de diminuir a pressão aplicada no antepé no contato inicial do descer escada, indivíduos com DPF reportaram aumento da dor nesta tarefa (ALIBERTI et al., 2010).

2.3 Dor patelofemoral e a tarefa de descer escada

Subir e descer escada são atividades funcionais diárias de adultos jovens. Subir e descer escada com confiança e sem dor permite que o adulto use transporte público, trabalhe e tenha atividades de lazer com qualidade (MCFADYEN; WINTER, 1988; DURWARD; BAER; ROWE, 1999). Na descida de escada, o joelho e tornozelo apresentam amplitudes de movimento e momentos articulares maiores do que na marcha. Enquanto necessita-se de cerca de 60° de flexão do joelho na marcha, para descer escada são necessários 90°. O momento de força máximo de flexão de joelho para descer escadas é 4 vezes maior do que na marcha no plano (DURWARD; BAER; ROWE, 1999; HAMILL; KNUTZEN, 2008). Subir e descer escada provocam ou aumentam a dor de indivíduos com DPF, sendo sintomas que fazem parte da avaliação que determina o diagnóstico clínico da disfunção.

A locomoção em escada envolve períodos de apoio e balanço dos membros inferiores. A tabela 1 mostra as fases da descida de escada. A fase de apoio da descida de escada compreende aproximadamente 68% do ciclo e é composta de três subfases: aceitação do peso (0-14%), continuação para frente (14-34%) e abaixamento controlado (34-68%). A fase de balanço compreende 32% do ciclo e é composta de duas subfases: recuperação da perna (68-84%) e colocação do pé (84-100%). O suporte único acontece no meio e corresponde a 39% da fase de apoio (14-53%) e o suporte duplo acontece no começo e no final da fase de apoio (0-14% e 53-68%) (DURWARD; BAER; ROWE, 1999). Na primeira subfase do apoio, a aceitação do peso é feita excentricamente no tornozelo e joelho (HAMILL; KNUTZEN, 2008). Por causa do modelo de pé rígido, a contribuição dos flexores plantares do tornozelo é superestimada, pois é desconhecida a contribuição do antepé e mediopé (DIXON; BOHM; DODERLEIN, 2012).

QUADRO 1: Fases da descida de escada (Adaptado de Durward & Baer & Rowe, 1999).

FASE DE APOIO (68%)			FASE DE BALANÇO (35%)	
Aceitação do peso (0-14%)	Continuação para frente (14-34%)	Abaixamento controlado (34-68%)	Recuperação da perna (68-84%)	Colocação do pé (84-100%)
Suporte Duplo (0-14%)	Suporte Único do Membro (14-53%)	Suporte Duplo (53-68%)	Suporte Único do Membro Oposto (68-100%)	

Na descida de degraus superiores a 10 cm de altura, o contato inicial do apoio dos pés acontece no antepé (VAN DIEEN et al., 2008; VAN DIEEN; PIJNAPPELS, 2009). No apoio inicial do antepé, o trabalho negativo entre o tornozelo e articulações proximais ocorre sequencialmente. Se não ocorre trabalho negativo suficiente no tornozelo, esta insuficiência pode ser compensada pelas articulações proximais (VAN DIEEN et al., 2008) onde os extensores do joelho realizariam maior trabalho excêntrico. As forças dos músculos flexores dos dedos e dos flexores plantares atenuam o trabalho negativo dos extensores do joelho ou diminuem a velocidade de flexão do joelho na descida de degraus, diminuindo o momento flexor do joelho. Por outro lado, o apoio inadequado do antepé no apoio inicial na descida de degraus pode aumentar o trabalho excêntrico dos extensores do joelho ou velocidade de flexão do joelho, aumentando o estresse compressivo da articulação patelofemoral, gerando mais sintomas da DPF. Assim, é importante estudar a cinemática do joelho, tornozelo e pé no descer escada e o desenvolvimento de intervenções para reduzir a dor sentida nesta atividade funcional.

2.4 Reabilitação do tornozelo e do pé na dor patelofemoral

As intervenções no complexo articular do tornozelo e pé são tradicionalmente associadas ao uso de palmilhas (BARTON et al., 2010b). McConnell (2002) sugere que o tratamento das disfunções dos pés em indivíduos com DPF não deve ser realizado apenas por meio de palmilhas e que os pés de indivíduos com DPF podem estar hipo ou hiper móveis e demandar mobilização óssea ou treino muscular (MCCONNELL, 2002). Apesar de intervenções por meio de exercícios ou treino de descida de escadas que enfoquem a atuação do complexo do tornozelo e pé serem utilizadas na prática clínica, não encontramos estudos que avaliem este tipo de intervenção em indivíduos com DPF.

A prescrição de palmilhas para pessoas com DPF está associada à pronação

excessiva do retropé e estudos cinemáticos sobre a relação entre DPF e pronação excessiva do retropé são controversos. A atividade muscular do vasto medial e glúteo médio aumenta em atividades em cadeia fechada em sujeitos sem dor independentemente do tipo de palmilha (anti-pronação ou anti-supinação) ou tipo de pé (plano, cavo, normal) (HERTEL; SLOSS; EARL, 2005). Essa mudança na atividade muscular está relacionada à mudança no feedback aferente dos receptores plantares indicando que as palmilhas podem modificar a atividade muscular e os momentos articulares do joelho por fornecer maior conforto aos calçados, reequilibrar a musculatura para amortecer impactos e facilitar padrões de movimento (NIGG; NURSE; STEFANYSHYN, 1999). Além disto, o uso de palmilhas por corredoras com DPF manteve a variabilidade de coordenação entre a tíbia e o calcâneo no contato inicial da corrida (MACLEAN; VAN EMMERIK; HAMILL, 2010). Isso indica que o efeito positivo do uso de palmilhas não está associado somente à redução da pronação excessiva do retropé (BARTON et al., 2010b).

Modificar o padrão de aterrização do retropé para o antepé diminui as cargas externas e alivia os sintomas em corredoras com DPF (CHEUNG; DAVIS, 2011). Na descida de escada, o pé inicia o contato com o solo pelo antepé, mas indivíduos com DPF diminuem a pressão no antepé para minimizar a dor no joelho. Porém, estes indivíduos continuam a referir aumento da dor na descida de escada apesar de diminuírem a descarga de peso no antepé na fase de apoio (ALIBERTI et al., 2010). A menor pressão ou descarga de peso sobre o antepé na fase de apoio da descida de escada não diminui a dor no joelho. A diminuição de descarga de peso no antepé pode contribuir para a absorção ineficiente de cargas pelo tornozelo e pé, aumentando a carga absorvida pelo joelho, as forças de contato da articulação patelofemoral e a dor. Neste contexto, uma intervenção que aumente a contribuição do movimento do tornozelo e pé, principalmente do antepé no descer escada, pode diminuir a dor anterior no joelho de indivíduos com DPF durante esta tarefa.

2.5 Coordenação e sua variabilidade na dor patelofemoral

2.5.1 Sistemas dinâmicos e análise da coordenação

Tradicionalmente, a análise biomecânica das lesões musculoesqueléticas tem usado medidas provenientes de uma articulação ou segmento que derivam medidas discretas como variação angular, velocidade ou força na base do tempo,

individualmente. Esta análise individual limita a observação do que acontece na interação entre as articulações ou segmentos (HAMILL et al., 1999).

Bernstein (1967) descreveu que existem muitos graus de liberdade para a execução do movimento, ou seja, existe abundância no número de componentes disponíveis para a execução de uma tarefa motora. Bernstein definiu coordenação como a resolução da abundância dos graus de liberdade em um movimento, transformando articulações, segmentos, músculos e unidades motoras em sistemas controláveis (TURVEY, 1990). Esta coordenação ocorre em múltiplas escalas do espaço e tempo; no disparo das unidades motoras, na geração de força dos músculos, na interação entre respiração e sistema locomotor e na relação entre os segmentos na cadeia cinética durante a locomoção (ROBERTSON et al., 2014).

Na aquisição do repertório motor, reduzir os graus de liberdade na fase inicial do aprendizado é uma estratégia para o controle destes graus de liberdade no sistema. Na medida em que o aprendizado se consolida, aos poucos o sistema controla maior número de variáveis. Neste sentido, quanto mais habilidoso o indivíduo se torna, maior é o uso de graus de liberdade para se executar a tarefa e isto torna o sistema mais flexível e complexo (VEREIJKEN; WHITING; BEEK, 1992).

As sinergias são ligações musculoesqueléticas independentes que atuam de forma cooperativa como uma unidade na promoção do movimento coordenado (BERNSTEIN, 1967). A sinergia é importante na compreensão dos padrões de locomoção, pois é uma solução para o problema dos graus de liberdade, diminuindo o número de variáveis a serem controladas em uma tarefa sem comprometer a flexibilidade do sistema (TRESCH; JARC, 2009; ROBERTSON et al., 2014).

A coordenação no nível das sinergias pode ser revelada nos movimentos oscilatórios. Padrões de relação de fase entre segmentos oscilando podem ser verificados. Quando os segmentos estão em fase, eles oscilam na mesma direção. O padrão antifase indica a rotação dos segmentos em sentidos opostos. Dois segmentos oscilando podem ter duas formas de coordenação: absoluta ou relativa. A coordenação absoluta acontece quando os segmentos não mudam a fase e frequência de oscilação. Por outro lado, segmentos oscilando em coordenação relativa mantêm tendências para particulares acoplamentos de fases, mas têm variedade de relações de frequência e fase. As relações de fase entre segmentos ou membros estão vinculadas com a cooperatividade entre os componentes. A frequência da oscilação pode manipular estas relações de fase, alterando a

estabilidade do sistema, gerando a mudança de fase (KELSO, 1995). No experimento de Kelso, os indivíduos oscilavam os dedos indicadores de ambas as mãos em antifase. Quando a velocidade da oscilação aumentava, existia a mudança brusca para em fase. Antes desta transição, havia a perda de estabilidade nas relações de fase do sistema. Neste sentido, a variabilidade é um componente necessário para a mudança de coordenação (KELSO, 1995; HAMILL et al., 1999).

2.5.2 Variabilidade da coordenação nas lesões musculoesqueléticas

Na análise da coordenação da aprendizagem, no envelhecimento e nas lesões musculoesqueléticas, a variabilidade tradicionalmente esteve relacionada ao ruído e considerada prejudicial para o desempenho. No entanto, surgiu a noção de que a variabilidade pode ser inerente aos sistemas saudáveis (KELSO, 1995; HAMILL et al., 1999; HAMILL; PALMER; VAN EMMERIK, 2012), é funcional e não é meramente provocada pelo ruído. A presença de variabilidade na frequência cardíaca está relacionada à indivíduos saudáveis, enquanto que a estabilidade das frequências está associada com as disfunções cardíacas (HAMILL et al., 1999).

As lesões musculoesqueléticas são categorizadas como traumáticas ou lesões por “overuse”, ou seja, micro traumas repetitivos. As lesões traumáticas resultam de uma força de grande magnitude aplicada por curto período de tempo, como a lesão do ligamento cruzado anterior do joelho. As lesões por microtraumas repetitivos como a DPF resultam de várias aplicações de forças de baixa magnitude por longo período (HAMILL et al., 1999).

A variabilidade dos acoplamentos dos segmentos do membro inferior pode estar vinculada à estes traumas repetitivos. Menores interações entre os graus de liberdade e sinergias do sistema podem reduzir a variabilidade. Quando a diminuição da variabilidade atinge o limite crítico, a lesão pode surgir. Por outro lado, o aumento exacerbado da variabilidade da coordenação pode levar à disfunções. Neste caso, o aumento de instabilidade do sistema por longo período justifica a ocorrência da lesão. Consequentemente, há uma janela ótima de quantidade de variabilidade do sistema relacionada à ausência de lesões musculoesqueléticas por micro traumas repetitivos, incluindo a ocorrência de DPF. Quando a lesão musculoesquelética está instalada, a menor variabilidade no acoplamento dos segmentos pode revelar a estratégia de diminuição dos graus de liberdade com o objetivo de evitar a dor (HAMILL et al., 1999; HAMILL; PALMER; VAN EMMERIK, 2012).

2.5.3 Variabilidade da coordenação na dor patelofemoral

Hamill e colaboradores encontraram menor variabilidade de coordenação no membro inferior durante a corrida em indivíduos com DPF. Eles sugeriram que os indivíduos com DPF apresentavam menor variabilidade de acoplamentos dos segmentos porque os movimentos dos segmentos eram mais repetitivos e com menor amplitude para a tarefa ocorrer com menos dor (HAMILL et al., 1999). Outro estudo (HEIDERSCHEIT; HAMILL; VAN EMMERIK, 2002) mostrou menor variabilidade da coordenação no ataque do calcanhar de indivíduos com DPF sem diferença nos acoplamentos nas demais fases da corrida. A conclusão foi que a dor dos participantes não foi intensa suficiente para gerar a diminuição consistente da variabilidade.

O terceiro estudo encontrou maior variabilidade de coordenação na DPF na corrida em alguns acoplamentos de segmentos dos membros inferiores. Foi sugerida a necessidade de mais estudos para comprovar a validade desta variável como clinicamente relevante para o estudo da disfunção (CUNNINGHAM et al., 2014). Esses estudos avaliaram a variabilidade da coordenação na DPF durante a corrida (HAMILL et al., 1999; HEIDERSCHEIT; HAMILL; VAN EMMERIK, 2002; CUNNINGHAM et al., 2014). Pelo nosso conhecimento, não existem estudos que avaliaram indivíduos com DPF durante o descer escada. O descer escada é clinicamente relevante por ser uma tarefa que aumenta a dor na DPF (DAVIS; POWERS, 2010; ALIBERTI et al., 2011).

2.6 Definição operacional dos termos usados na pesquisa

Síndrome da dor patelofemoral: Síndrome caracterizada por dor retropatelar ou peripatelar resultante de alterações física e bioquímica da articulação patelofemoral. A dor é mais intensa ao subir ou descer escadas, ao se agachar ou ao se sentar com os joelhos flexionados. Não há consenso sobre a etiologia e tratamento. A síndrome com frequência é confundida ou acompanhada por condromalácia da patela, que é uma afecção da cartilagem e não uma síndrome (DECS, 2014).

Dor: Sensação desagradável induzida por estímulos nocivos que são detectados por terminações nervosas de nociceptores (DECS, 2014).

Escala Visual Analógica de Dor: A Escala Visual Analógica (EVA) de dor é uma escala horizontal de 10 cm com a frase “sem dor” ancorada à esquerda e com a frase “dor insuportável” ancorada à direita (CROSSLEY et al., 2004).

Escala de Desordens Patelofemorais: A escala de desordens patelofemorais é um questionário para avaliar sintomas subjetivos, como dor e limitações funcionais na DPF. Os itens avaliados são subluxação patelar, claudicação, dor, caminhada, subida e descida de escada e se manter sentado por tempo prolongado com os joelhos flexionados. Tem pontuação de 0 a 100 pontos, onde 100 significa sem dor e/ou limitações funcionais e 0 significa dor constante e limitação funcional importante (KUJALA et al., 1993).

Sequência de rotação Cardan: Descreve a orientação de um sistema de coordenadas em relação ao outro a partir de uma sequência de rotações dos eixos. O primeiro é o eixo x do segmento referência (proximal), o segundo é o eixo y do segmento referência (proximal) e o terceiro é o eixo z do segmento de interesse (distal) (COLE et al., 1993).

Regra da mão direita: A regra da mão direita é uma convenção para especificar os sinais das rotações angulares. Curvando-se os dedos da mão direita na direção da rotação e comparando a posição do polegar em relação ao eixo de referência, determina o sinal da rotação. Se o polegar aponta na direção de um eixo positivo, então a rotação é positiva (ROBERTSON et al., 2014).

Análise do vetor codificado: Tradução para o português do termo “*vector coding*” da língua inglesa. Técnica utilizada para analisar os padrões e variabilidade de coordenação entre segmentos (ROBERTSON et al., 2014).

Exercício terapêutico: Treinamento planejado e sistemático de movimentos corporais, posturas ou atividade física para tratar ou prevenir comprometimentos; melhorar, restaurar ou potencializar a função física; prevenir ou reduzir fatores de risco ligados à saúde ou otimizar o estado de saúde geral (KISNER; COLBY, 2009).

Musicoterapia: Uso da música como uma terapia adicional no tratamento de distúrbios neurológicos, mentais ou comportamentais (DECS, 2014).

Efeito Placebo: Efeito de uma intervenção atribuído às expectativas do paciente em relação aos efeitos benéficos da intervenção (HERBERT, 2011).

Efeito “Paciente Bonzinho”: Quando a polidez ou senso de obrigação fazem com que o paciente reporte resultados benéficos da intervenção que na realidade não ocorreram (HERBERT, 2011).

3 ESTUDO 1

Os objetivos do Estudo 1 foram 1) comparar a cinemática do joelho, tornozelo, retopé, antepé de indivíduos com e sem a DPF durante o descer escada; 2) comparar

a coordenação dos segmentos coxa, perna, retropé e antepé de indivíduos com e sem a DPF durante o descer escada; 3) comparar a variabilidade da coordenação dos segmentos coxa, perna, retropé e antepé de indivíduos com e sem a DPF durante o descer escada; e 4) comparar a intensidade da dor de indivíduos com e sem a DPF antes e depois do descer escada.

As hipóteses do Estudo 1 foram 1) a DPF provoca dor na articulação patelofemoral após o descer escada; 2) indivíduos com DPF apresentam movimentos diferentes do joelho, tornozelo e pé durante o descer escada em relação a indivíduos sem DPF; 3) indivíduos com DPF apresentam a coordenação do joelho, tornozelo e pé diferente de indivíduos sem DPF no descer escada; e 4) a DPF reduz a variabilidade da coordenação do joelho, tornozelo e pé durante o descer escada.

3.1 Método

Este estudo teve um delineamento observacional, transversal caso-controle. Esta pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo (n. 133.676) (Anexo 5). Todas as participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

3.1.1 Participantes

A amostra foi constituída de 30 mulheres adultas jovens, sendo o grupo DPF com 16 participantes e o Controle com 14 participantes voluntárias e idade entre 18 e 45 anos. As participantes com DPF foram recrutadas por contato telefônico de lista de pacientes atendidas pelo Ambulatório de Ortopedia do Hospital Universitário da USP e da comunidade da Escola de Educação Física e Esporte (EEFE) USP. O Controle foi recrutado entre a comunidade da EEFE USP. As participantes que poderiam potencialmente participar do estudo foram encaminhadas para uma avaliação inicial com a fisioterapeuta responsável pelo estudo para confirmação dos critérios de elegibilidade e coleta de dados clínicos.

Os critérios de elegibilidade para ambos os grupos (ALIBERTI et al., 2010) foram: mulheres entre 18 e 45 anos; ausência de doenças sistêmicas ou neurológicas que comprometem a locomoção; e ausência de disfunções da: coluna, quadril, tornozelo e pé. Os critérios de elegibilidade para o grupo DPF (DAVIS; POWERS, 2010) foram: diagnóstico de DPF há no mínimo dois meses; sinais e sintomas que surgem ou são exacerbados por descer escada e em pelo menos uma das seguintes

situações: contração resistida do quadríceps femoral (Figura 2), agachar-se, sentar por longos períodos, descer ou subir escada; e sem história ou queixa atual de outra disfunção musculoesquelética nos joelhos. Os critérios de elegibilidade para o grupo Controle (ALIBERTI et al., 2010): similaridade em idade, sexo e características antropométricas com o DPF e sem história de dor ou disfunção nos joelhos com mais de dois meses de duração ou mais de dois episódios de dor no joelho durante o último ano.

Os dados demográficos e atividade física dos grupos foram similares (tabela 1). A distribuição do tipo de pé (cavos, normais e planos) segundo o índice do arco foi igual nos grupos ($p=0,19$) (figura 2). O grupo DPF apresentou mediana 70, primeiro quartil 63 e terceiro quartil 84 pontos na escala de desordens patelofemorais. A mínima pontuação clinicamente relevante nesta escala é oito. Logo, os indivíduos deste estudo eram clinicamente disfuncionais segundo a escala de desordens patelofemorais (CROSSLEY et al., 2004).

Tabela 1: Dados demográficos e de atividade física para os grupos Controle e DPF.

	Controle (n=14)	DPF (n=16)	p (teste t)	p (chi-quadrado)
Idade (anos)	26±8	23±5	0,21	-
Massa (kg)	62±8	63±7	0,69	-
Estatura (cm)	164±7	165±6	0,71	-
Fisicamente Ativas (%)	64,3%	56,2%	-	0,47
Tempo prática (anos)	6±4	4±3	0,14	-
Duração(min)	90±21	94±27	0,73	-
Frequência (dias/semana)	4±2	3±1	0,45	-

Figura 2: Contração resistida do quadríceps femoral.

