



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS  
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA

**CINEMÁTICA DO TRONCO, PELVE, QUADRIL E  
JOELHO, TORQUE EXCÊNTRICO E ATIVAÇÃO  
MUSCULAR DO QUADRIL EM HOMENS E MULHERES  
COM E SEM A DOR PATELOFEMORAL**

THERESA HELISSA NAKAGAWA

SÃO CARLOS

2012

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS  
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA

**CINEMÁTICA DO TRONCO, PELVE, QUADRIL E JOELHO,  
TORQUE EXCÊNTRICO E ATIVAÇÃO MUSCULAR DO  
QUADRIL EM HOMENS E MULHERES COM E SEM A DOR  
PATELOFEMORAL**

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Doutor em Fisioterapia, área de concentração: Processos de Avaliação e Intervenção em Fisioterapia.

**DISCENTE**

Theresa Helissa Nakagawa

**ORIENTADOR**

Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão

Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos

**SUPERVISOR DO ESTÁGIO NO EXTERIOR (PDEE)**

Prof. Dr. Christopher M. Powers

Divisão de Biocinesiologia e Fisioterapia da University of Southern California -USC

SÃO CARLOS

2012

**Ficha catalográfica elaborada pelo DePT da  
Biblioteca Comunitária/UFSCar**

N163ct Nakagawa, Theresa Helissa.  
Cinemática do tronco, pelve, quadril e joelho, torque  
excêntrico e ativação muscular do quadril em homens e  
mulheres com e sem a dor patelofemoral / Theresa Helissa  
Nakagawa. -- São Carlos : UFSCar, 2012.  
231 f.

Tese (Doutorado) -- Universidade Federal de São Carlos,  
2012.

1. Sistema musculoesquelético. 2. Biomecânica. 3.  
Eletromiografia. 4. Fisioterapia. 5. Síndrome da dor  
patelofemoral. I. Título.

CDD: 616.7 (20<sup>a</sup>)

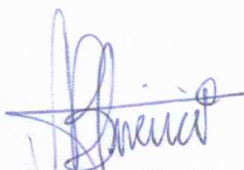
## FOLHA DE APROVAÇÃO

Membros da banca examinadora para defesa de Tese de Doutorado de  
THERESA HELISSA NAKAGAWA, apresentada ao Programa de Pós-Graduação em  
Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos.

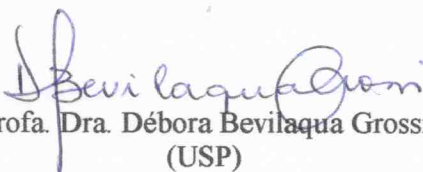
Banca Examinadora:



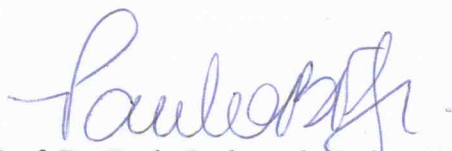
Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão  
(UFSCar)



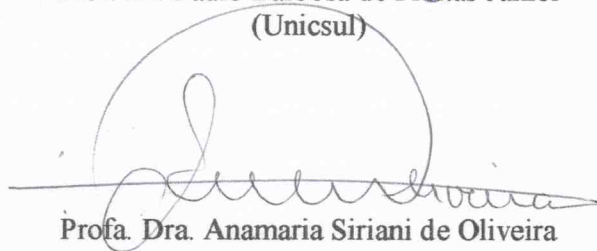
Profa. Dra. Ana Beatriz de Oliveira  
(UFSCar)



Profa. Dra. Débora Bevilacqua Grossi  
(USP)



Prof. Dr. Paulo Barbosa de Freitas Júnior  
(Unicsul)



Profa. Dra. Anamaria Siriani de Oliveira  
(USP)



Este trabalho foi realizado com apoio financeiro da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES/ Processo1016/11-3) e do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq – Processo 160560/2011-0).

*Dedico esta Tese com muito amor...*

*...A Deus pela bênção da Vida, pelo Seu Amor e Sabedoria.*

*Quanto mais estudo, mais reconheço a sua Grandeza e Perfeição e*

*sinto a necessidade de me esforçar mais e dar o melhor de mim!*

*...Aos meus pais, Yoshitoshi e Tereza, que me apoiam com amor incondicional em*

*todos os momentos da minha vida.*

*Nada disso seria possível sem vocês!*

*...Ao meu irmão, Christian,*

*pelo seu incentivo e proteção constantes!*

## AGRADECIMENTOS

Durante o doutoramento tive muitos momentos de alegria e realização, mas também alguns momentos de escolhas difíceis e desafios. Graças a amizade sincera, a ajuda desinteressada, o apoio, o companheirismo e a generosidade das pessoas descritas a seguir, foi possível trilhar esse caminho repleto de experiências enriquecedoras!

Assim, meus sinceros agradecimentos...

Ao **Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia (PPG-Ft) da UFSCar**, incluindo todo o **corpo docente**, pelos inúmeros ensinamentos fundamentais ao meu crescimento profissional e, também às **secretárias**, pela paciência e dedicação durante o desenvolvimento do doutorado.

Ao **Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão** pela sua grande generosidade e honestidade. Pelo incentivo e motivação constante para seguir em frente. Sou grata pela confiança em mim depositada, tanto no mestrado como no doutorado, e por todas as oportunidades de aprendizado e desenvolvimento profissional proporcionadas!

Ao **Prof. Dr. Christopher M. Powers** da **University of Southern California (USC)** pela generosidade em me receber em seu laboratório, pela sua orientação e ensinamentos e por proporcionar oportunidades valiosas de aprendizado durante meu estágio!

À **Prof. Dr. Carlos Dias Maciel**, pela dedicação e disposição do seu tempo para auxiliar no processamento dos sinais deste estudo. Obrigada por abrir as portas do seu laboratório e pela parceria enriquecedora!

Aos **Membros da Banca Examinadora, Profa. Dra. Ana Beatriz de Oliveira** do PPG-Ft da UFSCar, **Profa. Dra. Débora Bevilaqua Grossi** da Universidade de São Paulo/Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto (USP/FMRP), **Profa. Dra. Anamaria Siriani de Oliveira** da USP/FMRP e **Prof. Dr. Paulo Barbosa de Freitas Júnior** da Universidade Cruzeiro do Sul (UNICSUL), pela presteza e boa vontade ao aceitarem o convite. Pela importante e valiosa contribuição de cada membro para o aprimoramento desta Tese.

Aos **Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Lucinda Baker, Prof. Dr. Sean Flanagan, Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Kornelia Kulig, Prof. Dr. Nicolas Schweighofer, Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Susan Sigward e Prof. Dr. George Salem** da USC, pelos ensinamentos generosamente compartilhados durante as aulas e reuniões científicas, pelo apoio e incentivo!

Ao **Lee E. Johnson, Profa. Dra. Paula Camargo e Profa. Dra. Vandana Phadke** pelo auxílio na avaliação cinematográfica.

Aos **amigos** do Laboratório de Avaliação e Intervenção em Ortopedia e Traumatologia (LAIOT), **Giovanna, Ana Flávia, Rodrigo Scattone, Daniel, Rodrigo Baldon, Rafaela, Rafael, Leonardo, Ana Luísa, Lívia, Natan e Natália** pela amizade, pelos momentos de alegria, pelo companheirismo e por compartilhar os conhecimentos e as experiências, tornando o LAIOT um ambiente saudável para o desenvolvimento e crescimento de todos.

À **Érika (Kil)**, aluna de iniciação científica do LAIOT, minha fiel companheira durante as coletas do doutorado. Obrigada pela sua amizade e dedicação!

Aos **amigos do PPG-Ft, Paulinha, Bia, Léo, Carol, Adriana, Cristiane, Luciana, Letícia, Roberta, Juliano, Zé, Fabiana, Cléber, Vanessa e Gisele** sinto grande admiração por vocês, pela boa vontade em auxiliar uns aos outros e dividir com generosidade os conhecimentos, mesmo com tantas atribuições e o tempo escasso.

Aos **amigos** do Musculoskeletal Biomechanics Research Laboratory (**MBRL**) da University of Southern California (USC), **Sharon, Kate, Ping, Chen, Yu-Chen, Jennifer, Rachel, Aminat, Tulika, Ali, Mark, Danielle, Katemarie, Hannah e Guilherme** pela gentil recepção, pela amizade e por compartilhar os conhecimentos nas reuniões científicas, aulas, coletas e apresentações.

À equipe da Subseção de Fisioterapia (**SSFISIO**) da Academia da Força Aérea (**AFA**), **Ângela, Ana Ruth, Nara, Nádia, Sisconeto, João, Lyra, Lucas, Gama, Diana e Jacira** pela amizade maravilhosa, pelo apoio e compreensão em todos os momentos! Vivemos tantos momentos de alegrias e dificuldades, mas unidos sempre conseguimos superar os desafios nos fortalecendo! Como foi difícil essa decisão, mas saibam que vocês estarão sempre no meu coração!

Aos **Amigos da Força Aérea Brasileira, Ângela, Gioji, Sônia, Thelma, Thomaz, Bittar e Falavinhæ** em especial à **Ísis (e Fabrício)** pela sincera amizade e apoio em todos os momentos! Agradeço a **todos os amigos** pela paciência e incentivo durante esses anos!

Aos amigos **Douglas, Mariana, Renata, Cristiane, Juliana Maria, Patrícia, Juliana e José**, amigos da **Universidade Estadual de Londrina**. Obrigada pelo apoio e amizade sincera e duradoura capaz de superar o tempo e a distância que nos separam!

À **Iolanda**, pessoa mais do que especial, sempre com alegria contagiante, boa vontade, palavras de incentivo e um chá ou café capazes de nos animar mesmo quando parece que nada vai dar certo! São pessoas que fazem toda a diferença no nosso caminhar!

Aos **voluntários**, pela boa vontade, dedicação e comprometimento durante o estudo. Sem vocês, nada disso faria sentido ou seria possível de realizar!

À **minha família**, pelo incentivo constante, pela paciência, pelo carinho e amor dispensados, por me ensinar a não desistir diante das dificuldades e a lutar pelos meus sonhos. Em especial, aos **meus pais**, que são a minha base e o meu porto seguro em todos os sentidos e momentos da minha vida!

"Live like you're gonna die tomorrow and study like you're gonna live forever."

- Autor desconhecido

"Learn from yesterday, live for today, hope for tomorrow. The important thing is not to stop questioning".

- Albert Einstein

## RESUMO

---

Apesar da incidência da dor patelofemoral (DPF) ser maior nas mulheres, esta também é comum nos homens. Estudos têm demonstrado diferenças na cinemática, força e ativação muscular dos membros inferiores entre homens e mulheres. Além disso, tem sido hipotetizado que os movimentos do tronco no plano frontal podem influenciar a articulação do joelho. Porém, há escassez de informação a respeito da biomecânica do tronco e membros inferiores entre homens e mulheres com DPF. Assim, o objetivo desta tese foi avaliar a cinemática do tronco, pelve, quadril e joelho, torque excêntrico e ativação muscular do quadril em homens e mulheres com e sem a DPF durante atividades funcionais. Foram avaliados 80 voluntários igualmente divididos em quatro grupos: Mulheres DPF, Mulheres Controles, Homens DPF e Homens Controles. A cinemática articular 3D foi avaliada utilizando um sistema de rastreamento eletromagnético (Ascension Technology Corporation, Burlington, VT), os sinais eletromiográficos foram coletados por um sistema de 8 canais Bagnoli™ (Delsys Inc., Boston, MA) e o torque excêntrico do quadril foi mensurado com o dinamômetro isocinético (Biodex Multi-Joint System 2; Shirley, NY). Homens e mulheres com a DPF demonstraram aumento da inclinação ipsilateral do tronco, queda pélvica contralateral, adução do quadril e abdução do joelho durante o agachamento unipodal e a descida de degrau, quando comparados aos controles. Essas alterações cinemáticas foram acompanhadas da diminuição do torque excêntrico dos abdutores e rotadores laterais do quadril. Ao contrário dos homens, as mulheres com a DPF também apresentaram aumento da rotação medial do quadril e diminuição da ativação do glúteo médio durante o agachamento unipodal. Além disso, a maior adução e rotação medial do quadril e abdução do joelho foram associadas a maior dor e a função reduzida nos indivíduos com a DPF. Assim, apesar das similaridades dos achados entre homens e mulheres com a DPF, existem algumas diferenças sexo-específicas que merecem consideração em estudos futuros e durante a avaliação e o tratamento das mulheres com a DPF.

**Palavras- chaves:** biomecânica; eletromiografia; fisioterapia; síndrome da dor patelofemoral.

## ABSTRACT

---

Although the incidence of patellofemoral pain (PFP) is higher in females, it also occurs quite commonly in males. Previous studies have demonstrated differences in lower limb kinematics, strength and muscular activation between males and females. Moreover, it has been hypothesized that the trunk movement in the frontal plane might influence the knee joint. However, information about trunk and lower limbs biomechanics between males and females with PFP is sparse. Therefore, the objective of this thesis was to evaluate trunk, pelvis, hip and knee kinematics, hip eccentric torque and muscular activation in males and females with and without PFP during functional activities. Eighty volunteers were evaluated and equally divided into four groups: Females PFP, Female Controls, Males PFP and Male Controls. The 3D kinematics was evaluated using an electromagnetic tracking system (Ascension Technology Corporation, Burlington, VT), the electromyographic signals were collected with a Bagnoli™ eight-channel system (Delsys Inc., Boston, MA) and the hip eccentric torque was evaluated using an isokinetic dynamometer (Biodex Multi-Joint System 2; Shirley, NY). Males and females with PFP demonstrated higher ipsilateral trunk lean, contralateral pelvic drop, hip adduction and knee abduction during single leg squat and step-down task, when compared to the controls. These kinematic alterations were accompanied by reduced hip abduction and external rotation eccentric torque. As opposed to the males, females with PFP also showed greater hip internal rotation and reduced gluteus medius activation during single leg squat. In addition, greater hip adduction, hip internal rotation and knee abduction were associated with greater pain level and reduced function in individuals with PFP. Despite many similarities in findings for males and females with PFP, there may be specific sex differences that warrant consideration in future studies and when clinically evaluating and treating females with PFP.

**Key words:** biomechanics; eletromyography; physical therapy; patellofemoral pain syndrome.

## LISTA DE TABELAS

---

<b>ESTUDO I:</b>	Página
<b>Tabela 1</b> – Valores do coeficiente de correlação intraclassa (CCI), erro padrão da medida (EPM) e diferença mínima detectável (DMD) intrasessão para as variáveis cinemáticas durante o agachamento unipodal e a descida de degrau.	21
<b>Tabela 2</b> – Valores do coeficiente de correlação intraclassa (CCI), erro padrão da medida (EPM) e diferença mínima detectável (DMD) intersessão para as variáveis cinemáticas durante o agachamento unipodal e a descida de degrau.	22
<b>Tabela 3</b> – Média (DP) da excursão máxima e valores de <i>P</i> do teste <i>t</i> de Student da comparação entre o agachamento unipodal (AU) e a descida de degrau (DD).	23
<b>ESTUDO II:</b>	
<b>Tabela 1</b> - Dados demográficos da amostra.	45
<b>Tabela 2</b> - Excursão cinemática máxima do tronco, pelve, quadril e joelho em homens e mulheres com e sem a dor patelofemoral.	49
<b>Tabela 3</b> - Pico de torque excêntrico e amplitude do sinal eletromiográfico em homens e mulheres com e sem a dor patelofemoral.	51
<b>ESTUDO III:</b>	
<b>Tabela 1</b> - Características e dados antropométricos dos sujeitos (Média ± DP).	67
<b>ESTUDO IV:</b>	
<b>Tabela 1</b> – Média (desvio-padrão) dos dados demográficos, escala visual analógica (EVA), escala de dor anterior do joelho (EDAJ), cinemática do quadril e joelho durante a descida de degrau em participantes com dor patelofemoral (DPF).	93
<b>Tabela 2</b> – Coeficientes de correlação de Pearson ( <i>r</i> ) entre a escala visual analógica (EVA), a escala de dor anterior do joelho (EDAJ) e as variáveis cinemáticas do quadril e joelho durante a descida de degrau.	94
<b>Tabela 3</b> – Modelo de regressão múltipla stepwise da associação com a escala visual analógica (EVA).	95
<b>Tabela 4</b> - Modelo de regressão múltipla stepwise da associação com a	96



escala de dor anterior do joelho (EDAJ).

**ESTUDO V:**

**Tabela 1** – Comparação das variáveis cinemáticas, eletromiográficas e de força entre grupos. 114

**Tabela 2** – Coeficientes de correlação de Pearson ( $r$ ) entre as variáveis cinemáticas, eletromiográficas e de força nos grupos com DPF e controle. 115

## LISTA DE FIGURAS

---

<b>ESTUDO I:</b>	Página
<b>Figura 1</b> - Posicionamento dos sensores eletromagnéticos.	19
<b>ESTUDO II:</b>	
<b>Figura 1</b> - (A) Posicionamento dos sensores EMG (quadrados pretos) do glúteo médio e máximo, posicionamento do teste de contração isométrica voluntária máxima de (B) abdução do quadril e (C) de extensão do quadril.	39
<b>Figura 2</b> - Posicionamento do teste para avaliação do (A) torque excêntrico de abdução do quadril e do (B) torque excêntrico de rotação lateral do quadril.	42
<b>Figura 3</b> - Média (DP) da excursão máxima da inclinação ipsilateral do tronco em homens e mulheres com e sem a dor patelofemoral (DPF).	46
<b>Figura 4</b> - Média (DP) excursão máxima da rotação medial do quadril em homens e mulheres com e sem a dor patelofemoral (DPF).	47
<b>Figura 5</b> - Média (DP) da amplitude do sinal eletromiográfico em homens e mulheres com a dor patelofemoral (DPF).	50
<b>ESTUDO III:</b>	
<b>Figura 1</b> – Média $\pm$ DP da excursão da (A) inclinação ipsilateral do tronco, (B) queda pélvica contralateral, (C) adução do quadril e (D) abdução do joelho a 15°, 30°, 45° e 60° de flexão do joelho, nas fases de descida (Des) e subida (Sub) do degrau nos grupos de homens e mulheres.	76
<b>Figura 2</b> – Média $\pm$ DP da excursão da (A) inclinação ipsilateral do tronco, (B) queda pélvica contralateral, (C) adução do quadril e (D) abdução do joelho a 15°, 30°, 45° e 60° de flexão do joelho, nas fases de descida (Des) e subida (Sub) do degrau nos grupos DPF e controle.	77
<b>Figura 3</b> – Média $\pm$ DP da ativação do glúteo médio (GM) expressa como porcentagem da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) a 15°, 30°, 45° e 60° de flexão do joelho nas fases de descida (Des) e subida (Sub) do degrau nos (A) grupos homens e mulheres e nos (B) grupo DPF e controle.	78
<b>Figura 4</b> - Box plots da diferença do torque isométrico abductor do quadril em homens e mulheres com a DPF e controles. Em cada box plot a linha preta representa mediana e as extremidades são os 25° e 75° percentis dos dados. As linhas representam $\pm$ 1.5 DP.	78

## **ESTUDO IV:**

**Figura 1** - Scatter plot da escala analógica visual (EVA) relativa ao pico de adução do quadril (A), pico de rotação medial do quadril (B) e pico de abdução do joelho (C) durante a descida de degrau para todos os indivíduos com DPF (n = 40). 97

**Figura 2** - Scatter plot do escore da escala de dor anterior do joelho (EDAJ) relativa ao pico de adução do quadril (A), pico de rotação medial do quadril (B) e pico de abdução do joelho (C) durante a descida de degrau para todos os indivíduos com DPF (n = 40). 98

## **ESTUDO V:**

**Figura 1** -(A) Posição do teste de força isométrica de extensão do tronco. (B) Posição do teste de força isométrica flexão com rotação do tronco. (C) Posição do teste de ponte lateral. 110

# SUMÁRIO

---

	Página
<b>CONTEXTUALIZAÇÃO</b>	01
<b>TEMA DE INTERESSE</b>	08
<b>HISTÓRICO DA COMPOSIÇÃO DA DISSERTAÇÃO</b>	09
<b>ESTUDO I:</b> Confiabilidade teste-reteste da cinemática tridimensional utilizando um sistema de rastreamento eletromagnético durante o agachamento unipodal e a tarefa de descida de degrau	
Introdução	14
Métodos	16
Resultados	20
Discussão	24
Conclusão	27
<b>ESTUDO II:</b> Cinemática do tronco, pelve, quadril e joelho, força e ativação muscular do quadril durante o agachamento unipodal em homens e mulheres com e sem dor patelofemoral	
Introdução	31
Métodos	34
Resultados	44
Discussão	52
Conclusão	59
<b>ESTUDO III:</b> Biomecânica no plano frontal em homens e mulheres com e sem a dor patelofemoral	
Introdução	63
Métodos	66
Resultados	73

Discussão	79
Conclusão	84
<b>ESTUDO IV: A cinemática do quadril e do joelho está associada a dor e a função em homens e mulheres com a dor patelofemoral</b>	
Introdução	88
Métodos	89
Resultados	92
Discussão	99
Conclusão	102
<b>ESTUDO V: Biomecânica do tronco e sua associação com a cinemática do quadril e joelho em indivíduos com e sem a dor patelofemoral.</b>	
Introdução	106
Métodos	107
Resultados	113
Discussão	116
Conclusão	119
<b>CONSIDERAÇÕES FINAIS</b>	121
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>	123
<b>APÊNDICES</b>	136
<b>ANEXOS</b>	149

## CONTEXTUALIZAÇÃO

---

A dor patelofemoral (DPF) é a lesão do joelho mais prevalente entre os corredores e representa aproximadamente 25% de todas as lesões do joelho tratadas nas clínicas de medicina esportiva (Baquie e Brukner, 1997). Tipicamente, os pacientes com a DFP apresentam queixa de sintomatologia dolorosa retropatelar de início insidioso com tendência a exacerbação durante a posição sentada prolongada ou atividade com descarga de peso sobre os joelhos fletidos (Ireland *et al.*, 2003). A etiologia da DFP, na ausência de trauma, é multifatorial, resultando em aumento do estresse da cartilagem articular e do osso subcondral pela biomecânica anormal de membros inferiores, rigidez de tecidos moles, fraqueza muscular e uso excessivo (Lee *et al.*, 2003; Powers, 2003; Witvrouw *et al.*, 2000).

A incidência da DPF é 2.23 vezes maior nas mulheres (Boling *et al.*, 2010), justificando o fato de a maioria dos estudos biomecânicos avaliarem somente as mulheres. Entretanto, a DPF também é comum nos homens. De fato, Boling *et al.* (2010) relataram prevalência similar entre os indivíduos do sexo feminino (15%) e masculino (12%). Além disso, estudos têm demonstrado diferenças na cinemática, força e ativação neuromuscular dos membros inferiores entre homens e mulheres (Dwyer *et al.*, 2010; Ferber *et al.*, 2003; Hewett *et al.*, 2009; Nguyen *et al.*, 2011; Pollard *et al.*, 2007; Zeller *et al.*, 2003), porém há escassez de informação na literatura a respeito da biomecânica entre homens e mulheres com a DPF. Assim, não está claro se existem diferenças biomecânicas sexo-específicas durante atividades funcionais que deveriam ser consideradas no tratamento da DPF.

Recentemente, tem sido hipotetizado que os movimentos do tronco no plano frontal podem influenciar o momento da articulação do joelho no plano frontal (Powers,

2010). Hunt *et al.* (2008) e Mündermann *et al.* (2008) demonstraram que a inclinação ipsilateral do tronco, durante a marcha, pode explicar a variação da carga articular dinâmica da articulação do joelho em indivíduos saudáveis e também naqueles com osteoartrite do compartimento medial do joelho. O aumento da inclinação ipsilateral do tronco atuaria como um mecanismo compensatório à fraqueza dos músculos abdutores do quadril, deslocando o vetor de força de reação ao solo mais próximo ao centro articular do quadril e, conseqüentemente diminuindo a demanda desses músculos (Dierks *et al.*, 2008; Souza e Powers, 2009a).

Por outro lado, a inclinação ipsilateral de tronco também poderia deslocar o vetor de força de reação ao solo lateralmente ao centro articular do joelho, resultando em um aumento do momento valgo do joelho (Hewett *et al.*, 2009). Esse aumento poderia aumentar o ângulo do quadríceps dinâmico, o qual é formado pela interação resultante não colinear de duas forças primárias que agem sobre a patela: o vetor de força do quadríceps e o vetor de força do tendão patelar, e conseqüentemente, aumentar o vetor de força lateral agindo sobre a patela resultando em um maior estresse no compartimento lateral da articulação patelofemoral (Powers, 2003; Powers, 2010). Huberti e Hayes (1984) demonstraram que um aumento de 10° no ângulo do quadríceps resulta em um aumento de 45% no pico de pressão de contato no aspecto lateral da articulação patelofemoral. Assim, diferenças relativamente pequenas podem influenciar a carga na articulação patelofemoral. Além disso, Myer *et al.* (2010) demonstraram que o aumento do momento de abdução do joelho durante a aterrissagem do salto estava associado a uma maior incidência da DPF em atletas recreacionais do sexo feminino durante uma temporada de basquete. Contudo, a cinemática do tronco ainda não foi estudada em homens e mulheres com a DPF.