Figura 3: Distribuição relativa de ocorrência de pés planos, normais e cavos no Controle e DPF.

3.1.2 Protocolo de Avaliação

O protocolo foi organizado em três etapas (figura 3): 1) avaliação inicial: questionário inicial (Anexos 1 e 2), EVA (Anexo 3), escala de distúrbios patelofemorais (Anexo 4) e coleta das impressões plantares; 2) avaliação biomecânica: cinemática 3D do joelho, tornozelo e multissegmentar do pé durante o descer escada; e 3) avaliação final: EVA após a tarefa de descer escada.

3.1.2.1 Avaliação Inicial

Depois de assinar o termo de consentimento livre e esclarecido (Anexos 6 e 7), foram aplicados questionário inicial, escala visual analógica de dor (EVA) e escala de distúrbios patelofemorais. O questionário inicial caracterizou, confirmou os critérios de elegibilidade da amostra, foi aplicado em forma de entrevista e dividido em três itens: 1) dados pessoais; 2) antropometria (massa e estatura); 3) sintomas da DPF (local da dor, tempo de dor, atividades que exacerbam a dor; 4) atividade física (tipo, duração, frequência e há quanto tempo o indivíduo pratica) (Anexos 1 e 2) (ALIBERTI et al., 2010). Na EVA, as participantes indicaram a sua dor no momento. A EVA é válida e confiável (ICC entre 0,97 e 0,99) para avaliar a intensidade da dor na DPF (CROSSLEY et al., 2004; ALIBERTI et al., 2010). O questionário Escala de distúrbios patelofemorais foi aplicado em forma de entrevista, tem boa confiabilidade (teste Spearman 0,86) e consistência interna (α Cronbach 0,82). Este questionário foi adaptado para o português (Anexo 4) (KUJALA et al., 1993; AQUINO et al., 2011).

As impressões plantares foram coletadas em posição ortostática bipodal usando um pedígrafo (CAVANAGH; RODGERS; IIBOSHI, 1987). Era solicitado à voluntária que distribísse o peso igualmente nos dois pés para a coleta da impressão plantar. No grupo Controle, o pé analisado foi escolhido aleatoriamente e no grupo

DPF foi avaliado o membro inferior com dor (disfunções unilaterais) e membro inferior que apresentava dor mais intensa (disfunções bilaterais) (ALIBERTI et al., 2010). Foi feito o cálculo do Índice do Arco proposto por Cavanah and Rogers (CAVANAGH; RODGERS; IIBOSHI, 1987).

3.1.2.2 Avaliação Biomecânica

Para a análise cinemática tridimensional do joelho, tornozelo e pé, foi utilizado o Sistema MX Ultramet HD (VICON-MX3+, Oxford Metrics Limited; UK). Foram utilizadas seis câmeras óptico-eletrônicas com resolução 0,3 megapixel (659 x 494 pixel) a frequência de amostragem de 200 Hz. Durante a calibração dinâmica do sistema, a posição e orientação de cada câmera no volume de captura foram baseadas no movimento do objeto de calibração. Na calibração estática do sistema, o objeto de calibração foi posicionado na frente da escada (medidas do degrau: 60 cm largura, 32cm comprimento, 20 cm altura; inclinação da escada = 32 graus) (ABNT, 2004) onde foi definida a origem (0,0,0) do sistema de coordenada global ortogonal, seguindo a regra da mão direita: eixo z (vertical), eixo y (ântero-posterior) e eixo x (médio- lateral) (figura 4).

O sistema de marcadores retro-refletivos (9,5 e 14 mm de diâmetro) foi composto de três tipos de marcadores. Marcadores posicionados em pontos anatômicos utilizados somente para a tomada estática para definir os segmentos, os sistemas de coordenadas locais e centros articulares. Nas tomadas dinâmicas, foram usados marcadores em pontos anatômicos e marcas técnicas para coletar a cinemática 3D dos segmentos (ROBERTSON et al., 2014). As marcas técnicas foram duas placas rígidas com quatro marcadores retro-refletivos (14mm) não colineares. As placas foram firmemente fixadas por meio de banda elástica e atadura de crepom na porção lateral e distal da coxa e perna (figura 5). Os pontos anatômicos na tomada estática foram: espinha ilíaca ântero-superior direita e esquerda, trocanter maior direito e esquerdo, epicondilos lateral e medial do fêmur (figura 5). Os pontos anatômicos para a tomadas dinâmicas foram: sacro, crista ilíaca direita e esquerda, maléolos lateral e medial, porção posterior do calcâneo, porção lateral do calcâneo, porção medial do calcâneo, base do primeiro metatarso, cabeça do primeiro metatarso, base do segundo metatarso, cabeça do segundo metatarso, base do quinto metatarso, cabeça do quinto metatarso, tuberosidade do navicular, porção dorsal da falange proximal do hálux (figuras 5 e 6) (LEARDINI et al., 2007; ROBERTSON et al.,

2014).

Figura 4: Ambiente de coleta de dados.

Os pontos anatômicos foram sempre localizados pela mesma pessoa e marcados caneta esferográfica antes da colocação do marcador retro-refletivo. Este procedimento foi adotado para facilitar a recolocação dos marcadores no estudo 2, minimizando erros relativos ao reposicionamento de marcadores. Após a colocação dos marcadores foi feita uma tomada estática na posição ortostática. A tomada estática serviu para definir os segmentos, seus respectivos sistemas de coordenadas locais e os centros articulares.

Após a tomada estática, os marcadores de tomada estática foram retirados e os sujeitos passaram por habituação à tarefa de descer os cinco degraus da escada para diminuir o efeito retroativo do equipamento e ambiente de coleta. As voluntárias foram instruídas a descer os cinco degraus da escada posicionando um pé em cada degrau. A cadência foi controlada por um metrônomo em 96 bpm para minimizar a interferência da cadência na cinemática dos membros inferiores e assegurar a reprodutibilidade dos resultados (BARTON et al., 2009).

O apoio central, ou seja, o apoio realizado no terceiro degrau foi escolhido para a análise. Se o membro inferior avaliado era o direito, era solicitado que a participante iniciasse a descida com o pé direito para que ele fizesse apoio novamente no terceiro degrau da escada. O terceiro degrau foi escolhido para eliminar-se a fase de aceleração inicial e desaceleração final da tarefa, assegurando um padrão mais estável de locomoção. No entanto, as voluntárias não tinham conhecimento de qual degrau seria analisado (ALIBERTI et al., 2010).

No Controle, o membro inferior analisado foi escolhido aleatoriamente enquanto que no DPF foi avaliado o membro inferior com dor (disfunções unilaterais) e membro

inferior que apresentava dor mais intensa (disfunções bilaterais), ou seja, o mesmo membro inferior analisado na coleta das impressões plantares. Foram coletadas 5 tentativas por participante.

Figura 5: Marcadores colocados em pontos anatômicos, utilizados somente na tomada estática (círculos azuis). Marcas técnicas usadas nas tomadas estática e dinâmicas (círculos vermelhos). Marcadores colocados em pontos anatômicos, utilizados nas tomadas dinâmicas (círculos verdes).

Figura 6: Marcadores retro-reflexivos (9,5 mm) usados em pontos anatômicos para reconstruir o modelo multissegmentar do pé (LEARDINI et al., 2007).

3.1.2.3 Avaliação Final

Na avaliação final foi aplicada a EVA para avaliar a intensidade da dor das participantes com DPF ao descer escada. Imediatamente após a coleta de dados foi perguntado para as participantes como foi a dor durante a tarefa de descer escada realizada durante o protocolo de coleta (CROSSLEY et al., 2004; ALIBERTI et al., 2010).

3.1.3 Análise dos dados

3.1.3.1 Análise do índice do arco

As impressões plantares coletadas foram escaneadas e o índice do arco (IA) (CAVANAHA E ROGERS, 1987) foi calculado por meio de rotina no MatLab. Para o cálculo do índice do arco primeiramente delimita-se a área da impressão plantar excluindo-se os dedos e traça-se uma linha entre o centro do calcâneo na sua porção mais posterior (k) e o ponto mais anterior do pé (j). Esta linha torna-se o eixo longitudinal do pé. O eixo longitudinal do pé (linha j-k) é então dividido em três partes iguais. Uma linha perpendicular à linha j-k é traçada em cada 33,3%, dividindo-se o pé em retropé (A), mediopé (B) e antepé (C). O IA é igual a soma das áreas do retropé, mediopé e antepé dividido pela área do mediopé ($IA = (A+B+C) / B$) (Figura 7).

Figura 7: Exemplo de cálculo do índice do arco (IA) (adaptado de Cavanah e Rogers, 1987). Eixo longitudinal do pé: linha vermelha entre j (centro do calcâneo) e k (ponto mais anterior do pé). A= retropé, B= mediopé e C= antepé. $IA = (A+B+C) / B$.

3.1.3.2 Análise dos ângulos articulares e ângulos dos segmentos

Os dados foram digitalizados no software Nexus 7. Os ângulos articulares e os ângulos dos segmentos nos planos sagital, frontal e transversal foram analisados no Software Visual 3D. Foi criado um modelo a partir da tomada estática, onde os sistemas de coordenadas locais ortogonais foram estabelecidos para cada um dos segmentos seguindo a regra da mão direita. Foram criados os segmentos coxa, perna, pé, retropé e antepé que serão descritos a seguir (LEARDINI et al., 2007; ROBERTSON et al., 2014):

Coxa

- Origem: marca virtual correspondente ao centro articular da articulação coxo-femoral, criada a partir dos marcadores bilaterais do trocanter maior do fêmur.
- Eixo Z: Reta que passa na origem do segmento e no ponto médio entre os epicondilos lateral e medial do fêmur no plano frontal.
- Eixo Y: Reta que passa pela origem do segmento e ortogonal ao eixo Z no plano sagital.
- Eixo X: Reta que passa pela origem do segmento e ortogonal ao plano ZY.
- Marca dinâmica: Marca técnica da coxa

Perna

- Origem: Ponto médio entre os epicondilos lateral e medial do fêmur
- Eixo Z: Reta que passa na origem do segmento e no ponto médio entre os maléolos lateral e medial da tibia no plano frontal.
- Eixo Y: Reta que passa pela origem do segmento e ortogonal ao eixo Z no plano sagital
- Eixo X: Reta que passa pela origem do segmento e ortogonal ao plano ZY
- Marca dinâmica: Marca técnica da perna

Pé

- Origem: Ponto médio entre os maléolos lateral e medial da tibia.
- Eixo Y: Reta que passa na origem do segmento e no ponto médio entre as cabeças do primeiro e quinto metatarsos no plano sagital
- Eixo Z: Reta que passa na origem do segmento e ortogonal ao eixo Y no plano frontal
- Eixo X: Reta que passa na origem do segmento e ortogonal ao plano ZY
- Marcadores dinâmicos: Porções posterior, medial e lateral do calcâneo.

Retropé

- Origem: Porção posterior e central do calcâneo
- Eixo Y: Reta que passa pela origem do segmento e o ponto médio entre as porções lateral e medial do calcâneo no plano sagital

- Eixo Z: Reta que passa pela origem do segmento e ortogonal ao eixo Y no plano frontal
- Eixo X: Reta que passa pela origem do segmento e ortogonal ao plano ZY
- Marcadores dinâmicos: Porções posterior, medial e lateral do calcâneo

Antepé

- Origem: Base do segundo metatarso
- Eixo Y: Reta que passa pela origem do segmento e a na intersecção da projeção da cabeça do segundo metatarso na reta entre as cabeças do primeiro e quinto metatarsos no plano sagital.
- Eixo Z: Reta que passa pela origem do segmento e ortogonal ao eixo Y no plano frontal
- Eixo X: Reta que passa pela origem do segmento e ortogonal ao plano ZY
- Marcadores dinâmicos: Primeira, segunda e quinta cabeças dos metatarsos

Os dados foram filtrados com um filtro digital passa-baixa Butterworth de quarta ordem com a frequência de corte de 6 Hz. Os ângulos foram calculados com base na sequência de rotação Cardan X Y Z (COLE et al., 1993).

A fase de apoio do terceiro degrau foi reconhecida a partir dos dados do eixo vertical do marcador colocado na porção dorsal da falange proximal do hálux. Foi feita a interpolação dos dados para 101 pontos, correspondendo de 1% a 100% da fase de apoio do descer degrau. Para melhor investigar o significado clínico dos eventos cinemáticos foram avaliadas três sub-fases do apoio do descer degrau, descritas anteriormente: apoio inicial (1-20%), continuação pra frente (21-51%) e abaixamento controlado (52-100%).

Figura 8 : Fluxograma do protocolo de coleta dos estudos 1 (linha sólida) e 2 (linha tracejada)

3.1.3.3 Análise da coordenação dos segmentos

Para estimar os padrões de movimento relativo entre os segmentos de interesse foi usada a análise do vetor codificado (ROBERTSON et al., 2014). Por meio de uma rotina customizada no MatLab, foi definido o ângulo de acoplamento (γ) (equação 1) entre os segmentos x e y :

$$\gamma_i = \tan^{-1} \frac{(y_{i+1} - y_i)}{(x_{i+1} - x_i)} \quad \text{Equação 1}$$

Este ângulo é obtido do vetor entre dois pontos consecutivos i e $i+1$ no gráfico ângulo x-ângulo y dos segmentos e a horizontal à direita (Figura 8). Como os ângulos obtidos tem distribuição polar (0-360), a média dos valores deve ser obtida por estatística circular, evitando que a média entre dois ângulos não represente a orientação verdadeira dos vetores (ROBERTSON et al., 2014). Esta média foi obtida entre 5 tentativas de cada participante durante a fase de apoio normalizada e posteriormente nos grupos. Finalmente, a variabilidade do ângulo de acoplamento foi obtida pelo desvio padrão dos valores médios dos ângulos de acoplamento na fase de apoio normalizada e nas 3 sub-fases do descer degrau descritas anteriormente.

Além da variabilidade do ângulo de acoplamento, o método desenvolvido por Chang e colaboradores (CHANG; VAN EMMERIK; HAMILL, 2008) foi utilizado, com o objetivo de aprofundar a análise da coordenação inter-segmentos.

A coordenada polar foi dividida em quatro setores de 45° cada, onde se identificam quatro padrões de coordenação: em fase, antifase, fase do segmento proximal e fase do segmento distal. O padrão em fase está centrado na diagonal positiva (45° e 225°) e significa que os segmentos estão rodando na mesma direção, por exemplo, quando a coxa e a perna estão realizando flexão ou extensão ao mesmo tempo. O padrão antifase, centrado na diagonal negativa (135° e 315°), indica a rotação dos segmentos em sentido oposto, por exemplo, rotação interna da coxa e rotação externa da perna. A fase do segmento proximal ocorre quando os ângulos de acoplamento estão paralelos à horizontal (0° e 180°) e indica predominância do segmento proximal. A fase do segmento distal ocorre quando os ângulos de acoplamento estão paralelos à vertical (90° e 270°) e mostra predominância do segmento distal (figura 8). O quadro 2 mostra os padrões de coordenação baseados nos ângulos de acoplamento de acordo com os setores da coordenada polar.

Figura 9: Exemplo de movimento relativo da perna em relação à coxa no plano transversal. Os ângulos dos segmentos foram calculados em relação ao sistema de coordenadas global. Os dados são da fase de apoio do descer escada. (A) O quadrado à direita mostra o ângulo de acoplamento (ângulo entre o vetor que une dois pontos adjacentes no gráfico e a horizontal). Uma coordenada polar foi sobreposta aos dados para exemplificar os setores que correspondem aos quatro padrões de coordenação intra-segmentos: em fase, antifase, fase da coxa (proximal) e fase da perna (distal).

QUADRO 2: Categorização dos padrões de coordenação baseada nos setores da coordenada polar.

Padrão de coordenação	Ângulo de acoplamento
antifase	$112,5^{\circ} \leq \gamma < 157,5^{\circ}$; $292,5^{\circ} \leq \gamma < 337,5^{\circ}$
em fase	$22,5^{\circ} \leq \gamma < 67,5^{\circ}$; $202,5^{\circ} \leq \gamma < 247,5^{\circ}$
fase proximal	$0^{\circ} \leq \gamma < 22,5^{\circ}$; $157,5^{\circ} \leq \gamma < 202,5^{\circ}$; $337,5^{\circ} \leq \gamma \leq 360^{\circ}$
fase distal	$67,5^{\circ} \leq \gamma < 112,5^{\circ}$; $247,5^{\circ} \leq \gamma < 292,5^{\circ}$

3.1.3.4 Variáveis de estudo

3.1.3.4.1 Ângulos articulares

A amplitude angular máxima, amplitude angular mínima e picos angulares na fase de apoio e médias dos valores angulares nas três subfases do apoio do descer escada (contato inicial: 0-20%, continuação para frente: 21-50% e abaixamento

controlado 51-100% da fase de apoio) (MCFADYEN; WINTER, 1988) foram analisados nas articulações:

- Joelho: flexão e extensão (plano sagital), adução e abdução (plano frontal), rotação longitudinal medial e lateral (plano transversal).
- Tornozelo: flexão e extensão (plano sagital), inversão e eversão (plano frontal), adução e abdução (plano transversal).
- Retropé: flexão e extensão (plano sagital), inversão e eversão (plano frontal), adução e abdução (plano transversal).
- Antepé: flexão e extensão (plano sagital), inversão e eversão (plano frontal), adução e abdução (plano transversal).

3.1.3.4.2 Coordenação do acoplamento entre os segmentos

Os padrões de coordenação no apoio total e a variabilidade no apoio total e três subfases do apoio foram analisados entre os seguintes ângulos de acoplamento, que apresentam relevância clínica para a DPF (HEIDERSCHEIT; HAMILL; VAN EMMERIK, 2002): coxa-perna (planos sagital, frontal e transversal); perna-retropé (plano frontal); perna (plano transversal) - retropé (plano frontal) e retropé-antepé (plano frontal).

3.1.4 Análise Estatística

O tratamento estatístico foi realizado no programa SPSS (v.20). Na estatística descritiva os dados demográficos, clínicos (EVA e escala de desordens patelofemorais), dados das características da atividade física (frequência em dias da semana, duração e tempo de prática) e variáveis cinemáticas foram descritas com as médias e desvios padrão, como medidas de tendência central e dispersão. Os dados sobre participantes fisicamente ativas foram descritos em porcentagens de ocorrência.

Para a estatística inferencial, foi confirmada a normalidade dos dados pelo teste de aderência Shapiro-Wilk e a homogeneidade de variâncias pelo teste Levene. As comparações entre grupos para os dados demográficos, de atividade física, EVA e escala de desordens patelofemorais foram feitas por meio do teste t para amostras independentes. Os dados do arco longitudinal plantar e da porcentagem de indivíduos fisicamente ativos foram comparados pelo teste chi-quadrado.

As variáveis cinemáticas angulares e de variabilidade da coordenação foram comparadas entre os grupos por meio de análise de variância 1 fator (ANOVA). O

nível de significância adotado foi 5%. Para a análise da significância clínica dos dados e análise dos padrões de coordenação foi utilizado o tamanho do efeito Cohen (d) (COHEN, 1988). O tamanho do efeito Cohen é calculado dividindo-se a diferença entre as médias dos resultados de dois grupos pela média dos seus desvios-padrão. O tamanho do efeito é pequeno entre 0 e 0,5, moderado entre 0,51 e 0,80 e grande quando for maior que 0,81.

3.2 Resultados

A EVA de dor após descer escada foi maior que a EVA de dor antes de descer escada para o grupo DPF e o tamanho do efeito (TE) desta diferença foi grande (EVA pré-escada $0,7 \pm 1,2$ cm, EVA pós-escada $2,3 \pm 2,3$ cm; $p=0,01$; $TE=0,91$).

A figura 10 mostra os gráficos com as curvas médias e desvios padrão dos ângulos do joelho e tornozelo nos planos sagital, frontal e transversal para os grupos Controle e DPF (síndrome da dor patelofemoral) na fase de apoio do descer escada e em três subfases: contato inicial, continuação pra frente e abaixamento controlado.

As variáveis angulares do joelho e tornozelo nos planos sagital, frontal e transversal nos grupos Controle e DPF na fase de apoio do descer escada e em três subfases: contato inicial, continuação pra frente, e abaixamento controlado estão na tabela 2. Os ângulos do joelho na fase de apoio do descer escada foram semelhantes entre os grupos Controle e DPF. Os tamanhos do efeito das diferenças entre os grupos para a articulação do joelho foram pequenos (tabela 2). Os ângulos do tornozelo foram semelhantes entre os grupos, o tamanho de efeito foi moderado no plano sagital, onde o grupo DPF mostrou maior extensão máxima e maior extensão na fase do contato inicial que o Controle. Para as demais variáveis angulares, os tamanhos do efeito foram pequenos (tabela 2).

A figura 11 mostra os gráficos com as curvas médias e desvios padrão dos ângulos do retopé e antepé nos planos sagital, frontal e transversal para os grupos Controle e DPF na fase de apoio do descer escada e nas três subfases.

As variáveis angulares do retopé e antepé nos planos sagital, frontal e transversal nos grupos Controle e DPF na fase de apoio do descer escada e em três subfases: contato inicial, continuação pra frente, e abaixamento controlado estão na tabela 3. Os ângulos do retopé nos três planos foram semelhantes entre os grupos. Os tamanhos do efeito das diferenças angulares entre os grupos para o retopé foram pequenos (tabela 3).

Para o antepé, no plano frontal, o grupo DPF apresentou menor inversão nas subfases contato inicial ($F_{1,28}=5,2$ $p=0,03$) e continuação para frente ($F_{1,28}=4,7$ $p=0,03$) na descida de escadas quando comparado ao grupo Controle (tabela 3). No contato inicial, o tamanho do efeito desta diferença foi grande e na continuação pra frente foi moderado (tabela 3).

Além disto, o grupo controle apresentou maior inversão máxima que o grupo DPF, observada por tamanho de efeito moderado entre os grupos (tabela 3). No plano sagital não houve diferença entre os grupos para as variáveis angulares do antepé e os tamanhos do efeito das diferenças foram pequenos.

A curva dos dados obtidos no plano transversal do antepé (adução e abdução) mostrou amplitudes de movimento e desvios-padrão acima dos esperados para a tarefa de descer escada (LEARDINI et al., 2007). A dificuldade de se modelar o antepé, na tarefa de descer escada, pode ter contribuído para estes resultados. Dependendo do movimento do antepé e posição que este assume (principalmente durante o contato inicial e porção final do apoio) a movimentação dos marcadores pode não corresponder à movimentação real do segmento no plano transversal. Portanto, as curvas dos valores angulares, as variáveis angulares e os resultados estatísticos para o antepé no plano transversal para ambos os grupos não foram incluídos nos resultados deste estudo e estão no Anexo 8.

Os resultados dos ângulos de acoplamento e padrões de coordenação nos grupos Controle e DPF são apresentados na tabela 4. No acoplamento coxa-perna no plano sagital, houve diferença entre os grupos com tamanho do efeito grande no contato inicial. O grupo controle apresentou o padrão anti-fase como predominante e o DPF mostrou o predomínio do padrão em fase. Na continuação para frente o grupo controle apresentou o padrão perna (distal) como predominante e o DPF mostrou anti-fase. Esta diferença teve o tamanho do efeito moderado (tabela 4). No plano transversal, houve a diferença de tamanho de efeito moderado onde o grupo Controle também apresentou padrão perna (distal) enquanto o DPF apresentou antifase. No plano frontal, os grupos apresentaram os mesmos padrões de coordenação no acoplamento coxa-perna.

No acoplamento retropé-antepé no plano frontal, o controle mostrou padrão de coordenação com predomínio do antepé no apoio total enquanto o DPF apresentou em fase. O tamanho do efeito desta diferença foi moderado. O tamanho do efeito grande foi encontrado para a fase de continuação para frente, onde o controle

apresentou antifase e o grupo DPF em fase (tabela 4).

A tabela 5 apresenta os resultados da variabilidade da coordenação nos grupos Controle e DPF no descer escada. Com relação à variabilidade de acoplamento entre os segmentos, não foi encontrada diferença entre os grupos. O tamanho do efeito foi grande no acoplamento coxa-perna no plano frontal, durante a fase de apoio total, onde o grupo

DPF apresentou maior variabilidade que o Controle. Além disto, tamanhos do efeito moderados foram encontrados também para o acoplamento coxa-perna no plano frontal, nas três subfases do apoio, sendo que o grupo DPF apresentou maior variabilidade.

O tamanho do efeito moderado foi encontrado para o acoplamento coxa-perna no plano transversal, durante o contato inicial. Neste acoplamento, o grupo DPF mostrou maior variabilidade que o controle.

Tabela 2: Médias, desvios padrão, p e tamanho do efeito (TE) das variáveis angulares do joelho e tornozelo nos planos sagital, frontal e transversal nos grupos controle e síndrome da dor patelofemoral (DPF) na fase de apoio do descer escada e nas subfases: contato inicial, continuação para frente e abaixamento controlado. [†]tamanho do efeito moderado.

Articulação	Variável	Controle (n=14)	DPF (n=16)	p	d (TE)
Joelho (plano sagital)	Flexão máxima (°)	92,7±6,0	89,9±5,9	0,22	0,47
	Flexão mínima (°)	8,4±4,2	8,3±4,9	0,96	0,02
	Pico de flexão (grau)	25,2±6,5	24,2±7,0	0,69	0,14
	Contato inicial (°)	14,2±4,9	13,3±5,7	0,63	0,16
	Continuação para frente (°)	23,9±6,5	23,4±6,4	0,83	0,03
	Abaixamento controlado (°)	55,1±6,1	53,1±5,1	0,35	0,35
Joelho (plano frontal)	Abdução máxima (°)	5,7±3,1	4,7±4,1	0,47	0,27
	Adução máxima (°)	-0,2±4,8	0,7±6,1	0,87	0,16
	Contato inicial (°)	4,6±3,3	3,6±4,1	0,49	0,27
	Continuação para frente (°)	3,2±3,2	2,4±4,8	0,60	0,20
	Abaixamento controlado (°)	1,0±3,9	1,0±5,4	0,98	0,00
Joelho (plano transversal)	Rotação lateral máxima (°)	3,3±3,7	5,1±5,7	0,65	0,17
	Rotação medial máxima (°)	-3,1±7,0	-5,3±6,9	0,40	0,31
	Contato inicial (°)	0,8±4,3	2,2±5,3	0,45	0,29
	Continuação para frente (°)	-0,3±5,0	1,0±6,0	0,51	0,12
	Abaixamento controlado (°)	0,1±5,3	0,4±6,3	0,88	0,05
Tornozelo (plano sagital)	Flexão máxima (°)	29,1±6,4	25,8±7,8	0,21	0,46
	Extensão máxima (°)	-22,4±4,6	-25,4±4,6	0,09	0,64 [†]
	Contato inicial (°)	-2,6±4,7	-5,6±4,2	0,08	0,67 [†]
	Continuação para frente (°)	16,2±3,8	15,5±4,0	0,64	0,17
	Abaixamento controlado (°)	22,2±5,4	20,3±7,2	0,42	0,30
Tornozelo (plano frontal)	Eversão máxima (°)	0,6±6,3	1,1±6,1	0,81	0,08
	Inversão máxima (°)	-11,7±6,0	-13,6±5,4	0,37	0,33
	Contato inicial (°)	-9,5±7,3	-8,9±6,2	0,82	0,08
	Continuação para frente (°)	-3,1±7,4	-1,7±4,2	0,48	0,24
	Abaixamento controlado (°)	-6,4±7,4	-3,6±7,8	0,28	0,37
Tornozelo (plano transversal)	Abdução máxima (°)	4,6±4,0	3,8±5,1	0,64	0,17
	Adução máxima (°)	-8,3±4,2	-7,9±4,2	0,79	0,09
	Contato inicial (°)	-13,7±3,8	-12,3±4,4	0,62	0,34
	Continuação para frente (°)	-19,5±4,0	-18,5±5,0	0,56	0,22
	Abaixamento controlado (°)	-16,6±4,2	-15,6±5,5	0,61	0,20

Figura 10: Curvas médias e desvios padrão dos ângulos do joelho e tornozelo nos planos sagital, frontal e transverso para os grupos Controle (média=linha sólida, desvio padrão= cinza escuro) e DPF (média=linha tracejada, desvio padrão= cinza claro) na fase de apoio do descer escada e em três subfases: contato inicial (CI), continuação pra frente (CF), e abaixamento controlado (AC).

Figura 11: Curvas médias e desvios padrão dos ângulos do retropé e antepé nos planos sagital, frontal e transverso para os grupos controle (média linha sólida, desvio padrão cinza escuro) e síndrome da dor patelofemoral (DPF) (média linha tracejada, desvio padrão cinza claro) na fase de apoio do descer escada e em três subfases: contato inicial (CI), continuação pra frente (CF), e abaixamento controlado (AC). *representa estatisticamente significativo

Tabela 3: Médias, desvios padrão, valores do p e tamanhos do efeito (TE) das variáveis angulares do retropé e antepé nos planos sagital, frontal e transversal nos grupos Controle e DPF na fase de apoio do descer escada e nas subfases: contato inicial, continuação para frente e abaixamento controlado.

Acoplamento	Fase	Controle (n=14)	DPF (n=16)	p	d (TE)
Retropé (plano sagital)	Flexão máxima (°)	9,4±7,0	6,3±9,1	0,32	0,38
	Extensão máxima (°)	-28,1±7,3	-28,4±4,7	0,88	0,05
	Contato inicial (°)	-15,3±6,6	-16,5±4,7	0,58	0,21
	Continuação para frente (°)	-3,6±7,4	-4,9±5,8	0,60	0,19
	Abaixamento controlado (°)	4,5±6,8	2,0±7,9	0,37	0,34
Retropé (plano frontal)	Eversão máxima (°)	1,6±4,8	1,8±7,2	0,92	0,03
	Inversão máxima (°)	-11,2±7,4	-13,6±5,9	0,33	0,36
	Contato inicial (°)	-5,1±6,0	-6,8±4,4	0,37	0,32
	Continuação para frente (°)	1,1±4,0	-0,6±4,7	0,28	0,11
	Abaixamento controlado (°)	-0,0±4,6	0,5±6,5	0,76	0,10
Retropé (plano transversal)	Adução máxima (°)	-16,1±8,7	-14,8±6,6	0,38	0,16
	Adução mínima (°)	-5,7±7,6	-6,1±8,1	0,91	0,05
	Contato inicial (°)	-10,0±7,5	-8,9±7,3	0,67	0,14
	Continuação para frente (°)	-15,7±8,3	-14,3±6,5	0,63	0,18
	Abaixamento controlado (°)	-13,7±8,7	-12,5±7,0	0,70	0,15
Antepé (plano sagital)	Extensão máxima (°)	-18,4±7,0	-17,8±3,7	0,80	0,11
	Extensão mínima (°)	-3,1±8,2	-0,5±6,2	0,42	0,36
	Contato inicial (°)	-15,7±9,3	-12,7±5,2	0,37	0,41
	Continuação para frente (°)	-11,9±9,9	-7,7±6,8	0,27	0,50
	Abaixamento controlado (°)	-7,2±8,3	-3,6±6,0	0,27	0,50
Antepé (plano frontal)	Eversão máxima (°)	-1,0±7,1	1,8±8,1	0,33	0,10
	Inversão máxima (°)	-9,8±5,8	-6,0±6,9	0,14	0,59 [†]
	Contato inicial (°)	-5,4±5,1	-0,4±6,0	0,03*	0,90*
	Continuação para frente (°)	-8,2±7,4	-3,4±6,3	0,03*	0,70 [†]
	Abaixamento controlado (°)	-6,8±5,6	-4,2±7,1	0,31	0,40

* estatisticamente significativo, [†]tamanho do efeito moderado, [‡] tamanho do efeito grande

Tabela 4: Médias, desvios padrão e tamanhos do efeito dos ângulos de acoplamento entre os segmentos e padrões de coordenação nos grupos controle e síndrome da dor patelofemoral (DPF) na fase de apoio do descer escada e nas subfases: contato inicial , continuação para frente e abaixamento controlado .

Ângulo de acoplamento	Fase	Controle (n=14)	Padrão de coordenação	DPF (n=16)	Padrão de coordenação	d (TE)
Coxa-perna (plano sagital)	Fase apoio total (°)	89,4±44,5	perna	81,5±56,6	perna	0,15
	Contato inicial (°)	121,9±35,0	antifase	40,5±38,2	em fase	2,22 [‡]
	Continuação para frente (°)	82,5±49,9	perna	118,8±64,9	antifase	0,63 [†]
	Abaixamento controlado (°)	80,7±37,0	perna	75,6±47,0	perna	0,12
Coxa-perna (plano frontal)	Fase apoio total (°)	88,9±32,6	perna	89,7±27,4	perna	0,02
	Contato inicial (°)	87,5±10,7	perna	83,1±13,0	perna	0,37
	Continuação para frente (°)	53,7±22,0	em fase	59,5±18,8	em fase	0,28
	Abaixamento controlado (°)	110,6±24,1	perna	110,5±15,2	perna	0,00
Coxa-perna (plano transversal)	Fase apoio total (°)	90,3±49,4	perna	104,5±53,0	perna	0,27
	Contato inicial (°)	57,5±40,6	em fase	67,4±46,1	em fase	0,22
	Continuação para frente (°)	97,5±55,3	perna	97,8±57,3	perna	0,00
	Abaixamento controlado (°)	98,6±43,1	perna	122,3±43,2	antifase	0,55 [†]
Perna-retropé (plano frontal)	Fase apoio total (°)	52,1±48,4	em fase	50,2±45,1	em fase	0,04
	Contato inicial (°)	125,2±60,9	antifase	111,8±69,2	perna	0,20
	Continuação para frente (°)	20,7±3,9	em fase	29,4±11,1	em fase	1,16
	Abaixamento controlado (°)	41,7±18,8	em fase	38,1±12,4	em fase	0,23
Perna (plano transversal) - retropé (plano frontal)	Fase apoio total (°)	93,1±19,0	retropé	84,3±17,9	retropé	0,47
	Contato inicial (°)	96,9±38,7	retropé	88,7±33,8	retropé	0,22
	Continuação para frente (°)	94,5±10,3	retropé	85,4±12,9	retropé	0,78
	Abaixamento controlado (°)	91,1±6,5	retropé	81,7±6,6	retropé	1,42
Retropé- antepé (plano frontal)	Fase apoio total (°)	74,5±53,6	antepé	49,6±41,1	em fase	0,52 [†]
	Contato inicial (°)	77,4±30,4	antepé	81,1±24,0	antepé	0,27
	Continuação para frente (°)	131,2±57,6	antifase	46,2±64,5	em fase	1,39 [‡]
	Abaixamento controlado (°)	39,4±15,2	em fase	39,4±11,8	em fase	0,00

[†] tamanho do efeito moderado, [‡] representa tamanho do efeito grande

Tabela 5: Médias, desvios padrão, valores do p e tamanhos do efeito (TE) da variabilidade da coordenação entre os segmentos nos grupos controle e síndrome da dor patelofemoral (DPF) na fase de apoio do descer escada e nas subfases: contato inicial, continuação para frente e abaixamento controlado.

Ângulo de acoplamento	Fase	Controle (n=14)	DPF (n=16)	p	d (TE)
Coxa-perna (plano sagital)	Fase apoio total (°)	29,1±7,5	31,6±9,2	0,43	0,29
	Contato inicial (°)	19,2±9,8	17,2±10,9	0,61	0,19
	Continuação para frente (°)	42,1±9,6	43,9±8,9	0,61	0,19
	Abaixamento controlado (°)	25,1±9,4	30,0±14,8	0,30	0,40
Coxa-perna (plano frontal)	Fase apoio total (°)	8,0±1,5	10,2±3,8	0,05	0,83 [‡]
	Contato inicial (°)	6,9±1,6	9,2±4,4	0,08	0,76 [†]
	Continuação para frente (°)	13,1±3,6	15,9±5,2	0,11	0,63 [†]
	Abaixamento controlado (°)	5,2±1,5	7,0±3,7	0,12	0,69 [†]
Coxa-perna (plano transversal)	Fase apoio total (°)	33,5±7,8	36,0±10,0	0,46	0,28
	Contato inicial (°)	25,4±6,0	31,8±12,7	0,10	0,68 [†]
	Continuação para frente (°)	41,5±8,4	42,6±12,4	0,79	0,10
	Abaixamento controlado (°)	31,8±10,7	33,6±10,8	0,66	0,16
Perna-retropé (plano frontal)	Fase apoio total (°)	15,9±5,2	15,0±5,6	0,68	0,16
	Contato inicial (°)	16,8±9,6	14,0±4,1	0,32	0,40
	Continuação para frente (°)	25,8±9,6	22,9±13,0	0,51	0,25
	Abaixamento controlado (°)	9,1±2,8	10,4±4,9	0,39	0,33
Perna (plano transversal) - retropé (plano frontal)	Fase apoio total (°)	26,6±7,5	28,2±6,4	0,54	0,23
	Contato inicial (°)	29,0±10,8	31,5±8,4	0,49	0,26
	Continuação para frente (°)	41,4±10,2	41,1±13,0	0,76	0,02
	Abaixamento controlado (°)	16,0±6,6	19,2±7,6	0,25	0,45
Retropé-antepé (plano frontal)	Fase apoio total (°)	28,7±6,8	27,9±6,3	0,75	0,12
	Contato inicial (°)	29,8±11,2	28,1±9,2	0,67	0,16
	Continuação para frente (°)	45,8±12,1	42,9±10,6	0,50	0,25
	Abaixamento controlado (°)	17,1±6,3	18,2±6,4	0,66	0,17

Representa [†] tamanho do efeito moderado, [‡] tamanho do efeito grande

3.3 Discussão

Os principais resultados do Estudo 1 mostram que a dor na DPF aumenta após descer escada e que a DPF está relacionada à diminuição da inversão do antepé nas fases iniciais do descer escada. Não houve influência da DPF no movimento das demais articulações, porém os padrões de coordenação do membro inferior das participantes com DPF apresentaram estratégias diferentes das participantes saudáveis.

As curvas da cinemática angular do joelho e tornozelo na fase de apoio da descida de escada encontradas neste estudo são similares às curvas encontradas por outros estudos com indivíduos saudáveis e indivíduos com DPF (MCFADYEN; WINTER, 1988; GRENHOLM; STENSDOTTER; HAGER-ROSS, 2009).

A hipótese de que a DPF está relacionada ao aumento da dor após o descer escada foi confirmada e o tamanho do efeito da diferença de intensidade da dor antes e depois do descer escada foi grande. Este achado está de acordo com outros estudos (BRECHTER; POWERS, 2002; ALIBERTI et al., 2010; MCKENZIE et al., 2010) e confirma que a tarefa de descer escada deve ser incluída na avaliação da DPF e que se trata de uma tarefa funcional relevante para a DPF (WITVROUW et al., 2014).

A hipótese de que a DPF está relacionada aos movimentos diferentes do joelho, tornozelo e pé foi confirmada para o antepé no plano frontal. O grupo DPF apresentou menor inversão do antepé em relação ao grupo controle nas fases de contato inicial e continuação para frente, além de menor inversão máxima. Segundo nosso conhecimento, este é o primeiro estudo que avalia um modelo multissegmentar do pé em indivíduos com DPF no descer escada.

Menor pico de pressão no antepé do membro inferior com dor em relação ao sem dor foi encontrado em participantes com DPF unilateral durante a descida de escada (ALIBERTI; COSTA; SACCO, 2008). Estudos da marcha e corrida também apresentaram apoios do antepé mais lateralizados na DPF. Um apoio mais lateralizado na fase de propulsão da marcha (fase que o apoio acontece no antepé) foi descrito em dois estudos com indivíduos com DPF (THIJS et al., 2007; ALIBERTI et al., 2011). Um apoio mais lateralmente direcionado na propulsão da corrida foi descrito em indivíduos que desenvolveram lesões nos membros inferiores (WILLEMS et al., 2006).

Consequentemente era esperado que os indivíduos com DPF apresentassem uma inversão maior do antepé em relação ao controle, ou seja, um apoio mais invertido do antepé na tentativa de diminuir o apoio no membro inferior com dor nas fases iniciais do descer escada. No entanto, no presente estudo as participantes com DPF mostraram menor inversão do antepé em relação aos controles.