A cinemática do quadril no plano frontal e transversal tem sido extensivamente estudada em indivíduos com a DPF durante diversas atividades funcionais, pois foi hipotetizado que a excessiva adução do quadril pode aumentar o valgo do joelho e a rotação medial do quadril pode afetar diretamente a cinemática e a cinética da articulação patelofemoral durante as atividades com descarga de peso corporal (Powers, 2003; Souza *et al.*, 2010). Powers *et al.* (2003) e Souza *et al.* (2010) relataram maior inclinação e deslocamento patelar lateral, associados a maior rotação medial do quadril em mulheres com a DPF, quando comparadas as mulheres controles, durante o agachamento unipodal. Estudos prévios também demonstraram uma relação entre a rotação femoral excessiva e o aumento do estresse articular patelofemoral via a diminuição da área de contato patelofemoral (Besier *et al.*, 2008; Lee *et al.*, 1994; Salsich e Perman, 2007).

Os estudos avaliando a cinemática do quadril em indivíduos com DPF têm demonstrado resultados inconsistentes. No plano frontal, alguns estudos demonstraram aumento da adução do quadril, (Dierks *et al.*, 2008; McKenzie *et al.*, 2010; Salsich e Long-Rossi, 2010; Willson *et al.*, 2008; Willson e Davis, 2008a; Willson e Davis, 2009) enquanto outros não corroboraram com esse resultado (Bologna *et al.*, 2008; Dierks *et al.*, 2011; Souza e Powers, 2009a). É importante ressaltar que a adução do quadril pode resultar da adução do fêmur em relação a pelve, da queda pélvica contralateral ou de uma combinação de ambos. Entretanto, somente um estudo avaliou especificamente a queda pélvica contralateral em indivíduos com a DPF e apenas em mulheres após um protocolo de fadiga (Willson *et al.*, 2008).

Têm sido relatados resultados ainda mais conflitantes em relação ao movimento do quadril no plano transversal. Alguns autores demonstraram aumento da rotação medial do quadril (Boling *et al.*, 2009b; McKenzie *et al.*, 2010; Souza e Powers, 2009a;



Souza e Powers, 2009b; Souza *et al.*, 2010), enquanto outros relataram diminuição (Barton *et al.*, 2011; Willson *et al.*, 2008; Willson e Davis, 2008a) ou ainda nenhuma diferença (Bolgia *et al.*, 2008; Salsich e Long-Rossi, 2010) durante atividades funcionais em indivíduos com a DPF quando comparados ao grupo controle. Além desses resultados conflitantes descritos acima, nenhum estudo comparou a cinemática da pelve e do quadril entre os sexos nos indivíduos com a DPF.

Apesar da cinemática alterada do quadril e do joelho em mulheres com a DPF ter sido descrita em diversos estudos (Barton *et al.*, 2011; Dierks *et al.*, 2008; Noehren *et al.*, 2011a; Salsich e Long-Rossi, 2010; Souza e Powers, 2009a; Willson e Davis, 2008a), a relação entre a cinemática do quadril e joelho, a sintomatologia dolorosa e a capacidade funcional ainda não foi estabelecida. Estudos prévios têm demonstrado uma associação entre a força muscular do quadril e do joelho, a dor e a capacidade funcional em mulheres com a DPF (Long-Rossi e Salsich, 2010; Nakagawa *et al.*, 2011a). Entretanto, os estudos nessa área têm focado em mulheres com a DPF. Ressalta-se que não é conhecido se a cinemática alterada do quadril e do joelho afeta a dor e a função de forma similar nos homens e mulheres, sendo importante identificar as alterações do movimento associadas a dor e a função com objetivo de auxiliar no desenvolvimento das melhores abordagens de tratamento para os pacientes com a DPF.

Para assegurar o resultado fidedigno da avaliação cinemática tridimensional, é importante que o sistema utilizado para essa análise seja confiável. O sistema de rastreamento eletromagnético (SRE) apresenta algumas vantagens sobre o sistema de avaliação cinemática baseado em imagem como, por exemplo, o menor custo e o fato de que o SRE não está sujeito ao obscurecimento dos marcadores (Mills *et al.*, 2007). Contudo, o volume de captura limitado e a suscetibilidade à interferência magnética por objetos metálicos (Milne *et al.*, 1996) dificultam a avaliação da marcha no ambiente

clínico. Alternativamente, o agachamento unipodal e a descida de degrau são atividades comumente utilizadas como exercícios durante a reabilitação (Dwyer *et al.*, 2010; Olson *et al.*, 2011) e são atividades úteis para avaliar o alinhamento dos membros inferiores em pacientes com lesões do membro inferior no ambiente clínico (Crossley *et al.*, 2011; Piva *et al.*, 2006; Willson e Davis, 2008b). Apesar do crescente número de estudos avaliando a cinemática do membro inferior utilizando o SRE (Blackburn e Padua, 2008; Boling *et al.*, 2009b; Dwyer *et al.*, 2010; Jacobs *et al.*, 2007; Mills *et al.*, 2007), nenhum estudo avaliou a confiabilidade da cinemática do tronco e membros inferiores durante o agachamento e a descida de degrau utilizando esse sistema.

A fraqueza dos músculos do quadril pode influenciar a cinemática do tronco, pelve e quadril. Diversos estudos têm relatado diminuição da força isométrica dos músculos abdutores e rotadores laterais do quadril acompanhada da alteração na cinemática do quadril em indivíduos com a DPF (Dierks *et al.*, 2008; Souza e Powers, 2009a; Willson *et al.*, 2008; Willson e Davis, 2009). Durante as atividades com descarga de peso corporal, os músculos abdutores e rotadores laterais do quadril devem se contrair excêntrica para controlar o movimento do fêmur nos planos frontal e transversal. De fato, a diminuição do torque excêntrico do quadril também tem sido relatada em indivíduos com a DPF (Baldon Rde *et al.*, 2009; Boling *et al.*, 2009a). Além disso, o torque excêntrico do quadril está associado à capacidade funcional e ao nível de dor nas mulheres com a DPF (Nakagawa *et al.*, 2011a), porém, ainda não foi investigado se existe diferença entre os sexos na capacidade de gerar torque excêntrico de abdução e rotação medial do quadril em indivíduos com a DPF.

Além da fraqueza muscular, o pobre controle neuromuscular do quadril também poderia influenciar no controle da adução e da rotação medial do fêmur durante as atividades funcionais (Willson *et al.*, 2011), causando, assim, estresse excessivo sobre a

articulação femoropatelar. Neste sentido, o padrão de ativação muscular do quadril, especialmente do músculo glúteo médio e glúteo máximo (Brindle *et al.*, 2003; Cowan *et al.*, 2009; Nakagawa *et al.*, 2011b; Saad *et al.*, 2011; Souza e Powers, 2009a; Willson *et al.*, 2011) tem sido investigado nos pacientes com a DPF. Apesar de alguns estudos terem avaliado a amplitude de ativação da musculatura glútea em mulheres (Souza e Powers, 2009a; Willson *et al.*, 2011), nenhum estudo avaliou esta variável em homens com a DPF. Portanto, mais estudos são necessários para avaliar a ativação muscular do quadril em homens e mulheres com a DPF durante atividades funcionais.

A força e a ativação muscular do tronco também poderiam afetar a cinemática do tronco nos indivíduos com DPF; portanto, é importante investigar se a força e a ativação muscular do tronco estão alteradas durante atividades funcionais, e como a força e ativação muscular do tronco afetam a cinemática do tronco, quadril e joelho em indivíduos com e sem DPF.

Apesar de estudos anteriores demonstrarem alterações na cinemática, capacidade de gerar torque excêntrico e atividade EMG do quadril no plano frontal e transversal em indivíduos com a DPF, a maioria dos estudos avaliaram somente mulheres. Portanto, há escassez de informações referentes a essas variáveis em homens com a DPF. Além disso, é importante investigar a cinemática do tronco durante as atividades funcionais em homens e mulheres com a DPF, já que a inclinação ipsilateral do tronco pode afetar as variáveis cinéticas do joelho. Para que diferenças cinemáticas reais entre homens e mulheres com e sem DPF possam ser detectadas é necessário que o sistema utilizado para a avaliação da cinemática seja confiável. O SRE tem sido utilizado para avaliação do tronco e membros inferiores, porém é necessário avaliar a confiabilidade do sistema durante o agachamento unipodal e a descida de degrau, sendo estas consideradas atividades úteis para avaliar o alinhamento do membro inferior no ambiente clínico. A

relação entre a cinemática do quadril e joelho, a dor e a capacidade funcional também necessita ser investigada em homens e mulheres com a DPF. Finalmente, a comparação da força e ativação muscular do tronco necessita ser comparada entre indivíduos com e sem DPF, além de analisar se a biomecânica do tronco pode afetar a cinemática do quadril e joelho no plano frontal.

## **TEMA DE INTERESSE**

---

Diante do exposto, os temas de interesse desta tese foram avaliar a confiabilidade da cinemática tridimensional do tronco, pelve, quadril e joelho utilizando um sistema de rastreamento eletromagnético durante atividades funcionais; comparar a cinemática do tronco, pelve, quadril e joelho, torque excêntrico e ativação muscular do quadril em homens e mulheres com e sem a DPF; analisar a relação entre as variáveis cinemáticas do quadril e joelho e a sintomatologia dolorosa e a capacidade funcional em homens e mulheres com a DPF, além de comparar a biomecânica do tronco entre indivíduos com e sem a DPF e analisar sua relação com a cinemática do quadril e joelho.

## HISTÓRICO DA COMPOSIÇÃO DA TESE

---

A presente tese de doutorado é composta de cinco artigos originais. O estudo I contemplou a análise da confiabilidade intrasessão e intersessão, do erro padrão da medida e da diferença mínima detectável da cinemática tridimensional do tronco, pelve, quadril e joelho utilizando o SRE durante o agachamento unipodal e a descida de degrau. Esse estudo forneceu dados de referência para futuros estudos que utilizem esse sistema de avaliação da cinemática do tronco e membros inferiores comparando populações distintas ou avaliando o resultado de intervenções.

O estudo II teve como objetivo avaliar se existem diferenças na cinemática do tronco, pelve, quadril e joelho, torque excêntrico de abdução e rotação lateral do quadril e atividade eletromiográfica do glúteo médio e máximo durante o agachamento unipodal em homens e mulheres com e sem a DPF. Este foi o primeiro estudo a realizar a comparação entre sexos em indivíduos com DPF das variáveis citadas. Os resultados desse estudo auxiliarão no delineamento de programas de intervenção e prevenção da DPF sexo-específicas.

No estudo III foi investigado com maior detalhamento a biomecânica no plano frontal de homens e mulheres com e sem a DPF. Mais especificamente, foi avaliado a cinemática do tronco, pelve, quadril e joelho no plano frontal, a força isométrica dos abdutores do quadril e a atividade EMG do glúteo médio a 15°, 30°, 45° e 60° de flexão do joelho, nas fases de descida e subida de degrau nos grupos DPF e controles. Esse estudo ressaltou a importância de se considerar o efeito do ângulo de flexão do joelho nas variáveis analisadas ao avaliar e prescrever exercícios de reabilitação em indivíduos com a DPF.

No estudo IV foi investigado a relação entre a cinemática do quadril e joelho, a sintomatologia dolorosa e a capacidade funcional em homens e mulheres com a DPF. Apesar de ter sido hipotetizado que alterações cinemáticas do quadril e joelho contribuem para o desenvolvimento da DPF, ainda não havia sido estudado se existe relação entre essas alterações, a dor e a função.

Finalmente, o estudo V comparou a cinemática, a força e a ativação muscular do tronco entre indivíduos com e sem a DPF e analisou a relação entre variáveis biomecânicas do tronco, quadril e joelho. Este estudo ressaltou a importância de avaliar e tratar os possíveis déficits biomecânicos do tronco presente na população com DPF que poderiam influenciar a cinemática do membro inferior durante o agachamento unipodal.

**Confiabilidade teste-reteste da cinemática tridimensional utilizando um sistema de rastreamento eletromagnético durante o agachamento unipodal e a tarefa de descida de degrau**

Artigo submetido ao periódico *Gait & Posture*

(ANEXO I)



## RESUMO

O sistema de rastreamento eletromagnético (SRE) tem sido utilizado para análise da cinemática tridimensional (3D) dos membros inferiores. O agachamento unipodal e a descida de degrau são atividades úteis para avaliar o alinhamento dos membros inferiores no ambiente clínico. O objetivo deste estudo foi avaliar a confiabilidade teste-reteste da cinemática 3D do tronco, pelve, quadril e joelho utilizando um SRE durante o agachamento unipodal e a tarefa de descida de degrau e comparar a cinemática 3D entre as atividades. Vinte voluntários saudáveis (10 homens e 10 mulheres) completaram duas sessões de teste com intervalo de 3-5 dias. A cinemática tridimensional utilizando o SRE foi avaliada durante o agachamento unipodal e a descida de degrau. Em geral, a confiabilidade intra-avaliador e intrasessão (ICCs = 0,83-1,00) e a confiabilidade intersessão (ICCs = 0,82-0,97) foram altas durante o agachamento unipodal e a descida de degrau. A diferença mínima detectável (DMD) intrasessão variou de 1,29° para a amplitude de movimento do joelho no plano frontal durante o agachamento unipodal a 6,23° para amplitude de movimento da pelve no plano transversal durante a descida de degrau. Os valores de DMD intersessão variaram de 1,23° para a inclinação ipsilateral do tronco durante o agachamento unipodal a 8,34° para a flexão do quadril durante a descida de degrau. Os participantes saudáveis apresentaram maior inclinação anterior da pelve, maior flexão do quadril e menor excursão pélvica contralateral anteriormente ( $P < 0,05$ ) durante o agachamento unipodal comparado a tarefa de descida de degrau. Esses achados sugerem que a avaliação da cinemática 3D do tronco, pelve, quadril e joelho utilizando o SRE é confiável durante o agachamento unipodal e a descida de degrau. Os valores da diferença mínima detectável

foram baixos durante as atividades avaliadas. A comparação interatividades revelou diferenças na cinemática do quadril e da pelve.

**Palavras-chaves:** cinemática; sistema de rastreamento eletromagnético; tronco; pelve; joelho

## 1. INTRODUÇÃO

O sistema de rastreamento eletromagnético (SRE) rastreia simultaneamente a posição e a orientação tridimensional (3D) dos receptores fixados aos segmentos corporais. Recentemente, o SRE tem sido utilizado para avaliar a cinemática 3D dos membros inferiores durante diversas atividades funcionais (Blackburn e Padua, 2008; Boling *et al.*, 2009b; Dwyer *et al.*, 2010; Jacobs *et al.*, 2007; Mills *et al.*, 2007). Mills *et al.* (2007) relataram boa repetibilidade da cinemática do quadril, joelho e tornozelo durante a marcha utilizando o SRE. Contudo, devido ao volume de captura limitado e a suscetibilidade a interferência magnética por objetos metálicos localizados dentro do volume de captura (Milne *et al.*, 1996), foi utilizada uma esteira construída em madeira para avaliar a cinemática durante a marcha. Dessa forma, as limitações do SRE podem dificultar a avaliação da marcha no ambiente clínico. Alternativamente, o agachamento unipodal e a tarefa de descida de degrau são atividades comumente utilizadas como exercícios durante a reabilitação (Dwyer *et al.*, 2010; Olson *et al.*, 2011) e são atividades úteis para avaliar o alinhamento dos membros inferiores em pacientes com lesões do membro inferior no ambiente clínico (Crossley *et al.*, 2011; Piva *et al.*, 2006; Willson e Davis, 2008b).

Os movimentos do tronco e da pelve podem influenciar o momento e a cinemática do joelho durante as atividades dinâmicas. Mais especificamente, o aumento da inclinação anterior do tronco pode reduzir a força e a tensão no ligamento cruzado anterior (LCA) (Escamilla *et al.*, 2012; Kulas *et al.*, 2012) e a inclinação lateral do tronco tem sido associada a maior abdução e colapso medial do joelho, predispondo as mulheres atletas à lesão do LCA (Hewett *et al.*, 2009; Hewett e Myer, 2011). O aumento da inclinação lateral do tronco também pode afetar o momento de adução do joelho durante a marcha em indivíduos com osteoartrite no compartimento medial do

joelho (Hunt *et al.*, 2008; Hunt *et al.*, 2010). Além disso, a inclinação anterior excessiva da pelve pode resultar em aumento compensatório da lordose lombar e levar a uma posteriorização na posição do tronco (Powers, 2010). O deslocamento posterior do centro de massa pode levar ao aumento do momento de flexão do joelho e da demanda dos extensores do joelho (Powers, 2010). No plano frontal, o aumento da queda pélvica contralateral tem sido relatado em indivíduos com dor patelofemoral quando comparados aos participantes controles durante o salto (Willson *et al.*, 2008).

Apesar do crescente número de estudos avaliando a cinemática do membro inferior utilizando o SRE (Blackburn e Padua, 2008; Boling *et al.*, 2009b; Dwyer *et al.*, 2010; Jacobs *et al.*, 2007; Mills *et al.*, 2007), há escassez de estudos que analisaram a confiabilidade da cinemática dos membros inferiores utilizando o SRE. Especificamente, não foram encontrados estudos que avaliaram a confiabilidade da cinemática do tronco, pelve e membro inferior utilizando o SRE durante o agachamento unipodal e a descida de degrau. Assim, o primeiro objetivo do presente estudo foi analisar a confiabilidade teste-reteste e a diferença mínima detectável (DMD) da cinemática 3D do tronco, pelve, quadril e joelho utilizando o SRE durante o agachamento unipodal e a descida de degrau. A melhor compreensão do desempenho entre as atividades pode fornecer informações sobre a consistência dos padrões motores utilizados durante atividades funcionais distintas e auxiliar na interpretação de pequenas diferenças metodológicas entre os estudos (Harty *et al.*, 2011). Dessa forma, o segundo objetivo do presente estudo foi comparar a cinemática do tronco, pelve, quadril e joelho entre o agachamento unipodal e a descida de degrau.

## **2. MÉTODOS**

### **2.1. Participantes**

Vinte voluntários sadios (10 homens e 10 mulheres) sem história de dor ou lesão atual em membros inferiores participaram deste estudo. Os indivíduos apresentaram média de idade de 20,8 anos (desvio-padrão [DP] = 1,7 anos) com média de massa corpórea de 64,8 kg (DP = 11,2 kg) e altura de 1,7 m (DP = 0,1 m). Todos os voluntários assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido antes de participarem deste estudo. O protocolo do estudo foi aprovado pelo comitê de ética e pesquisa em seres humanos da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar) (ANEXO VI).

### **2.2. Procedimentos**

Os participantes foram avaliados em duas sessões distintas realizadas com intervalo de 3-5 dias. Durante a primeira sessão, a cinemática 3D foi avaliada durante 3 coletas válidas do agachamento unipodal e 3 coletas válidas da descida de degrau. Após 15 minutos de intervalo, os participantes repetiram essas atividades para a avaliação da confiabilidade intrasessão. O agachamento unipodal e a descida de degrau foram avaliados durante a segunda sessão para analisar a confiabilidade intersessão. Foram coletadas as medidas do membro inferior dominante (18 direito, 2 esquerdo). O membro inferior dominante foi determinado ao questionar o participante qual perna seria utilizada para chutar uma bola o mais longe possível.

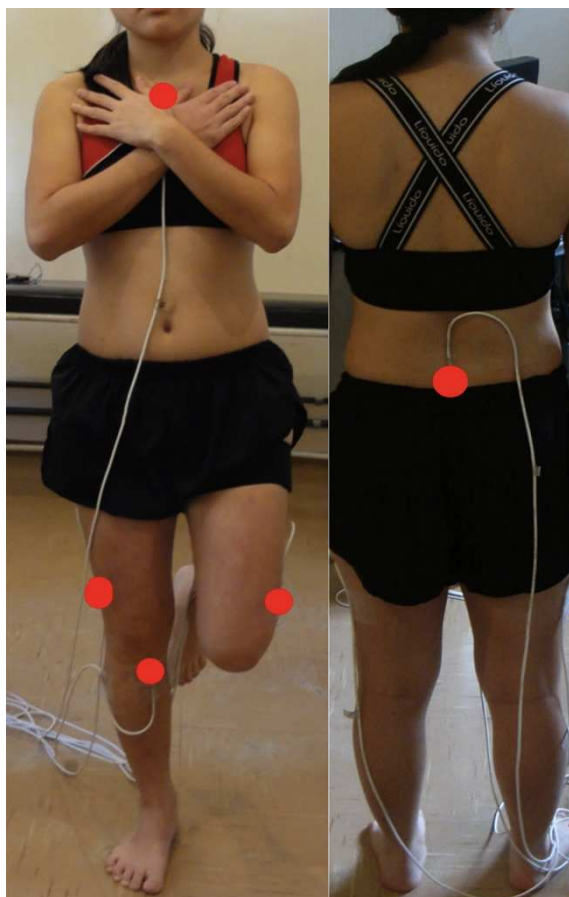
A cinemática articular 3D do tronco, pelve, quadril e joelho foram avaliadas utilizando o aparelho Flock of Birds (miniBird) (Ascension Technology Corporation, Burlington,VT) integrado ao software Motion Monitor (Innovative Sports Training,

Chicago, IL). Cinco sensores eletromagnéticos foram posicionados no esterno, sacro (Boling *et al.*, 2010), face látero-distal das coxas (Boling *et al.*, 2010), e aspecto ântero-medial proximal da tíbia (Boling *et al.*, 2010) dos participantes, sendo que os sensores coletavam as alterações do fluxo eletromagnético no campo gerado pelo transmissor (**FIGURA 1**). Cada sensor foi posicionado sobre a área de menor massa muscular. O sensor foi fixado com fita adesiva dupla-face (Transpore Medical Tape, 3M, St. Paul, MN). Os maléolos e os epicôndilos femorais medial e lateral foram digitalizados para determinar o centro articular do tornozelo e joelho, respectivamente. O centro articular do quadril foi estimado utilizando a abordagem funcional descrita por Leardini *et al.* (1999), com os dados sendo coletados enquanto o voluntário movimentava o quadril em no mínimo 14 posições estáticas distintas ao redor dos três eixos. O ângulo do tronco foi definido pelos sensores do sacro, esterno e o centro articular do quadril. Os espaços interarticulares de C7-T1, T12-L1, e L5-S1 também foram digitalizados. Após a digitalização dos sensores, foi realizada uma coleta estática para determinar os ângulos de repouso do tronco, pelve, quadril e joelho. Os dados cinemáticos foram coletados com frequência de amostragem de 90 Hz.

Antes da avaliação do agachamento unipodal, os voluntários foram instruídos a permanecerem sobre o membro inferior dominante, com 90° de flexão do joelho do membro não-dominante e os braços cruzados a frente do tórax. Três coletas estáticas foram realizadas nesta posição e utilizadas para determinar a posição anatômica do membro inferior. Essa medida estática foi utilizada como o alinhamento neutro de cada participante, sendo as medidas subsequentes referidas a essa posição. Os voluntários tiveram oportunidade de praticar o agachamento unipodal. Cada voluntário foi instruído a agachar com flexão do joelho acima de 60° e retornar a posição inicial sem perder o equilíbrio (Willson e Davis, 2008a). Para avaliar a descida de degrau, o participante foi

instruído a permanecer sobre o membro inferior dominante enquanto o membro não-dominante foi posicionado em ligeira flexão do quadril e extensão completa do joelho. As medidas subsequentes foram referidas a essa posição. O participante foi instruído a descer de um degrau de madeira ajustável, tocar o calcâneo do membro não-dominante no chão e então retornar a posição inicial. A altura do degrau foi normalizada pela altura do indivíduo (10% da altura total) (Souza e Powers, 2009a). Ambas as atividades avaliadas foram realizadas durante o período de 4 segundos, monitorado com um metrônomo digital (15 atividades/minuto) (Willson e Davis, 2008a). A coleta foi considerada válida se os indivíduos realizassem as atividades na frequência definida e sem perderem o equilíbrio. Três coletas válidas foram analisadas. Foi dado um minuto de intervalo entre as coletas.

Todos os dados cinemáticos foram filtrados com o filtro passa-baixa Butterworth, de quarta ordem, zero-lag com frequência de corte de 6 Hz (Willson e Davis, 2008a). Os ângulos de Euler foram calculados utilizando a definição do sistema de coordenada articular recomendados pela Sociedade Internacional de Biomecânica (Grood e Suntay, 1983; Wu *et al.*, 2002) utilizando o software Motion Monitor. As variáveis cinemáticas do tronco, pelve, quadril e joelho representavam a excursão do movimento calculada pela subtração dos valores picos, coletados durante o agachamento unipodal e a descida de degrau, dos valores coletados durante a posição estática em pé. Os dados cinemáticos foram reduzidos utilizando o software MATLAB (MathWorks, Natick, MA).



**FIGURA 1**-Posicionamento dos sensores eletromagnéticos.

### *2.3. Análise estatística*

Para avaliar a confiabilidade, os coeficientes de correlação intraclassa (CCIs) intra-avaliador intrasessão e intersessão foram quantificados. O software SPSS v. 19 (SPSS, Chicago, IL) foi utilizado para calcular a média, o desvio-padrão e o CCI (2, k). O erro padrão da medida (EPM) e a DMD foram calculados para cada variável utilizando o Excel 2010 (Microsoft, Redmond, WA). O EPM foi calculado utilizando a equação  $DP \times \sqrt{1 - CCI}$ , sendo o DP a variância do grupo. A DMD foi calculada utilizando a equação  $EPM \times 1,96 \times \sqrt{2}$  (Haley e Fragala-Pinkham, 2006). Os valores do CCI superiores a 0,75 foram considerados excelentes (Fleiss, 1981). Para a comparação da cinemática 3D entre o agachamento unipodal e a descida de degrau, foi utilizado o teste *t* pareado. O nível de alfa considerado foi de 0,05.