Os estudos avaliaram a distribuição da pressão plantar (WILLEMS et al., 2006; THIJS et al., 2007; ALIBERTI; COSTA; SACCO, 2008; ALIBERTI et al., 2011), enquanto o presente estudo avaliou a cinemática de um modelo multissegmentar do pé. A distribuição da pressão plantar mostra o que acontece no apoio do pé no solo

mas não revela a movimentação que está ocorrendo no pé. Este achado controverso entre estudos com pressão plantar e cinemática mostra que a relação da cinemática entre antepé e retropé e sua consequência no apoio do pé no solo é complexa. Um estudo da coordenação entre o retropé e antepé na marcha esperava encontrar a coordenação antifase como predominante na propulsão, mas a coordenação predominante foi antepé (CHANG; VAN EMMERIK; HAMILL, 2008). Estes autores concluíram que a interação entre os segmentos retropé e antepé na marcha é mais complexa do que previamente descrita. Estes achados mostram a importância do antepé nas tarefas de locomoção e apontam para que mais estudos da cinemática e coordenação sejam realizados com modelos multisegmentares do pé para que a cinemática e as interações coordenativas entre os segmentos do pé sejam melhor esclarecidas.

As participantes com DPF apresentaram maior extensão máxima do tornozelo e maior extensão do tornozelo no contato inicial observadas por tamanho do efeito moderado. Diferenças entre grupos de tamanho do efeito moderado indicam diferença clínica entre os grupos (COHEN, 1988), portanto, é pertinente discutir este achado clínico.

O aumento da extensão do tornozelo no final da fase de balanço, ou seja, na preparação para o apoio inicial da descida de escada foi encontrado em indivíduos com DPF (GRENHOLM; STENSDOTTER; HAGER-ROSS, 2009). Este achado coaduna com o aumento da extensão do tornozelo no contato inicial encontrado neste estudo. Em nosso estudo, houve o aumento moderado da extensão do tornozelo em indivíduos com DPF na fase de continuação para frente. Segundo Grenholm et al. (2009), uma interpretação biomecânica é que a maior extensão do tornozelo nas fases iniciais do descer escada reduz a sobrecarga no joelho por auxiliar a desaceleração do membro e levar a menor flexão do joelho nas subfases posteriores.

A hipótese de que indivíduos com DPF apresentam a coordenação do joelho, do tornozelo e do pé diferente de indivíduos controle durante o descer escada foi confirmada para alguns acoplamentos. No acoplamento coxa-perna no plano sagital na fase de contato inicial o grupo controle apresentou coordenação antifase e o DPF em fase. Na fase do contato inicial, acontece a aceitação do peso pelo membro inferior com dor nas participantes com DPF. Além disto, no final da fase do contato inicial ocorre o pico de flexão do joelho. Perna e coxa predominantemente em coordenação antifase, como encontrado no controle, favorece a artrocinemática da flexão e significa

que não há restrição para a flexão do joelho, pois a perna e coxa girando em sentidos contrários permitem a flexão da articulação do joelho. Por outro lado, a coordenação em fase da perna e coxa nesta fase da descida de escada, onde está acontecendo a flexão do joelho durante a resposta à carga na tarefa de descer escada encontrado para o grupo DPF mostra que pode haver uma estratégia de limitar a flexão da articulação do joelho, onde perna e coxa girando em sentidos iguais mostram a estratégia de limitação da flexão do joelho (HAMILL et al., 1999), provavelmente para evitar a dor.

O acoplamento coxa-perna no plano sagital também se mostrou diferente entre os grupos na fase de continuação para frente. O grupo controle apresentou coordenação com predomínio da perna (segmento distal), enquanto o grupo DPF mostrou coordenação anti-fase. No presente estudo, a coordenação com predomínio do segmento distal (perna) foi a mais frequente durante a tarefa de descer escada no acoplamento coxa-perna nos três planos de movimento nos indivíduos saudáveis. Isso é importante para manter o centro de massa estável, evitando quedas ou grande gasto energético, principalmente quando se trata do plano sagital, onde ocorre a maior amplitude de movimento (SCHOLZ; SCHONER, 1999). Portanto, é razoável pensar que a perna se movimenta mais na execução da fase de apoio do descer escada em indivíduos saudáveis mesmo estando mais próxima do ponto fixo no degrau, neste caso o pé.

Por outro lado, as participantes com DPF apresentaram coordenação anti-fase na continuação pra frente. Neste caso uma explicação para a coordenação antifase na DPF seria maior movimentação do segmento coxa em relação ao Controle. Esta movimentação de ambos os segmentos pode estar acontecendo no intuito de encontrar posições angulares que evitem a dor. A maior movimentação do segmento coxa leva a maior tendência de desequilíbrio, pois este possui maior massa e está mais próximo do centro de massa do corpo (HAMILL; KNUTZEN, 2008). Neste caso, a estratégia de movimento na DPF para aliviar a dor gera um maior desequilíbrio durante a tarefa. É importante observar que esta diferença de estratégia aconteceu na fase de continuação pra frente onde o membro inferior está em apoio unipodal e o equilíbrio corporal é desafiado (DURWARD; BAER; ROWE, 1999).

No plano transversal, vemos a mesma tendência de coordenação perna para o controle e antifase para o grupo DPF, ou seja, a tendência de movimento mais desequilibrado na DPF. Esta maior movimentação do segmento coxa no plano

transverso (plano onde ocorre a rotação externa e interna do quadril) está de acordo com estudos que mostram que alterações dos movimentos do quadril podem estar relacionados a ocorrência de lesões agudas e disfunções crônicas do joelho, incluindo a DPF. (NAKAGAWA et al., 2008; POWERS, 2010; NAKAGAWA et al., 2011; LEE; SOUZA; POWERS, 2012; NAKAGAWA et al., 2013).

No acoplamento retropé-antepé no plano frontal (onde ocorre a inversão e eversão do retropé e antepé), houve diferença entre os grupos no apoio total e continuação para frente. O grupo DPF apresentou a coordenação em fase no apoio total e na continuação para frente, enquanto o controle mostrou a coordenação antepé no apoio total e antifase na continuação pra frente. Os tamanhos de efeito destas diferenças foram moderado e grande respectivamente.

O acoplamento retropé-antepé no plano frontal é relevante no descer escada, pois com o antepé que se dá o contato inicial e resposta à carga (VAN DIEEN et al., 2008). A coordenação com predomínio do antepé era esperada para o controle. Outro estudo mostrou coordenação antepé para indivíduos saudáveis na fase de propulsão da marcha (fase onde ocorre o apoio do antepé) (CHANG; VAN EMMERIK; HAMILL, 2008). Estes achados confirmam o papel fundamental deste segmento na fase de apoio da descida de escada e na propulsão da marcha. Os movimentos de inversão e eversão do pé estão relacionados com a resposta à carga na medida em que conferem flexibilidade e adaptação do pé ao solo (NEUMANN, 2011). A coordenação em fase apresentada pelo grupo DPF no plano frontal durante a continuação para frente mostra menor mobilidade entre os dois segmentos que tendem a rodar no mesmo sentido levando ao movimento mais rígido do pé. A coordenação em fase do retropé-antepé mostra que o retropé pode estar acompanhando o antepé e a resposta à carga pode ser prejudicada por um pé menos móvel e com menos capacidade de adaptação ao solo. Foi sugerido que os pés de indivíduos com DPF podem estar rígidos e portanto demandar mobilização articular (MCCONNELL, 2002).

Os principais achados deste estudo apontam para a importância da coordenação nas lesões musculoesqueléticas por esforço repetitivo como a DPF (HAMILL et al., 1999; HAMILL; PALMER; VAN EMMERIK, 2012). Nestas disfunções onde há dor crônica de baixa intensidade, as alterações sutis de estratégia de movimento podem não ser detectadas na análise cinemática tradicional (HAMILL; PALMER; VAN EMMERIK, 2012).

A hipótese de que a DPF está relacionada à menor variabilidade da

coordenação do joelho, do tornozelo e do pé durante o descer escada não foi confirmada. Não houve diferença estatística entre os grupos na variabilidade da coordenação dos segmentos analisados. Surpreendentemente, houve diferença de tamanho de efeito grande para o acoplamento coxa-perna no plano frontal durante a fase de apoio total e tamanho do efeito moderado nas subfases do apoio onde o grupo DPF apresentou maior variabilidade de coordenação. No acoplamento coxa-perna no plano transversal o grupo DPF também apresentou maior variabilidade da coordenação de tamanho do efeito moderado.

Menor variabilidade de coordenação nos acoplamentos coxa-perna foi encontrada de forma consistente na transição da fase de apoio para o balanço e na transição da fase de balanço para o apoio, durante a corrida em indivíduos com DPF (HAMILL et al., 1999). Os autores sugeriram que os indivíduos com DPF apresentavam menor variabilidade de coordenação porque os movimentos dos segmentos eram mais repetitivos e com menor amplitude, de modo que a tarefa pudesse ser efetuada com menos dor no joelho. Além disto, sugeriram que a limitação dos graus de liberdade dos acoplamentos coxa-perna poderia estar relacionada ao desenvolvimento da DPF, na medida em que menor flexibilidade nos padrões de coordenação coxa-perna poderiam levar a maior frequência de sobrecarga dos tecidos e consequentemente à maior tendência à degeneração tecidual no joelho (HAMILL et al., 1999).

Outro estudo (HEIDERSCHEIT; HAMILL; VAN EMMERIK, 2002) também encontrou menor variabilidade da coordenação coxa-perna durante o ataque do calcanhar de corredores com DPF. Não houve diferença na variabilidade da coordenação nas demais fases da corrida de indivíduos com DPF quando comparados aos controles. A conclusão foi que a dor dos participantes talvez não tenha sido intensa o suficiente para gerar uma diminuição consistente da variabilidade.

No entanto, CUNNINGHAM et al. (2014) encontraram maior variabilidade de coordenação na DPF durante a corrida em acoplamentos coxa-perna de forma consistente nos planos frontal e transversal. Um critério de elegibilidade deste estudo foi intensidade de dor acima de 3 cm na EVA. Segundo os autores o aumento da variabilidade da coordenação coxa-perna estaria relacionado a adaptação coordenativa no intuito de diminuir o estresse tecidual nas estruturas inflamadas. Foi sugerido também que o aumento da variabilidade da coordenação poderia estar relacionado ao surgimento da DPF. Neste sentido, o aumento da variabilidade no

plano frontal (adução/abdução do joelho) e transverso (rotação interna /externa do joelho) estaria relacionado ao menor controle da musculatura e estaria de acordo com estudos que encontraram maior valgo e rotação interna do joelho na DPF (CUNNINGHAM et al., 2014).

Segundo a teoria dos sistemas dinâmicos, era esperado que as participantes com DPF no presente estudo apresentassem menor variabilidade de coordenação nos acoplamentos analisados para evitar a dor durante a descida de escada (HAMILL et al., 1999; HAMILL; PALMER; VAN EMMERIK, 2012). Neste estudo, a variabilidade da coordenação não foi diferente entre os grupos. No entanto, o tamanho de efeito moderado e grande para aumento da variabilidade nos acoplamentos coxa-perna nos planos frontal e transversal suporta que aumento da variabilidade pode estar relacionado ao menor controle da musculatura do quadril (CUNNINGHAM et al., 2014). A fraqueza dos rotadores externos e abdutores do quadril foi relacionada à DPF (WITVROUW et al., 2014). A controvérsia em relação à variabilidade da coordenação na DPF indica é preciso comparar subgrupos definidos em relação aos sintomas clínicos (intensidade da dor, por exemplo) e características biomecânicas (fraqueza muscular, alterações no alinhamento dinâmico dos membros inferiores) para utilizar a variabilidade da coordenação como medida clínica na disfunção.

É interessante notar que as diferenças na cinemática e na análise da coordenação entre os grupos se deram nas duas primeiras fases do apoio. Na fase de contato inicial, há o recebimento da carga pelo membro inferior com dor. Há também o pico de flexão do joelho com disfunção, importante evento no plano sagital onde há o aumento da compressão da articulação patelofemoral (MCFADYEN; WINTER, 1988; BRECHTER; POWERS, 2002). Na continuação para frente, o membro inferior com dor está em apoio unipodal; logo, não é possível a compensação pelo membro inferior sem dor. Apesar da fase de abaixamento controlado ser longa e durar 50% do apoio final, são nos primeiros 50% do apoio que as compensações biomecânicas aconteceram. Estes achados reforçam a importância das primeiras subfases na tarefa do descer escada em indivíduos com DPF e consequentemente uma reabilitação que priorize estas subfases.

Os estudos biomecânicos da cinemática e análise de coordenação em indivíduos com DPF têm discutido os fatores de risco biomecânicos associados à DPF com base em desenhos de estudo caso-controle transversais. Nosso estudo, assim como os estudos citados, foi transversal, o que limita a discussão de causa e efeito

no desenvolvimento da DPF. Apesar de estudos transversais apontarem direções para a discussão da etiologia da DPF, estudos prospectivos são necessários para o embasamento dos fatores de risco biomecânicos associados à DPF.

3.4 Conclusões do Estudo1

A hipótese de que a síndrome da dor patelofemoral está relacionada ao aumento da dor no joelho após o descer escada foi confirmada, reafirmando a importância do estudo da tarefa de descer escada em indivíduos com síndrome da dor patelofemoral.

A síndrome da dor patelofemoral está relacionada à menor inversão do antepé nas fases iniciais do descer escada. Não houve influência da síndrome da dor patelofemoral no movimento das demais articulações durante a descida de escada.

Os resultados deste estudo não confirmam que a menor variabilidade da coordenação está relacionada com a síndrome da dor patelofemoral.

Os padrões de coordenação do membro inferior na fase de apoio do descer escada mostraram estratégias de restrição da flexão no plano sagital e restrição da mobilidade no plano frontal do pé em indivíduos com síndrome da dor patelofemoral.

4 ESTUDO 2

Os objetivos do Estudo 2 são 1) verificar os efeitos imediatos de uma sessão de intervenção cinesioterapêutica na cinemática do joelho, tornozelo, retopé e antepé de indivíduos com a DPF no descer escada; e 2) verificar o efeito agudo de uma sessão de intervenção cinesioterapêutica na intensidade da dor dos participantes com a DPF durante o descer escada.

As hipóteses do Estudo 2 são 1) a intervenção cinesioterapêutica altera o movimento do tornozelo e pé e altera o movimento do joelho de indivíduos com DPF durante o descer escada; e 2) a intervenção cinesioterapêutica reduz a dor de indivíduos com DPF durante o descer escada.

4.1 Método

Este estudo teve o delineamento de ensaio clínico controlado não randomizado. Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo (n. 133.676). Todas as participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

4.1.1 Participantes

O grupo DPF (estudo 1, n=16) foi dividido em dois grupos: grupo intervenção cinesioterapêutica (IC) com 8 participantes e grupo Controle com 8 participantes. A divisão de participantes entre os grupos ocorreu por ordem de chegada, ou seja, as primeiras oito participantes foram alocadas no grupo IC e as últimas oito participantes foram alocadas no grupo Controle. Portanto os critérios de elegibilidade são os mesmos descritos para o grupo DPF no estudo1. Os grupos IC e Controle foram similares com relação aos dados demográficos, atividade física e intensidade da dor no momento de chegada ao laboratório (tabela 6).

Tabela 6: Médias, desvios padrão e resultados estatísticos dos dados demográficos, atividade física e intensidade da dor para os grupos Intervenção Cinesioterapêutica (IC) e Controle.

	IC (n=8)	Controle (n=8)	p (teste T)	X ² (chi-quadrado)
Idade (anos)	23±3	23±8	0,93	-
Massa (kg)	61±5	66±7	0,14	-
Estatura (cm)	167± 4	164± 8	0,44	-
Fisicamente Ativas (%)	44,4%	55,6%	-	0,61
Tempo prática (anos)	3±3	4±3	0,56	-
Duração(min)	92±32	96±25	0,83	-
Frequencia (dias/semana)	2±1	3±1	0,22	-
EVA	0,3±0,5	0,8±1,6	0,43	-

Não houve diferença entre os grupos na distribuição da classificação dos pés em cavos, normais e planos segundo o índice do arco ($p=0,81$) (figura 11).

Os grupos foram similares em relação à escala de desordens patelofemorais. O IC obteve mediana 71, primeiro quartil 63 e terceiro quartil 84 pontos e o Controle apresentou mediana 69, primeiro quartil 54 e terceiro quartil 83 pontos ($p=0,51$).

Figura 11: Distribuição por porcentagem de ocorrência de pés cavos, normais e planos nos grupos intervenção cinesioterapêutica (IC) e Controle.

4.1.2 Protocolo de avaliação

O protocolo foi desenvolvido no Laboratório de Biomecânica da EEFESUSP entre Setembro e Dezembro de 2012, organizado em 6 etapas (figura 3):

- 1) Avaliação Inicial: Aplicação do questionário inicial (Anexo 2), da EVA atual (Anexo 3), da escala de distúrbios patelofemorais (Anexo 4) e coleta das impressões plantares.
- 2) Avaliação Biomecânica: Avaliação da cinemática 3D do joelho, tornozelo e multissegmentar do pé durante o descer escada.
- 3) Aplicação da EVA após a tarefa de descer escada
- 4) Intervenção (Cinesioterapêutica ou Mínima).
- 5) Reavaliação Biomecânica: Avaliação da cinemática do joelho, tornozelo e multissegmentar do pé durante o descer degraus pós- intervenção.
- 6) Avaliação Final: Aplicação da EVA após a intervenção na tarefa de descer escada.

As etapas 1, 2 e 3 do protocolo de avaliação foram iguais no estudo 1 e 2, portanto descreveremos somente as etapas 4, 5 e 6.

4.1.2.1 Intervenções

4.1.2.1.1 Intervenção Cinesioterapêutica

A intervenção cinesioterapêutica objetivou a otimização do apoio do antepé e aumento da contribuição do movimento do tornozelo e pé na fase de apoio do descer escada e consequentemente a diminuição da dor na articulação patelofemoral. Ela foi composta de uma única sessão, sendo aplicada por uma fisioterapeuta experiente,

assegurando a padronização dos procedimentos. Foi realizada com as participantes descalças, em uma sessão individual com duração de aproximadamente 20 min.

A intervenção cinesioterapêutica constituiu-se de abordagem similar ao que acontece no dia a dia de um processo de reabilitação. Esta abordagem teve a sequência que partiu do aumento nas aferências sensoriais (auto-massagem e manipulação passiva) para solicitação de eferências motoras (exercícios de ativação muscular) e terminou na modificação da atividade motora funcional (descer escada).

Como os pés estão frequentemente calçados (LIEBERMAN et al., 2010) e pouco estimulados, os estímulos aferentes buscaram facilitar a assimilação dos exercícios motores e facilitar a reabilitação funcional. Em indivíduos que referem dor crônica nos membros inferiores, o aumento da estimulação aferente torna-se ainda mais importante, pois há a tendência de diminuir o apoio no membro afetado no intuito de evitar a dor (ALIBERTI; COSTA; SACCO, 2008). Esta diminuição crônica do apoio do pé no chão pode diminuir a estimulação aferente nos pés destes indivíduos. Durante o processo foram aplicados feedback tátil, visual e verbal (KISNER; COLBY, 2009; HALL; BRODY, 2011).

Como a tarefa de descer escada é cíclica e envolve os dois membros inferiores, a intervenção cinesioterapêutica foi aplicada bilateralmente. O quadro 3 descreve sequencialmente as 4 etapas da intervenção cinesioterapêutica realizada (Quadro 3).

4.1.2.1.2 Intervenção Mínima

A pesquisa clínica apresenta limitações de especificidade dos resultados, ou seja, a dificuldade de se separar os resultados obtidos que se devem à confundidores como efeito placebo e super valorização dos efeitos por parte do paciente, conhecida como paciente bonzinho, dos efeitos da intervenção (HERBERT, 2011). Este confundidores são mais observados em medidas subjetivas, como a intensidade da dor, do que em medidas objetivas como a cinemática. Com relação às medidas objetivas como a cinemática, é importante que haja o grupo controle comparável ao grupo submetido à intervenção para que se possam avaliar os efeitos específicos da intervenção (HERBERT, 2011).

Para controlar o efeito da intervenção cinesioterapêutica foi realizada uma intervenção mínima (sessão de musicoterapia) que continha os elementos confundidores (placebo e paciente bonzinho) da intervenção cinesioterapêutica sem gerar efeitos específicos de modificação da cinemática dos membros inferiores na

descida de escada. Foi possível testar os efeitos específicos da intervenção cinesioterapêutica na cinemática dos membros inferiores e na intensidade da dor (HERBERT, 2011). Os efeitos terapêuticos da musicoterapia têm sido tradicionalmente explicados pelo papel social da música na facilitação do aprendizado social e do bem estar emocional. No entanto, o avanço da neurociência e os estudos do cérebro sob influência da música mostram que a música pode estimular complexos processos afetivos, cognitivos e sensoriomotores no cérebro que podem ser generalizados e transferidos para objetivos terapêuticos não musicais (THAUT, 2005).