### 3. RESULTADOS

O CCI, o EPM e a DMD para a confiabilidade da cinemática intra-avaliador intrasessão durante o agachamento unipodal e a descida de degrau estão apresentados na **TABELA 1**. Em geral, a confiabilidade intrasessão da cinemática articular foi alta, com os CCIs variando de 0,83 a 1,00 durante o agachamento unipodal e a descida de degrau. Os valores da DMD intrasessão variaram de 1,29° para a amplitude de movimento do joelho no plano frontal durante o agachamento unipodal a 6,23° para a amplitude de movimento da pelve no plano transversal durante a descida de degrau. Os dados da confiabilidade intra-avaliador intersessão para ambas as atividades avaliadas estão demonstradas na **TABELA 2**. A confiabilidade intersessão também foi alta para ambas as atividades avaliadas, com os CCIs variando de 0,82 a 0,97. Os valores da DMD variaram de 1,23° para a inclinação ipsilateral do tronco durante o agachamento unipodal a 8,34° para flexão do quadril durante a descida de degrau.

As comparações cinemáticas do tronco, pelve, quadril e joelho entre o agachamento unipodal e a descida de degrau demonstraram que os participantes saudáveis apresentaram maior inclinação pélvica anterior, maior flexão do quadril e menor excursão anterior da pelve contralateral durante o agachamento unipodal (**TABELA 3**).

**TABELA 1** – Valores do CCI, EPM e DMD intrasessão para as variáveis cinemáticas durante o agachamento unipodal e a descida de degrau.

Excursão máxima	CCI (95%IC)		EPM		DMD	
	AU	DD	AU	DD	AU	DD
<b>Ângulo do tronco (°)</b>						
Flexão	0,91 (0,78-0,97)	0,89 (0,71-0,96)	1,12	0,83	3,11	2,30
Amplitude de movimento sagital	0,86 (0,64-0,94)	0,94 (0,83-0,97)	1,59	1,16	4,41	3,21
Inclinação ipsilateral	0,85 (0,61-0,94)	0,83 (0,66-0,93)	0,61	0,74	1,70	2,05
Amplitude de movimento frontal	0,87 (0,61-0,91)	0,91 (0,78-0,97)	1,13	1,03	3,13	2,86
Ombro contralateral anterior	0,83 (0,67-0,93)	0,94 (0,86-0,98)	2,08	1,10	5,78	3,05
Amplitude de movimento transverso	0,89 (0,71-0,96)	0,93 (0,80-0,97)	1,69	1,27	4,68	3,53
<b>Ângulo da pelve (°)</b>						
Inclinação anterior	0,97 (0,93-0,99)	0,96 (0,90-0,98)	1,58	1,32	4,37	3,66
Amplitude de movimento sagital	0,97 (0,93-0,99)	0,97 (0,91-0,99)	1,66	1,17	4,61	3,25
Queda contralateral	0,98 (0,95-0,99)	0,98 (0,95-0,99)	0,83	0,71	2,30	1,98
Amplitude de movimento frontal	0,96 (0,90-0,99)	0,97 (0,92-0,99)	1,01	0,89	2,79	2,46
Pelve contralateral anterior	0,93 (0,84-0,97)	0,96 (0,91-0,99)	1,35	1,28	3,75	3,55
Amplitude de movimento transverso	0,96 (0,90-0,98)	0,86 (0,59-0,90)	1,12	2,24	3,10	6,23
<b>Ângulo do quadril (°)</b>						
Flexão	0,97 (0,93-0,99)	0,94 (0,86-0,98)	1,68	2,07	4,65	5,74
Amplitude de movimento sagital	0,97 (0,91-0,99)	0,97 (0,93-0,99)	2,03	2,14	5,65	5,94
Adução	0,99 (0,96-0,99)	0,97 (0,92-0,99)	1,00	1,30	2,78	3,59
Amplitude de movimento frontal	0,98 (0,94-0,99)	0,97 (0,93-0,99)	1,34	1,44	3,73	3,99
Rotação medial	0,97 (0,92-0,99)	0,96 (0,90-0,98)	0,71	0,91	1,97	2,52
Amplitude de movimento transverso	0,95 (0,88-0,98)	0,96 (0,90-0,98)	1,59	0,88	4,40	2,44
<b>Ângulo do joelho (°)</b>						
Flexão	0,94 (0,83-0,98)	0,94 (0,85-0,98)	0,90	0,87	2,50	2,41
Amplitude de movimento sagital	0,92 (0,80-0,97)	0,92 (0,77-0,98)	1,42	1,53	3,93	4,23
Abdução	1,00 (0,99-1,00)	1,00 (0,99-1,00)	0,48	0,58	1,33	1,63
Amplitude de movimento frontal	1,00 (0,99-1,00)	1,00 (0,99-1,00)	0,47	0,52	1,29	1,43
Rotação medial	0,96 (0,91-0,99)	0,98 (0,94-0,99)	0,68	0,63	1,88	1,75
Amplitude de movimento transverso	0,93 (0,82-0,97)	0,97 (0,92-0,99)	0,96	0,68	2,68	1,90
Média	0,94	0,95	1,21	1,14	3,36	3,15

Abreviações: AU = agachamento unipodal; CCI = coeficiente de correlação intraclassa;  
DD = descida de degrau; DMD = diferença mínima detectável; EPM = erro padrão da  
medida; IC = intervalo de confiança.

**TABELA 2** – Valores do CCI, EPM e DMD intersessão para as variáveis cinemáticas durante o agachamento unipodal e a descida de degrau.

Excursão máxima	CCI (95%IC)		EPM		DMD	
	AU	DD	AU	DD	AU	DD
<b>Ângulo do tronco (°)</b>						
Flexão	0,88 (0,71-0,95)	0,82 (0,69-0,93)	1,41	1,21	3,92	3,35
Amplitude de movimento sagital	0,86 (0,73-0,94)	0,84 (0,76-0,94)	1,74	1,27	4,82	3,53
Inclinação ipsilateral	0,82 (0,66-0,93)	0,90 (0,75-0,96)	0,44	0,52	1,23	1,43
Amplitude de movimento frontal	0,85 (0,69-0,90)	0,82 (0,74-0,93)	0,74	0,92	2,06	2,54
Ombro contralateral anterior	0,86 (0,65-0,95)	0,91 (0,76-0,96)	1,64	1,29	4,55	3,57
Amplitude de movimento transverso	0,91 (0,87-0,96)	0,90 (0,76-0,96)	1,42	1,34	3,94	3,72
<b>Ângulo da pelve (°)</b>						
Inclinação anterior	0,95 (0,85-0,98)	0,91 (0,78-0,97)	2,04	1,75	5,69	4,85
Amplitude de movimento sagital	0,95 (0,81-0,98)	0,91 (0,78-0,97)	1,99	1,72	5,53	4,76
Queda contralateral	0,95 (0,86-0,98)	0,93 (0,82-0,97)	1,18	0,99	3,29	2,76
Amplitude de movimento frontal	0,95 (0,88-0,98)	0,93 (0,82-0,97)	1,07	1,04	2,96	2,90
Pelve contralateral anterior	0,91 (0,77-0,96)	0,92 (0,80-0,97)	1,69	1,85	4,68	5,13
Amplitude de movimento transverso	0,94 (0,86-0,98)	0,93 (0,83-0,97)	1,41	1,89	3,90	5,24
<b>Ângulo do quadril (°)</b>						
Flexão	0,95 (0,88-0,98)	0,89 (0,72-0,96)	2,56	3,01	7,10	8,34
Amplitude de movimento sagital	0,96 (0,87-0,98)	0,90 (0,75-0,96)	2,87	2,94	7,97	8,17
Adução	0,96 (0,90-0,98)	0,95 (0,86-0,98)	1,52	1,74	4,23	4,84
Amplitude de movimento frontal	0,95 (0,85-0,98)	0,96 (0,89-0,98)	1,77	1,67	4,91	4,63
Rotação medial	0,89 (0,72-0,95)	0,91 (0,77-0,96)	1,75	1,31	4,86	3,62
Amplitude de movimento transverso	0,89 (0,72-0,96)	0,80 (0,73-0,88)	1,94	1,67	5,38	4,63
<b>Ângulo do joelho (°)</b>						
Flexão	0,89 (0,72-0,96)	0,90 (0,75-0,96)	1,27	1,36	3,52	3,77
Amplitude de movimento sagital	0,88 (0,70-0,95)	0,85 (0,76-0,94)	1,54	1,60	4,27	4,44
Abdução	0,92 (0,80-0,97)	0,94 (0,84-0,98)	1,33	1,02	3,69	2,83
Amplitude de movimento frontal	0,92 (0,81-0,97)	0,94 (0,85-0,98)	1,79	1,74	4,96	4,83
Rotação medial	0,89 (0,72-0,95)	0,97 (0,92-0,99)	1,06	0,61	2,93	1,69
Amplitude de movimento transverso	0,88 (0,68-0,93)	0,89 (0,75-0,96)	1,16	1,05	3,23	2,90
Média	0,91	0,90	1,56	1,47	4,32	4,10

Abreviações: AU = agachamento unipodal; CCI = coeficiente de correlação intraclassa;  
DD = descida de degrau; DMD = diferença mínima detectável; EPM = erro padrão da  
medida; IC = intervalo de confiança.

**TABELA 3** – Média (DP) da excursão máxima e valores de *P* do teste t de Student da comparação entre o agachamento unipodal (AU) e a descida de degrau (DD).

Excursão máxima	Média (DP)		Diferença média (95%IC)	Valor <i>P</i>
	AU	DD		
<b>Ângulo do tronco (°)</b>				
Flexão	5,10 (3,79)	3,29 (2,47)	1,81 (0,42-3,19)	0,07
Amplitude de movimento sagital	10,40 (4,20)	11,18 (4,43)	-0,78 (-2,64-1,09)	0,40
Inclinação ipsilateral	7,84 (2,08)	8,27 (2,28)	-0,43 (-1,05-1,91)	0,41
Amplitude de movimento frontal	11,42 (3,12)	12,83 (3,48)	-1,41 (-2,76- -0,04)	0,09
Ombro contralateral anterior	8,24 (5,08)	8,45 (4,64)	-0,21 (-0,23-1,89)	0,84
Amplitude de movimento transverso	11,24 (5,00)	11,88 (4,74)	-0,64 (-2,13-0,84)	0,37
<b>Ângulo da pelve (°)</b>				
Inclinação anterior	22,04 (9,25)	18,70 (6,60)	3,34 (0,13-6,55)	0,04*
Amplitude de movimento sagital	23,52 (9,59)	19,25 (6,26)	4,27 (0,84-7,69)	0,02*
Queda contralateral	8,25 (5,59)	7,76 (4,80)	0,49 (-0,89-1,89)	0,46
Amplitude de movimento frontal	10,73 (5,10)	11,32 (4,80)	-0,59 (-1,67-0,48)	0,26
Pelve contralateral anterior	9,83 (5,26)	13,61 (7,04)	-3,78 (-6,43- -1,11)	0,008*
Amplitude de movimento transverso	13,29 (5,59)	17,14 (8,61)	-3,85 (-6,25- -1,44)	0,003*
<b>Ângulo do quadril (°)</b>				
Flexão	64,85 (9,89)	56,44 (8,65)	8,41 (3,80-13,01)	0,001*
Amplitude de movimento sagital	67,71 (10,85)	59,07 (12,58)	8,64 (3,98-13,29)	0,003*
Adução	12,49 (8,19)	12,29 (7,74)	0,20 (-1,56-1,96)	0,816
Amplitude de movimento frontal	16,88 (8,50)	18,14 (8,75)	-1,26 (-2,89-0,36)	0,12
Rotação medial	5,48 (4,10)	5,06 (4,59)	1,35 (-1,04-2,27)	0,45
Amplitude de movimento transverso	15,31 (7,4)	12,58 (4,40)	2,73 (0,59-4,87)	0,06
<b>Ângulo do joelho (°)</b>				
Flexão	64,77 (3,71)	63,44 (3,57)	1,33 (-1,12-3,78)	0,27
Amplitude de movimento sagital	67,58 (4,98)	68,00 (5,43)	-0,42 (-2,68-1,82)	0,70
Abdução	7,59 (4,73)	6,69 (3,21)	0,90 (0,31-1,49)	0,10
Amplitude de movimento frontal	9,87 (6,48)	9,24 (7,65)	0,63 (0,09-1,17)	0,24
Rotação medial	7,30 (3,13)	7,35 (3,36)	-0,05 (-0,96-1,07)	0,92
Amplitude de movimento transverso	9,87 (3,40)	10,02 (3,10)	-0,15 (-1,09-0,80)	0,76

\*Indica  $P < 0,05$  entre as atividades.

#### 4. DISCUSSÃO

O uso do SRE para avaliação da cinemática dos membros inferiores tem aumentado (Blackburn e Padua, 2008; Boling *et al.*, 2009b; Dwyer *et al.*, 2010; Jacobs *et al.*, 2007; Mills *et al.*, 2007). As principais vantagens do SRE sobre o sistema de avaliação cinemática baseado em imagem são o menor custo e o fato de que o SRE não está sujeito ao obscurecimento dos marcadores (Mills *et al.*, 2007). Este foi o primeiro estudo a analisar a confiabilidade da cinemática do tronco, pelve, quadril e joelho utilizando o SRE durante o agachamento unipodal e a descida de degrau. Ambas confiabilidades intra e intersessão foram excelentes durante as atividades avaliadas. Os valores dos CCIs intrasessão demonstraram que os voluntários foram capazes de realizar o agachamento unipodal e a descida de degrau de forma consistente entre as coletas. Os resultados dos CCIs intersessão refletiram o desempenho dos participantes e do SRE, além da confiabilidade do posicionamento dos sensores pelo avaliador.

Os resultados do presente estudo demonstraram confiabilidade intrasessão similar e maior confiabilidade intersessão quando comparado a estudo prévio que analisou a confiabilidade da cinemática 3D do quadril, joelho e tornozelo utilizando o SRE durante a marcha. Os valores de CCIs intersessão para a cinemática da pelve e quadril foram ligeiramente maiores que para a cinemática do tronco e joelho durante o agachamento unipodal e a descida de degrau. Esses resultados corroboram com os de Mills *et al.* (2007), que demonstraram maior confiabilidade da cinemática do quadril do que do joelho e tornozelo durante a marcha. Em contraste com o estudo citado, a confiabilidade do tronco, pelve, quadril e joelho foram similares nos três planos de movimento.

A confiabilidade da avaliação cinemática é crítica para a análise dos dados, já

que assegura que a alteração de uma medida específica representa uma mudança real no desempenho. O agachamento unipodal e a descida de degrau têm sido comumente utilizados para avaliar o alinhamento dos membros inferiores em indivíduos com lesão no joelho (Piva *et al.*, 2006; Willson e Davis, 2008b). Apesar de ter sido relatada boa confiabilidade da cinemática 2D durante o agachamento unipodal (Willson e Davis, 2008b), a análise 2D é insuficiente para mensurar as rotações articulares 3D dos membros inferiores. Portanto, métodos 3D devem ser utilizados quando uma avaliação precisa for necessária. Este estudo demonstrou que a análise cinemática 3D utilizando o SRE é confiável durante o agachamento unipodal e a descida de degrau.

O EPM e a DMD fornecem informações a respeito da magnitude do erro associado ao teste, o que permite ao clínico distinguir as mudanças reais que ocorrem como resultado de uma intervenção (Eliasziw *et al.*, 1994; Wilken *et al.*, 2011). Este estudo forneceu valores de referência do EPM e da DMD durante o agachamento unipodal e a descida de degrau que podem ser úteis na avaliação dos resultados dos tratamentos. Em geral, os valores do EPM e da DMD foram baixos durante o agachamento unipodal (média  $\pm$  DP,  $1,56^\circ \pm 0,53^\circ$  para o EPM e  $4,32^\circ \pm 1,46^\circ$  para a DMD) e a descida de degrau ( $1,47^\circ \pm 0,60^\circ$  para o EPM e  $4,10^\circ \pm 1,65^\circ$  para a DMD). Valores maiores do EPM e da DMD foram encontrados para cinemática do quadril ( $2,11^\circ \pm 0,92^\circ$  para o EPM e  $7,90^\circ \pm 0,55^\circ$  para a DMD) e da pelve ( $2,32^\circ \pm 0,58^\circ$  para o EPM e  $5,21^\circ \pm 0,47^\circ$  para a DMD) no plano sagital durante as atividades avaliadas.

Foram encontradas diferenças cinemáticas do quadril e da pelve entre as atividades avaliadas. Especificamente, os participantes apresentaram maior flexão do quadril, maior inclinação pélvica anterior e menor excursão da pelve contralateral anteriormente durante o agachamento unipodal quando comparado a descida de degrau. Apesar de ter sido hipotetizado que o aumento da flexão do quadril e da inclinação

pélvica anterior afetariam a cinemática e a cinética do joelho (Powers, 2010), no presente estudo, as diferenças cinemáticas do quadril e da pelve não foram acompanhadas de diferenças na excursão do joelho em qualquer plano do movimento entre as atividades. A magnitude das diferenças foi pequena e provavelmente refletiram ajustes do equilíbrio para manter o centro de massa mais posterior durante a descida do degrau. A maior excursão da pelve contralateral anteriormente pode ter sido consequência da posição de flexão do quadril do membro inferior não-dominante durante a descida de degrau. Estudos futuros devem investigar se as diferenças entre as atividades na cinemática do quadril e da pelve podem influenciar a cinética do joelho durante o agachamento unipodal e a descida de degrau.

Uma limitação do presente estudo foi a confiabilidade inter-avaliador não ter sido avaliada. Apesar dos valores do CCI para as comparações inter-avaliador serem influenciadas principalmente pelas diferenças na identificação das referências anatômicas e no posicionamento dos sensores entre os avaliadores, Wilken *et al.* (2011) relataram que a introdução de um segundo avaliador não ocasionou impacto apreciável nos valores do CCI e da DMD da avaliação da cinemática e cinética durante a marcha. Um estudo prévio (Mills *et al.*, 2007) também demonstrou maior repetibilidade inter-avaliador intrasessão que intra-avaliador intersessão utilizando o SRE para avaliar a cinemática 3D dos membros inferiores durante a marcha. Similarmente a todas as técnicas não-invasivas de análise do movimento, as rotações articulares 3D calculadas utilizando marcadores de superfície podem ser potencialmente comprometidas pelo artefato causado pelo movimento da pele. A cinemática dos membros inferiores no plano transversal e frontal são particularmente suscetíveis a tais erros (Benoit *et al.*, 2006). Finalmente, deve-se ter cautela na interpretação da DMD ao avaliar os resultados de tratamento ou comparar indivíduos com lesões nos membros inferiores, pois a

diferença estatisticamente significativa não representa, necessariamente, uma mudança clínica importante.

## **5. CONCLUSÃO**

A confiabilidade intrasessão e intersessão do tronco, pelve, quadril e joelho da cinemática 3D utilizando o SRE foi excelente durante o agachamento unipodal e a descida de degrau. Este estudo forneceu valores da DMD para indivíduos saudáveis que podem ser utilizados como referência em estudos futuros. Durante o agachamento unipodal, os participantes demonstraram maior flexão do quadril, maior inclinação pélvica anterior e menor excursão contralateral da pelve anteriormente que durante a descida de degrau.



## **ESTUDO II**

---

**Cinemática do tronco, pelve, quadril e joelho, força e ativação  
muscular do quadril durante o agachamento unipodal em homens e  
mulheres com e sem dor patelofemoral**

Artigo publicado no periódico *The Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*

(ANEXO II)

## RESUMO

**Desenho experimental:** Estudo transversal, controlado e laboratorial.

**Objetivos:** Determinar se existe diferença entre os sexos na cinemática do tronco, pelve, quadril e joelho, força e ativação muscular do quadril durante o agachamento unipodal em indivíduos com e sem a dor patelofemoral (DPF).

**Introdução:** Apesar da alta incidência da DPF em mulheres, esta também é comum em homens. A cinemática do tronco tem o potencial de afetar a função do quadril e do joelho, contudo faltam estudos com o objetivo de avaliar a influência do tronco em indivíduos com a DPF.

**Métodos:** Oitenta indivíduos foram distribuídos em quatro grupos: Mulheres DPF, Mulheres Controles, Homens DPF e Homens Controles. A cinemática do tronco, pelve, quadril e joelho e a ativação da musculatura glútea foram avaliados durante o agachamento unipodal. O torque excêntrico de abdução e rotação lateral do quadril foram avaliados por meio de um dinamômetro isocinético. As diferenças intergrupos foram avaliadas utilizando o teste MANOVA bifatorial (sexo x grupo).

**Resultados:** Quando comparados ao grupo controle, os indivíduos com a DPF apresentaram maior inclinação ipsilateral do tronco (média  $\pm$  DP,  $9,3^\circ \pm 5,3^\circ$  versus  $6,7^\circ \pm 3,0^\circ$ ,  $P = 0,012$ ), queda pélvica contralateral ( $10,3^\circ \pm 4,7^\circ$  versus  $7,4^\circ \pm 3,8^\circ$ ,  $P = 0,003$ ), adução do quadril ( $14,8^\circ \pm 7,8^\circ$  versus  $10,8^\circ \pm 5,6^\circ$ ,  $P < 0,0001$ ), e abdução do joelho ( $9,2^\circ \pm 5,0^\circ$  versus  $5,8^\circ \pm 3,4^\circ$ ,  $P < 0,0001$ ) durante o agachamento unipodal. Os indivíduos com a DPF ainda demonstraram diminuição de 18% do torque abdutor do quadril e de 17% do torque dos rotadores laterais do quadril. Comparadas às mulheres controles, as mulheres com DPF apresentaram maior rotação medial do quadril ( $P < 0,05$ ) e menor ativação do glúteo médio ( $P = 0,017$ ) durante o agachamento unipodal.

**Conclusão:** Assim, apesar das semelhanças encontradas entre homens e mulheres com a DPF, existem algumas diferenças sexo-específicas que necessitam ser consideradas em estudos futuros e clinicamente ao se avaliar e tratar mulheres com a DPF.

**Palavras-chaves:** dor anterior do joelho, biomecânica, eletromiografia, patela

## 1. INTRODUÇÃO

A dor patelofemoral (DPF) apresenta alta prevalência, representando aproximadamente 25% de todas as lesões do joelho tratadas nas clínicas de medicina esportiva (Baquie e Brukner, 1997). Apesar dessa incidência ser 2.2 vezes maior nas mulheres, a DPF também é comum nos homens (Boling *et al.*, 2010). Estudos têm demonstrado diferenças na cinemática, força e ativação neuromuscular entre homens e mulheres (Dwyer *et al.*, 2010; Ferber *et al.*, 2003; Hewett *et al.*, 2009; Nguyen *et al.*, 2011; Pollard *et al.*, 2007; Zeller *et al.*, 2003), entretanto, há escassez de informação na literatura a respeito das diferenças biomecânicas entre homens e mulheres com e sem a DPF. Pode ser útil determinar se existem diferenças mecânicas entre homens e mulheres com a DPF durante as atividades funcionais para melhor delinear intervenções sexo-específicas.

Os movimentos do tronco no plano frontal podem influenciar diretamente o momento da articulação do joelho no plano frontal (Powers, 2010). O aumento da inclinação ipsilateral do tronco é considerada uma compensação comum na presença da fraqueza dos músculos abdutores do quadril, pois esse movimento pode deslocar o vetor de força de reação ao solo próximo ao centro articular do quadril e, assim, diminuir a demanda dos músculos abdutores do quadril (Dierks *et al.*, 2008; Souza e Powers, 2009a). Entretanto, a inclinação ipsilateral de tronco também pode deslocar o vetor de força de reação ao solo lateralmente ao centro articular do joelho, resultando no momento valgo do joelho (Hewett *et al.*, 2009). O aumento do momento valgo do joelho poderia aumentar o ângulo do quadríceps dinâmico e, conseqüentemente, aumentar o vetor de força lateral agindo sobre a patela o que resultaria em maior estresse no compartimento lateral da articulação patelofemoral (Powers, 2003; Powers, 2010). Dierks *et al.* (2008) e Souza e Powers (2009a) demonstraram que alguns

indivíduos com a DPF em seus estudos apresentaram maior abdução do quadril durante as atividades com descarga do peso corporal. Esses autores especularam que a maior abdução do quadril poderia ser o resultado do movimento compensatório do tronco na direção do membro inferior de apoio. Contudo, nesses estudos a cinemática do tronco não foi avaliada. Assim, o aumento da inclinação ipsilateral do tronco durante as atividades funcionais, como uma compensação à fraqueza dos abdutores do quadril, a qual é comumente encontrada nos indivíduos com a DPF, (Baldon Rde *et al.*, 2009; Boling *et al.*, 2009a; Magalhães *et al.*, 2010) pode ser um fator contribuinte potencial para a pobre mecânica da articulação patelofemoral.