Na intervenção mínima, foi realizada uma abordagem similar a que acontece em uma sessão de musicoterapia. Durante a intervenção mínima, a participante permaneceu deitada em uma maca, em posição confortável, enquanto ouvia uma seleção de músicas suaves associadas aos sons da natureza por meio de fones de ouvido acoplados ao MP3 player (NICKEL et al., 2005). Assim como a intervenção cinesioterapêutica, a intervenção mínima foi realizada em uma sessão individual por uma fisioterapeuta experiente, com duração de aproximadamente 20 min.

A participante podia mudar de posição se preciso e manter-se ou não de olhos fechados. A posição corporal não foi controlada para fazer com que a participante pudesse mudar de posição, caso alguma posição gerasse o aumento da dor no joelho. Além disto, era esperado que a permanência por 20 min em uma posição confortável deitada diminuísse a intensidade da dor gerada pelo descer escada, por suprimir as forças de compressão na articulação patelofemoral (WITVROUW et al., 2014).

QUADRO 3: Objetivos, execução, volume e material utilizado nas etapas da intervenção cinesioterapêutica.

Etapas	Objetivo	Execução	Volume	Material
Auto-massagem (Figura 12)	Estímulo aferente dos pés	Em apoio bipodal, deslizar a planta do pé sobre a bolinha antero-posteriormente	15 repetições com cada bola	Bola de tênis e bola “cravo” para massagem
Mobilização articular (Figura 12)	Estímulo aferente dos pés	Mobilização passiva de inversão do retropé e eversão do antepé, na posição sentada (BÉZIER; PIRET, 1992)	10 repetições	—
Ativação muscular (Figura 12)	1. Ativação dos músculos flexores intrínsecos dos pés 2. Ativação dos músculos extensores do tornozelo	1. Sentada, pés apoiados no solo, trazer o antepé na direção do retropé - aumentando o arco longitudinal plantar - sem flexionar as falanges (BÉZIER; PIRET, 1992) 2. Apoio bipodal, um pé à frente do outro, realizar a elevação no antepé enfatizando o controle do movimento, principalmente na fase excêntrica ou descida (CALAIS-GERMAIN; LAMOTTE, 2010)	1. 10 repetições de 10 segundos; 2. 15 repetições	—
Modificação Funcional	Otimizar a contribuição do movimento do tornozelo e pé no descer escada gradativamente (em três fases), diminuir a intensidade da dor no joelho no descer escada	1. Descer um degrau baixo (10 cm) com ênfase no apoio do antepé e transferência do peso para o pé que inicia o apoio. 2. Descer um degrau (20 cm) com ênfase no apoio do antepé e transferência do peso para o pé que inicia o apoio. 3. Descer a escada de cinco degraus: com ênfase no apoio do antepé e transferência do peso para o pé que inicia o apoio.	1. 10 repetições; 2. 10 repetições; 3. 4 repetições	1. Bloco de madeira (A: 10cm, C: 40cm, L: 30cm); 2. Escada com cinco degraus; 3. Escada com cinco degraus

Figura 12: Sequência de exercícios terapêuticos realizados na intervenção cinesioterapêutica (A= Auto-massagem, B= Manipulação articular, C= Ativação isométrica dos músculos flexores intrínsecos dos pés, D= Ativação isotônica dos músculos extensores do tornozelo).

QUADRO 4: Objetivos, execução, duração e material utilizado intervenção mínima.

	Objetivos	Execução	Duração	Material
Musicoterapia	Controlar a intervenção cinesioterapêutica (HERBERT, 2011)	Posição deitada livre, abertura dos olhos livre. Ouvir música suave associada à sons da natureza (GIBSON; BEKKER, 1994)	20 minutos	Maca, aparelho de MP3, fones de ouvido.

4.1.2.2 Reavaliação Biomecânica

A avaliação biomecânica após a aplicação da intervenção cinesioterapêutica para o grupo intervenção cinesioterapêutica (IC) e intervenção mínima para o grupo Controle foi realizada da mesma forma descrita no estudo 1. Como mencionado anteriormente, os pontos anatômicos foram marcados com caneta esferográfica antes da colocação do marcador retro-refletivo na primeira avaliação biomecânica. Este procedimento foi adotado para facilitar a reposição dos marcadores, minimizando erros relativos ao reposicionamento de marcadores na reavaliação biomecânica.

4.1.2.3 Avaliação Final

Na avaliação final foi aplicada a EVA para avaliar a intensidade da dor das participantes do grupo IC e Controle ao descer escada. Imediatamente após a reavaliação biomecânica foi perguntado para as participantes como foi a dor durante a tarefa de descer escada realizada durante o protocolo de coleta (ALIBERTI et al., 2010).

4.1.3 Análise dos dados

A análise cinemática do estudo 2 foi feita de forma similar ao estudo 1. A análise da coordenação e variabilidade da coordenação não foram realizadas no estudo 2. Na fase inicial da aquisição ou modificação de padrões de movimento, como proposto na Intervenção Cinesioterapêutica, reduzir os graus de liberdade é uma estratégia para tornar o sistema menos complexo (ROBERTSON et al., 2014). No estudo 2, não foram avaliados os padrões de coordenação e a variabilidade da coordenação dos membros inferiores, pois se os resultados mostram a redução da variabilidade imediatamente após uma intervenção, seja a intervenção cinesioterapêutica ou a intervenção mínima, não seria possível afirmar que a intervenção proposta diminui a variabilidade da coordenação, pois este efeito pode ser transitório (ROBERTSON et al., 2014).

4.1.4 Análise Estatística

O tratamento estatístico foi realizado nos programa SPSS (v.20). Na estatística descritiva os dados demográficos, clínicos (EVA e escala de desordens patelofemorais), dados das características da atividade física (frequência em dias da semana, duração e tempo de prática) e variáveis cinemáticas foram descritas com as médias e desvios padrão, como medidas de tendência central e dispersão. Os dados sobre participantes fisicamente ativas foram descritos em porcentagens de ocorrência.

Para a estatística inferencial, foi confirmada a normalidade dos dados pelo teste de aderência de Shapiro-Wilk e a homogeneidade de variâncias pelo teste Levene. As comparações entre os grupos para os dados demográficos, dados da atividade física, EVA e escala de desordens patelofemorais foram feitas por meio do teste t. Os dados do arco longitudinal plantar e da porcentagem de indivíduos fisicamente ativos foram comparados pelo teste qui-quadrado.

As variáveis cinemáticas foram comparadas por uma Anova dois fatores com

delineamento split-plot, onde o fator grupo foi considerado medida independente e o fator tempo (antes e depois das intervenções dentro de cada grupo) foi considerado medida repetida. O nível de significância adotado foi de 5%. Para a análise da significância clínica, foi utilizado o tamanho do efeito Cohen (d). O tamanho do efeito Cohen é calculado dividindo-se a diferença entre as médias dos resultados de dois grupos pela média dos seus desvios-padrão. Valores entre 0 e 0,5 são considerados como tamanho do efeito pequeno. Entre 0,51 e 0,80 tamanho do efeito moderado e maiores que 0,81 tamanho do efeito grande (COHEN, 1988).

4.2 Resultados

A intervenção cinesioterapêutica diminuiu a intensidade da dor no joelho ($F=23,6$) durante o descer escada. O tamanho do efeito desta diminuição da dor foi grande no grupo IC (Tabela 7).

Tabela 7: Médias, desvios padrão e tamanho do efeito (TE) da escala visual analógica de dor (EVA) durante o descer escada nos grupos intervenção cinesioterapêutica (IC) e Controle antes e depois das intervenções. Valores do p do efeito interação grupo/antes e depois. * representa estatisticamente significativo, † representa tamanho do efeito grande

	IC Antes (n=8)	IC Depois (n=8)	d (TE)	Controle Antes (n=8)	Controle Depois (n=8)	d (TE)	p (Efeito Interação)
EVA (dor ao descer escada)	2,5±2,3	0,7±1,7	0,90 [†]	2,1±2,6	2,7±3,1	0,21	0,00

Houve efeito da intervenção cinesioterapêutica na diminuição do pico de flexão do joelho ($F_{1,14}=10,4$) e diminuição da flexão do joelho nas fases de contato inicial ($F_{1,14}=6,5$) e continuação para frente ($F_{1,14}=7,8$). Os tamanhos do efeito destas diferenças foram grandes. Foi encontrado tamanho do efeito grande para diminuição da flexão mínima após a intervenção cinesioterapêutica (Tabela 8).

Na articulação do tornozelo no plano sagital, a intervenção cinesioterapêutica aumentou a extensão na fase de contato inicial ($F_{1,14}=10,6$) e diminuiu a flexão na continuação para frente ($F_{1,14}=9,5$). Os tamanhos do efeito destas diferenças foram grande e moderado respectivamente (Tabela 8) (Figura 14). Houve o tamanho de efeito grande para aumento da extensão máxima do tornozelo após a intervenção cinesioterapêutica. (tabela 8).

No plano frontal do tornozelo, a intervenção cinesioterapêutica diminuiu a

inversão máxima ($F_{1,14}=5,4$) e o tamanho do efeito foi grande (Tabela 8) (Figura 14).

Figura 13: Curvas médias e desvios padrão dos ângulos do joelho e tornozelo nos planos sagital, frontal e transverso no grupo Intervenção Cinesioterapêutica antes (IC antes) (média=linha sólida, desvio padrão= cinza escuro) e depois (IC depois) (média=linha tracejada, desvio padrão= cinza claro) na fase de apoio do descer escada e em três subfases: contato inicial (CI), continuação pra frente (CF), e abaixamento controlado (AC). * representa estatisticamente significativo

No plano transverso do tornozelo a intervenção cinesioterapêutica diminuiu a adução mínima ($F_{1,14}=5,5$) e diminuiu a adução na fase de contato inicial ($F_{1,14}=6,0$). Os tamanhos do efeito destas diferenças foram grandes (Tabela 8) (Figura 14). Houve tamanho do efeito grande para diminuição da adução na fase de continuação para

frente após a intervenção cinesioterapêutica.

No retropé, não houve efeito da intervenção cinesioterapêutica nos três planos de movimento. No plano sagital tamanhos do efeito moderados foram encontrados para aumento da extensão nas fases de continuação para frente e abaixamento controlado (Tabela 9) (Figura 15). No plano frontal do retropé, houve tamanhos do efeito grandes para aumento da inversão no contato inicial e abaixamento controlado (tabela 9). O IC mostrou tamanho do efeito moderado para diminuição da eversão máxima após a intervenção cinesioterapêutica (Tabela 9) (Figura 15).

No plano transversal do retropé, o IC mostrou tamanho do efeito grande para diminuição da adução no contato inicial e tamanho do efeito moderado para diminuição da adução máxima e diminuição da adução na continuação para frente após a intervenção cinesioterapêutica (Tabela 9) (Figura 15).

No plano frontal do antepé houve efeito da intervenção cinesioterapêutica para aumento de eversão máxima ($F_{1,14}=8,5$). Ainda no plano frontal, houve tamanho de efeito grande e moderado para aumento da eversão no contato inicial e na continuação para frente após a intervenção cinesioterapêutica. Houve tamanho do efeito moderado para diminuição da inversão no abaixamento controlado após a intervenção cinesioterapêutica (Tabela 9) (Figura 15).

No plano sagital do antepé o grupo IC apresentou tamanho do efeito moderado para menor extensão mínima após a intervenção cinesioterapêutica (Tabela 9) (Figura 15). Não houve efeito da intervenção mínima na cinemática do grupo Controle e os tamanhos do efeito das diferenças antes e depois foram pequenos em todas as variáveis do joelho, tornozelo, retropé e antepé no apoio total e nas subfases do apoio do descer escada (Tabelas 8 e 9)(Figuras 16 e 17).

Tabela 8: Médias, desvios padrão, tamanhos do efeito (TE) e valores do p das variáveis angulares do joelho e tornozelo nos planos sagital, frontal e transversal nos grupos intervenção cinesioterapêutica antes (IC antes) e depois (IC depois), controle antes e controle depois na fase de apoio total e subfases: contato inicial (CI), continuação para frente (CF) e abaixamento controlado (AC) do descer escada.

Variável		IC antes (n=8)	IC depois (n=8)	d (TE)	Controle antes (n=8)	Controle depois (n=8)	d (TE)	p interação
Joelho (plano sagital)	Flexão máxima(°)	92,5±6,4	91,8±4,6	0,12	87,3±4,3	88,6±6,0	0,25	0,62
	Flexão mínima (°)	9,0±4,0	6,2±2,7	0,83 [‡]	7,6±5,9	8,0±6,9	0,06	0,96
	Pico de flexão (°)	25,9±6,8	20,9±4,4	0,89 [‡]	20,9±7,2	21,9±8,0	0,13	0,00*
	CI (°)	14,8±4,7	11,1±2,8	0,98 [‡]	11,7±6,5	12,7±7,1	0,14	0,02*
	CF(°)	24,4±6,2	19,9±4,0	0,88 [‡]	22,4±6,9	22,8±8,0	0,05	0,01*
	AC (°)	53,6±1,8	52,7±2,1	0,46	52,6±5,4	53,6±6,6	0,16	0,55
Joelho (plano frontal)	Abdução máxima (°)	3,6±4,5	4,0±3,8	0,09	5,9±3,6	6,8±4,8	0,21	0,62
	Adução máxima (°)	-1,3±4,7	-1,2±4,6	0,02	1,2±6,9	1,4±5,5	0,03	0,92
	CI (°)	2,5±4,6	3,1±3,7	0,14	4,7±3,0	5,5±4,1	0,22	0,82
	CF (°)	1,1±5,2	1,6±4,1	0,10	3,7±4,2	4,1±3,9	0,09	0,83
	AC (°)	-0,2±4,8	-0,0±4,2	0,04	2,3±6,1	2,1±4,7	0,03	0,79
Joelho (plano transversal)	Rot. lateral máxima (°)	6,0±6,4	8,4±5,6	0,40	4,9±5,5	3,5±4,1	0,29	0,44
	Rot. medial máxima (°)	-5,7±5,2	-3,7±6,1	0,35	-3,1±8,7	-4,1±6,9	0,12	0,35
	CI (°)	2,5±5,9	3,8±8,5	0,18	1,9±5,1	0,9±3,8	0,22	0,38
	CF (°)	0,3±6,5	1,2±9,8	0,11	1,8±5,8	1,0±4,5	0,15	0,51
	AC (°)	-1,1±6,3	-0,2±9,4	0,11	2,2±6,4	0,8±4,3	0,26	0,28
Tornozelo (plano sagital)	Flexão máxima (°)	25,9±7,7	26,5±6,1	0,08	24,8±8,3	26,8±7,9	0,24	0,60
	Extensão máxima (°)	-24,7±3,8	-28,3±4,5	0,97 [‡]	-26,0±5,5	-24,5±9,0	0,20	0,38
	CI (°)	-4,2±3,3	-8,8±4,1	1,24 [‡]	-9,8±6,2	-10,9±4,9	0,19	0,00*
	CF (°)	16,3±3,8	14,2±2,0	0,72 [†]	14,7±4,2	16,5±4,6	0,40	0,00*
	AC (°)	21,3±6,5	20,4±4,7	0,16	19,4±8,2	20,0±8,2	0,07	0,41
Tornozelo (plano frontal)	Inversão mínima (°)	-0,3±7,6	1,0±6,9	0,17	-1,2±8,0	-3,0±5,2	0,27	0,32
	Inversão máxima (°)	-15,0±6,2	-10,7±4,5	0,82 [‡]	-16,5±5,9	-18,1±3,7	0,33	0,03*
	CI (°)	-8,0±6,4	-6,3±4,9	0,30	-9,8±6,2	-10,9±6,9	0,16	0,33
	CF (°)	-0,7±7,3	0,4±6,9	0,04	-1,8±7,5	-3,3±5,1	0,23	0,33
	AC (°)	-3,8±5,0	-1,8±5,6	0,35	-3,4±5,6	-5,6±4,4	0,44	0,16
Tornozelo (plano transversal)	Adução máxima (°)	-19,0±4,0	-15,9±3,4	1,08 [‡]	-18,6±6,4	-18,3±3,7	0,06	0,15
	Adução mínima (°)	-7,7±4,2	-3,4±3,5	1,11 [‡]	-6,3±4,4	-5,4±4,7	0,20	0,03*
	CI (°)	-12,1±4,5	-7,5±3,2	1,19 [‡]	-12,4±4,7	-11,5±4,1	0,20	0,02*
	CF(°)	-18,6±4,1	-15,5±2,9	0,86 [‡]	-18,3±6,2	-18,1±6,2	0,03	0,91
	AC (°)	-16,1±4,9	-14,6±4,2	0,32	-15,1±6,4	-14,4±6,8	0,10	0,62

* representa estatisticamente significativo, † tamanho do efeito moderado, ‡ tamanho do efeito grande

Figura 14: Curvas médias e desvios padrão dos ângulos do retropé e antepé nos planos sagital, frontal e transverso para os grupos Intervenção Cinesioterapêutica antes (IC antes) (média=linha sólida, desvio padrão= cinza escuro) e depois (IC depois) (média=linha tracejada, desvio padrão= cinza claro) na fase de apoio do descer escada e em três subfases: contato inicial (CI), continuação pra frente (CF), e abaixamento controlado (AC). * estatisticamente significativo

Figura 15: Curvas médias e desvios padrão dos ângulos do joelho e tornozelo nos planos sagital, frontal e transverso para os grupos Controle antes (média linha sólida, desvio padrão cinza escuro) e Controle depois (média linha tracejada, desvio padrão cinza claro) na fase de apoio do descer escada e em três subfases: contato inicial (CI), continuação pra frente (CF), e abaixamento controlado (AC).

Tabela 9: Médias, desvios padrão, tamanhos do efeito (TE) e valores do p das variáveis angulares do retropé e antepé nos planos sagital, frontal e transversal nos grupos intervenção cinesioterapêutica antes (IC antes) e depois (IC depois), controle antes e controle depois na fase de apoio total e subfases: contato inicial (CI), continuação para frente (CF) e abaixamento controlado (AC) do descer escada.

	Variável	IC antes (n=8)	IC depois (n=8)	d (TE)	Controle antes (n=8)	Controle depois (n=8)	d (TE)	p Interação
Retropé (plano sagital)	Flexão máxima (°)	7,5±9,3	4,7±10,9	0,27	5,3±9,3	5,2±12,1	0,00	0,33
	Extensão máxima (°)	-29,3±4,1	-31,6±8,6	0,36	-27,5±5,4	-27,4±6,6	0,01	0,38
	CI (°)	-16,2±4,7	-19,7±8,3	0,53 [†]	-16,7±5,1	-16,0±7,7	0,10	0,09
	CF (°)	-4,9±6,0	-9,0±6,8	0,68 [†]	-4,9±6,0	-4,0±10,9	0,10	0,12
	AC (°)	2,6±8,0	-0,6±10,1	0,22	1,4±8,3	1,5±11,3	0,01	0,19
Retropé (plano frontal)	Eversão máxima (°)	2,8±8,4	-2,1±4,4	0,76 [†]	2,0±5,0	2,0±6,1	0,00	0,44
	Inversão máxima (°)	-14,2±6,0	-12,4±5,3	0,31	-12,7±6,5	-12,3±8,2	0,05	0,34
	CI (°)	-6,5±4,0	-8,6±4,7	0,48	-7,2±4,7	-6,7±7,2	0,08	0,24
	CF (°)	-1,2±4,1	-5,1±4,2	0,93 [‡]	-0,0±4,6	-0,1±6,5	0,01	0,14
	AC (°)	1,0±6,8	-3,6±4,2	0,83 [‡]	1,1±5,1	-0,0±5,5	0,20	0,29
Retropé (plano transversal)	Adução máxima (°)	-13,9±6,8	-11,1±3,7	0,53 [†]	-14,1±7,2	-12,5±5,8	0,24	0,81
	Adução mínima (°)	-5,9±7,2	-1,1±4,9	0,79 [†]	-5,9±7,4	-3,2±6,0	0,40	0,64
	CI (°)	-8,3±7,2	-3,4±4,5	0,83 [‡]	-8,9±6,7	-6,9±5,9	0,31	0,53
	CF (°)	-13,6±7,0	-10,3±3,9	0,60 [†]	-13,6±7,1	-12,0±5,8	0,24	0,72
	AC (°)	-12,3±6,6	-9,9±3,9	0,45	-11,5±7,6	-9,8±4,9	0,26	0,58
Antepé (plano sagital)	Extensão máxima (°)	-23,6±9,2	-25,5±7,0	0,23	-23,0±11,4	-23,8±11,9	0,06	0,81
	Extensão mínima (°)	-10,4±15,8	-2,6±3,7	0,64 [†]	-2,4±9,9	-3,5±13,5	0,09	0,42
	CI (°)	-19,9±10,9	-20,5±8,8	0,06	-15,7±7,5	-19,3±12,6	0,35	0,63
	CF (°)	-16,2±12,9	-17,3±11,5	0,09	-9,9±8,4	-13,5±14,0	0,32	0,73
	AC (°)	-11,9±12,2	-8,5±10,0	0,30	-4,1±6,5	-7,3±13,1	0,32	0,31
Antepé (plano frontal)	Eversão máxima (°)	2,9±5,2	4,1±6,3	0,20	3,7±9,0	0,7±8,1	0,35	0,01*
	Inversão máxima (°)	-3,3±3,1	-2,9±5,2	0,09	-4,6±7,3	-3,4±7,0	0,16	0,83
	CI (°)	0,7±3,3	4,0±3,9	0,91 [‡]	1,9±6,7	0,5±7,7	0,19	0,18
	CF (°)	0,1±4,7	2,2±3,6	0,50 [†]	-1,0±5,3	-0,7±5,3	0,05	0,47
	AC (°)	-3,4±5,0	-0,0±2,9	0,86 [‡]	-2,2±6,5	-1,1±6,1	0,17	0,46

* representa estatisticamente significativo, † tamanho do efeito moderado, ‡ tamanho do efeito grande

Figura 16: Curvas médias e desvios padrão dos ângulos do retropé e antepé nos planos sagital, frontal e transversal para o grupo Controle antes (média=linha sólida, desvio padrão=cinza escuro) e Controle depois (média=linha tracejada, desvio padrão= cinza claro) na fase de apoio do descer escada e em três subfases: contato inicial (CI), continuação pra frente (CF), e abaixamento controlado (AC).

4.3 Discussão

Os principais resultados deste estudo mostram que a intervenção cinesioterapêutica altera o movimento antepé no plano frontal, do tornozelo nos três planos de movimento e do joelho no plano sagital. Esta alteração dos movimentos da cadeia cinética diminui a dor de indivíduos com DPF durante a descida de escada imediatamente após a intervenção cinesioterapêutica.

As duas hipóteses deste estudo foram confirmadas. Foi confirmado que a intervenção cinesioterapêutica altera o movimento do tornozelo e do pé e altera o movimento do joelho de indivíduos com DPF no descer escada. Além disto, foi confirmado que a intervenção cinesioterapêutica reduz a dor de indivíduos com DPF

nesta tarefa. O aumento da eversão máxima do antepé observado após a intervenção cinesioterapêutica era esperado na medida em que otimizar o apoio do antepé na descida de escada foi um dos objetivos da intervenção. A eversão máxima do antepé na descida de escada acontece no contato inicial do apoio, fase onde ocorre a resposta à carga. Um aumento da eversão do antepé neste momento representa um aumento no apoio do antepé e provavelmente uma maior contribuição deste segmento na resposta à carga. O aumento da contribuição do antepé pode melhorar a absorção de cargas pelo tornozelo e pé, diminuindo a carga a ser absorvida pelo joelho, e consequentemente diminuindo as forças de contato da articulação patelofemoral e a dor (ALIBERTI; COSTA; SACCO, 2008; VAN DIEEN et al., 2008). Houve tamanho de efeito grande para aumento da eversão do antepé no contato inicial, confirmando o aumento de eversão do antepé na fase inicial do apoio após a intervenção. Um estudo buscou mudar o padrão de aterrissagem na corrida, de retropé para mediopé ou antepé em participantes com DPF. Esta modificação diminuiu o pico de impacto vertical e a taxa de crescimento do pico, diminuiu a dor e melhorou a funcionalidade de participantes com DPF. Esta modificação no padrão de aterrissagem do pé foi mantida por três meses após o treinamento (CHEUNG; DAVIS, 2011). Estes achados estão de acordo com os achados do presente estudo, onde uma modificação da cinemática do pé e tornozelo leva à diminuição da dor na DPF.

No tornozelo, a intervenção cinesioterapêutica alterou a cinemática nos três planos de movimento. No plano sagital, extensão máxima aumentou na fase de contato inicial. Nos planos frontal e transversal ocorreu a diminuição da inversão máxima e diminuição da adução mínima respectivamente. O aumento na extensão do tornozelo era esperado, na medida em que os objetivos da intervenção cinesioterapêutica incluíram a ativação dos extensores do tornozelo. É razoável pensar que o aumento da extensão do tornozelo levou à diminuição da flexão observada na articulação do joelho. Grenholm et al. (2009) encontraram maior extensão do tornozelo em indivíduos com DPF no descer escada. Segundo estes autores, maior extensão do tornozelo nas fases iniciais do descer escada reduz a sobrecarga no joelho por auxiliar a desaceleração do membro e levar a menor flexão do joelho nas subfases posteriores (GRENHOLM; STENSDOTTER; HAGER-ROSS, 2009). A maior amplitude de movimento no tornozelo diminuiu a amplitude no joelho sem comprometer a execução da tarefa, já que os eventos entre tornozelo e joelho no descer escada ocorrem de maneira sequencial (VAN DIEEN et al., 2008; VAN DIEEN;

PIJNAPPELS, 2009).

A extensão do tornozelo é o principal componente da supinação (NEUMANN, 2011). Seria esperado que o aumento da extensão fosse acompanhado pelo aumento da adução e inversão – os outros componentes da supinação do tornozelo - lateralizando o apoio no antepé (MCFADYEN; WINTER, 1988). Isso não ocorreu pois a intervenção objetivou o apoio bem distribuído no antepé, o que aumentou a eversão do antepé e diminuiu a adução (no plano transversal) do tornozelo. O aumento da extensão do tornozelo não foi acompanhado pela lateralização do apoio do antepé (aumento da inversão e adução), mas do apoio melhor distribuído. As alterações cinemáticas no tornozelo podem ter contribuído para diminuir a dor das participantes com DPF por melhorar o apoio do antepé e consequentemente a absorção da carga (VAN DIEËN et al., 2008; GRENHOLM; STENSDOTTER; HAGER-ROSS, 2009). Estas alterações aconteceram no contato inicial e continuação para frente, fases iniciais importantes para a resposta à carga e apoio unipodal do membro com disfunção (ALIBERTI; COSTA; SACCO, 2008).

No joelho, houve menor pico de flexão e menor flexão na fase de continuação para frente do apoio. A redução da flexão do joelho no apoio unipodal do membro com disfunção - impossibilitando a compensação pelo membro contralateral - pode diminuir a dor patelo-femoral. A justificativa biomecânica para a diminuição da dor está nos componentes de força compressiva da articulação patelo-femoral no plano sagital. O tendão do músculo quadríceps inserido na porção superior da patela (tracionando superiormente) e o ligamento patelar inserido na porção inferior da patela (tracionando inferiormente) geram a força de compressão da patela no fêmur. Esta força de compressão aumenta com o aumento da ativação do quadríceps e com menor ângulo de flexão do joelho entre o tendão do quadríceps e do ligamento patelar (MAQUET, 1983). A intervenção cinesioterapêutica diminuiu a flexão do joelho que estava em apoio unipodal (fase de continuação para frente do apoio no descer escada) e diminuiu o vetor responsável pela força compressiva na articulação patelo-femoral no plano sagital. A diminuição das forças compressivas na articulação patelo-femoral leva à diminuição da dor em indivíduos com DPF (LABOTZ, 2004). Os achados deste estudo mostram que a soma dos componentes da intervenção cinesioterapêutica (estímulo sensorial, manipulação, exercícios de ativação muscular, assim como a reeducação de apoio distribuído no antepé) obtiveram o resultado esperado na execução da tarefa.

A intervenção mínima não alterou a dor ao descer escada das participantes com

DPF. Era esperada a redução na intensidade da dor após a intervenção mínima devido aos efeitos específicos da musicoterapia como coadjuvante na redução da dor crônica e dos confundidores placebo e “paciente bonzinho”; mas, esta redução da dor não aconteceu (NICKEL et al., 2005; HERBERT, 2011). A intervenção mínima também não alterou os movimentos do membro inferior durante a descida de escada. Este achado sugere que as mudanças observadas nos movimentos do membro inferior foram devidas à intervenção cinesioterapêutica (HERBERT, 2011).

Os sintomas e funcionalidade de indivíduos com DPF melhoram após modificação dos movimentos na corrida (DUTTON; KHADAVI; FREDERICSON, 2014). Diminuição da dor associada à redução do momento adutor do quadril foi visto após treinamento de “biofeedback” em tempo real na corrida em sujeitos com DPF (NOEHREN; SCHOLZ; DAVIS, 2011). A diminuição da dor associada à redução do momento adutor e abductor do quadril e redução da inclinação contralateral da pelve foi encontrada após reeducação do movimento com uso de espelho. É interessante observar que as participantes com DPF transferiram estas modificações para o agachamento e o descer escada, que não tinham sido treinados, mostrando que houve transferência de aprendizagem para tarefas que não tinham sido incluídas na reabilitação (WILLY; SCHOLZ; DAVIS, 2012).

Segundo nosso conhecimento, este é o primeiro estudo que avalia uma intervenção com exercícios na DPF durante a descida de escada com um modelo multissegmentar do pé. O presente estudo mudou o padrão de movimento do tornozelo e pé e consequentemente do joelho no descer escada enquanto os estudos anteriores enfocaram a corrida. O descer escada é uma tarefa do dia a dia e relevante para a DPF, pois aumenta ou faz surgir a dor nesta disfunção (WITVROUW et al., 2014).

Nosso estudo inova, pois a reabilitação do tornozelo e pé na DPF está tradicionalmente relacionada ao uso de órteses (BARTON et al., 2010b); mas, este estudo mostrou que uma sessão de exercícios altera a cinemática do pé e tornozelo e consequentemente altera a cinemática do joelho e diminui a dor no descer escada.

. Como a intervenção cinesioterapêutica foi realizada por meio de uma sessão composta de vários exercícios, não se sabe a contribuição de cada componente ou exercício realizado para os resultados obtidos. Estudos que comparem a efetividade da aplicação dos diferentes exercícios propostos podem melhorar o custo-benefício da intervenção, definindo quais exercícios são fundamentais para os resultados obtidos no presente estudo (HILLECKE; NICKEL; BOLAY, 2005; HERBERT, 2011).

Este estudo mostrou os efeitos imediatos da alteração dos movimentos do tornozelo e pé na dor e cinemática do joelho durante a descida de escada na DPF. Ensaios clínicos randomizados com “follow-up” são necessários para avaliar a eficácia clínica em médio e longo prazo dos achados do presente estudo.

Em seguida faremos a discussão que relaciona os achados dos estudos 1 e 2. Com relação à intensidade da dor, os estudos 1 e 2 mostraram que a dor aumentou após a descida de escada e diminuiu após a intervenção cinesioterapêutica, confirmando que a tarefa de descer escada é relevante na reabilitação da DPF (ALIBERTI et al., 2010) e que podemos atuar não somente por meio de órteses mas por meio de manipulações e exercícios que alteram a cadeia cinética do membro inferior e consequentemente diminuem a dor durante a tarefa.

Vimos no estudo 1 a diminuição da inversão do antepé em sujeitos com DPF em relação aos controles. A intervenção cinesioterapêutica – estudo 2 - acentuou esta diminuição (aumento da eversão do antepé), associada a outras alterações do tornozelo como a diminuição da adução e aumento da extensão que levaram a alteração no movimento do joelho. Apesar de a intervenção cinesioterapêutica ter acentuado uma característica cinemática das participantes com DPF no plano frontal do antepé, a soma das alterações no tornozelo e pé trouxe efeitos positivos para a realização da tarefa.

No plano sagital, a intervenção aumentou a amplitude de movimento no tornozelo (aumento da extensão do tornozelo) e diminuiu no joelho, ou seja, diminuiu a flexão do joelho. O aumento da amplitude de movimento no tornozelo deve ser visto como um benefício da intervenção. Mas esta relação fica mais complexa quando pensamos na diminuição da amplitude de movimento no joelho após a intervenção cinesioterapêutica (CROSSLEY et al., 2005). Sobre o custo-benefício clínico, esta alteração sequencial da cadeia cinética do membro inferior possibilitou a execução da tarefa de descer escada com menos dor (LA BOTZ, 2004; VAN DIEEN et al., 2008). A diminuição da dor, que é um dos sintomas da inflamação, mostra que a tarefa está sendo realizada com menos estresse tecidual. Além disto, a possibilidade de se descer escada com menos dor, incentiva o indivíduo a continuar realizando esta tarefa, por exemplo, incentiva a descida de escada em relação a escadas rolantes e elevadores, incentivando um estilo de vida menos sedentário. A sobrecarga cíclica de baixa intensidade reduz a expressão de mediadores pró-inflamatórios e reduz a degeneração da cartilagem. Por outro lado, a inatividade física é um fator de risco para

a inflamação articular, levando a atrofia muscular e reduzindo a estimulação do líquido sinovial que protege os espaços articulares, contribuindo para o aumento do estresse articular (DEAN; GORMSEN HANSEN, 2012). Neste sentido, em termos de custo-benefício, a diminuição da dor no joelho associada a maior contribuição da articulação distal justificam a diminuição da amplitude de movimento do joelho no descer escada após a intervenção cinesioterapêutica.

4.4 Conclusões do estudo 2

Este estudo mostrou que a intervenção cinesioterapêutica altera os movimentos do tornozelo e pé, modificando o movimento do joelho no plano sagital e reduz a dor durante a descida de escada em indivíduos com síndrome da dor patelofemoral. Estudos são necessários para a comprovação da eficácia clínica da intervenção cinesioterapêutica em médio e longo prazos.

5. CONCLUSÃO

A síndrome da dor patelofemoral está relacionada à menor inversão do antepé nas fases iniciais do descer escada e a intensidade da dor aumenta durante a descida de escada em indivíduos com síndrome da dor patelofemoral. Não houve influência da síndrome da dor patelofemoral nos movimentos das demais articulações; no entanto, os padrões de coordenação do membro inferior mostraram estratégias de restrição da flexão do joelho, assim como restrição da mobilidade do pé em indivíduos com síndrome da dor patelofemoral. Este estudo não confirma que a menor variabilidade da coordenação dos membros inferiores está relacionada com a síndrome da dor patelofemoral.

Os efeitos imediatos da intervenção cinesioterapêutica foram a alteração dos movimentos do tornozelo e pé e consequentemente o movimento do joelho no plano sagital em participantes com síndrome da dor patelofemoral. A intervenção cinesioterapêutica leva à redução da dor durante a descida de escada. Estudos são necessários para a comprovação da eficácia clínica da intervenção cinesioterapêutica em médio e longo prazos.

REFERÊNCIAS

ASOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. Acessibilidade a edificações, mobiliário, espaços e equipamentos urbanos., 2004

ALIBERTI, S.; COSTA, M. S. X.; SACCO, I. C. N. Loads Imposed To The Painful Leg Versus The Pain Free Leg During Stair Descent In Patellofemoral Pain Syndrome. In: **Proceedings of Emed Scientific Meeting**, 2008, Dundee.

ALIBERTI, S.; COSTA, M. S.; PASSARO, A. C.; ARNONE, A. C.; SACCO, I. C. Medial contact and smaller plantar loads characterize individuals with Patellofemoral Pain Syndrome during stair descent. **Phys Ther Sport**, v. 11, n. 1, p. 30-34, 2010.

ALIBERTI, S.; COSTA MDE, S.; PASSARO ADE, C.; ARNONE, A. C.; HIRATA, R.; SACCO, I. C. Influence of patellofemoral pain syndrome on plantar pressure in the foot rollover process during gait. **Clinics (Sao Paulo)**, v. 66, n. 3, p. 367-372, 2011.

AQUINO, V. S.; FALCON, S. F. M.; NEVES, L. M. T.; RODRIGUES, R. C.; SENDÍN, F. A. Tradução e adaptação cultural para a língua portuguesa do questionario scoring of patellofemoral disorders: estudo preliminar
Acta Ortop Bras, v. 19, n. 5, p. 7, 2011.

BARTON, C. J.; LEVINGER, P.; MENZ, H. B.; WEBSTER, K. E. Kinematic gait characteristics associated with patellofemoral pain syndrome: A systematic review. **Gait Posture**, v., n., p., 2009.

BARTON, C. J.; BONANNO, D.; LEVINGER, P.; MENZ, H. B. Foot and ankle characteristics in patellofemoral pain syndrome: a case control and reliability study. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 40, n. 5, p. 286-296, 2010a.

BARTON, C. J.; MUNTEANU, S. E.; MENZ, H. B.; CROSSLEY, K. M. The efficacy of foot orthoses in the treatment of individuals with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. **Sports Med**, v. 40, n. 5, p. 377-395, 2010b.

BERNSTEIN, N. A. **The co-ordination and regulation of movements**. New York: Oxford Pergamon Press, 1967

BÉZIER, M.; PIET, S. **A coordenação motora. Aspecto mecânico da organização psicomotora do homem**. São Paulo: Summus, 1992

BOLING, M. C.; PADUA, D. A.; MARSHALL, S. W.; 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**, v. 37, n. 11, p. 2108-2116, 2009.

BRECHTER, J. H.; POWERS, C. M. Patellofemoral joint stress during stair ascent and descent in persons with and without patellofemoral pain. **Gait and Posture**, v. 16, n. 2, p. 115-123, 2002.

CALAIS-GERMAIN, B.; LAMOTTE, A. **Anatomia para o movimento: bases de exercícios**. São Paulo: Manole, 2010.

CAVANAGH, P. R.; RODGERS, M. M.; IIBOSHI, A. Pressure distribution under symptom-free feet during barefoot standing. **Foot Ankle**, v. 7, n. 5, p. 262-276, 1987.

CHANG, R.; VAN EMMERIK, R.; HAMILL, J. Quantifying rearfoot-forefoot coordination in human walking. **J Biomech**, v. 41, n. 14, p. 3101-3105, 2008.

CHEUNG, R. T.; DAVIS, I. S. Landing pattern modification to improve patellofemoral pain in runners: a case series. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 41, n. 12, p. 914-919, 2011.

COHEN, J. **Statistical power analysis for the behavioral sciences**. Hillsdale, NJ, England: Lawrence Erlbaum Associates, 1988

COLE, G. K.; NIGG, B. M.; RONSKY, J. L.; YEADON, M. R. Application of the joint coordinate system to three-dimensional joint attitude and movement representation: a standardization proposal. **J Biomech Eng**, v. 115, n. 4A, p. 344-349, 1993.

CROSSLEY, K. M.; BENNELL, K. L.; COWAN, S. M.; GREEN, S. Analysis of outcome measures for persons with patellofemoral pain: which are reliable and valid? **Arch Phys Med Rehabil**, v. 85, n. 5, p. 815-822, 2004.

CROSSLEY, K. M.; COWAN, S. M.; MCCONNELL, J.; BENNELL, K. L. Physical therapy improves knee flexion during stair ambulation in patellofemoral pain. **Med Sci Sports Exerc**, v. 37, n. 2, p. 176-183, 2005.

CUNNINGHAM, T. J.; MULLINEAUX, D. R.; NOEHREN, B.; SHAPIRO, R.; UHL, T. L. Coupling angle variability in healthy and patellofemoral pain runners. **Clin Biomech**, v. 29, n. 3, p. 317-322, 2014.

DAVIS, I. S.; POWERS, C. M. Patellofemoral pain syndrome: proximal, distal, and local factors, an international retreat, April 30-May 2, 2009, Fells Point, Baltimore, MD. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 40, n. 3, p. A1-16, 2010.

DEAN, E.; GORMSEN HANSEN, R. Prescribing optimal nutrition and physical activity as "first-line" interventions for best practice management of chronic low-grade inflammation associated with osteoarthritis: evidence synthesis. **Arthritis**, v. 2012, n., p. 560634, 2012.

DESCRITORES EM CIÊNCIAS DA SAÚDE. Disponível em <http://decs.bvs.br/>. Acessado em 14 de outubro de 2014.

DIXON, P. C.; BOHM, H.; DODERLEIN, L. Ankle and midfoot kinetics during normal gait: a multi-segment approach. **J Biomech**, v. 45, n. 6, p. 1011-1016, 2012.

DURWARD, B. R.; BAER, G. D.; ROWE, P. J. **Functional human movement : measurement and analysis**. Oxford ; Boston, Mass: Butterworth-Heinemann, 1999.

DUTTON, R. A.; KHADAVI, M. J.; FREDERICSON, M. Update on rehabilitation of patellofemoral pain. **Curr Sports Med Rep**, v. 13, n. 3, p. 172-178, 2014.