Diversos estudos têm sido conduzidos com o objetivo de avaliar a cinemática do quadril em indivíduos com a DPF, pois foi demonstrado que a excessiva adução do quadril pode aumentar o valgo do joelho e a rotação medial do quadril pode afetar diretamente a cinemática e a cinética da articulação patelofemoral durante as atividades com descarga de peso corporal (Powers, 2003; Souza *et al.*, 2010). Porém, resultados inconsistentes têm sido encontrados. No plano frontal, alguns estudos demonstraram aumento da adução do quadril, (Dierks *et al.*, 2008; McKenzie *et al.*, 2010; Salsich e Long-Rossi, 2010; Willson *et al.*, 2008; Willson e Davis, 2008a; Willson e Davis, 2009) enquanto outros não corroboraram com esse resultado (Bolgia *et al.*, 2008; Dierks *et al.*, 2011; Souza e Powers, 2009a). É importante ressaltar que a adução do quadril pode resultar da adução do fêmur em relação a pelve, da queda pélvica contralateral ou de uma combinação de ambos. Contudo, somente um estudo avaliou especificamente a queda pélvica contralateral em indivíduos com a DPF e apenas em mulheres após um protocolo de fadiga (Willson *et al.*, 2008). Têm sido relatados resultados mais conflitantes em relação ao movimento do quadril no plano transversal. Alguns autores demonstraram aumento da rotação medial do quadril (Boling *et al.*, 2009b; McKenzie *et*

*al.*, 2010; Souza e Powers, 2009a; Souza e Powers, 2009b; Souza *et al.*, 2010), enquanto outros relataram diminuição (Barton *et al.*, 2011; Willson *et al.*, 2008; Willson e Davis, 2008a) ou ainda nenhuma diferença (Bolgia *et al.*, 2008; Salsich e Long-Rossi, 2010) em indivíduos com a DPF quando comparados ao grupo controle. Ressalta-se que, não estamos cientes de estudo comparando a cinemática da pelve e do quadril entre sexos nos indivíduos com a DPF.

A fraqueza dos músculos do quadril pode influenciar a cinemática do tronco, pelve e quadril. Diversos estudos têm relatado diminuição da força isométrica dos músculos do quadril acompanhada da alteração na cinemática do quadril em indivíduos com a DPF (Dierks *et al.*, 2008; Souza e Powers, 2009a; Willson *et al.*, 2008; Willson e Davis, 2009). Durante as atividades com descarga de peso corporal, os músculos do quadril devem se contrair excentricamente para controlar o movimento do fêmur nos planos frontal e transversal. A diminuição do torque excêntrico do quadril também tem sido relatada em indivíduos com a DPF (Baldon Rde *et al.*, 2009; Boling *et al.*, 2009a), porém, a diferença entre sexos ainda não foi investigada. É possível que a diminuição da ativação muscular do quadril também possa contribuir para alteração da cinemática do quadril. Apesar de alguns estudos terem avaliado a amplitude de ativação da musculatura glútea em mulheres (Souza e Powers, 2009a; Willson *et al.*, 2011), nenhum estudo avaliou esta variável em homens com a DPF. Portanto, mais estudos são necessários para avaliar o torque excêntrico e a ativação muscular do quadril em homens e mulheres com a DPF durante atividades funcionais.

Baseado nos dados da literatura, o objetivo deste estudo foi comparar a cinemática do tronco, pelve, quadril e joelho, assim como a ativação da musculatura glútea entre homens e mulheres com e sem a DPF durante o agachamento unipodal. O agachamento unipodal é um exercício comum utilizado na reabilitação (Dwyer *et al.*,

2010) é também considerado uma tarefa útil para avaliar o alinhamento dos membros inferiores de pacientes com a DPF no ambiente clínico (Willson e Davis, 2008b).

Foi hipotetizado que, quando comparados ao grupo controle, os indivíduos com a DPF apresentariam maior inclinação ipsilateral de tronco, queda pélvica contralateral, adução do quadril, rotação medial do quadril e abdução do joelho durante o agachamento unipodal. Ainda, os participantes com a DPF demonstrariam menor torque excêntrico de abdução e rotação lateral do quadril avaliados no dinamômetro isocinético, além de menor ativação muscular do glúteo médio e glúteo máximo durante o agachamento unipodal quando comparados ao grupo controle. Também foi hipotetizado que as alterações da cinemática, força e função neuromuscular seriam mais evidentes nas mulheres do que nos homens com a DPF.

## **2. MÉTODOS**

### **2.1. Sujeitos**

Este estudo transversal incluiu 80 voluntários os quais foram divididos em 4 grupos com 20 indivíduos por grupo: grupo mulheres com DPF (Mulheres DPF), grupo mulheres sem dor idade-pareadas como grupo controle (Mulheres Controles), grupo homens com DPF (Homens DPF) e grupo homens sem dor idade-pareadas como grupo controle (Homens Controles).

O cálculo amostral prévio foi baseado na amplitude de movimento da rotação medial do quadril de 5 indivíduos de cada grupo durante o agachamento unipodal. Os cálculos foram realizados utilizando um  $\alpha = 0,05$ ;  $\beta = 0,20$ , desvio-padrão do grupo de  $5,0^\circ$ , e uma diferença estimada intergrupos de  $4,1^\circ$ . Baseado nesses parâmetros, 18

sujeitos por grupo seriam necessários para que o estudo tivesse poder adequado para analisar essa variável de interesse.

Todos os participantes tinham entre 18 e 35 anos de idade. Os homens e mulheres com a DPF recrutados para este estudo apresentaram os seguintes critérios: (1) início insidioso dos sintomas não relacionado a evento traumático, (2) presença de dor retro ou peripatelar durante pelo menos duas das seguintes atividades funcionais: subida e descida de escada, corrida, ajoelhar-se, agachamento, sentado durante tempo prolongado, contração isométrica do músculo quadríceps e à palpação da faceta medial e/ou lateral da patela; e (3) relato de dor por mais de 3 meses. Os indivíduos controles foram selecionados caso não apresentassem história de dor ou lesão no joelho. Os critérios de exclusão para todos os grupos foram: (1) história de cirurgia prévia no joelho, (2) história de dor ou lesão na coluna, quadril ou tornozelo, (3) instabilidade patelar, (4) dor à palpação do tendão patelar, banda iliotibial ou tendões da pata de ganso, (5) sinais ou sintomas de lesão meniscal ou ligamentar do joelho, e (6) qualquer alteração neurológica que pudesse afetar a marcha.

Todos os voluntários foram recrutados por meio de anúncios nas clínicas de fisioterapia, academias e em áreas comuns da universidade. Todos os indivíduos foram avaliados por um fisioterapeuta licenciado o qual era responsável pela triagem dos critérios de inclusão e exclusão (APÊNDICE I). Os voluntários que satisfizeram os critérios foram incluídos consecutivamente no estudo e encaminhados à Universidade Federal de São Carlos para avaliação. Os voluntários assinaram um termo de consentimento escrito (APÊNDICE II) e o estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em seres humanos da Universidade Federal de São Carlos (ANEXO VI).



## 2.2. Instrumentação

A cinemática tridimensional do tronco, pelve, quadril e joelho foi avaliada utilizando o aparelho Flock of Birds® (miniBird®) (Ascension Technology Corporation, Burlington, VT) integrado ao software Motion Monitor™ (Innovative Sports Training, Inc. Chicago, IL). Este aparelho é um sistema de avaliação com 6 graus de liberdade que rastreia simultaneamente a posição e a orientação dos sensores fixados aos segmentos corporais. O transmissor consiste de um gerador de campo magnético com 3 bobinas ortogonais. Os 5 sensores eletromagnéticos foram fixados no esterno, sacro, (Boling *et al.*, 2009b) face látero-distal das coxas, (Boling *et al.*, 2009b) face ântero-medial proximal da tíbia (Boling *et al.*, 2009b) dos participantes e coletavam as alterações do fluxo eletromagnético no campo gerado pelo transmissor. Os dados cinemáticos foram coletados com uma frequência de amostragem de 90 Hz.

Os sinais eletromiográficos (EMG) do glúteo médio e glúteo máximo foram coletados a 2000 Hz utilizando sensores de superfície duplamente diferenciais DE-3.1 (Delsys Inc., Boston, MA) (3 barras com 1 x 10 mm 99.9% condutor Ag e distância inter-eletrodo de 10 mm) e amplificado por um sistema de 8 canais Bagnoli™ (Delsys Inc., Boston, MA). As unidades de especificações foram a razão do modo de rejeição comum de 96 dB, ganho de amplificação de 1000, e impedância de entrada excedendo 10 M $\Omega$ . Os sinais EMG foram digitalizados utilizando uma placa 16-bit A/D sincronizada ao sistema de análise de movimento.

O pico de torque excêntrico de abdução e rotação lateral do quadril foram mensurados utilizando um dinamômetro isocinético (Biodex Multi-Joint System 2; Biodex Medical Systems, Shirley, NY).

A força isométrica voluntária máxima de abdução e extensão do quadril foi avaliada utilizando um dinamômetro manual (Lafayette Instruments, Lafayette, IN).

### 2.3. Procedimentos

Os voluntários compareceram ao Laboratório de Avaliação Musculoesquelética para duas sessões de avaliações. As avaliações da cinemática e EMG foram realizadas na primeira sessão, enquanto as avaliações do torque excêntrico do quadril foram realizadas separadamente. Houve uma semana de intervalo entre as duas sessões para prevenir uma possível influência da fadiga nas avaliações.

Doze voluntários relataram sintomas bilaterais (7 mulheres e 5 homens), assim nesses indivíduos o membro inferior percebido pelo voluntário como o mais afetado foi avaliado. O membro correspondente (direito, esquerdo) do participante controle foi avaliado.

#### 2.3.1. Avaliação cinemática e EMG

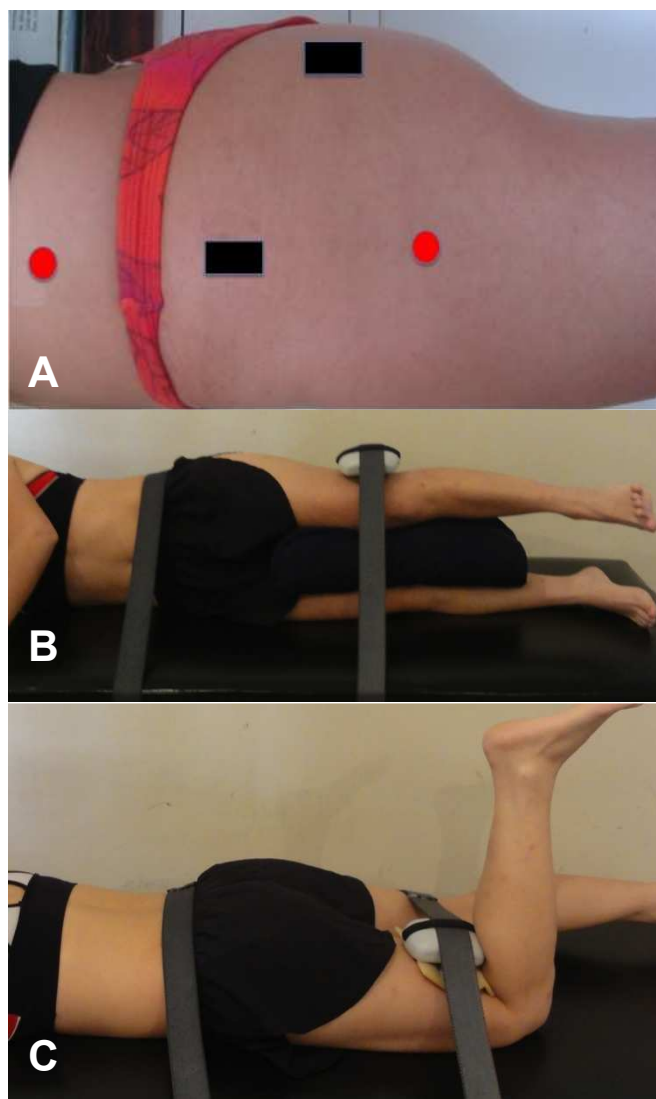
Previamente à avaliação, os voluntários realizaram um aquecimento na esteira ergométrica durante 5 minutos com velocidade de 1,66 m/s. Antes da aplicação dos eletrodos, a pele foi tricotomizada e limpa com álcool. Os eletrodos de EMG foram aplicados sobre a pele paralelos ao centro do ventre muscular do glúteo médio e glúteo máximo (Hermens *et al.*, 1999). O eletrodo do glúteo médio foi posicionado a meia distância entre a crista ilíaca e o trocânter maior do fêmur (Hermens *et al.*, 1999) (**FIGURA 1A**). O eletrodo do glúteo máximo foi posicionado a meia distância entre a vértebra sacral e o trocânter maior. Esta posição correspondia a maior proeminência glútea (Hermens *et al.*, 1999). O eletrodo de referência foi posicionado no processo estilóide radial no mesmo lado do membro inferior avaliado.

Os dados EMG durante o agachamento unipodal foi normalizado pela contração isométrica voluntária máxima (CIVM). Os participantes realizaram 1 contração para familiarização e mais 3 contrações de cinco segundos utilizadas para análise com um

intervalo de trinta segundos entre as contrações (Bolglia *et al.*, 2010; Norcross *et al.*, 2010). O dinamômetro manual foi utilizado para mensurar a força durante cada CIVM (Bolglia *et al.*, 2010). Os voluntários deveriam realizar 3 CIVMs com uma variabilidade inferior a 10%, caso contrário uma contração adicional seria realizada (Bolglia *et al.*, 2010).

A CIVM do glúteo médio foi realizada com o participante em decúbito lateral, com travesseiros entre os membros inferiores para que o membro avaliado permanecesse em posição neutra (Bolglia *et al.*, 2010). Uma faixa ajustável de *nylon* foi firmemente posicionada proximalmente à crista ilíaca e ao redor da maca estabilizando o tronco do voluntário. O dinamômetro manual foi posicionado sobre o côndilo femoral lateral e uma segunda faixa de *nylon* foi posicionada ao redor da coxa distal e a maca de avaliação para resistir a abdução do quadril (**FIGURA 1B**).

A CIVM do glúteo máximo foi avaliada com o voluntário em prono sobre a maca. O voluntário foi posicionado com 0° de flexão do quadril e 90° de flexão do joelho. Uma faixa de *nylon* ajustável foi firmemente posicionada ao redor de ambas as cristas ilíacas e a maca para estabilizar a pelve do voluntário. O dinamômetro manual foi posicionado 5 cm proximal à prega poplíteia e uma segunda faixa de *nylon* foi posicionada ao redor da coxa distal posterior e a maca de avaliação para resistir a extensão do quadril (**FIGURA 1C**). Foi dado forte encorajamento verbal durante todas as avaliações e a ordem das avaliações foi randomizada.



**FIGURA 1** - (A) Posicionamento dos sensores EMG (quadrados pretos) do glúteo médio e máximo, posicionamento do teste de contração isométrica voluntária máxima de (B) abdução do quadril e (C) de extensão do quadril.

Após as avaliações da CIVM, os sensores de rastreamento eletromagnético foram posicionados nos participantes. Cada sensor foi posicionado sobre a área de menor massa muscular, no intuito de minimizar o potencial movimento do sensor, e foi fixado com fita adesiva dupla-face (3M™ Transpore™ Medical Tape, MN). Previamente ao teste dinâmico, os maléolos medial e lateral e os epicôndilos femorais foram digitalizados para determinar os centros articulares do tornozelo e do joelho,

respectivamente. O centro articular do quadril foi estimado utilizando a abordagem funcional descrita por Leardini *et al.* (1999) sendo os dados coletados enquanto os voluntários moviam o quadril em no mínimo 14 posições estáticas distintas, representando rotações positivas e negativas nos 3 eixos. Os ângulos do tronco foram determinados pelos sensores do esterno, sacro e pelos centros articulares do quadril. Os espaços interarticulares de C7-T1, T12-L1, e L5-S1 também foram digitalizados. Uma coleta de dados estática foi realizada para determinar os ângulos articulares do tronco, pelve, quadril e joelho ao repouso. Os voluntários foram orientados a permanecerem em apoio unipodal sobre o membro inferior avaliado, o membro contralateral com 90° de flexão joelho e os braços cruzados a frente do tórax. Não foi oferecido nenhum apoio aos voluntários durante a coleta estática dos dados. Três coletas estáticas foram utilizadas para determinar a posição anatômica dos membros inferiores. Essa medida estática foi considerada o alinhamento neutro de cada participante, com as medidas subsequentes referindo-se a essa posição. Não houve diferença intergrupos para nenhuma variável cinemática na condição estática.

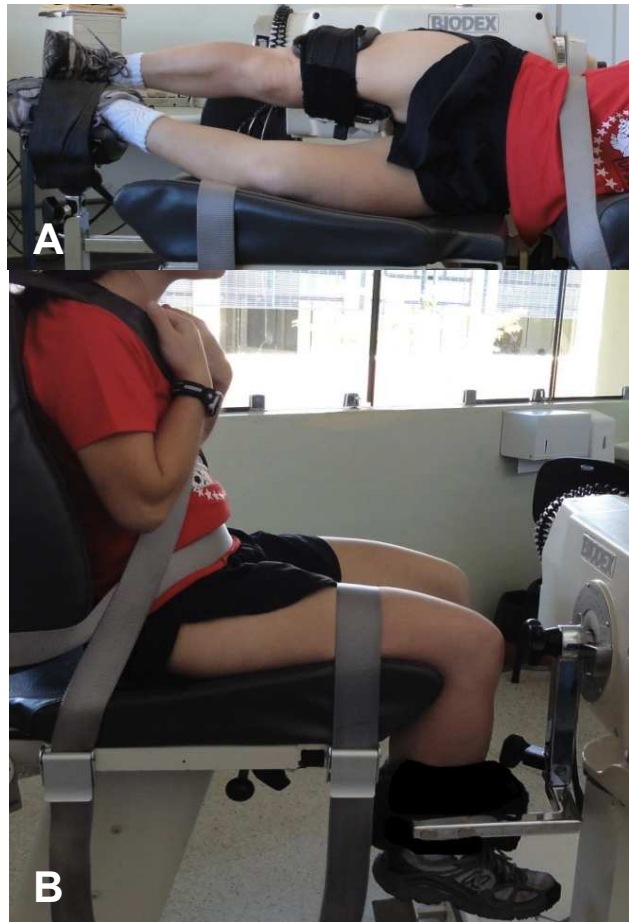
Os voluntários tiveram, então, a oportunidade de praticarem o agachamento unipodal. Eles foram instruídos a agacharem além de 60° de flexão do joelho durante 2 segundos e retornarem a posição inicial de apoio unipodal durante outros 2 segundos (Willson e Davis, 2008a). Assim, cada agachamento unipodal durava 4 segundos, que foram monitorados por meio de um metrônomo digital. Após cada teste, o voluntário era informado se o teste fora válido ou não. O teste era considerado válido caso o voluntário realizasse o agachamento unipodal atingindo pelo menos 60° de flexão do joelho, durante 4 segundos, sem perder o equilíbrio. Se o teste não fosse considerado válido, um teste adicional seria realizado. Os dados de 3 testes válidos foram coletados para análise, com 1 minuto de intervalo entre os testes.

Previamente ao estudo, foi determinado a confiabilidade teste-reteste das medidas cinemáticas, para tal, 8 participantes foram avaliados em 2 ocasiões separadas 3-5 dias entre si. Os coeficientes de correlação intraclassa [ICC (3,1)] e o erro padrão da medida (EPM) foram 0,93 (0,07°) para inclinação ipsilateral do tronco, 0,95 (1,29°) para queda pélvica contralateral, 0,92 (1,83°) para adução do quadril, 0,78 (2,73°) para rotação interna do quadril, e 0,92 (1,81°) para abdução do joelho.

### 2.3.2. Avaliação do torque excêntrico

Previamente à avaliação, os voluntários completaram um aquecimento submáximo na bicicleta ergométrica durante 5 minutos. Para avaliar o torque excêntrico de abdução do quadril, o voluntário foi posicionado em decúbito lateral no dinamômetro. O quadril avaliado foi posicionado superiormente em alinhamento neutro nos 3 planos (**FIGURA 2A**). O eixo de rotação do dinamômetro foi alinhado com o centro articular do quadril no plano frontal (Baldon Rde *et al.*, 2009) e o braço de alavanca foi fixado 5 cm acima da interlinha articular do joelho avaliado. A amplitude de movimento do teste foi de 0° (posição neutra) a 30° de abdução do quadril.

Para rotação lateral do quadril, o participante foi posicionado sentado com o quadril e o joelho flexionados a 90°. A coxa do membro avaliado e o tronco foram estabilizados com uso de faixas. O eixo do dinamômetro foi alinhado com o eixo longo do fêmur (Baldon Rde *et al.*, 2009) (**FIGURA 2B**) e o braço de alavanca foi fixado 5 cm acima do maléolo lateral. A amplitude de movimento do teste foi de 5° de rotação medial do quadril a 20° de rotação lateral (Boling *et al.*, 2009a).



**FIGURA 2** - Posicionamento do teste para avaliação do (A) torque excêntrico de abdução do quadril e do (B) torque excêntrico de rotação lateral do quadril.

Para os testes de abdução e rotação lateral do quadril, os voluntários realizaram 5 contrações submáximas e 3 máximas recíprocas excêntricas para familiarização, com 1 minuto de intervalo entre as séries. Após 3 minutos de intervalo, os voluntários realizaram 5 repetições com o máximo esforço voluntário excêntrico (Boling *et al.*, 2009a). O modo excêntrico de abdução/adiução do quadril e rotação lateral/medial do quadril foi utilizado para avaliar o torque excêntrico. Somente os valores do torque excêntrico de abdução e rotação lateral do quadril foram utilizados para análise dos dados. A velocidade angular do teste foi de 30°/s (Baldon Rde *et al.*, 2009).

Todos os voluntários receberam forte incentivo verbal durante a avaliação do torque excêntrico de abdução e rotação lateral do quadril. A ordem dos testes foi

randomizada. O pico de torque excêntrico de abdução e rotação lateral do quadril (Nm) foi determinado utilizando o software Biodex (Biodex Medical Inc, NY). A média de 5 contrações excêntricas máximas foi utilizada para análise. Todos os dados de torque foram normalizados pela massa corporal e pela altura (Nm/kg\*m) (Boling *et al.*, 2009a).

A confiabilidade teste-reteste das medidas de torque excêntrico foi estabelecida, para tal, 9 participantes foram avaliados em 2 ocasiões, separadas por uma semana de intervalo. ICC (3,1) e EPM foram 0,97 (0,07 Nm/kg\*m) para abdução do quadril e 0,87 (0,07 Nm/kg\*m) para rotação lateral do quadril.

#### **2.4. Análise dos dados**

Todos os dados cinemáticos foram filtrados com um filtro de quarta ordem, zero lag, passa-baixa Butterworth com frequência de corte de 6 Hz (Willson e Davis, 2008a; Zeller *et al.*, 2003). Os ângulos de Euler foram calculados utilizando o sistema de coordenada articular recomendados pela Sociedade Internacional de Biomecânica (Grood e Suntay, 1983; Wu *et al.*, 2002) com o software Motion Monitor™. As variáveis cinemáticas de interesse foram: a máxima excursão da inclinação ipsilateral do tronco, queda pélvica contralateral, adução do quadril, rotação medial do quadril e abdução do joelho. A diferença entre a queda pélvica contralateral e a adução do quadril era que a primeira foi mensurada em relação ao sistema de coordenada global e a segunda em relação ao sistema de coordenada local. As variáveis representaram a excursão do movimento calculadas subtraindo os valores durante a posição estática inicial dos valores de pico durante o agachamento unipodal. Os dados cinemáticos foram processados utilizando o software Matlab (The MathWorks, Natick, Massachusetts).



Os dados EMG foram filtrados com filtro passa-banda de 35-500 Hz e filtro notch de 60-Hz. Os dados foram retificados por onda completa e foi utilizado um algoritmo smoothing com janela de 75 ms para gerar o envelope linear (Souza e Powers, 2009a). As amplitudes máximas das CIVMs representaram 100% da atividade (Bolgia *et al.*, 2010). A média dos dados EMG durante o agachamento unipodal foi expressa como uma porcentagem do sinal durante a CIVM. A média de 3 testes cinemáticos e EMG foi utilizada para a análise estatística.

## **2.5. Análise estatística**

As variáveis cinemáticas, EMG e de torque foram comparadas entre homens e mulheres com e sem a DPF utilizando o teste MANOVA bifatorial (sexo x condição DPF). Se houvesse efeito multivariado significativo, os efeitos univariados seriam investigados. Para todos os testes F univariados, os efeitos principais seriam descritos, se não houvesse interação significativa. O teste *post-hoc* Scheffé foi utilizado para determinar as diferenças significativas quando houvesse interação significativa. A análise estatística foi realizada utilizando o software estatístico (versão 17.0; SPSS Inc, Chicago, IL). O nível de alfa considerado foi de 0,05.

## **3. RESULTADOS**

Não houve diferença de idade entre os homens e mulheres participantes do estudo ( $P = 0,27$ ). Foi observado efeito significativo do sexo (sem interação) para massa corporal e altura. Os homens apresentaram massa corporal ( $P = 0,001$ ) e altura ( $P < 0,001$ ) significativamente maiores que as mulheres (**TABELA 1**).

**TABELA 1** - Dados demográficos da amostra\*

	Mulheres DPF (n = 20)	Homens DPF (n = 20)	Mulheres Controles (n = 20)	Homens Controles (n = 20)	Mulheres (n = 40)	Homens (n = 40)
Idade (anos)	22,3 ± 3,1	24,2 ± 4,4	21,8 ± 2,6	23,5 ± 3,8	22,1 ± 2,8	23,8 ± 4,0
Massa (kg)	61,1 ± 7,5	77,0 ± 9,6	59,4 ± 7,3	74,6 ± 9,1	60,3 ± 7,4 <sup>†</sup>	75,8 ± 9,8
Altura (m)	1,66 ± 0,59	1,80 ± 0,51	1,63 ± 0,73	1,76 ± 0,61	1,64 ± 0,69 <sup>†</sup>	1,78 ± 0,61

Abreviação: DPF, dor patelofemoral.

\*Dados expressos como média ± DP

<sup>†</sup> Mulheres significativamente diferente dos homens ( $P < 0,05$ )

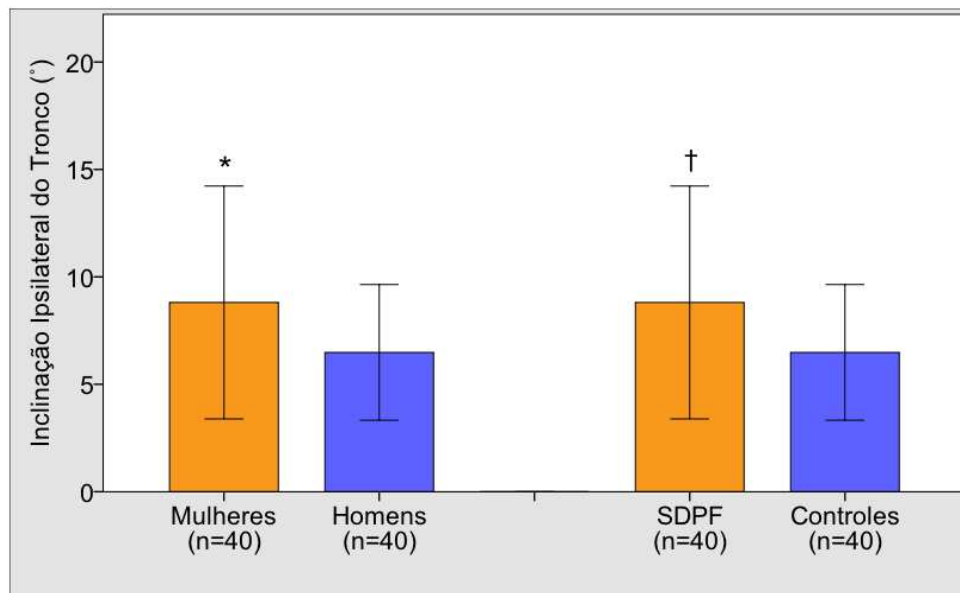
O teste MANOVA bifatorial demonstrou interação significativa entre o sexo e a condição DPF (Wilks'  $\lambda = 0,325$ ; valor de  $F$ ; 7,544;  $df$ , 9;  $P=0,015$ ).

### 3.1. Cinemática

Não houve diferença significativa ( $P > 0,05$ ) na excursão máxima de flexão do joelho durante o agachamento unipodal entre os 4 grupos (Mulheres DPF =  $64,7^\circ \pm 3,8^\circ$ ; Homens DPF =  $66,1^\circ \pm 3,5^\circ$ ; Mulheres Controles =  $65,2^\circ \pm 2,9^\circ$ ; Homens Controles =  $67,4^\circ \pm 3,2^\circ$ ).

*3.1.1. Inclinação ipsilateral do tronco.* Foram observados efeitos principais significativos para o sexo e a condição DPF (sem interação). As mulheres com e sem a DPF demonstraram inclinação ipsilateral do tronco significativamente maior que os homens ( $P = 0,009$ ; Diferença média e 95% IC:  $2,9^\circ$ ;  $1,6^\circ$ - $5,2^\circ$ ), Os indivíduos com a

DPF demonstraram inclinação ipsilateral do tronco significativamente maior que os controles ( $P = 0,012$ ;  $2,6^\circ$ ;  $1,1^\circ$ - $4,2^\circ$ ) (TABELA 2 e FIGURA 3).



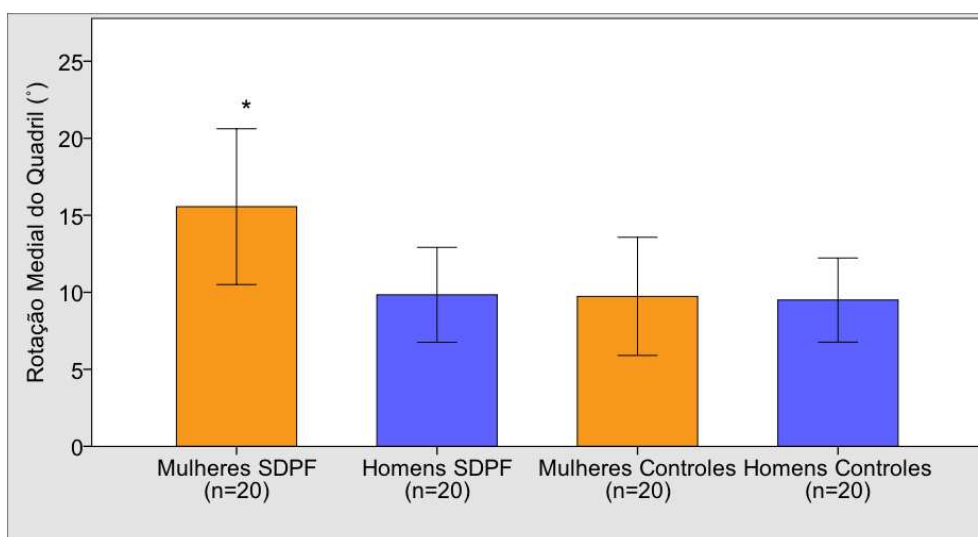
**FIGURA 3** - Média (DP) da excursão máxima da inclinação ipsilateral do tronco em homens e mulheres com e sem a dor patelofemoral (DPF). Foram observados efeitos principais significativos sexo e condição DPF ( $P < 0,05$ ). †Indivíduos com a DPF significativamente maior que os controles ( $P < 0,05$ ).

3.1.2. *Queda pélvica contralateral.* Houve efeito principal significativo da condição DPF (sem interação) para queda pélvica contralateral. Os indivíduos com a DPF apresentaram maior queda pélvica contralateral que os controles ( $P = 0,003$ ;  $2,9^\circ$ ;  $1,2^\circ$ - $5,2^\circ$ ) (TABELA 2).

3.1.3. *Adução do quadril.* Foram observados efeitos principais significativos para sexo e condição DPF (sem interação) para adução do quadril. As mulheres apresentaram maior adução do quadril quando comparadas aos homens ( $P < 0,0001$ ;  $6,9^\circ$ ;  $4,3^\circ$ - $9,3^\circ$ ), e os indivíduos com a DPF demonstraram maior adução do quadril que os controles ( $P < 0,0001$ ;  $4,0^\circ$ ;  $2,8^\circ$ - $7,8^\circ$ ) (TABELA 2).

3.1.4. *Rotação medial do quadril.* Houve interação sexo x condição DPF significativa ( $P = 0,04$ ) para rotação medial do quadril durante o agachamento unipodal. A análise *post-hoc* demonstrou que as mulheres com DPF apresentaram maior rotação medial do quadril que os homens com DPF ( $P = 0,02$ ;  $5,8^\circ$ ;  $1,5^\circ$ - $10,9^\circ$ ), mulheres controles ( $P = 0,02$ ;  $5,9^\circ$ ;  $1,7^\circ$ - $11,0^\circ$ ), e homens controles ( $P = 0,03$ ;  $6,1^\circ$ ;  $1,6^\circ$ - $10,9^\circ$ ) (TABELA 2 e FIGURA 4).

3.1.5. *Abdução do joelho.* Foram demonstrados efeitos principais significativos sexo e condição DPF (sem interação) para abdução do joelho. As mulheres apresentaram maior abdução do joelho que os homens ( $P < 0,0001$ ;  $3,9^\circ$ ;  $2,1^\circ$ - $5,3^\circ$ ). Os indivíduos com DPF demonstraram maior abdução do joelho que os controles ( $P < 0,0001$ ;  $3,4^\circ$ ;  $1,8^\circ$ - $5,2^\circ$ ) (TABELA 2).



**FIGURA 4** - Média (DP) excursão máxima da rotação medial do quadril em homens e mulheres com e sem a dor patelofemoral (DPF). Foi observada interação significativa sexo x condição DPF. \*Mulheres com a DPF significativamente maior que os homens com a DPF e os controles ( $P < 0,05$ ).

### 3.2. Torque Excêntrico

Efeitos principais significativos sexo e condição DPF (sem interação) foram observados para as medidas de torque excêntrico (**TABELA 3**). Os homens geraram maior pico de torque excêntrico de abdução do quadril ( $P < 0,0001$ ; 0,17 Nm/kg\*m; 0,10-0,25) e pico de torque excêntrico de rotação lateral do quadril ( $P < 0,0001$ ; 0,17 Nm/kg\*m; 0,13-0,21) quando comparados as mulheres. Os indivíduos com DPF geraram menor pico de torque excêntrico de abdução do quadril ( $P < 0,001$ ; -0,15 Nm/kg\*m; -0,23 - -0,10) e pico de torque excêntrico de rotação lateral do quadril ( $P < 0,0001$ ; -0,10 Nm/kg\*m; -0,13 - -0,06) quando comparados aos controles.

**TABELA 2** - Excursão cinemática máxima do tronco, pelve, quadril e joelho em homens e mulheres com e sem a dor patelofemoral

	Mulheres		Homens		Mulheres		Homens	
	DPF (n = 20)	(n = 20)	DPF (n = 20)	Controles (n = 20)	Controles (n = 20)	DPF (n = 40)	Controles (n = 40)	
Inclinação ipsilateral do tronco (°)	11,1 ± 4,6	7,5 ± 3,9	7,5 ± 3,5	6,4 ± 2,3	9,5 ± 4,5 <sup>†</sup>	6,6 ± 3,2	9,3 ± 5,3 <sup>‡</sup>	
Queda pélvica contralateral (°)	11,3 ± 4,3	9,2 ± 4,6	6,6 ± 2,9	7,1 ± 4,5	9,0 ± 4,3	8,6 ± 4,2	10,3 ± 4,7 <sup>‡</sup>	
Adução do quadril (°)	20,4 ± 6,0	13,9 ± 7,3	14,3 ± 4,6	7,2 ± 3,8	17,4 ± 6,1 <sup>†</sup>	10,5 ± 5,7	14,8 ± 7,8 <sup>‡</sup>	
Rotação medial do quadril (°)	15,6 ± 5,8 <sup>§</sup>	9,8 ± 4,8	9,7 ± 5,4	9,5 ± 4,3	12,8 ± 5,5	9,7 ± 4,4	12,7 ± 6,1	
Abdução do joelho (°)	11,2 ± 4,6	7,1 ± 3,5	7,2 ± 3,3	4,2 ± 2,3	9,2 ± 4,1 <sup>†</sup>	5,4 ± 3,2	9,2 ± 5,0 <sup>‡</sup>	

Abreviação: DPF, dor patelofemoral.

\*Dados expressos como média ± DP

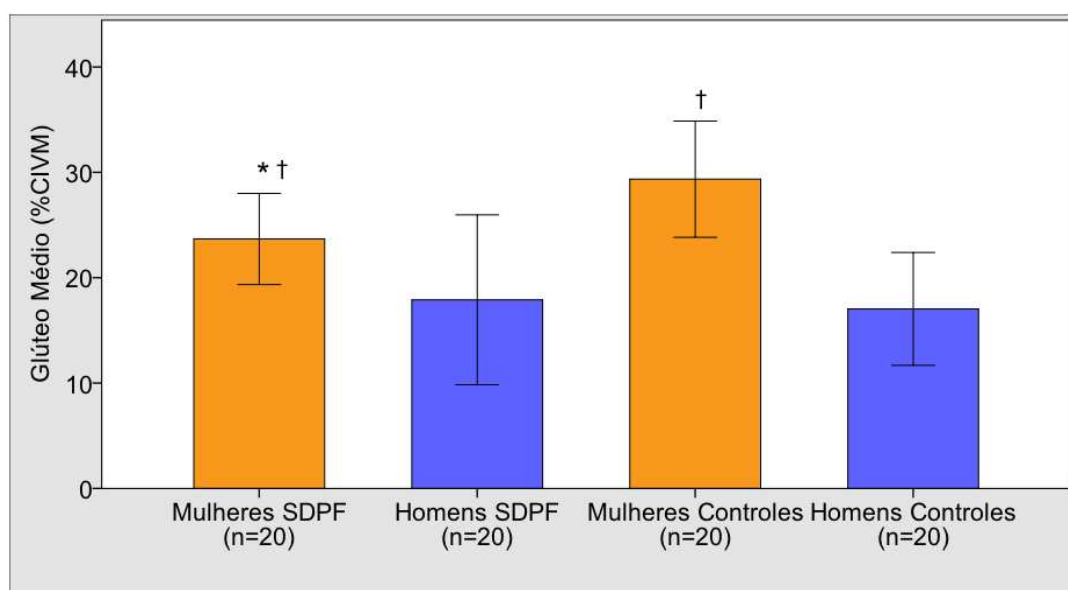
<sup>†</sup>Mulheres significativamente diferente dos homens ( $P < 0,05$ )

<sup>‡</sup>Indivíduos com a DPF significativamente diferente dos controles ( $P < 0,05$ )

<sup>§</sup>Mulheres com a DPF significativamente diferente dos homens com a DPF e controles ( $P < 0,05$ )

### 3.3. Eletromiografia

Houve interação significativa sexo x condição DPF para amplitude do sinal EMG do glúteo médio durante o agachamento unipodal ( $P = 0,017$ ). A análise *post-hoc* demonstrou menor ativação do glúteo médio em mulheres com a DPF quando comparadas as mulheres do grupo controle ( $P = 0,035$ ; 5,7 % CIVM; 1,2-11,7). Entretanto, não houve diferença entre homens com e sem DPF em relação a ativação do glúteo médio durante as atividades avaliadas ( $P = 0,95$ ). Também foi observado efeito principal sexo ( $P < 0,001$ ). As mulheres demonstraram ativação do glúteo médio significativamente maior quando comparadas ao grupo homens (9,0 % CIVM; 6,4-13,7) (TABELA 3 e FIGURA 5).



**FIGURA 5** - Média (DP) da amplitude do sinal eletromiográfico em homens e mulheres com a dor patelofemoral (DPF). Interação significativa sexo por condição DPF foi observada. \*Mulheres controles significativamente maior que as mulheres com DPF ( $P < 0,05$ ). Efeito principal sexo foi observado. †Mulheres significativamente maior que os homens ( $P < 0,05$ ).

**TABELA 3** - Pico de torque excêntrico e amplitude do sinal eletromiográfico em homens e mulheres com e sem a dor patelofemoral

	Mulheres		Homens		Mulheres		Homens		DPF		Controles					
	DPF	(n = 20)	DPF	(n = 20)	Controles	(n = 20)	Controles	(n = 40)	Controles	(n = 40)	Controles	(n = 40)				
Torque excêntrico (Nm/kg*m)																
Abdução do quadril	0,56 ± 0,13	(n = 20)	0,75 ± 0,22	(n = 20)	0,73 ± 0,15	(n = 20)	0,88 ± 0,21	(n = 20)	0,65 ± 0,16 <sup>†</sup>	(n = 40)	0,82 ± 0,22	(n = 40)	0,67 ± 0,20 <sup>‡</sup>	(n = 40)	0,81 ± 0,19	(n = 40)
Rotação lateral do quadril	0,35 ± 0,07	(n = 20)	0,52 ± 0,09	(n = 20)	0,44 ± 0,06	(n = 20)	0,61 ± 0,09	(n = 20)	0,40 ± 0,08 <sup>†</sup>	(n = 40)	0,57 ± 0,11	(n = 40)	0,44 ± 0,12 <sup>‡</sup>	(n = 40)	0,53 ± 0,12	(n = 40)
Sinal eletromiográfico (%CIVM)																
Glúteo médio	23,7 ± 4,3 <sup>§</sup>	(n = 20)	17,9 ± 8,1	(n = 20)	29,4 ± 5,5	(n = 20)	17,0 ± 5,4	(n = 20)	26,5 ± 5,6 <sup>†</sup>	(n = 40)	17,5 ± 6,6	(n = 40)	20,8 ± 6,8	(n = 40)	23,2 ± 7,6	(n = 40)
Glúteo máximo	24,1 ± 3,9	(n = 20)	20,6 ± 7,5	(n = 20)	24,6 ± 2,7	(n = 20)	18,9 ± 8,9	(n = 20)	24,3 ± 3,3 <sup>†</sup>	(n = 40)	19,7 ± 8,1	(n = 40)	22,3 ± 6,1	(n = 40)	21,7 ± 7,1	(n = 40)

Abreviações: CIVM, contração isométrica voluntária máxima; DPF, dor patelofemoral.

\*Dados expressos como média ± DP

<sup>†</sup>Mulheres significativamente diferente dos homens ( $P < 0,05$ )

<sup>‡</sup>Indivíduos com a DPF significativamente diferente dos controles ( $P < 0,05$ )

<sup>§</sup>Mulheres com a DPF ativação significativamente menor que as mulheres controles ( $P < 0,05$ )



Foi observado efeito principal significativo sexo (sem interação) para a amplitude do sinal EMG do glúteo máximo durante o agachamento unipodal. As mulheres (DPF e controles) demonstraram ativação do glúteo máximo significativamente maior quando comparadas aos homens ( $P = 0,002$ ; 4,7 % CIVM; 1,8,-7,5) (TABELA 3).

#### 4. DISCUSSÃO

O presente estudo demonstrou que homens e mulheres com a DPF apresentaram maior inclinação ipsilateral de tronco, queda pélvica contralateral, adução do quadril e abdução do joelho quando comparados aos controles sem dor durante o agachamento unipodal. Os indivíduos com a DPF também demonstraram menor força de abdução e rotação lateral do quadril mensuradas excentricamente. Em geral, as diferenças observadas foram mais evidentes nas mulheres que nos homens. É interessante notar que as mulheres com DPF apresentaram maior rotação medial do quadril que os homens com DPF e ambos grupos controles. As mulheres com DPF também demonstraram menor ativação neuromuscular do glúteo médio durante o agachamento unipodal, quando comparadas as mulheres controles. Durante o agachamento unipodal, as mulheres ativaram uma porcentagem maior da CIVM do glúteo máximo quando comparadas aos homens.

Os resultados do presente estudo demonstraram que os homens e mulheres com a DPF apresentaram padrões similares de alteração da cinemática e da força comparados aos seus respectivos grupos controles, contudo as alterações da rotação medial do quadril e da ativação do glúteo médio só foram observadas nas mulheres com a DPF.

Pode ser potencialmente importante identificar e abordar essas diferenças específicas entre sexos na avaliação e no tratamento de pacientes com a DPF.

A combinação da fraqueza dos abdutores do quadril e o aumento da inclinação ipsilateral do tronco foi consistente com a hipótese de que o aumento da inclinação ipsilateral do tronco pode atuar como um mecanismo compensatório para fraqueza dos abdutores do quadril. Teoricamente, essa compensação seria útil para evitar a queda pélvica contralateral e a adução do quadril do membro inferior de apoio durante as atividades funcionais (Dierks *et al.*, 2008; Souza e Powers, 2009a). Contudo, homens e mulheres com a DPF ainda apresentaram maior queda pélvica contralateral e adução do quadril quando comparados aos controles sem dor. Possivelmente, o aumento da inclinação ipsilateral do tronco tenha atuado no sentido de compensar a fraqueza dos abdutores do quadril movendo o centro de massa na direção do centro articular do quadril, porém a compensação só foi parcialmente efetiva em reduzir os movimentos da pelve e do quadril. Estudos prévios (Hunt *et al.*, 2008; Hunt *et al.*, 2010) demonstraram que indivíduos com osteoartrite severa do joelho apresentaram aumento significativo da inclinação ipsilateral do tronco e redução do pico de adução do quadril, durante a marcha, quando comparados aos controles e indivíduos com osteoartrite leve a moderada. Os autores hipotetizaram que os pacientes com osteoartrite mais severa do joelho apresentaram maior benefício mecânico, baseado na maior magnitude da inclinação do tronco. Outra explicação possível para os resultados do presente estudo seria que a amplitude da inclinação do tronco realizada pelos indivíduos com a DPF não foi suficiente para diminuir a queda pélvica contralateral e a adução do quadril durante o agachamento unipodal.

Tem sido relatado que o aumento da inclinação ipsilateral do tronco poderia aumentar o momento valgo da articulação do joelho (Hunt *et al.*, 2008; Mundermann *et*

*al.*, 2008). Myer *et al.* (2010) demonstraram que o aumento do momento de abdução do joelho durante a aterrissagem do salto estava associado a uma maior incidência da DPF em atletas recreacionais do sexo feminino durante a temporada de basquete. Hewett *et al.* (2009) também relataram que a maior inclinação ipsilateral do tronco ocorreria combinada com abdução do joelho, baseados em análise de vídeos, durante a lesão do ligamento cruzado anterior sem contato em mulheres atletas. Segundo os autores, como o tronco possui mais da metade da massa corporal, a inclinação ipsilateral do tronco aumentaria a força de reação ao solo que passa lateralmente ao joelho e, conseqüentemente, a carga de abdução do joelho. No plano frontal, o valgo do joelho pode resultar da adução do quadril, da abdução do joelho ou uma combinação de ambos. No presente estudo, os indivíduos com a DPF demonstraram maior inclinação ipsilateral do tronco, adução do quadril e abdução do joelho quando comparados aos controles durante o agachamento unipodal. Consistente com os resultados de Hewett *et al.* (2009) as mulheres desse estudo apresentaram maior inclinação ipsilateral do tronco que os homens. O aumento do valgo do joelho demonstrado pelos indivíduos com a DPF pode apresentar conseqüências prejudiciais, pois poderia aumentar as forças laterais agindo sobre a patela (Huberti e Hayes, 1984; Powers, 2003; Powers, 2010). Isso poderia resultar em um aumento da pressão de contato entre o côndilo femoral lateral e a faceta lateral da patela desencadeando a DPF. Portanto, apesar de ter sido proposto que o aumento da inclinação ipsilateral do tronco poderia compensar a fraqueza dos abdutores do quadril, a primeira tem o potencial de gerar efeitos prejudiciais à articulação tibiofemoral e patelofemoral.

Os resultados do presente estudo estão de acordo com os dados de Willson *et al.* (2008) que demonstraram maior queda pélvica contralateral em mulheres com a DPF quando comparadas as mulheres controles durante o salto após um protocolo de fadiga.

O presente estudo utilizou uma atividade com menor demanda, mas também demonstrou maior queda pélvica contralateral nos indivíduos com a DPF quando comparados aos controles sem dor. Essa foi a única variável cinemática com resultados similares entre homens e mulheres. O presente estudo corrobora com os estudos prévios que demonstraram aumento da adução do quadril durante as atividades funcionais e esportivas nos indivíduos com a DPF (Dierks *et al.*, 2008; McKenzie *et al.*, 2010; Salsich e Long-Rossi, 2010; Willson *et al.*, 2008; Willson e Davis, 2008a; Willson e Davis, 2009). Também está de acordo com os estudos prévios que demonstraram que as mulheres apresentaram maior adução do quadril que os homens (Ferber *et al.*, 2003; Zeller *et al.*, 2003).

Recentemente, um estudo prospectivo demonstrou que o aumento da rotação medial do quadril durante a aterrissagem do salto era um fator de risco a DPF (Boling *et al.*, 2009b). Contudo, resultados conflitantes têm sido relatados em relação a rotação medial do quadril em indivíduos com a DPF durante atividades com descarga do peso corporal. Alguns estudos demonstraram maior (Boling *et al.*, 2009b; McKenzie *et al.*, 2010; Souza e Powers, 2009a; Souza e Powers, 2009b; Souza *et al.*, 2010), enquanto outros relataram menor (Barton *et al.*, 2011; Willson *et al.*, 2008; Willson e Davis, 2008a), ou nenhuma diferença (Bolgia *et al.*, 2008; Salsich e Long-Rossi, 2010) da rotação medial do quadril em indivíduos com a DPF quando comparados aos controles. Nossos resultados demonstraram aumento da rotação medial do quadril em indivíduos com a DPF, porém somente nas mulheres. Pode ser útil considerar esta alteração cinemática sexo-específica no tratamento de mulheres com a DPF. Mecanicamente, a rotação medial excessiva do quadril afeta diretamente a cinemática patelofemoral durante as atividades com descarga do peso corporal. Souza *et al.* (2010) relataram maior inclinação e deslocamento patelar lateral, associados a maior rotação medial do

quadril em mulheres com a DPF quando comparadas as mulheres controles durante o agachamento unipodal. Estudos prévios também demonstraram uma relação entre a rotação femoral excessiva e o aumento do estresse articular patelofemoral via a diminuição da área de contato patelofemoral (Besier *et al.*, 2008; Lee *et al.*, 1994; Salsich e Perman, 2007).

Os achados de menor força de abdução e rotação lateral do quadril em homens e mulheres com a DPF quando comparados aos controles corroboram com os resultados de estudos prévios (Baldon Rde *et al.*, 2009; Boling *et al.*, 2009a; Willson *et al.*, 2008; Willson e Davis, 2009). Isto sugere que o fortalecimento dos músculos do quadril (Dolak *et al.*, 2011; Fukuda *et al.*, 2010; Khayambashi *et al.*, 2011; Willy e Davis, 2011) potencialmente focado na ação excêntrica, deveria ser incorporada nos programas de reabilitação de homens e mulheres com a DPF. Os autores optaram por avaliar a ação muscular excêntrica, pois os abdutores e rotadores laterais do quadril devem atuar excentricamente para controlar ou resistir a adução e a rotação medial excessiva do quadril durante as atividades funcionais com descarga do peso corporal (Ferber *et al.*, 2003; Powers, 2003). Além disso, o torque excêntrico do quadril está associado à capacidade funcional e ao nível de dor nas mulheres com a DPF (Nakagawa *et al.*, 2011a).