EARL, J. E.; HERTEL, J.; DENEGAR, C. R. Patterns of Dynamic Malalignment, Muscle Activation, Joint Motion and Patellofemoral-Pain Syndrome. **J Sport Rehabil**, v. 14, n., p. 215-233, 2005.

ENDO, M.; ASHTON-MILLER, J. A.; ALEXANDER, N. B. Effects of age and gender on toe flexor muscle strength. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v. 57, n. 6, p. M392-397, 2002.

GIBSON, D.; BEKKER, H.. Canada: Solitudes Ltd, 1994.

GRENHOLM, A.; STENSDOTTER, A. K.; HAGER-ROSS, C. Kinematic analyses during stair descent in young women with patellofemoral pain. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 24, n. 1, p. 88-94, 2009.

HALL, C. M.; BRODY, L. T. **Exercício terapêutico: na busca da função**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2011

HAMILL, J.; VAN EMMERIK, R. E.; HEIDERSCHEIT, B. C.; LI, L. A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 14, n. 5, p. 297-308, 1999.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases biomecânicas do movimento humano**. Barueri: Manole, 2008

HAMILL, J.; PALMER, C.; VAN EMMERIK, R. E. Coordinative variability and overuse injury. **Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol**, v. 4, n. 1, p. 45, 2012.

HEIDERSCHEIT, B. C.; HAMILL, J.; VAN EMMERIK, R. E. Variability of stride characteristics and joint coordination among individuals with unilateral patellofemoral pain. **J Appl Biomech**, v. 18, n., p. 22, 2002.

HEINTJES, E.; BERGER, M. Y.; BIERMA- ZEINSTRA, S. M. A.; BERSNSEN, R. M. D.; VERHAAR, J. A. N.; KOES, B. W. Exercise therapy for Patellofemoral pain syndrome (Cochrane Review): **The Cochrane Library**, 2005.

HERBERT, R. **Practical evidence-based physiotherapy**. Edinburgh: Elsevier/Churchill Livingstone, 2011.

HERTEL, J.; SLOSS, B. R.; EARL, J. E. Effect of foot orthotics on quadriceps and gluteus medius electromyographic activity during selected exercises. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 86, n. 1, p. 26-30, 2005.

HILLECKE, T.; NICKEL, A.; BOLAY, H. V. Scientific perspectives on music therapy. **Ann N Y Acad Sci**, v. 1060, n., p. 271-282, 2005.

KAYA, D.; ATAY, O. A.; CALLAGHAN, M. J.; CIL, A.; CAGLAR, O.; CITAKER, S.; YUKSEL, I.; DORAL, M. N. Hallux valgus in patients with patellofemoral pain syndrome. **Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc**, v. 17, n. 11, p. 1364-1367, 2009.

KELSO, J. A. S. **Dynamic Patterns: The self-organization of brain and behavior**. Boston: Bradford, 1995

KISNER, C.; COLBY, L. A. **Exercícios Terapêuticos: Fundamentos e Técnicas**. Barueri, SP: Manole, 2009

KUJALA, U. M.; JAAKKOLA, L. H.; KOSKINEN, S. K.; TAIMELA, S.; HURME, M.; NELIMARKKA, O. Scoring of patellofemoral disorders. **Arthroscopy**, v. 9, n. 2, p. 159-163, 1993.

LA BOTZ, M. Patellofemoral Syndrome. **Physician and Sportsmedicine**, v. 32, n. 7, p. 22-29, 2004.

LABELLA, C. Patellofemoral pain syndrome: evaluation and treatment. **Prim Care**, v. 31, n. 4, p. 977-1003, 2004.

LABOTZ, M. Patellofemoral syndrome: diagnostic pointers and individualized treatment. **Phys Sportsmed**, v. 32, n. 7, p. 22-29, 2004.

LEARDINI, A.; BENEDETTI, M. G.; BERTI, L.; BETTINELLI, D.; NATIVO, R.; GIANNINI, S. Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. **Gait Posture**, v. 25, n. 3, p. 453-462, 2007.

LEE, S. P.; SOUZA, R. B.; POWERS, C. M. The influence of hip abductor muscle performance on dynamic postural stability in females with patellofemoral pain. **Gait Posture**, v. 36, n. 3, p. 425-429, 2012.

LEVINGER, P.; GILLEARD, W. L.; SPROGIS, K. Frontal plane motion of the rearfoot during a one-leg squat in individuals with patellofemoral pain syndrome. **J Am Podiatr Med Assoc**, v. 96, n. 2, p. 96-101, 2006.

LEVINGER, P.; GILLEARD, W. Tibia and rearfoot motion and ground reaction forces in subjects with patellofemoral pain syndrome during walking. **Gait Posture**, v. 25, n. 1, p. 2-8, 2007.

LIEBERMAN, D. E.; VENKADESAN, M.; WERBEL, W. A.; DAOUD, A. I.; D'ANDREA, S.; DAVIS, I. S.; MANG'ENI, R. O.; PITSILADIS, Y. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. **Nature**, v. 463, n. 7280, p. 531-535, 2010.

MACLEAN, C. L.; VAN EMMERIK, R.; HAMILL, J. Influence of custom foot orthotic intervention on lower extremity intralimb coupling during a 30-minute run. **J Appl Biomech**, v. 26, n. 4, p. 390-399, 2010.

MAQUET, P. G. J. **Biomechanics of the knee : with application to the pathogenesis and the surgical treatment of osteoarthritis**. Berlin ; New York: Springer-Verlag, 1983

MCCONNELL, J. The physical therapist's approach to patellofemoral disorders. **Clin Sports Med**, v. 21, n. 3, p. 363-387, 2002.

MCFADYEN, B. J.; WINTER, D. A. An integrated biomechanical analysis of normal stair ascent and descent. **J Biomech**, v. 21, n. 9, p. 733-744, 1988.

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**, v. 40, n. 10, p. 625-632, 2010.

MCPOIL, T. G.; VICENZINO, B.; CORNWALL, M. W. Effect of foot orthoses contour on pain perception in individuals with patellofemoral pain. **J Am Podiatr Med Assoc**, v. 101, n. 1, p. 7-16, 2011.

MCPOIL, T. G.; WARREN, M.; VICENZINO, B.; CORNWALL, M. W. Variations in foot posture and mobility between individuals with patellofemoral pain and those in a control group. **J Am Podiatr Med Assoc**, v. 101, n. 4, p. 289-296, 2011.

MESSIER, S. P.; DAVIS, S. E.; CURL, W. W.; LOWERY, R. B.; PACK, R. J. Etiologic factors associated with patellofemoral pain in runners. **Med Sci Sports Exerc**, v. 23, n. 9, p. 1008-1015, 1991.

MICKLE, K. J.; MUNRO, B. J.; LORD, S. R.; MENZ, H. B.; STEELE, J. R. ISB Clinical Biomechanics Award 2009: toe weakness and deformity increase the risk of falls in older people. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 24, n. 10, p. 787-791, 2009.

NAKAGAWA, T. H.; MUNIZ, T. B.; BALDON RDE, M.; DIAS MACIEL, C.; DE MENEZES REIFF, R. B.; SERRAO, F. V. The effect of additional strengthening of hip abductor and lateral rotator muscles in patellofemoral pain syndrome: a randomized controlled pilot study. **Clin Rehabil**, v. 22, n. 12, p. 1051-1060, 2008.

NAKAGAWA, T. H.; BALDON RDE, M.; MUNIZ, T. B.; SERRAO, F. V. Relationship among eccentric hip and knee torques, symptom severity and functional capacity in females with patellofemoral pain syndrome. **Phys Ther Sport**, v. 12, n. 3, p. 133-139, 2011.

NAKAGAWA, T. H.; SERRAO, F. V.; MACIEL, C. D.; POWERS, C. M. Hip and knee kinematics are associated with pain and self-reported functional status in males and females with patellofemoral pain. **Int J Sports Med**, v. 34, n. 11, p. 997-1002, 2013.

NEUMANN, D. A. **Cinesiologia do aparelho musculoesquelético**. Rio de Janeiro, 2011

NICKEL, A. K.; HILLECKE, T.; ARGSTATTER, H.; BOLAY, H. V. Outcome research in music therapy: a step on the long road to an evidence-based treatment. **Ann N Y Acad Sci**, v. 1060, n., p. 283-293, 2005.

NIGG, B. M.; NURSE, M. A.; STEFANYSHYN, D. J. Shoe inserts and orthotics for sport and physical activities. **Med Sci Sports Exerc**, v. 31, n. 7 Suppl, p. S421-428, 1999.

NOEHREN, B.; SCHOLZ, J.; DAVIS, I. The effect of real-time gait retraining on hip kinematics, pain and function in subjects with patellofemoral pain syndrome. **Br J Sports Med**, v. 45, n. 9, p. 691-696, 2011.

POWERS, C. M.; CHEN, P. Y.; REISCHL, S. F.; PERRY, J. Comparison of foot pronation and lower extremity rotation in persons with and without patellofemoral pain. **Foot Ankle Int**, v. 23, n. 7, p. 634-640, 2002.

POWERS, C. M. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 33, n. 11, p. 639-646, 2003.

POWERS, C. M. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 40, n. 2, p. 42-51, 2010.

ROBERTSON, D. G. E.; CALDWELL, G. E.; HAMILL, J.; KAMEN, G.; WHITTLESEY, S. N. **Research methods in biomechanics**, 2014.

RODRIGUES, P.; TENBROEK, T.; HAMILL, J. Runners with anterior knee pain use a greater percentage of their available pronation range of motion. **J Appl Biomech**, v. 29, n. 2, p. 141-146, 2013.

RODRIGUES, P.; TENBROEK, T.; VAN EMMERIK, R.; HAMILL, J. Evaluating runners with and without anterior knee pain using the time to contact the ankle joint complexes' range of motion boundary. **Gait Posture**, v. 39, n. 1, p. 48-53, 2014.

SCHOLZ, J. P.; SCHONER, G. The uncontrolled manifold concept: identifying control variables for a functional task. **Exp Brain Res**, v. 126, n. 3, p. 289-306, 1999.

SCOTT, G.; MENZ, H. B.; NEWCOMBE, L. Age-related differences in foot structure and function. **Gait Posture**, v. 26, n. 1, p. 68-75, 2007.

TAUTON, J. E.; RYAN, M. B.; CLEMENT, D. B.; MCKENZIE; LLOYD- SMITH, D. R.; ZUMBO, B. D. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. **Br J Sports Med**, v. 36, n. 2, p. 95-101, 2002.

THAUT, M. H. The future of music in therapy and medicine. **Ann N Y Acad Sci**, v. 1060, n., p. 303-308, 2005.

THIJS, Y.; VAN TIGGELEN, D.; ROOSEN, P.; DE CLERCQ, D.; WITVROUW, E. A prospective study on gait-related intrinsic risk factors for patellofemoral pain. **Clin J Sport Med**, v. 17, n. 6, p. 437-445, 2007.

TRESCH, M. C.; JARC, A. The case for and against muscle synergies. **Curr Opin Neurobiol**, v. 19, n. 6, p. 601-607, 2009.

- TURVEY, M. T. Coordination. **Am Psychol**, v. 45, n. 8, p. 938-953, 1990.
- VAN DIEEN, J. H.; SPANJAARD, M.; KONEMANN, R.; BRON, L.; PIJNAPPELS, M. Mechanics of toe and heel landing in stepping down in ongoing gait. **J Biomech**, v. 41, n. 11, p. 2417-2421, 2008.
- VAN DIEEN, J. H.; PIJNAPPELS, M. Effects of conflicting constraints and age on strategy choice in stepping down during gait. **Gait Posture**, v. 29, n. 2, p. 343-345, 2009.
- VEREIJKEN, B.; WHITING, H. T.; BEEK, W. J. A dynamical systems approach to skill acquisition. **Q J Exp Psychol A**, v. 45, n. 2, p. 323-344, 1992.
- WILLEMS, T. M.; DE CLERCQ, D.; DELBAERE, K.; VANDERSTRAETEN, G.; DE COCK, A.; WITVROUW, E. A prospective study of gait related risk factors for exercise-related lower leg pain. **Gait Posture**, v. 23, n. 1, p. 91-98, 2006.
- WILLY, R. W.; SCHOLZ, J. P.; DAVIS, I. S. Mirror gait retraining for the treatment of patellofemoral pain in female runners. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 27, n. 10, p. 1045-1051, 2012.
- WITVROUW, E.; CALLAGHAN, M. J.; STEFANIK, J. J.; NOEHREN, B.; BAZETT-JONES, D. M.; WILLSON, J. D.; EARL-BOEHM, J. E.; DAVIS, I. S.; POWERS, C. M.; MCCONNELL, J.; CROSSLEY, K. M. Patellofemoral pain: consensus statement from the 3rd International Patellofemoral Pain Research Retreat held in Vancouver, September 2013. **Br J Sports Med**, v. 48, n. 6, p. 411-414, 2014.
- YATES, C.; GRANA, W. A. Patellofemoral pain--a prospective study. **Orthopedics**, v. 9, n. 5, p. 663-667, 1986.

ANEXOS

ANEXO 1: AVALIAÇÃO INICIAL (CONTROLE)

Data: _____

Voluntária: _____

Avaliação Inicial (GC)

Nome: _____ D.N.: _____

End: _____ CEP: _____

Tel: _____ cel: _____ email: _____

Massa : _____ kg Estatura: _____ m

1) Atividade física: Sim ( ) Não ( ) Tipo: _____

Frequência (v/sem) : _____ Duração (min): _____ Desde (ano): _____

2) Já fez cirurgia nos membros inferiores? ( ) sim ( ) não

3) Alguma lesão nos membros inferiores nos últimos seis meses? ( ) sim ( ) não

4) Dor a contração resistida do quadríceps (sentada) ( ) sim ( ) não

Dor ao agachar? ( ) sim ( ) não

Dor ao permanecer sentada por longos períodos? ( ) sim ( ) não

5) Medida do Arco Plantar: _____

ANEXO 2: AVALIAÇÃO INICIAL (DPF)

Data: _____

Voluntária: _____

Avaliação Inicial (DPF)

Nome: _____ D.N.: _____

End: _____ CEP: _____

Tel: _____ cel: _____ email: _____

Massa: _____ kg Estatura: _____ m

1) Atividade física: Sim ( ) Não ( ) Tipo: _____

Frequência (v/sem) : _____ Duração (min): _____ Desde (ano): _____

2) Local da Dor DIR peri medial ( ) peri lateral ( ) peri difusa ( ) retro
ESQ peri medial ( ) peri lateral ( ) peri difusa ( ) retro

3) Atividades que aumentam a dor:

( ) Descer escadas

( ) Agachar

( ) Permanecer sentada por longo período

( ) Contração resistida do quadríceps (sentada)

4) Medida do arco : _____

5) VAS (atual): _____ VAS (ao descer escada-antes): _____ VAS (ao descer escada-depois): _____

6) Questionário de Desordens Patelofemorais : _____ pontos

ANEXO 3- ESCALA VISUAL ANALÓGICA (EVA) DE DOR

A medida da dor é feita pela mensuração com régua milimetrada da posição referida de dor.

ANEXO 4: ESCALA DE DESORDENS PATELOFEMORAIS

1. Ao andar, você manca?

- (a) Não
- (b) Às vezes
- (c) Sempre

2. Você sustenta o peso do corpo?

- (a) Sim, totalmente sem dor
- (b) Sim, mas com dor
- (c) Não, é impossível

3. Você caminha:

- (a) Sem limite de distância
- (b) Mais de 2 km
- (c) Entre 1 a 2 km
- (d) Sou incapaz de caminhar

4. Para subir e descer escadas você:

- (a) Não tem dificuldade
- (b) Tem leve dor apenas ao descer
- (c) Tem dor ao descer e ao subir
- (d) Não consegue subir nem descer escadas

5. Para agachar você:

- (a) Não tem dificuldade
- (b) Sente dor após vários agachamentos
- (c) Sente dor em um/cada agachamento
- (d) Só é possível descarregando parcialmente o peso do corpo na perna afetada
- (e) Não consegue

6. Para correr você:

- (a) Não tem dificuldade
- (b) Sente dor após 2 km
- (c) Sente dor leve desde o início
- (d) Sente dor forte
- (e) Não consegue

7. Para pular você:

- (a) Não tem dificuldade
- (b) Tem leve dificuldade
- (c) Tem dor constante
- (d) Não consegue

8. Em relação a sentar-se prolongadamente com os joelhos flexionados:

- (a) Não sente dor
- (b) Sente dor ao sentar somente após realização de exercício
- (c) Sente dor constante
- (d) Sente dor que faz com que tenha que estender os joelhos por um tempo
- (e) Não consegue

9. Você sente dor no joelho afetado?

- (a) Não
- (b) Leve e às vezes
- (c) Tenho dor que prejudica o sono
- (d) Forte e às vezes
- (e) Forte e Constante

10. Quanto ao inchaço:

- (a) Não apresento
- (b) Tenho apenas após muito esforço
- (c) Tenho após atividades diárias
- (d) Tenho toda noite
- (e) Tenho constantemente

11. Em relação a sua DOR aos deslocamentos patelares anormais (subluxações):

- (a) Está ausente
- (b) Às vezes em atividades esportivas
- (c) Às vezes em atividades diárias
- (d) Pelo menos um deslocamento comprovado
- (e) Mais de dois deslocamentos

12. Você perdeu massa muscular (Atrofia) da coxa?

- (a) Nenhuma
- (b) Pouca
- (c) Muita

13. Você tem dificuldade para dobrar o joelho afetado?

- (a) Nenhuma
- (b) Pouca
- (c) Muita

ANEXO 5: PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP DA EEFUEUSP

ESCOLA DE EDUCAÇÃO
FÍSICA E ESPORTE DA
UNIVERSIDADE DE SÃO

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: INFLUÊNCIA DA SÍNDROME DA DOR PATELOFEMORAL NA CINEMÁTICA DO JOELHO, TORNOZELO E PÉ NO DESCER ESCADA E EFEITOS IMEDIATOS DE UMA INTERVENÇÃO

Pesquisador: Luis Mochizuki

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 05177612.3.0000.5391

Instituição Proponente: Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo - EEFUE /

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 133.676

Data da Relatoria: 30/08/2012

Apresentação do Projeto:

O projeto está bem apresentado e embasado na literatura

Objetivo da Pesquisa:

O projeto apresenta como objetivo geral verificar a influência da síndrome da dor patelofemoral no movimento dos membros inferiores e avaliar os efeitos agudos de uma única intervenção em sujeitos com síndrome da dor patelofemoral no descer escada.

Ainda, o projeto será conduzido na forma de dois subprojetos: 1) Comparar a cinemática do quadril, joelho, tornozelo, retropé, meiopé, antepé e hálux de indivíduos com e sem a síndrome da dor patelofemoral durante a tarefa de descer escada. 2) Analisar o efeito

de uma sessão de intervenção de reabilitação na cinemática do quadril, joelho, tornozelo, retropé, meiopé, antepé e hálux de indivíduos com a síndrome da dor patelofemoral durante a tarefa de descer escada. Analisar o efeito de uma sessão de intervenção de reabilitação na intensidade da dor dos participantes com a síndrome da dor patelofemoral durante a tarefa de descer escada.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Conforme informado no TCLE o risco é baixo, e não é esperado benefícios de imediato aos participante, entretanto o conhecimento gerado poderá criar novas estratégias de tratamento da Síndrome da dor patelofemoral.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Endereço: Av. Profº Mello Moraes, 65

Bairro:

CEP: 06.757-060

UF: SP

Município:

Telefone: (113)091--3097

Fax: (113)812--4141

E-mail: cep39@usp.br

ESCOLA DE EDUCAÇÃO
FÍSICA E ESPORTE DA
UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

A pesquisa está bem delineada e os métodos aplicados respondem aos objetivos da pesquisa.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Está devidamente preenchido.

Recomendações:

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

O projeto pode ser aprovado sem pendências.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

Protocolo aprovado na reunião ordinária do Comitê de Ética em Pesquisa da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo realizada em 25/10/2012.