Apesar dos homens e mulheres com a DPF terem apresentado menor torque excêntrico de rotação lateral do quadril, somente as mulheres com a DPF demonstraram aumento da rotação medial do quadril durante o agachamento unipodal. Souza e Powers (2009b) relataram que a maior rotação medial do quadril nas mulheres com a DPF durante a corrida estava associada ao menor desempenho dos músculos do quadril, especialmente da resistência dos músculos extensores do quadril. Por outro lado, Willson e Davis (2009) não observaram relação entre a força isométrica máxima de

rotação lateral do quadril e a excursão da rotação medial do quadril durante o salto em mulheres com e sem a DPF. Nenhum estudo prévio avaliou essa relação em homens com a DPF. A pequena magnitude do movimento e os desafios técnicos para mensurar o movimento do quadril no plano transverso podem ter contribuído para as diferenças entre os estudos.

Comparadas às mulheres do grupo controle, foi observado menor ativação do glúteo médio nas mulheres com a DPF. Entretanto, não houve diferença da ativação do glúteo médio entre os homens com e sem a DPF. Estudos prévios não reportaram diferença na ativação do glúteo médio entre mulheres com e sem a DPF durante a corrida, descida de degrau e saltos (Souza e Powers, 2009a; Willson *et al.*, 2011). Uma possível explicação para menor ativação do glúteo médio nas mulheres com a DPF do presente estudo seria que o aumento da inclinação ipsilateral do tronco teria reduzido a demanda dos músculos abdutores do quadril. As mulheres com a DPF apresentaram inclinação ipsilateral do tronco 33% maior que as mulheres controles, enquanto os homens com a DPF apresentaram inclinação do tronco 15% maior quando comparados aos homens controles. Apesar de a diferença da inclinação do tronco não ter sido significativa entre homens e mulheres com a DPF, essa pode ter contribuído para a diferença na ativação do glúteo médio.

Não houve diferença significativa da ativação do glúteo máximo entre os indivíduos com e sem a DPF durante a atividade avaliada. Esse resultado está de acordo com os de Willson *et al.*(2011) que também não observaram diferença na ativação do glúteo médio em mulheres com a DPF durante a corrida quando comparadas às mulheres controles. Por outro lado, Souza e Powers (2009a) demonstraram aumento da ativação do glúteo máximo durante as atividades com descarga de peso em mulheres com a DPF. Os autores postularam que o resultado foi consequência do aumento do

recrutamento dos fracos extensores do quadril na tentativa de melhorar o controle da rotação medial do quadril. No presente estudo não foi observada evidência dessa compensação. Corroborando com estudos prévios (Dwyer *et al.*, 2010; Hanson *et al.*, 2008; Nguyen *et al.*, 2011), foi observado que as mulheres apresentaram maior ativação do glúteo médio e máximo que os homens durante o agachamento unipodal.

Estudos anteriores identificaram a rotação medial do quadril (Boling *et al.*, 2009b) e o momento de abdução do joelho (Myer *et al.*, 2010) como fatores de risco para a DPF. Apesar de Leetun *et al.* (2004) demonstrarem que a diminuição da força isométrica de rotação lateral do quadril predispõe os atletas a lesão dos membros inferiores, recentemente Thijs *et al.* (2011) sugeriram que a força isométrica de abdução do quadril não seria um fator predisponente a DPF em mulheres corredoras. Estudos prospectivos futuros são necessários para que se possa concluir definitivamente o papel da cinemática do tronco e da pelve, da força e da ativação dos músculos do quadril sobre a DPF. Estudos futuros também deveriam analisar o tempo de início da ativação do glúteo médio e máximo já que estas variáveis estão associadas com a cinemática do quadril (Willson *et al.*, 2011). Apesar de as diferenças cinemáticas entre os grupos avaliados terem sido pequenas durante o agachamento unipodal, Huberti and Hayes (1984) demonstraram que um aumento de 10° no ângulo do quadriceps resulta em um aumento de 45% no pico de pressão de contato no aspecto lateral da articulação patelofemoral (Powers, 2010). Assim, diferenças relativamente pequenas podem influenciar a carga na articulação patelofemoral.

Finalmente, este estudo focou nos fatores proximais que poderiam influenciar a articulação patelofemoral. Estudos futuros deveriam combinar a avaliação da mecânica proximal (tronco, pelve e quadril), local e distal (tornozelo e pé) durante atividades funcionais em indivíduos com a DPF (Davis e Powers, 2010; Heiderscheit, 2010).

## 5. CONCLUSÃO

Homens e mulheres com a DPF demonstraram aumento da inclinação ipsilateral do tronco, queda pélvica contralateral, adução do quadril e abdução do joelho durante o agachamento unipodal quando comparados aos controles. Essas alterações cinemáticas foram acompanhadas da diminuição da força dos abdutores e rotadores laterais do quadril mensurados excentricamente por meio do dinamômetro isocinético. Além disso, ao contrário dos homens, as mulheres com a DPF também apresentaram aumento da rotação medial do quadril e diminuição da ativação do glúteo médio durante o agachamento unipodal. Assim, apesar das similaridades dos achados entre homens e mulheres com a DPF, existem algumas diferenças sexo-específicas que merecem consideração em estudos futuros e durante a avaliação e o tratamento das mulheres com a DPF.



## **ESTUDO III**

---

### **Biomecânica no plano frontal em homens e mulheres com e sem a dor patelofemoral**

Artigo publicado no periódico *Medicine & Science in Sports & Exercise*

(ANEXO III)

## RESUMO

**Objetivo:** Comparar a biomecânica no plano frontal do tronco, pelve, quadril e joelho em homens e mulheres com e sem a dor patelofemoral (DPF) durante a subida e descida de degrau.

**Métodos:** Oitenta atletas recreacionais foram igualmente divididos em quatro grupos: Mulheres DPF, Mulheres Controles, Homens DPF e Homens Controles. A cinemática no plano frontal do tronco, pelve, quadril e joelho e a ativação do glúteo médio foram avaliadas a 15°, 30°, 45° e 60° de flexão do joelho durante a descida e subida de degrau. O torque isométrico abductor do quadril também foi avaliado. **Resultados:** As mulheres demonstraram maior adução do quadril e abdução do joelho em todos os ângulos de flexão do joelho; maior inclinação ipsilateral do tronco e queda pélvica contralateral de 60° de flexão do joelho até o final da atividade ( $P = 0,027 - 0,001$ ); menor torque abductor do quadril ( $P < 0,001$ ) e maior ativação do glúteo medio que os homens ( $P = 0,008 - 0,001$ ). Os indivíduos com a DPF apresentaram maior abdução do joelho em todos os ângulos avaliados; maior excursão do tronco, pelve e quadril de 45° de flexão do joelho da fase de descida até o final da atividade e menor ativação do glúteo medio a 60° de flexão do joelho, quando comparados aos controles ( $P = 0,034 - 0,001$ ). As mulheres com a DPF demonstraram menor torque abductor do quadril quando comparadas aos outros grupos.

**Conclusão:** As mulheres apresentaram alterações biomecânicas no plano frontal, as quais poderiam predispor-las à lesões no joelho. Os indivíduos com a DPF demonstraram biomecânica no plano frontal que poderia aumentar o estresse patelofemoral lateral em todos os ângulos avaliados, sendo que o estresse poderia ser ainda maior a partir de 45° de flexão do joelho na descida de degrau até o final da

atividade. O fortalecimento e o treino do controle motor dos abdutores do quadril deveriam ser considerados no tratamento de mulheres com a DPF.

**Palavras-chaves:** tronco; quadril; joelho; cinemática; torque; eletromiografia.

## 1. INTRODUÇÃO

A dor patelofemoral (DPF) é uma causa comum de dor no joelho entre os indivíduos fisicamente ativos e representa aproximadamente 25% de todas as lesões tratadas nas clínicas de medicina esportiva (Baquie e Brukner, 1997). Tem sido proposto que o movimento anormal do quadril pode levar a DPF (Powers, 2003). No plano frontal, a adução do quadril e a abdução do joelho excessivas, durante as atividades com descarga do peso corporal, podem aumentar o valgo do joelho e, conseqüentemente, as forças laterais que agem sobre a patela e o estresse patelofemoral lateral (Huberti e Hayes, 1984). Devido a incidência da DPF ser mais do que duas vezes maior nas mulheres (Boling *et al.*, 2010), a maioria dos estudos avaliaram a cinemática do quadril somente nas mulheres com e sem a DPF (Bolgia *et al.*, 2008; McKenzie *et al.*, 2010; Souza e Powers, 2009a; Willson *et al.*, 2008; Willson e Davis, 2008a). Contudo, os homens também apresentam a DPF e tem sido demonstradas diferenças no padrão cinemático do quadril quando comparados as mulheres durante atividades com descarga de peso corporal funcionais e esportivas (Hewett *et al.*, 2005; Kernozek *et al.*, 2005; Leetun *et al.*, 2004; Willson *et al.*, 2006). Portanto, é importante investigar se os homens e as mulheres com a DPF apresentam diferenças nos movimentos no plano frontal do quadril e joelho para que intervenções para a DPF mais específicas possam ser desenvolvidas.

Apesar de alguns autores relatarem aumento da adução do quadril nos indivíduos com a DPF durante as atividades funcionais (Dierks *et al.*, 2008; McKenzie *et al.*, 2010; Willson *et al.*, 2008; Willson e Davis, 2008a), outros estudos não corroboraram com esses achados (Bolgia *et al.*, 2008; Dierks *et al.*, 2011; Souza e Powers, 2009a). Ressalta-se que a adução do quadril pode resultar da adução do fêmur em relação a

pelve, a queda pélvica contralateral ou a combinação de ambas. Entretanto, somente um estudo avaliou a queda pélvica contralateral em mulheres com a DPF (Willson *et al.*, 2008). Apesar de estudos biomecânicos sugerirem que os exercícios com descarga de peso corporal devam ser realizados com flexão do joelho menor que 48-50 graus (Escamilla *et al.*, 2009; Steinkamp *et al.*, 1993), pesquisas ainda são necessárias para descrever a mecânica no plano frontal do tronco, pelve, quadril e joelho em ângulos menores de flexão do joelho. Não é conhecido se o aumento da adução do quadril e/ou abdução do joelho, em ângulos menores de flexão do joelho, poderia aumentar o estresse patelofemoral nos indivíduos com a DPF durante as atividades funcionais. Assim, mais estudos são necessários para avaliar a cinemática da pelve, quadril e joelho no plano frontal nos indivíduos com a DPF em diversos ângulos de flexão do joelho durante as atividades com descarga do peso corporal.

A inclinação ipsilateral do tronco tem sido descrita como uma compensação comum a fraqueza dos abdutores do quadril, já que esse movimento desloca o vetor da força de reação ao solo mais próximo ao centro articular do quadril, e, portanto diminuiria a demanda nos músculos abdutores do quadril (Dierks *et al.*, 2008; Souza e Powers, 2009a). Dierks *et al.* (2008) e Souza e Powers (2009a) relataram que o aumento na abdução do quadril em alguns indivíduos com a DPF avaliados em seus estudos, durante as atividades com descarga de peso corporal, poderia ser consequência do movimento compensatório do tronco na direção do membro inferior de apoio. Por outro lado, a inclinação ipsilateral do tronco também poderia deslocar o vetor de força de reação ao solo lateralmente ao centro articular do joelho, criando um momento valgo do joelho (Hewett *et al.*, 2009). Portanto, é importante investigar se homens e mulheres com a DPF apresentam aumento da inclinação ipsilateral do tronco durante as atividades

funcionais, já que essa apresenta potencial para afetar a mecânica da articulação patelofemoral.

Tem sido hipotetizado que a fraqueza e/ou alteração do controle neuromuscular dos abdutores do quadril podem estar associadas ao pobre controle da adução femoral em indivíduos com a DPF durante as atividades com descarga de peso corporal (Huberti e Hayes, 1984; Powers, 2003; Powers, 2010). Estudos prévios relataram menor força de abdução do quadril em mulheres sedentárias e atletas com a DPF quando comparadas às controles sem dor (Cichanowski *et al.*, 2007; Ireland *et al.*, 2003; Magalhães *et al.*, 2010), contudo nenhum estudo comparou o torque isométrico entre homens e mulheres com a DPF. Estudos prévios avaliaram a magnitude da ativação do glúteo médio em indivíduos com a DPF comparados aos controles durante as atividades funcionais (Nakagawa *et al.*, 2011b; Ott *et al.*, 2011; Saad *et al.*, 2011; Souza e Powers, 2009a; Willson *et al.*, 2011). Entretanto, os estudos citados apenas avaliaram a ativação total do glúteo médio ou sua ativação durante a fase de apoio durante as atividades com descarga de peso corporal. A ativação do glúteo médio também não foi avaliada em diferentes ângulos de flexão do joelho durante as fases excêntrica e concêntrica de uma atividade funcional.

Devido a limitação de estudos focados nas diferenças entre sexos na mecânica do tronco, pelve, quadril e joelho e ativação dos músculos do quadril em vários ângulos de flexão do joelho em indivíduos com a DPF durante as atividades com descarga de peso corporal, o objetivo do presente estudo foi comparar a excursão da inclinação ipsilateral do tronco, queda pélvica contralateral, adução do quadril, abdução do joelho e a atividade do glúteo médio a 15°, 30°, 45° e 60° de flexão do joelho na fase de descida e subida de degrau em homens e mulheres com e sem a DPF. O torque isométrico abdutor do quadril também foi comparado entre os grupos citados. Foi

hipotetizado que homens e mulheres com a DPF apresentariam maior excursão dos movimentos no plano frontal do tronco, pelve, quadril e joelho durante a flexão do joelho e também menor ativação do glúteo médio, quando comparados aos indivíduos controles. Além disso, os participantes com a DPF exibiriam menor torque isométrico abductor do quadril quando comparados aos controles sem dor. Também foi hipotetizado que as alterações citadas acima, seriam mais evidentes nas mulheres do que nos homens.

## **2. MÉTODOS**

### **2.1. Sujeitos**

Todos os voluntários foram recrutados por meio de anúncios (pôsteres em clínicas de fisioterapia, academias e áreas comuns da universidade). Um total de 111 indivíduos foram avaliados por um fisioterapeuta licenciado para triagem dos critérios de inclusão e exclusão (APÊNDICE I). Os indivíduos que satisfizeram os critérios foram consecutivamente incluídos no estudo e subsequentemente encaminhados para avaliação na Universidade Federal de São Carlos. Os voluntários assinaram um termo de consentimento (APÊNDICE II) e o estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em seres humanos (ANEXO VI).

Oitenta atletas recreacionais foram avaliados neste estudo transversal, divididos em quatro grupos, com vinte indivíduos por grupo: grupo de mulheres com a DPF (Mulheres DPF), grupo de mulheres controles, sem dor, idade-pareadas (Mulheres Controles), grupo de homens com a DPF (Homens DPF) e grupo de homens controles, sem dor, idade-pareados (Homens Controles). Um atleta recreacional foi definido como aquele que participasse de atividade atlética ou aeróbica pelo menos 3 vezes por

semana. A atividade física foi avaliada pelo Questionário de Atividade Física Internacional, versão curta (Craig *et al.*, 2003; Pardini *et al.*, 2001) (TABELA 1).

O cálculo amostral prévio foi realizado baseado nos dados de adução do quadril de um estudo piloto com 5 sujeitos por grupo (4 grupos) (usando  $\alpha = 0,05$ ;  $\beta = 0,20$ , e uma diferença estimada intergrupos de 5°). Baseado nos resultados, 18 indivíduos por grupo seriam necessários para que o estudo tivesse poder adequado para análise das variáveis de interesse.

**TABELA 1** - Características edados antropométricos dos sujeitos (Média  $\pm$  DP)

	Mulheres DPF	Mulheres Controles	Homens DPF	Homens Controles
Idade (anos)	22,44 $\pm$ 3,24	21,94 $\pm$ 2,71	23,56 $\pm$ 3,24	23,28 $\pm$ 3,98
Altura (m)	1,66 $\pm$ 0,06	1,63 $\pm$ 0,05	1,81 $\pm$ 0,05	1,78 $\pm$ 0,05
Massa (kg)	61,61 $\pm$ 7,84	58,50 $\pm$ 7,05	77,56 $\pm$ 9,17	75,39 $\pm$ 10,13
Atividade Física <sup>a</sup>	2023 $\pm$ 830,56	2053,33 $\pm$ 745,31	2059,44 $\pm$ 822,73	2077,78 $\pm$ 478,42
Duração dos sintomas (meses)	37,61 $\pm$ 29,21	n/a	30,39 $\pm$ 14,39	n/a

<sup>a</sup> expresso como MET-min  $\cdot$  semana<sup>-1</sup>.

Todos os participantes tinham entre 18 e 35 anos de idade. Os homens e mulheres com a DPF recrutados para o estudo apresentaram os seguintes critérios: (1) início insidioso dos sintomas não relacionado a evento traumático, (2) presença de dor peri ou retropatelar durante pelo menos 2 das seguintes atividades funcionais: subida e descida de escada, corrida, ajoelhar-se, sentar-se por tempo prolongado, contração isométrica do quadríceps e palpação da faceta patelar medial e/ou lateral; e (3) relato de



dor com duração maior que 3 meses. Os voluntários controles foram selecionados caso não apresentassem história de dor ou lesão no joelho. Os critérios de exclusão para todos os grupos incluíram: (1) história prévia de cirurgia no joelho, (2) história de dor ou lesão na coluna, quadril ou tornozelo, (3) instabilidade patelar, (4) sinais e sintomas de lesão ligamentar ou meniscal no joelho, e (5) qualquer envolvimento neurológico que pudesse afetar a marcha.

## **2.2. Procedimentos**

Onze voluntários relataram sintomas bilaterais, assim nesses indivíduos o membro inferior mais afetado foi avaliado. O membro correspondente do participante controle idade-pareado foi avaliado.

Previamente ao teste, cada participante realizou aquecimento durante 5 minutos na esteira ergométrica com velocidade de  $1,66 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ . Os sinais eletromiográficos (EMG) do glúteo médio foram coletados a 2000 Hz, utilizando eletrodo de superfície DE-3.1 (Delsys Inc., Boston, MA) e amplificado por um sistema de 8 canais Bagnoli™ (Delsys Inc., Boston, MA). Os sinais EMG foram digitalizados utilizando uma placa de 16-bit A/Dsincronizado ao sistema de análise de movimento. Antes do posicionamento do eletrodo, a pele foi tricotomizada e limpa com álcool. Os eletrodos de superfície foram aplicados na pele paralelamente ao ventre muscular do glúteo médio (Hermens *et al.*, 1999). O eletrodo do glúteo médio foi posicionado a meia distância entre a crista ilíaca e o trocânter maior.

Os dados EMG coletados durante a descida e subida de degrau foram normalizados pela contração isométrica voluntária máxima (CIVM). Os participantes realizaram uma contração para familiarização e três CIVMs de 5 segundos com 30 segundos de intervalo entre as repetições (Bolgla *et al.*, 2010). O dinamômetro manual

(Lafayette Instruments, Lafayette, IN) foi utilizado simultaneamente para mensurar a força gerada durante cada CIVM (Bolglia *et al.*, 2010). Os voluntários deveriam realizar 3 repetições com variabilidade menor que 10%; caso contrário uma repetição adicional seria realizada (Bolglia *et al.*, 2010). A CIVM do glúteo médio foi avaliada com o participante em decúbito lateral e o membro avaliado na posição neutra com travessieiros posicionados entre os membros inferiores (Bolglia *et al.*, 2010). Para assegurar que os membros inferiores mantinham uma distância consistente em todos os voluntários, 0° de abdução do quadril foi mantido em relação a linha conectando as espinhas ilíacas anteriores. Uma faixa de *nylon* ajustável foi firmemente posicionada proximalmente a crista ilíaca e ao redor da maca para estabilizar o tronco do voluntário. O dinamômetro manual foi posicionado sobre o côndilo lateral do fêmur e uma segunda faixa de *nylon* foi posicionada ao redor da coxa distal e a maca de avaliação para resistir a abdução do quadril. Foi dado forte encorajamento verbal durante a avaliação.

Após a avaliação da CIVM, os sensores de rastreamento eletromagnéticos foram posicionados. A cinemática tridimensional articular do tronco, pelve, quadril e joelho foi mensurada utilizando o aparelho Flock of Birds® (miniBird®) (Ascension Technology Corporation, Burlington, VT) integrado ao software MotionMonitor™ (Innovative Sports Training, Inc. Chicago, IL). Cinco sensores eletromagnéticos foram posicionados no esterno, sacro, coxa distal lateral e aspecto ântero-medial proximal da tíbia. Os dados cinemáticos foram coletados com uma frequência de amostragem de 90 Hz. Cada sensor foi posicionado sobre a área de menor massa muscular no intuito de minimizar o potencial movimento do sensor sendo este fixado com fita adesiva dupla-face (3M™ Transpore™ Medical Tape, MN).

Antes do teste dinâmico, os maléolos medial e lateral e os epicôndilos medial e lateral do fêmur foram digitalizados para determinar o centro articular do tornozelo e do

joelho, respectivamente. O centro articular do quadril foi estimado utilizando a abordagem funcional descrita por Leardini *et al.* (1999), com os dados sendo coletados enquanto o voluntário movia o quadril em pelo menos 14 posições estáticas distintas, representando as rotações positivas e negativas ao redor dos 3 eixos (flexão, extensão, adução, abdução, rotação medial e lateral do quadril isoladas ou combinadas). O ângulo do tronco foi gerado pelos sensores do esterno, sacro e centros articulares do quadril. Uma coleta estática foi realizada para determinar os ângulos do tronco, pelve, quadril e joelho ao repouso. Os voluntários foram instruídos a permanecer apoiado sobre o membro inferior avaliado. O membro contralateral foi posicionado em ligeira flexão do quadril e extensão completa do joelho. Os membros superiores estavam cruzados a frente do tórax. A coleta estática foi registrada nessa posição e utilizada para determinar a posição anatômica dos membros inferiores. Essa medida estática foi utilizada como alinhamento neutro de cada participante com as medidas subsequentes referindo-se a essa posição.

Foi dada oportunidade para que os voluntários praticassem a descida e subida de degrau. Em pé com o membro inferior avaliado sobre o degrau, os participantes foram instruídos a descerem até tocarem o calcanhar contralateral no chão (fase de descida do degrau), e retornarem a posição inicial (fase de subida do degrau) (Willson e Davis, 2008a). Um metrônomo digital foi utilizado para controlar a frequência da atividade (15 atividades/minuto) e a altura do degrau foi normalizada pela altura do voluntário (10% da altura do voluntário) (Souza e Powers, 2009a). A repetição era considerada válida caso o indivíduo realizasse a descida e subida de degrau a uma frequência de 15 atividades/minuto sem perder o equilíbrio. Se a repetição não fosse considerada válida, uma coleta adicional era realizada. Os dados de três repetições da atividade de degrau foram coletados para análise com um minuto de intervalo entre as repetições.

### 2.3. Análise dos Dados

Todos os dados cinemáticos foram filtrados utilizando um filtro Butterworth de quarta ordem, zero lag, com frequência de corte de 6 Hz (Willson e Davis, 2008a). Os ângulos de Euler foram calculados utilizando o sistema de coordenada articular recomendados pela Sociedade Internacional de Biomecânica (Grood e Suntay, 1983; Wu *et al.*, 2002) utilizando o software Motion Monitor™. As variáveis cinemáticas de interesse foram a máxima excursão da inclinação ipsilateral do tronco, a queda pélvica contralateral, a adução do quadril e a abdução do joelho a 15°, 30°, 45° e 60° de flexão do joelho durante a fase de descida e subida do degrau. Se o ângulo de flexão exato não fosse alcançado durante o teste dinâmico, uma margem superior de 0,10° era utilizada. Por exemplo, se 15° de flexão do joelho não fosse alcançado, o primeiro ângulo de flexão do joelho entre 15° e 15,1° seria utilizado para análise. As variáveis cinemáticas do tronco, pelve, quadril e joelho representavam as excursões do movimento, as quais eram calculadas pela subtração dos valores coletados durante a posição estática inicial dos valores picos coletados durante os ângulos de flexão do joelho citados. Não houve diferença significativa da máxima excursão de flexão do joelho durante a descida e subida de degrau entre os grupos avaliados. Foi avaliada a confiabilidade teste-reteste das medidas cinemáticas. O coeficiente de correlação intraclass [ICC (3,1)] e o erro padrão da medida (EPM) para as avaliações cinemáticas foram avaliadas em 8 indivíduos em duas ocasiões distintas separadas por 3-5 dias e foram 0,79 (0,07°) para inclinação ipsilateral do tronco, 0,94 (1,15°) para queda pélvica contralateral, 0,91 (1,97°) para adução do quadril e 0,95 (1,80°) para abdução do joelho.

Os sinais EMG brutos foram filtrados aplicando o filtro passa-banda de 35-500 Hz e filtro notch de 60 Hz. Os dados foram retificados por onda completa e um algoritmo smoothing com uma janela de 75 ms foi utilizado para gerar o envelope linear

(Souza e Powers, 2009a), com a amplitude máxima da CIVM representando 100% da atividade (Bolgia *et al.*, 2010). Devido a variabilidade considerável dos dados EMG, os dados EMG do glúteo médio foram utilizados para cada ângulo de flexão do joelho avaliado  $\pm 0,5^\circ$  e expresso como uma porcentagem da CIVM. Por exemplo, para os dados EMG a  $15^\circ$  de flexão do joelho durante a fase de descida do degrau, a média dos dados EMG do glúteo médio de  $14,5^\circ$  a  $15,5^\circ$  de flexão do joelho da fase excêntrica foi expressa como uma porcentagem dos dados EMG durante a CIVM. Os dados cinemáticos e EMG foram reduzidos utilizando o software Matlab (The MathWorks, Natick, Massachusetts). A média de três coletas das variáveis cinemáticas e EMG foram utilizadas para a análise estatística.

Para o torque isométrico abductor do quadril, a medida do dinamômetro em kilogramas foi convertida em newtons ( $\text{kg} \cdot 9,81$ ) para que fosse obtida a unidade de força (Fredericson *et al.*, 2000). Newtons foi convertido para torque [força (N)  $\times$  braço de alavanca (m)] (Fredericson *et al.*, 2000). A medida do grande trocânter ao epicôndilo lateral do fêmur foi utilizada como comprimento do braço de alavanca. A média do pico de torque mensurado em 3 repetições foi utilizada para análise. Todos os dados de torque (Nm) foram normalizados pelo massa corporal e pela altura (Fredericson *et al.*, 2000).

#### **2.4. Análise estatística**

Toda análise estatística foi realizada utilizando o software estatístico SPSS (versão 17.0; SPSS Inc, Chicago, IL). Os dados descritivos (média, desvio-padrão) foram obtidos para cada variável e então, analisados em relação a sua distribuição estatística, homogeneidade da variância e esfericidade utilizando os testes Shapiro-Wilk W, Levene and Mauchly's, respectivamente. Os dados cinemáticos e EMG foram

comparados entre homens e mulheres com dor patelofemoral e controles utilizando testes ANOVAs modelo misto com 3-fatores separados (sexo x grupo x ângulos) sendo os ângulos de flexão do joelho usado como medidas repetidas. O torque abdutor de quadril foi comparado entre os grupos utilizando o teste ANOVA 2-fatores (sexo x grupo). Para todos os testes ANOVAs, os efeitos principais significativos foram descritos, caso não houvesse interação significativa. Se houvesse interação significativa, os efeitos individuais seriam analisados separadamente. Testes *t* com ajuste de Bonferroni foram utilizados para analisar as comparações entre os pares. O nível de alfa considerado foi de 0,05.

### **3. RESULTADOS**

#### **3.1. Cinemática**

Em geral, foi observada interação significativa intra-sujeitos ângulo x sexo x grupo ( $P = 0,02 - 0,001$ ) e interação ângulo x grupo ( $P < 0,001$  para todas as variáveis) para inclinação ipsilateral do tronco, queda pélvica contralateral, adução do quadril e abdução do joelho durante a descida e subida de degrau. Efeitos inter-sujeitos principais significativos (sem interação) para sexo ( $P = 0,019 - 0,001$ ) e grupo ( $P = 0,002 - 0,001$ ) foram observados para todas as variáveis cinemáticas avaliadas.

*3.1.1. Inclinação ipsilateral do tronco.* As mulheres apresentaram inclinação ipsilateral do tronco significamente maior que os homens de 60° de flexão do joelho da fase de descida até 15° de flexão do joelho da fase de subida do degrau ( $P = 0,022 - 0,001$ ) (**FIGURA 1A**). Os indivíduos com a DPF demonstraram inclinação ipsilateral do tronco significamente maior que os controles para todos os ângulos avaliados, exceto

para 15° e 30° de flexão do joelho na fase de descida do degrau ( $P < 0,001$ ) (**FIGURA 2A**).

*3.1.2. Queda pélvica contralateral.* As mulheres demonstraram maior queda pélvica contralateral somente na fase de subida do degrau, quando comparadas aos homens ( $P = 0,027 - 0,001$ ) (**FIGURA 1B**). Os indivíduos com a DPF apresentaram maior queda pélvica contralateral durante os ângulos avaliados, exceto para 15° e 30° de flexão do joelho na fase de descida do degrau, quando comparados aos controles ( $P = 0,034 - 0,001$ ) (**FIGURA 2B**).

*3.1.3. Adução do quadril.* As mulheres apresentaram maior adução do quadril para todos os ângulos avaliados quando comparadas aos homens ( $P = 0,02 - 0,001$ ) (**FIGURA 1C**). Os indivíduos com a DPF também demonstraram maior adução do quadril em todos os ângulos avaliados quando comparados aos controles ( $P = 0,021 - 0,001$ ), exceto para 15° e 30° de flexão do joelho durante a fase de descida do degrau (**FIGURA 2C**).

*3.1.4. Abdução do joelho.* As mulheres demonstraram abdução do joelho significativamente maior durante as fases de descida e subida de degrau, quando comparadas aos homens ( $P = 0,007 - 0,001$ ) (**FIGURA 1D**). Os indivíduos com a DPF apresentaram abdução do joelho significativamente maior que os controles durante todos os ângulos avaliados ( $P = 0,013 - 0,001$ ) (**FIGURA 2D**).

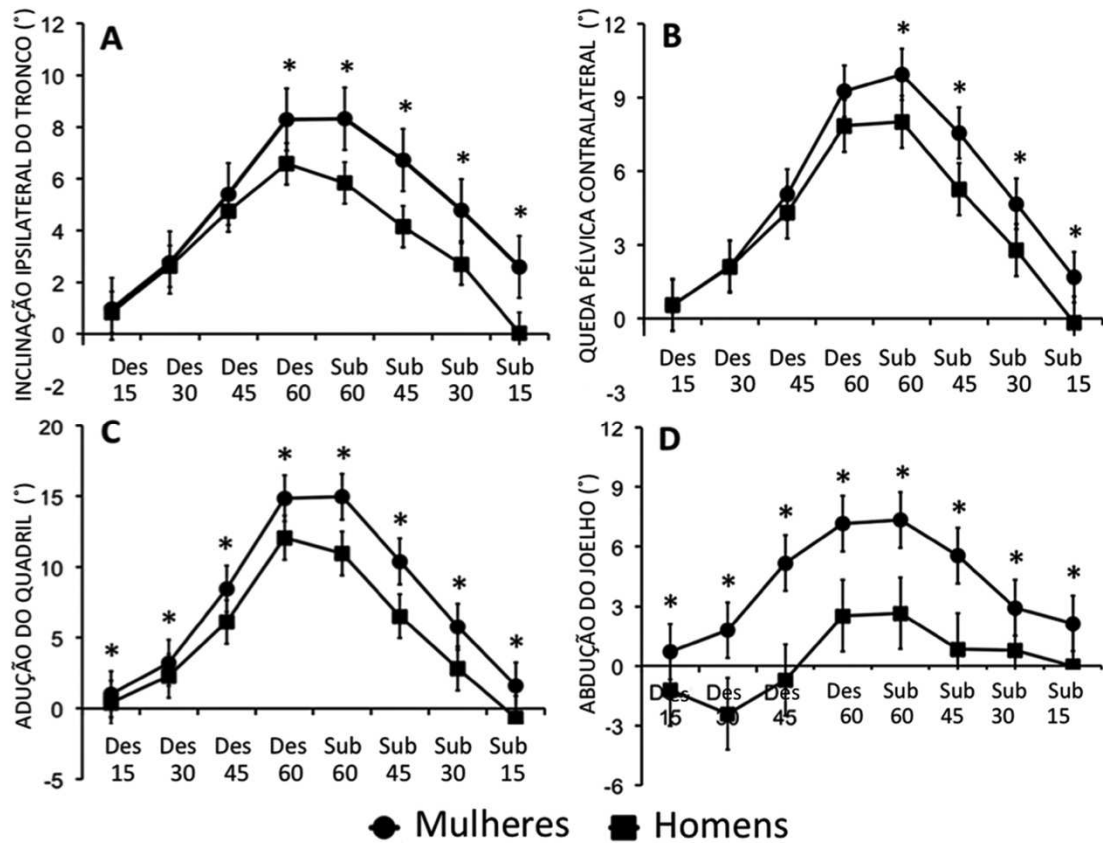
### 3.2. EMG do glúteo médio

Foram observados efeitos intra-sujeitos ângulo x sexo ( $P < 0,001$ ) e ângulo x grupo ( $P = 0,014$ ) significativos. Também foi observado efeito inter-sujeitos principal significativo para sexo ( $P = 0,001$ ), porém não para grupo ( $P = 0,050$ ) (sem interação). As mulheres demonstraram ativação do glúteo médio significativamente maior em todos ângulos avaliados, exceto para 15° e 30° de flexão do joelho na fase de subida do degrau, quando comparadas aos homens ( $P = 0,008 - 0,001$ ) (**FIGURA 3A**). Os indivíduos com a DPF demonstraram ativação do glúteo médio significativamente menor que os controles somente a 60° de flexão do joelho em ambas as fases de descida e subida do degrau ( $P = 0,015$  e  $0,005$ , respectivamente) (**FIGURA 3B**).

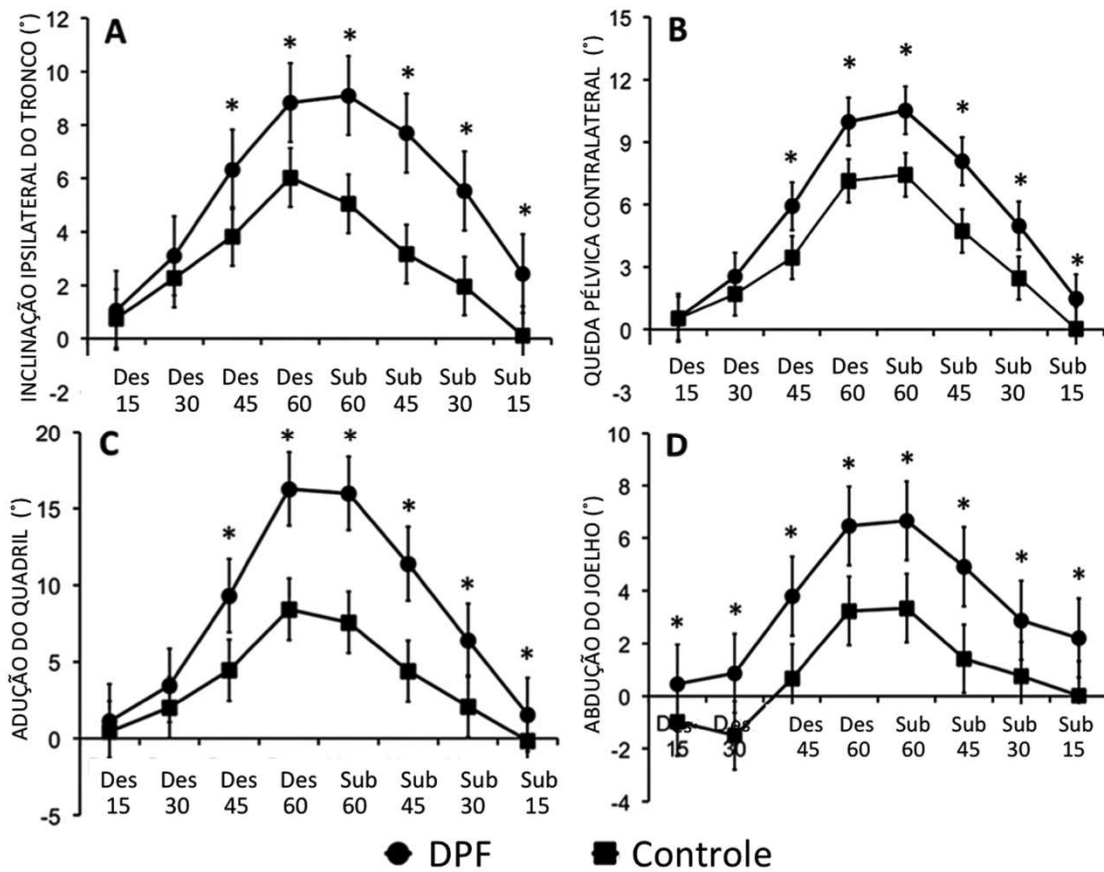
### 3.3. Torque isométrico abdutor do quadril

As mulheres demonstraram menor torque abdutor do quadril que os homens ( $P < 0,001$ ) e os indivíduos com a DPF geraram menor torque isométrico abdutor do quadril que os controles ( $P < 0,001$ ). Houve interação sexo-por-grupo significativa em relação ao torque abdutor do quadril ( $P = 0,03$ ) e a análise *post-hoc* demonstrou menor torque abdutor do quadril nas mulheres com a DPF quando comparadas aos outros grupos ( $P < 0,001$ ) (**FIGURA 4**).

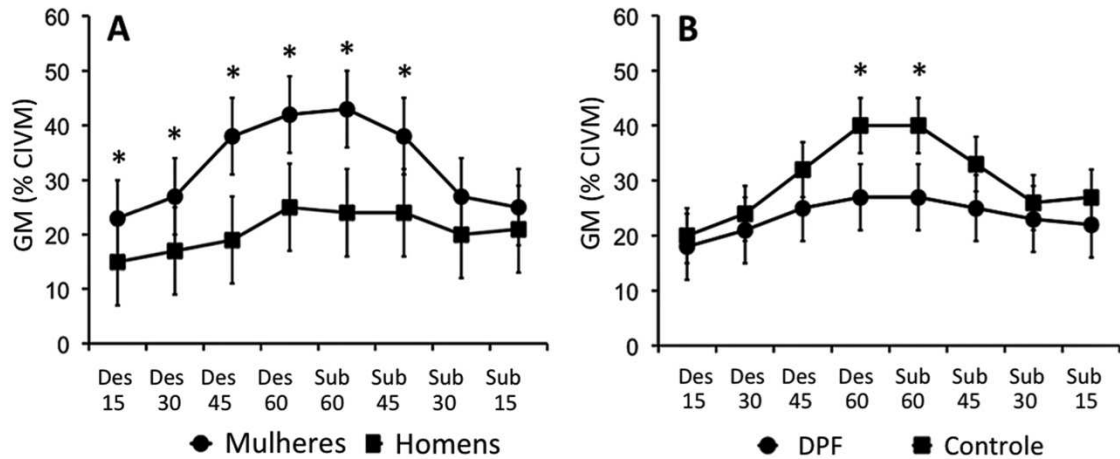




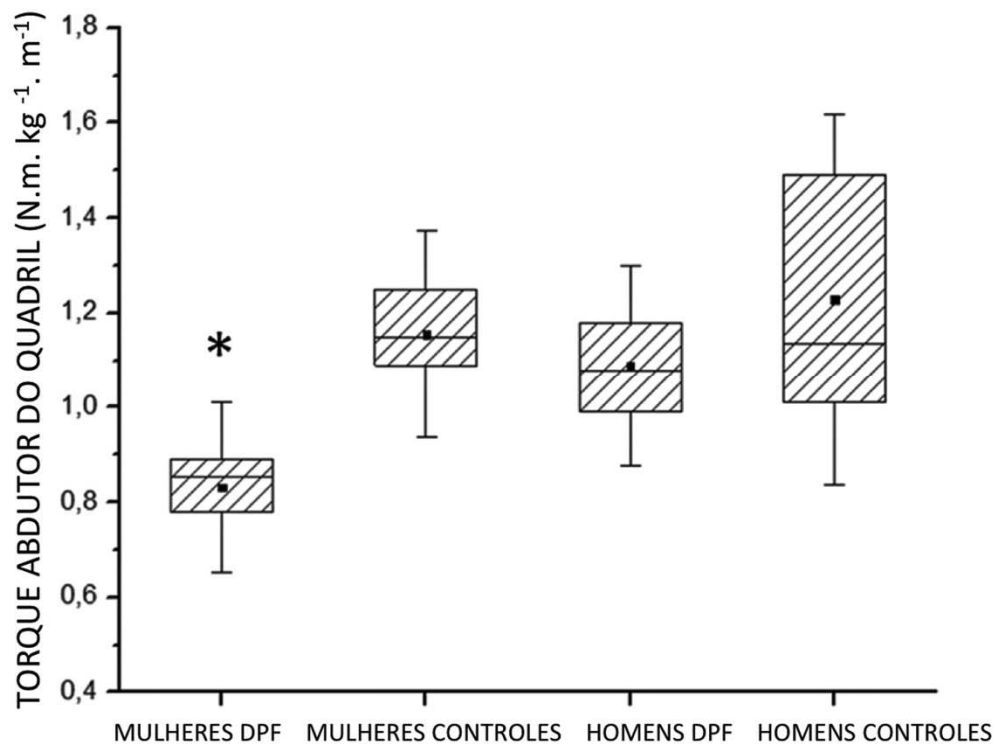
**FIGURA 1** – Média  $\pm$  DP da excursão da (A) inclinação ipsilateral do tronco, (B) queda pélvica contralateral, (C) adução do quadril e (D) abdução do joelho a 15°, 30°, 45° e 60° de flexão do joelho, nas fases de descida (Des) e subida (Sub) do degrau nos gupos de homens e mulheres. \*Mulheres significamente maior que os homens ( $P < 0,05$ ).



**FIGURA 2** – Média ± DP da excursão da (A) inclinação ipsilateral do tronco, (B) queda pélvica contralateral, (C) adução do quadril e (D) abdução do joelho a 15°, 30°, 45° e 60° de flexão do joelho, nas fases de descida (Des) e subida (Sub) do degrau nos gupos DPF e controle. \*DPF significamente maior que os controles ( $P < 0,05$ ).



**FIGURA 3** – Média  $\pm$  DP da ativação do glúteo médio (GM) expressa como porcentagem da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) a 15°, 30°, 45° e 60° de flexão do joelho nas fases de descida (Des) e subida (Sub) do degrau nos (A) grupos homens e mulheres e nos (B) grupo DPF e controle. \* Diferença significativa ( $P < 0,05$ ).



**FIGURA 4** - Box plots da diferença do torque isométrico abdutor do quadril em homens e mulheres com a DPF e controles. Em cada box plot a linha preta representa a mediana e as extremidades são os 25° e 75° percentis dos dados. As linhas representam  $\pm 1,5$  DP. \* Mulheres com a DPF significamente menor que os controles e os homens com a DPF.

#### 4. DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi comparar a cinemática no plano frontal do tronco, pelve, quadril e joelho e a atividade EMG do glúteo médio a 15°, 30°, 45° e 60° de flexão do joelho, durante a descida e subida de degrau, entre homens e mulheres com e sem a DPF. Não houve interação significativa sexo-por-grupo para as variáveis cinemáticas e EMG, o que significa que as diferenças entre sexos não dependem da dor ou vice-versa. Em geral, as mulheres e os indivíduos com a DPF demonstraram maior inclinação ipsilateral do tronco, queda pélvica contralateral, adução do quadril e abdução do joelho durante a descida e subida de degrau, quando comparados aos homens e controles, respectivamente. Esses achados cinemáticos foram acompanhados da alteração na ativação do glúteo médio e diminuição da capacidade de gerar torque isométrico abductor do quadril pelas mulheres e indivíduos com a DPF, quando comparados aos homens e controles, respectivamente. As mulheres com a DPF demonstraram menor torque isométrico abductor do quadril quando comparados aos outros grupos. As alterações da cinemática, EMG e torque citadas deveriam ser consideradas ao delinear protocolos de tratamento para homens e mulheres com a DPF.

Tem sido sugerido que a inclinação ipsilateral do tronco pode agir como um mecanismo compensatório a fraqueza dos abdutores do quadril diminuindo a adução do quadril pela elevação contralateral da pelve durante as atividades com descarga de peso corporal (Dierks *et al.*, 2008; Souza e Powers, 2009a). Por outro lado, a inclinação ipsilateral do tronco poderia aumentar o momento de abdução do joelho ao aumentar a força de reação ao solo lateral ao joelho (Hewett *et al.*, 2009; Hunt *et al.*, 2008). A excessiva adução do quadril e abdução do joelho podem causar efeitos deletérios na articulação patelofemoral (Powers, 2003; Powers, 2010). Este foi o primeiro estudo a avaliar a inclinação ipsilateral do tronco, queda pélvica contralateral, adução do quadril,

abdução do joelho e atividade EMG do glúteo médio em diversos ângulos de flexão do joelho durante a descida e subida de degrau em homens e mulheres com e sem a DPF. É importante considerar as alterações cinemáticas e da atividade muscular do quadril nos diversos ângulos de flexão do joelho durante a fase de descida e subida de degrau para que protocolos de tratamento para a DPF mais efetivos possam ser desenvolvidos.

Concordando com estudos prévios, as mulheres apresentaram menor capacidade de gerar torque isométrico abductor de quadril (Leetun *et al.*, 2004; Willson *et al.*, 2006) acompanhada por maior adução do quadril e abdução do joelho que os homens (Hewett *et al.*, 2005; Kernozek *et al.*, 2005; Russell *et al.*, 2006), em todos os ângulos avaliados na descida e subida de degrau. A ativação do glúteo médio foi maior durante quase toda atividade, exceto aos 15° e 30° de flexão do joelho na fase de subida de degrau. O aumento da queda pélvica contralateral e inclinação ipsilateral do tronco ocorreram, tardiamente durante a atividade, de 60° de flexão do joelho até o final da atividade. Devido ao importante papel do glúteo médio no controle do quadril no plano frontal, é possível que as mulheres demonstraram maior ativação do glúteo médio para compensar a menor força dos músculos do quadril. Também a inclinação ipsilateral do tronco pareceu atuar como mecanismo compensatório para redução da força abdução do quadril, já que aquela foi mais evidente no final da atividade, quando as mulheres realizaram maior excursão de adução do quadril. Contudo, o aumento do movimento do tronco no plano frontal pode ter contribuído para o aumento da carga de abdução do joelho. Assim, o fortalecimento e o treino do controle motor dos abdutores do quadril deveria ser considerado ao implementar programas de reabilitação ou prevenção de lesões no joelho para evitar o movimento excessivo do tronco, pelve, quadril e joelho no plano frontal durante as atividades funcionais, especialmente nas mulheres.

Os indivíduos com a DPF demonstraram maior abdução do joelho em todos os ângulos avaliados durante a descida e subida de degrau quando comparados ao grupo controle. O grupo com a DPF demonstrou maior adução do quadril, queda pélvica contralateral e inclinação ipsilateral do tronco de 45° de flexão do joelho da fase de descida até o final da atividade quando comparado ao grupo controle. Estudos prévios também demonstraram maior valgo do joelho (Dierks *et al.*, 2011), adução do quadril (Dierks *et al.*, 2008; McKenzie *et al.*, 2010; Willson *et al.*, 2008; Willson e Davis, 2008a) e queda pélvica contralateral (Willson *et al.*, 2008) durante atividades funcionais com descarga de peso corporal em indivíduos com a DPF quando comparados aos controles. Os resultados do presente estudo sugerem que, na fase inicial da reabilitação da DPF, pode ser prudente realizar exercícios funcionais com ângulos de flexão do joelho menores ( $\leq 30^\circ$ ) para evitar alterações cinemáticas que poderiam levar ao estresse patelofemoral lateral excessivo e exacerbar a dor. Apesar de os estudos prévios recomendarem exercícios para reabilitação com descarga de peso corporal com ângulos de flexão do joelho menores do que 48-50° para minimizar o estresse articular patelofemoral (Escamilla *et al.*, 2009; Steinkamp *et al.*, 1993), esses estudos não levaram em conta os possíveis efeitos do aumento da adução do quadril e da abdução do joelho sobre o estresse patelofemoral lateral. Os indivíduos com a DPF conseguiram controlar os movimentos excessivos no plano frontal do tronco, pelve e quadril durante os primeiros 30° de flexão do joelho durante a descida de degrau, mas uma vez perdido o controle do movimento excessivo dessas articulações a 45° de flexão do joelho, eles demonstraram maior excursão de inclinação ipsilateral do tronco, queda pélvica contralateral e adução do quadril até o final da atividade, quando comparados aos controles. A descida e subida de degrau é um exercício comumente utilizado durante o treino funcional no tratamento da DPF, assim atenção especial deveria ser dada para

melhorar o controle do tronco, pelve, quadril e joelho no plano frontal na descida e subida de degrau, durante flexão do joelho maior do que 30° para evitar o estresse articular patelofemoral.

Nos indivíduos com a DPF, as diferenças cinemáticas citadas acima foram acompanhadas pela menor ativação do glúteo médio a 60° de flexão do joelho durante a descida e subida do degrau quando comparados aos controles. Uma possível explicação para a menor ativação do glúteo médio no grupo com a DPF pode ter sido a maior inclinação ipsilateral do tronco, o qual poderia ter reduzido a demanda dos abdutores do quadril durante a atividade avaliada. É importante notar que os indivíduos com a DPF não conseguiram aumentar a atividade do glúteo médio durante o mesmo ângulo de flexão do joelho que realizaram as maiores excursões de queda pélvica contralateral, adução do quadril e abdução do joelho, quando comparados ao grupo controle. Nossos resultados estão de acordo com estudos prévios (Saad *et al.*, 2011) que também encontraram diminuição da ativação do glúteo médio nos indivíduos com a DPF durante a descida e subida de degrau quando comparados aos controles, contudo está em desacordo com outros que não encontraram diferença entre os grupos (Nakagawa *et al.*, 2011b; Ott *et al.*, 2011; Souza e Powers, 2009a; Willson *et al.*, 2011). Diferenças metodológicas utilizadas para avaliar a ativação do glúteo médio pode ter influenciado a diferença dos resultados entre os estudos. Além disso, apesar de não ter atingido diferença estatística ( $P = 0,051$ ), o padrão alterado de atividade do glúteo médio (**FIGURA 3B**) foi mais evidente nas mulheres do que nos homens com a DPF (média  $\pm$  DP % CIVM a 60° de flexão do joelho, Mulheres DPF =  $31,22 \pm 6,10$  vs. Mulheres Controles =  $52,51 \pm 8,34$ ; Homens DPF =  $24,35 \pm 5,21$  vs. Homens Controles =  $27,45 \pm 6,81$ ). É possível que a diferença maior que 20% encontrada na ativação do glúteo médio entre mulheres com a DPF e os controles possa ser clinicamente importante e

influenciar o controle do quadril no plano frontal. Baseado nos resultados do presente estudo, melhorar o controle motor do glúteo médio pode ser benéfico no tratamento dos pacientes com a DPF, especialmente das mulheres, durante as atividades funcionais com flexão do joelho maior que 60°.