29 de Outubro de 2012

Assinador por:

Maria Augusta Peduti Dal'Molin Kiss
(Coordenador)

Profa. Dra. Maria Augusta Peduti Dal'Molin Kiss
Coordenadora
Comitê de Ética em Pesquisa

Endereço: Av. Profº Mello Moraes, 65

Bairro:

CEP: 06.757-060

UF: SP

Município:

Telefone: (113)091-3087

Fax: (113)812-4141

E-mail: cep39@usp.br

ANEXO 6: TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (controle)

I - DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL

1. DADOS DO INDIVÍDUO

Nome completo _____

Sexo ☐ Masculino
☐ Feminino

RG _____

Data de nascimento _____

Endereço completo _____

CEP _____

Fone _____

e-mail _____

2. RESPONSÁVEL LEGAL

Nome completo _____

Natureza (° de parentesco, tutor, curador) _____

Sexo ☐ Masculino
☐ Feminino

RG _____

Data de nascimento _____

Endereço completo _____

CEP _____

Fone _____

e-mail _____

II - DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA

1. Título do Projeto de Pesquisa: Influência da síndrome da dor patelofemoral na cinemática do joelho, tornozelo e pé durante o descer escada e efeitos agudos de uma intervenção de reabilitação.

2. Pesquisador Responsável : Prof. Dr. Luis Mochizuki

3. Cargo/Função

4. Avaliação do risco da pesquisa:

☐ RISCO MÍNIMO ☒ RISCO BAIXO ☐ RISCO MÉDIO ☐ RISCO MAIOR |

(probabilidade de que o indivíduo sofra algum dano como consequência imediata ou tardia do estudo)

5. Duração da Pesquisa: 1 hora

III - EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO INDIVÍDUO OU SEU REPRESENTANTE LEGAL SOBRE A PESQUISA, DE FORMA CLARA E SIMPLES, CONSIGNANDO:

Este estudo faz parte do projeto de Doutorado desenvolvido no Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física e Esporte da USP. Os objetivos são avaliar os movimentos do joelho, tornozelo e do pé em mulheres com e sem dor no joelho durante a descida de escada. Para isso, durante a avaliação você descerá uma escada de três degraus por dez vezes, utilizando bolinhas de isopor que serão colocadas em alguns pontos do seu corpo por meio de fita adesiva anti-alérgica. O estudo é composto de procedimentos não-invasivos e não envolve desconforto ou qualquer risco ou a sua saúde física e mental, além dos riscos encontrados nas atividades normais do cotidiano.

IV - ESCLARECIMENTOS DADOS PELO PESQUISADOR SOBRE GARANTIAS DO SUJEITO DA PESQUISA:

1. Em qualquer momento você poderá esclarecer dúvidas em relação aos procedimentos, riscos e benefícios relacionados a esta pesquisa entrando em contato com os pesquisadores responsáveis.
2. Você tem a liberdade de desistir de sua participação nesta pesquisa a qualquer momento sem prejuízo a continuidade da assistência no HU.
3. Os resultados desta pesquisa, guardadas as devidas identificações e mantida a confidencialidade, serão analisados e utilizados única e exclusivamente para fins científicos.
4. Em caso de qualquer intercorrência acontecer durante a pesquisa, esta será interrompida e a encaminharemos para o Hospital Universitário para receber toda a assistência necessária.

V - INFORMAÇÕES DE NOMES, ENDEREÇOS E TELEFONES DOS RESPONSÁVEIS PELO ACOMPANHAMENTO DA PESQUISA, PARA CONTATO EM CASO DE INTERCORRÊNCIAS CLÍNICAS E REAÇÕES ADVERSAS.

Pesquisador responsável: Prof. Dr. Luis Mochizuki

telefone: (11) 91017587

Endereço: Avenida Professor Mello Moraes, 65 Cidade Universitária, São Paulo, 05508-030

Pesquisador gerente: Sandra Aliberti

telefone: (11) 98685579

Endereço: Avenida Professor Mello Moraes, 65 Cidade Universitária, São Paulo, 05508-030

4.4.1.1.1 VI. - OBSERVAÇÕES COMPLEMENTARES:

VII - CONSENTIMENTO PÓS-ESCLARECIDO

Declaro que, após convenientemente esclarecido pelo pesquisador e ter entendido o que me foi explicado, consinto em participar do presente Projeto de Pesquisa.

São Paulo, ____/____/____

---

assinatura do sujeito da pesquisa
ou responsável legal

---

assinatura do pesquisador
(carimbo ou nome legível)

ANEXO 7: TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (grupo DPF)

I - DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL

1. DADOS DO INDIVÍDUO

Nome completo _____

Sexo ☐ Masculino
☐ Feminino

RG _____

Data de nascimento _____

Endereço completo _____

CEP _____

Fone _____

e-mail _____

2. RESPONSÁVEL LEGAL

Nome completo _____

Natureza(° de parentesco, tutor, curador) _____

Sexo ☐ Masculino
☐ Feminino

RG _____

Data de nascimento _____

Endereço completo _____

CEP _____

Fone _____

e-mail _____

II - DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA

1. Título do Projeto de Pesquisa: Influência da síndrome da dor patelofemoral na cinemática do joelho, tornozelo e pé durante o descer escada e efeitos agudos de uma intervenção de reabilitação.
2. Pesquisador Responsável: Prof. Dr. Luis Mochizuki
3. Cargo/Função
4. Avaliação do risco da pesquisa:
☐ RISCO MÍNIMO ☒ RISCO BAIXO ☐ RISCO MÉDIO ☐ RISCO MAIOR |
(probabilidade de que o indivíduo sofra algum dano como consequência imediata ou tardia do estudo)
5. Duração da Pesquisa: 1 hora

_____
rubrica do sujeito da pesquisa
ou responsável legal

_____
rubrica do pesquisador

III - EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO INDIVÍDUO OU SEU REPRESENTANTE LEGAL SOBRE A PESQUISA, DE FORMA CLARA E SIMPLES, CONSIGNANDO:

Este estudo faz parte do projeto de Doutorado desenvolvido no Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física e Esporte da USP. Os objetivos são avaliar os movimentos do joelho, tornozelo e do pé em mulheres com e sem dor no joelho durante a descida de escada e a dor no joelho durante a descida de escada antes e imediatamente após uma sessão de reabilitação. Para isso, durante a avaliação você descerá uma escada de três degraus por dez vezes, utilizando bolinhas de isopor que serão colocadas em alguns pontos do seu corpo por meio de fita adesiva anti-alérgica. Em seguida, você realizará uma sessão de massagens e exercícios e descerá a

escada por mais dez vezes. Você também responderá a um questionário sobre a dor, capacidades e limitações do seu joelho nas atividades do dia a dia. O estudo é composto de procedimentos não-invasivos e não envolve desconforto ou qualquer risco ou a sua saúde física e mental, além dos riscos encontrados nas atividades normais do cotidiano. Você poderá se beneficiar de uma redução na dor do joelho ao descer escadas, por meio da sessão de reabilitação que será realizada.

IV - ESCLARECIMENTOS DADOS PELO PESQUISADOR SOBRE GARANTIAS DO SUJEITO DA PESQUISA:

1. Em qualquer momento você poderá esclarecer dúvidas em relação aos procedimentos, riscos e benefícios relacionados a esta pesquisa entrando em contato com os pesquisadores responsáveis.
2. Você tem a liberdade de desistir de sua participação nesta pesquisa a qualquer momento sem prejuízo a continuidade da assistência no HU.
3. Os resultados desta pesquisa, guardadas as devidas identificações e mantida a confidencialidade, serão analisados e utilizados única e exclusivamente para fins científicos.
4. Em caso de qualquer intercorrência acontecer durante a pesquisa, esta será interrompida e a encaminharemos para o Hospital Universitário para receber toda a assistência necessária.

V - INFORMAÇÕES DE NOMES, ENDEREÇOS E TELEFONES DOS RESPONSÁVEIS PELO ACOMPANHAMENTO DA PESQUISA, PARA CONTATO EM CASO DE INTERCORRÊNCIAS CLÍNICAS E REAÇÕES ADVERSAS.

Pesquisador responsável: Prof. Dr. Luis Mochizuki **telefone:** (11) 91017587

Endereço: Avenida Professor Mello Moraes, 65 Cidade Universitária, São Paulo, 05508-030

Pesquisador gerente: Sandra Aliberti **telefone:** (11) 98685579

Endereço: Avenida Professor Mello Moraes, 65 Cidade Universitária, São Paulo, 05508-030

Comitê de Ética do Hospital Universitário da USP

Endereço: Av. Prof. Lineu Prestes, 2565 – Cidade Universitária – CEP: 05508-000 – São Paulo – SP

Telefone: 3091-9457 – Fax: 3091-9452 – **email:** CEP@hu.usp.br

VI. - OBSERVAÇÕES COMPLEMENTARES:

VII - CONSENTIMENTO PÓS-ESCLARECIDO

Declaro que, após convenientemente esclarecido pelo pesquisador e ter entendido o que me foi explicado, consinto em participar do presente Projeto de Pesquisa.

São Paulo, ____/____/____

---

assinatura do sujeito da pesquisa
ou responsável legal

---

assinatura do pesquisador
(carimbo ou nome legível)

ANEXO 8: CINEMÁTICA ANGULAR DO ANTEPÉ NO PLANO TRANSVERSO

Curvas médias e desvios padrão dos ângulos do antepé no plano transversal para os grupos **A** = Controle (média=linha sólida, desvio padrão= cinza escuro) e DPF (média=linha tracejada, desvio padrão= cinza claro) **B**= GIC antes (média=linha sólida, desvio padrão= cinza escuro) e GIC depois (média=linha tracejada-pontilhada, desvio padrão= cinza claro) e **C** = GIM antes (média=linha sólida, desvio padrão= cinza escuro) e GIM depois (média=linha pontilhada, desvio padrão= cinza claro) na fase de apoio do descer escada e em três subfases: contato inicial (CI), continuação pra frente (CF), e abaixamento controlado (AC).

Médias, desvios padrão, valores do p e tamanhos do efeito (TE) das variáveis angulares do antepé no plano transversal nos grupos Controle e DPF na fase de apoio do descer escada e nas subfases: contato inicial, continuação para frente e abaixamento controlado.

	Controle (n=14)	DPF (n=16)	p	d (TE)
Antepé (plano transversal)				
Abdução máxima (grau)	56,5±37,4	41,9±35,07	0,78	0,40
Adução máxima (grau)	-45,4±31,4	-49,6±31,8	0,28	0,13
Contato inicial (grau)	-26,1±9,0	-23,1±18,0	0,58	0,22
Continuação para frente (grau)	3,8±8,3	5,2±9,0	0,66	0,16
Abaixamento controlado (grau)	5,4±10,9	3,6±12,6	0,61	0,15

ANEXO 9: RESUMO APRESENTADO EM FORMA DE PÔSTER NO 37 ANNUAL MEETING OF AMERICAN OF THE SOCIETY OF BIOMECHANICS, OMAHA, USA - 2013

**STATIC AND DYNAMIC MEDIAL LONGITUDINAL ARCH ANGLE
IN PATELLOFEMORAL PAIN SYNDROME INDIVIDUALS**

¹ Sandra Aliberti, ¹ Bruno Mezencio, ¹ Alberto Carlos Amadio, ¹ Julio Cerca Serrão, ² Joseph Hamill, ¹ Luis Mochizuki

¹ Biomechanics Laboratory, Physical Education and Sport School, University of São Paulo - São Paulo

² Department of Kinesiology, University of Massachusetts – Amherst

email: aliberti@usp.br

INTRODUCTION

Patellofemoral Pain Syndrome (PFPS) is one of the most common musculoskeletal dysfunctions of the knee, affecting mainly physically active young women [1,2]. Rearfoot eversion has been related to PFPS as it may lead to a compensatory internal rotation of the tibia causing the patella to track laterally. Although there is limited evidence that foot orthoses provide greater short-term improvements in individuals with PFPS, kinematic studies that have investigated the relationship between PFPS and rearfoot eversion have produced controversial findings [3,4].

One limitation of these studies was that rearfoot motion could not be differentiated from forefoot motion. Modeling the foot as a rigid segment provides little information about foot roll over during locomotor tasks [5]. The role of the longitudinal medial arch in PFPS during locomotor tasks is not clear. A multi-segmental foot model may improve information about foot arch mobility during dynamic tasks such as stair descent. Stair descent might be more challenging for PFPS individuals than walking due to the increase in pain that it often causes [6,7].

The aim of this study was to test the hypothesis that individuals with PFPS exhibit a greater static and dynamic medial longitudinal arch angle when compared to controls. The second hypothesis is that individuals with PFPS show a greater excursion of medial longitudinal arch, indicative of greater foot mobility.

METHODS

Stair descent data on two groups of 30 young adult females was collected: 1) 15 participants with PFPS for at least 2 months, who had knee pain in one of the following situations: resisted contraction of the quadriceps, squatting, prolonged sitting, descending or ascending stairs (23.5 ± 6.8 yrs; 65.5 ± 6.8 kg; 165

± 6.8 cm); 2) 15 healthy controls (CG) similar in age, weight and height with PFPS group (26.1 ± 7.7 yrs; 61.7 ± 8 kg; 164 ± 6.7 cm).

A multi-segment foot model was used to track foot kinematics at 200Hz with a six camera motion analysis system during stair descent [7]. The stair was composed of 5 steps (19 cm in height, 28 cm in length). Each subject performed the stair descending task at 96 steps /min (the cadence was controlled by a metronome). The lower extremity was randomly chosen in the control group. In the PFPS group, the lower extremity chosen corresponded to the painful knee in participants with unilateral pain and to the most painful knee in participants with bilateral pain. A VAS was used to record knee pain intensity before and after stair descent task in PFPS [6].

Data analysis: A MATLAB program was written to calculate maximum value of the medial longitudinal arch angle (MLAA) during a static trial and maximum value of MLAA during the stance phase of the third step of the stair descent task among eight dynamic trials. MLAA is formed between the projections of the line segments of calcaneus posterior surface to the tuberosity of the navicular and the tuberosity of navicular to the head of the first metatarsal [7] (see Figure 1).

Statistics: Unpaired Student's t-test and Cohen's Effect Size were used to test for group differences. Paired t-test was used to compare VAS pain before and after stair descent in PFPS individuals ($\alpha = 5\%$).

Figure 1: Medial longitudinal arch angle (CA=calcaneus posterior surface, N=tuberosity of the navicular, FMH=first metatarsal head) [9].

RESULTS

The maximum value of the medial longitudinal arch angle (MLAA) during static trial was greater in the PFPS group ($173^{\circ} \pm 6.78$) when compared to CG ($164^{\circ} \pm 11.18$) ($p=0.002$) and the effect size of this difference was very strong ($ES=1.0$) (Figure 2a). The maximum value of the medial longitudinal arch angle (MLAA) was not different between groups (PFPS= $176^{\circ} \pm 2.22$; CG= $175^{\circ} \pm 3.25$) ($p=0.463$) and the effect size was weak ($ES=0.27$) (Figure 2b). The maximum value of dynamic trial minus maximum value of static trial (DT – ST), MLAA excursion, was smaller in PFPS ($3.5^{\circ} \pm 7.42^{\circ}$) than in CG ($12^{\circ} \pm 10.43$) ($p=0.042$) with an effect size of this difference that was very strong ($ES=0.95$). Intensity of pain in PFPS individuals was greater after stair descent (2.5 ± 2.48 cm) than it was before the task (0.7 ± 1.25 cm) ($p<0.000$) with a very strong effect size ($ES=1.0$).

DISCUSSION

The hypothesis that individuals with PFPS would show a greater static MLAA when compared to controls was confirmed which may be indicative of a lower arch in the PFPS group. A low-arched foot has been associated with the development of knee injuries [8].

The hypothesis that individuals with PFPS would show a greater dynamic MLAA was not corroborated. Dynamic MLAA during stair descent showed very similar values as found for healthy adults during walking. This measure was also very consistent among trials for both CG and PFPS [7].

The difference between dynamic and static MLAA in PFPS was smaller, indicative of less excursion of MLAA when compared to controls. As the intensity of pain was greater after stair descent, the lower excursion of MLAA for PFPS may be associated with a protective pattern [6]. Consequently, the PFPS group may not have used their entire range of MLAA excursion during stair descent due to pain

This study investigated a planar angle of the foot that is clinically relevant for PFPS. A further analysis of 3D kinematic angles may enhance this discussion.

CONCLUSIONS

PFPS showed a lower static medial longitudinal arch and a lower excursion of medial longitudinal arch angle when compared to controls during stair descent. The dynamic longitudinal arch was not different between groups.

REFERENCES

1. Tauton JE et al. *Br J Sports Med*, 36(2), 95 – 101, 2002.
2. Davis IR, Powers CM. *J Orthop Sports Phys Ther*, 40, 2010.
3. Barton CJ et al. *Gait and Posture*, 30, 405-416, 2009.
4. Barton CJ et al. *Sports Med*, 40, 377-95, 2010.
5. Powers C et al. *Foot Ankle Int*, 23, 634-640, 2002.
6. Aliberti S et al. *Phys Ther in Sport*, 11, 30-34, 2010.
7. Leardini A et al. *Gait & Posture*, 2007; 25: 453-462
8. Williams DS et al. *Clin Biomech*, 16, 341-47, 2001
9. Hamill J, Knutzen KM. *Biomechanical Basis of Human Movement*, Lippincott Williams & Williams, Inc., 2003.

ACKNOWLEDGEMENTS

This study was supported by CAPES Foundation (agency under the Ministry of Education of Brazil) (12466-12-3).

Figure 2: Mean and standard deviation of maximum value of static (a), dynamic (b) and the excursion (c) of the medial longitudinal arch angle (MLAA) between control group and patellofemoral pain syndrome group. *indicates a statistically significant difference.

ANEXO 10: RESUMO APRESENTADO EM FORMA DE PÔSTER NO 7TH WORLD CONGRESS OF BIOMECHANICS, BOSTON, USA - 2014

Differences in Leg-Rearfoot Coupling Variability during Stair Descent in Patellofemoral Pain Subgroups

¹Sandra Aliberti, ²Julia Freedman Silvernail, ³Bruno Mezencio, ³Alberto Carlos Amadio,

³Julio Cerca Serrão, ²Joseph Hamill, ³Luis Mochizuki

¹CAPES Foundation, Ministry of Education of Brazil, Brasília – DF 70040-020, Brazil.

²Biomechanics Laboratory, Physical Education and Sport School, University of São Paulo, Brazil

³Department of Kinesiology, University of Massachusetts – Amherst

email: aliberti@usp.br

This study tested the hypothesis that Patellofemoral Pain (PFP) individuals exhibit less variability in leg-rearfoot frontal plane coupling during stair descent than healthy controls. During kinematic analysis, it was discovered that two groups of PFP individuals acted differently. While some participants exhibited a peak knee flexion in early stance, similar to controls, there was another group who had no such peak (Figure 1a). Therefore participants were divided into three groups of 26 young adult females: 1) 6 PFP participants that show peak knee flexion (PFPpeak). (22.6±3.8yrs; 60.8±2.9kg; 167±5.1cm) 2) 7 PFP participants without peak knee flexion. (24.4±8.3yrs; 68.7±7.8kg; 163 ±8.8cm) (PFPnopeak); 3) 14 healthy controls (CG)(26.1±7.7yrs; 61.7±8kg; 164±6.7cm). 3-D Kinematics data were collected and sagittal knee joint angle and frontal leg-rearfoot segment angles were analyzed in Visual 3D. Using a modified vector coding technique inter-trial frontal plane leg-rearfoot coordination variability was assessed (Figure 1b). Before and after stair descent pain were recorded by a visual analogue scale. Data from the third step of a five step stair was analyzed using one-way ANOVAs and Cohen's Effect Size (ES). Group differences were tested during the entire stance(1-100%) and in three sub-phases of stance phase: early (1-33%), mid (34-66%) and late (67-100%). Independent t-tests were used to compare intensity of pain between PFP groups ($\alpha=5\%$). Before (PFPpeak=0.2±0.22cm; PFPnopeak=1.2±1.75cm; $p=.173$; ES=0.50) and after (PFPpeak=1.9±0.94cm; PFPnopeak=2.9±2.71cm; $p=.613$; ES=0.54) stair descent pain showed a moderate ES between groups although there was not a statistical difference. PFPnoPeak individuals exhibit less variability in leg-rearfoot frontal coupling during midstance ($p=.029$; ES=2.43) (Figure1b). PFPnoPeak limit the degrees of freedom in knee sagittal plane. This group had less variability during midstance, when they are in single support on their injured leg. Patellofemoral Pain subgroups are not only different for the knee kinematics but show a distinct kinetic chain strategy of movement during stair descent.

Figure1: (a) Knee sagittal plane. Dashed circle indicates the occurrence of peak knee flexion for a subject of CG and PFPpeak. No peak flexion occurs for the PFPnoPeak subject.(b) Frontal Leg-Rearfoot Coupling Variability during subphases of stance phase of stair descent.*indicates a statistically significant difference.

REFERENCE

1. Hamill et al. Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology . 2012, 4:45.