O torque isométrico abductor do quadril foi menor nas mulheres com a DPF quando comparadas a todos os outros grupos. Apesar de ter sido sugerido anteriormente que a inclinação ipsilateral do tronco poderia compensar a fraqueza dos abdutores do quadril (Dierks *et al.*, 2008; Souza e Powers, 2009a), os indivíduos com a DPF ainda demonstraram aumento da queda pélvica contralateral, adução do quadril e abdução do joelho durante a descida e subida de degrau quando comparados aos controles. Além disso, a maior inclinação ipsilateral do tronco pode ter contribuído para o a maior excursão de abdução do joelho (Hewett *et al.*, 2009; Hunt *et al.*, 2008) de 45° de flexão do joelho até o final do movimento. Recentemente, Thijs *et al.* (2011) sugeriram que a força isométrica dos abdutores do quadril não seria um fator predisponente à DPF em mulheres corredoras. Entretanto, diversos estudos relataram diminuição da capacidade de gerar torque isométrico abductor do quadril em indivíduos com a DPF (Cichanowski *et al.*, 2007; Ireland *et al.*, 2003; Magalhães *et al.*, 2010). Portanto, a diminuição da força dos músculos do quadril pode ocorrer após o desenvolvimento da DPF, mas pode não predispor os indivíduos à lesão. Estudos prévios também demonstraram efeitos benéficos do fortalecimento dos músculos abdutores do quadril sobre a dor e a função dos indivíduos com a DPF (Dolak *et al.*, 2011; Fukuda *et al.*, 2010; Nakagawa *et al.*, 2008). Assim, pode ser potencialmente benéfico incluir o fortalecimento dos abdutores do quadril no tratamento da DPF, especialmente ao tratar mulheres com a DPF.

Os autores reconhecem algumas limitações do presente estudo. Por ser um estudo transversal, não foi possível estabelecer qualquer relação de causa e efeito. Myer *et al.*



(2010) identificaram o aumento do momento de abdução do joelho como fator de risco a DPF. Estudos prospectivos são necessários para concluir definitivamente o papel da cinemática do tronco, pelve, quadril e joelho e a ativação do glúteo médio sobre a DPF. Deve ser reconhecido que estudos prévios demonstraram a importância do movimento do quadril e do joelho no plano transversal (Boling *et al.*, 2009b; McKenzie *et al.*, 2010; Souza e Powers, 2009a), atividade EMG do glúteo máximo (Souza e Powers, 2009a) e força dos rotadores laterais do quadril (Cichanowski *et al.*, 2007; Ireland *et al.*, 2003; Magalhães *et al.*, 2010) nos indivíduos com a DPF. O presente estudo focou somente a cinemática, EMG e torque do quadril no plano frontal, assim estudos futuros deveriam avaliar a rotação no quadril e joelho e a atividade EMG do glúteo máximo durante diversas atividades funcionais e esportivas para que programas de prevenção e protocolos de tratamento mais específicos sejam desenvolvidos.

## **5. CONCLUSÃO**

As mulheres realizaram maior adução do quadril e abdução do joelho durante a fase de descida e subida de degrau quando comparadas aos homens. A inclinação ipsilateral do tronco e a queda pélvica contralateral aumentaram somente de 60° de flexão do joelho até o final da atividade. Os resultados cinemáticos foram acompanhados do aumento da atividade do glúteo médio e do menor torque isométrico abductor do quadril comparadas aos homens. Os indivíduos com a DPF demonstraram maior excursão de abdução do joelho em todos os ângulos de flexão do joelho avaliados durante a descida e subida do degrau quando comparados aos controles sem dor. Além disso, os indivíduos com a DPF demonstraram maior adução do quadril, queda pélvica contralateral e inclinação ipsilateral do tronco de 45° de flexão do joelho até o final da

atividade quando comparados aos controles. A atividade do glúteo médio foi menor a 60° de flexão do joelho, quando ocorreu a maior excursão do tronco, pelve, quadril e joelho no plano frontal no grupo com a DPF quando comparado ao grupo controle. As mulheres com a DPF demonstraram menor capacidade de gerar torque isométrico abductor do quadril que os homens com a DPF e controles. Ao tratar ou desenvolver protocolos de prevenção a lesão, é recomendado que a cinemática do tronco, pelve, quadril e joelho no plano frontal, a atividade EMG do glúteo médio em ângulos de flexão do joelho específicos sejam considerados. O fortalecimento e o treino do controle motor dos abdutores do quadril deveriam ser considerados no tratamento da DPF, especialmente das mulheres.

## **ESTUDO IV**

---

### **A cinemática do quadril e do joelho está associada a dor e a função em homens e mulheres com a dor patelofemoral**

Artigo submetido ao periódico *International Journal of Sports Medicine*

(ANEXO IV)

## RESUMO

A cinemática alterada do quadril e do joelho nos planos frontal e transversal pode aumentar o estresse da articulação patelofemoral e contribuir para o desenvolvimento da dor patelofemoral. O objetivo deste estudo foi avaliar a associação entre a cinemática do quadril e do joelho, a dor e a função em homens e mulheres com a dor patelofemoral. Vinte homens e mulheres com a dor patelofemoral participaram deste estudo. A cinemática tridimensional do quadril e joelho foram quantificadas durante a atividade de descida do degrau. Uma escala visual analógica foi utilizada para avaliar a dor usual. A escala da dor anterior do joelho foi utilizada para avaliar o escore da capacidade funcional. Para ambos os grupos combinados, a maior dor usual estava associada ao maior pico de adução do quadril, rotação medial do quadril e abdução do joelho ( $r = 0,54 - 0,57, P < 0,001$ ). Também, correlações de moderada a baixa ( $r = -0,48 - -0,37, P = 0,03 - 0,08$ ) foram encontradas entre a cinemática do quadril e joelho e a capacidade funcional. A análise de regressão múltipla demonstrou que o pico de rotação medial e adução do quadril são preditores da dor e o pico de adução do quadril foi o único preditor da função. A maior adução do quadril, rotação medial do quadril e abdução do joelho estão associadas a níveis mais altos de dor e a função reduzida em homens e mulheres com a dor patelofemoral.

**Palavras-chaves:** dor anterior do joelho, patela, biomecânica.

## 1. INTRODUÇÃO

A dor patelofemoral (DPF) é um dos diagnósticos mais comuns nas clínicas ortopédicas (Baquie & Brukner, 1997; Taunton *et al.*, 2002). A DPF é mais comum nas populações fisicamente ativas, sendo a lesão mais prevalente em corredores (Baquie e Brukner, 1997; Devereaux e Lachmann, 1984). Apesar da causa da DPF não ser completamente compreendida e possivelmente ter diversas causas (Boling *et al.*, 2009b; Myer *et al.*, 2010; Witvrouw *et al.*, 2000), o estresse patelofemoral excessivo parece estar envolvido no desenvolvimento desta condição (Brechtler e Powers, 2002).

Tem sido sugerido que o pobre controle do quadril nos planos frontal e transversal pode afetar a mecânica articular patelofemoral. A adução do quadril e a abdução do joelho excessivas durante as atividades com descarga do peso corporal podem contribuir para o aumento do estresse patelofemoral resultando em aumento do ângulo dinâmico do quadríceps (Powers, 2003; Powers, 2010). Também, tem sido demonstrado que a rotação medial excessiva do fêmur contribui para o mau alinhamento patelar em mulheres com a DPF durante as atividades com descarga do peso corporal (Powers *et al.*, 2003; Souza *et al.*, 2010).

A cinemática alterada do quadril e do joelho em mulheres com a DPF tem sido descrita em diversos estudos (Barton *et al.*, 2011; Dierks *et al.*, 2008; Noehren *et al.*, 2011a; Noehren *et al.*, 2012; Salsich e Long-Rossi, 2010; Souza e Powers, 2009a; Willson e Davis, 2008a). Os estudos também têm demonstrado diminuição da força muscular do quadril em mulheres com a DPF (Baldon Rde *et al.*, 2009; Magalhães *et al.*, 2010; Prins e van der Wurff, 2009). Além disso, estudos prévios demonstraram associação entre a força muscular do quadril e do joelho, a dor e a capacidade funcional em mulheres com a DPF (Long-Rossi e Salsich, 2010; Nakagawa *et al.*, 2011a).

Entretanto, a relação entre a cinemática do quadril e joelho, a dor e a função não foi estabelecida. Ainda, estudos prévios nessa área têm focado em mulheres com a DPF. É importante ressaltar que não é conhecido se a cinemática alterada do quadril e do joelho afeta a DPF e a função de forma similar nos homens e mulheres.

É importante identificar as alterações do movimento associadas a dor e a função para auxiliar no desenvolvimento de melhores abordagens de tratamento para pacientes com DPF. Assim, os objetivos deste estudo foram: 1) determinar a associação entre a cinemática do quadril e do joelho, o nível de dor e a função em indivíduos com a DPF, e 2) determinar se existem associações similares entre homens e mulheres. Foi hipotetizado que o maior pico de adução do quadril, pico de rotação medial do quadril e pico de abdução do joelho durante a descida de degrau estaria associado a maior dor e a menor capacidade funcional em ambos homens e mulheres com a DPF.

## **2. MÉTODOS**

Quarenta indivíduos com a DPF (20 homens e 20 mulheres) participaram deste estudo (**TABELA 1**). Todos os participantes tinham entre 18 e 35 anos de idade e relataram início insidioso dos sintomas (> 3 meses). Além disso, os indivíduos relataram reprodução imediata da dor peripatelar ou retropatelar ao realizar pelo menos duas das seguintes atividades: subida e descida de escada, corrida, ajoelhar-se, agachamento, sentado durante tempo prolongado, salto e contração isométrica do músculo quadríceps. Os indivíduos foram excluídos do estudo caso apresentassem os seguintes critérios: 1) história prévia de cirurgia no joelho; 2) dor ou lesão atual da coluna, quadril ou tornozelo; 3) instabilidade patelar; 4) sinais ou sintomas de lesão meniscal ou ligamentar no joelho; ou 5) qualquer condição neurológica que pudesse

afetar o movimento. Todos os participantes foram avaliados por um fisioterapeuta licenciado que realizou a triagem dos critérios de inclusão e exclusão. Antes de participarem, todos os indivíduos assinaram um termo de consentimento escrito (APÊNDICE II) aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em seres humanos da Universidade Federal de São Carlos (ANEXO VI). Toda a metodologia de pesquisa descrita abaixo está de acordo com os padrões éticos do International Journal of Sports Medicine (Harriss e Atkinson, 2011).

Antes da avaliação cinemática, a Escala de Dor Anterior do Joelho (EDAJ) foi aplicada a todos os participantes (Kujala *et al.*, 1993) (APÊNDICE III). A EDAJ é um questionário composto por 13 itens que avaliam os sintomas subjetivos e as limitações funcionais associados com a DPF. O escore do questionário varia de 0 a 100, com o escore total máximo de 100 indicando nenhuma disfunção. Esta ferramenta foi validada para indivíduos com a DPF e apresenta alta confiabilidade teste-reteste (Crossley *et al.*, 2004; Watson *et al.*, 2005).

Em seguida, os indivíduos foram avaliados quanto a dor usual na última semana utilizando uma escala visual analógica (EVA) de 100-mm. Foi demonstrado que a EVA é confiável, válida e responsiva para avaliar os resultados clínicos em indivíduos com a DPF (Crossley *et al.*, 2004). O escore da EVA foi computado medindo o comprimento da linha a partir da extremidade esquerda (nenhuma dor) até a marcação do indivíduo em milímetros (Long-Rossi e Salsich, 2010).

A cinemática articular tridimensional do quadril e do joelho foi quantificada utilizando o aparelho Flock of Birds® (miniBird®) (Ascension Technology Corporation, Burlington, VT) integrado ao software Motion Monitor™ (Innovative Sports Training, Inc. Chicago, IL). Onze indivíduos (5 homens e 6 mulheres) relataram sintoma bilateral, assim nestes indivíduos, o membro inferior mais acometido foi

avaliado. Os sensores eletromagnéticos foram posicionados no sacro, aspecto lateral da coxa distal e aspecto ântero-medial proximal da tíbia. Os dados cinemáticos foram coletados a 90 Hz.

Previamente a coleta de dados, os maléolos e os epicôndilos femorais medial e lateral foram digitalizados para determinar os centros articulares do tornozelo e do quadril, respectivamente. O centro articular do quadril foi estimado pela abordagem funcional descrita por Leardini *et al.* (1999). Após o processo de digitalização, uma coleta estática foi obtida para determinar o sistema de coordenada anatômica do membro inferior.

Os indivíduos foram orientados a descerem de um degrau ajustável durante um período de 2 segundos, tocarem o calcanhar ao solo e retornarem a posição inicial durante um período de 2 segundos (Willson e Davis, 2008a). Um metrônomo foi utilizado para controlar a frequência da descida do degrau (15 atividades/minuto). A altura do degrau foi normalizada pela altura do indivíduo (10% da altura total) (Souza e Powers, 2009a). Foram realizadas três coletas. Houve um minuto de intervalo entre as coletas.

Os dados cinemáticos foram filtrados a 6 Hz utilizando um filtro passa-baixa Butterworth de quarta ordem (Grood e Suntay, 1983; Willson e Davis, 2008a). Os ângulos de Euler foram calculados utilizando a definição do sistema de coordenada articular recomendado pela Sociedade Internacional de Biomecânica (Grood e Suntay, 1983; Wu *et al.*, 2002). As variáveis cinemáticas de interesse foram o pico de adução do quadril, pico de rotação medial do quadril e do pico de abdução do joelho durante a atividade de descida do degrau. Foi utilizada a média dos dados de 3 coletas. Para estabelecer a confiabilidade das variáveis cinemáticas de interesse, 8 indivíduos foram avaliados em 2 ocasiões distintas (separadas por 3-5 dias). Os coeficientes de correlação



intraclasse [ICC (3,1)] e os erros padrões da medida (EPM) foram 0,91 (1,97°) para adução do quadril, 0,81 (2,08°) para rotação medial do quadril, e 0,95 (1,80°) para abdução do joelho.

Toda análise estatística foi realizada utilizando o software SPSS (versão 19, SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Os dados descritivos (média, desvio-padrão) para cada variável foi obtido. Os dados foram analisados quanto a normalidade da distribuição utilizando o teste Shapiro-Wilk W. Testes *t* independentes foram utilizados para testar as diferenças entre os sexos para o nível de dor, capacidade funcional e cinemática. Uma matriz de correlação produto-momento de Pearson foi utilizada para avaliar as relações entre cada variável dependente (dor usual durante a semana anterior e o escore da EDAJ) e variável independente (pico de adução do quadril, rotação medial do quadril e abdução do joelho). Os valores de *r* foram interpretados de acordo com os seguintes parâmetros: 0,00-0,19 = nenhuma ou leve, 0,20-0,39 = baixa, 0,40-0,69 = moderada, 0,70-0,89 = alta e 0,90-1,00 = muito alta (Weber e Lamb, 1970). Todas as variáveis que correlacionaram significativamente com as variáveis dependentes foram utilizadas no modelo de regressão múltipla stepwise para determinar a melhor combinação das variáveis preditoras. Todas as análises de correlação e regressão foram realizadas utilizando os dados de ambos grupos combinados e para as mulheres e homens separadamente. Para todos os testes estatísticos, foi adotado o nível de alfa de 0,05.

### **3. RESULTADOS**

Os valores descritivos para os dados demográficos, nível de dor, escore funcional e variáveis cinemáticas estão na **TABELA 1**. Não houve diferença no nível de dor e capacidade funcional entre homens e mulheres com a DPF ( $P > 0,05$ ). Em média as

mulheres exibiram pico de adução do quadril, pico de rotação medial do quadril e pico de abdução do joelho significativamente maior que os homens ( $P < 0,05$ ) (**TABELA 1**).

**TABELA 1** – Média (desvio-padrão) dos dados demográficos, escala visual analógica (EVA), escala de dor anterior do joelho (EDAJ), cinemática do quadril e joelho durante a descida de degrau em participantes com dor patelofemoral (DPF).

	Todos DPF (n = 40)	Homens DPF (n = 20)	Mulheres DPF (n = 20)	Valores de P
Idade (anos)	23,2 (3,9)	23,6 (3,2)	22,4 (3,2)	0,13
Altura (m)	1,73 (0,09)	1,81 (0,05)	1,66 (0,06)	0,001
Massa (kg)	69,1 (11,7)	77,6 (9,2)	61,6 (7,8)	0,001
EVA (mm)	4,8 (1,9)	45,0 (1,6)	49,6 (1,9)	0,79
Escore EDAJ	72,7 (10,1)	72,8 (9,9)	71,6 (10,1)	0,64
Pico adução do quadril (°)	19,4 (5,5)	15,4 (4,1)	20,8 (4,1)	0,008
Pico rotação medial do quadril (°)	9,9 (3,8)	7,5 (3,9)	11,5 (4,3)	0,03
Pico abdução do joelho (°)	8,8 (3,6)	6,8 (3,2)	10,9 (4,1)	0,007

Para ambos homens e mulheres combinados, o pico de adução do quadril, rotação medial e abdução do joelho correlacionaram positivamente com a dor ( $P < 0,01$ ) (**TABELA 2 E FIGURA 1**). Além disso, todas as variáveis cinemáticas correlacionaram com o escore da EDAJ ( $P < 0,05$ ) (**TABELA 2 E FIGURA 2**). As correlações entre o nível de dor, o escore funcional e a cinemática do quadril e do joelho foram similares quando homens e mulheres foram analisados separadamente (**TABELAS 2**).

Quando as três variáveis cinemáticas foram introduzidas no modelo de regressão múltipla stepwise, o pico de rotação medial e de adução do quadril emergiram como preditores da dor para todos os participantes com DPF. O pico de rotação medial do quadril, adução do quadril e abdução do joelho predizeram a dor nas mulheres com DPF, contudo somente o pico de adução do quadril emergiu como preditor da dor nos homens com DPF (**TABELA 3**). O pico de adução do quadril foi o único preditor do escore funcional do joelho em todos os participantes com DPF combinados e também quando homens e mulheres foram analisados separadamente (**TABELA 4**).

**TABELA 2** – Coeficientes de correlação de Pearson (r) entre a escala visual analógica (EVA), a escala de dor anterior do joelho (EDAJ) e as variáveis cinemáticas do quadril e joelho durante a descida de degrau.

	<b>Pico de adução do quadril</b>	<b>Pico de rotação medial do quadril</b>	<b>Pico de abdução do quadril</b>
<b>EVA</b>			
Todos DPF	0,56**	0,57**	0,54**
Mulheres DPF	0,57*	0,63**	0,56*
Homens DPF	0,56*	0,47*	0,43*
<b>EDAJ</b>			
Todos DPF	-0,48*	-0,38*	-0,37*
Mulheres DPF	-0,53*	-0,39*	-0,36*
Homens DPF	-0,48*	-0,37*	-0,34*

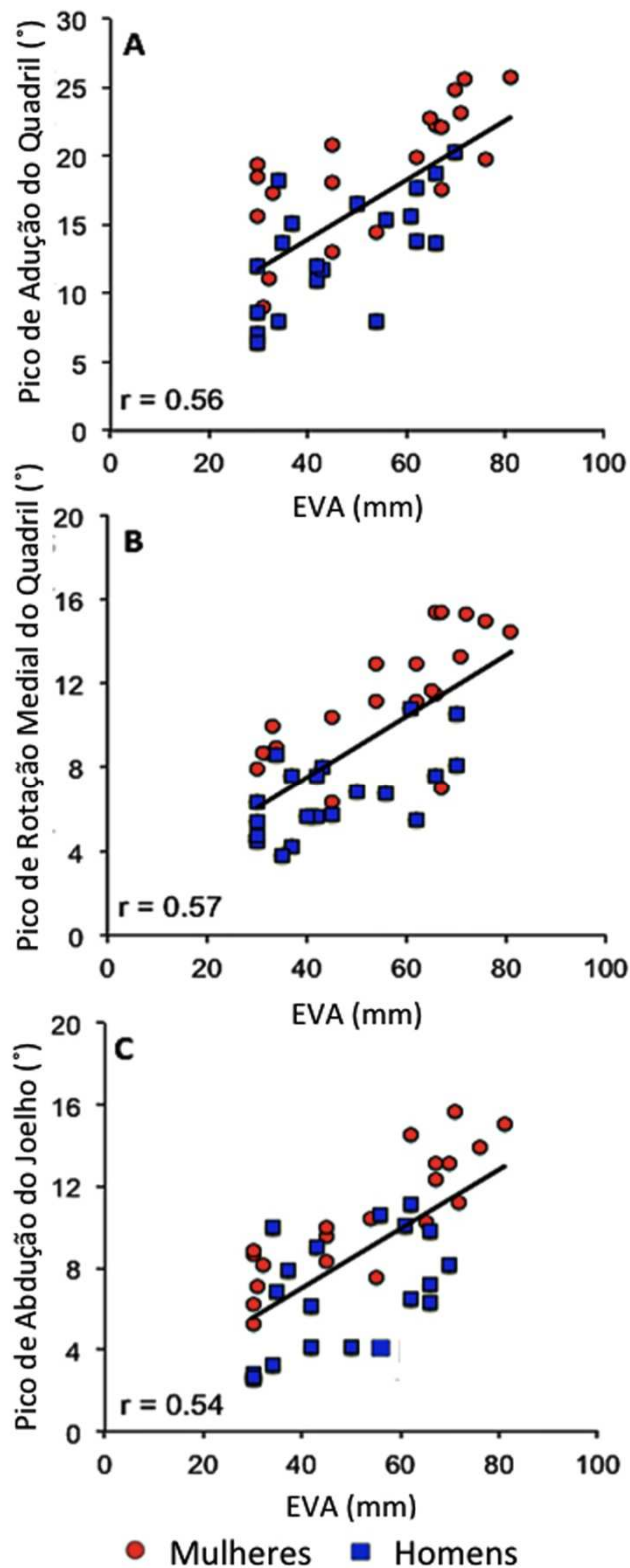
\* $P < 0,05$ , \*\* $P < 0,01$

**TABELA 3** – Modelo de regressão múltipla stepwise da associação com a escala visual analógica (EVA).

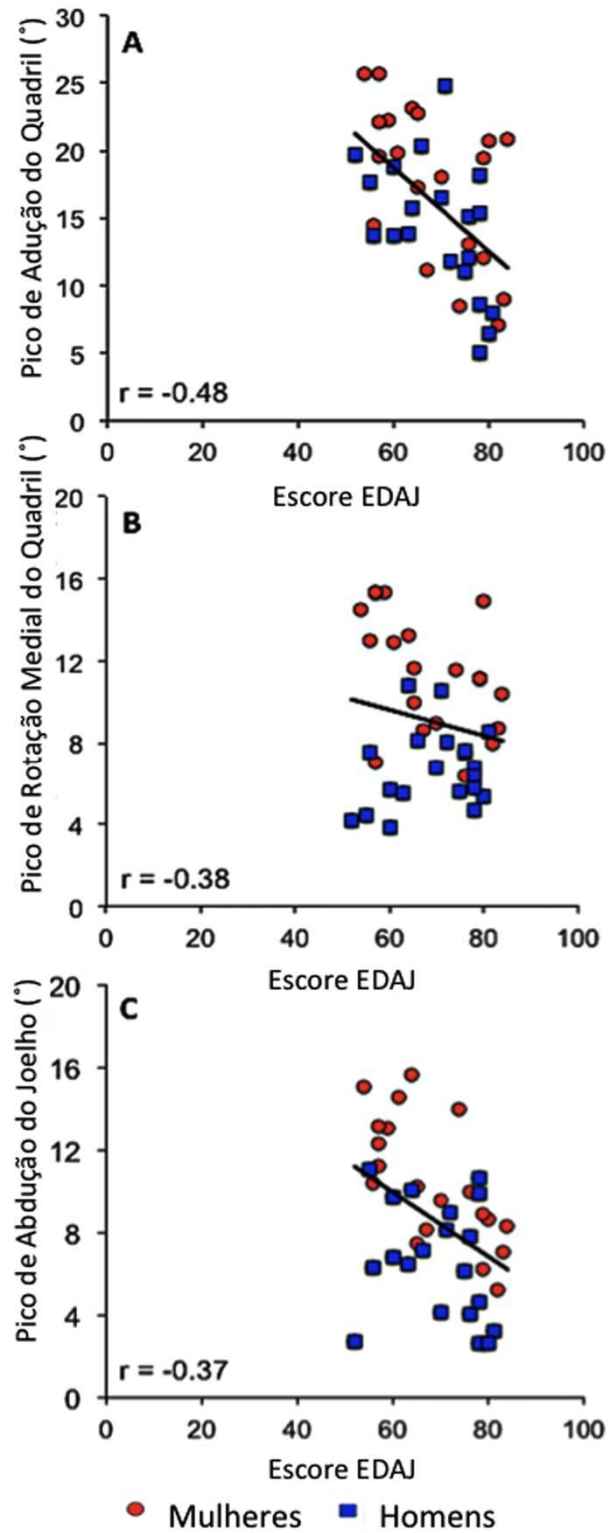
<b>Modelo</b>	<b>Variáveis</b>	<b>R<sup>2</sup></b>	<b>Mudança R<sup>2</sup></b>	<b>F</b>	<b>Valor -P</b>
<b>Todos DPF</b>					
1	Pico de rotação medial do quadril	0,33	0,33	18,28	< 0,001
2	Pico de rotação medial do quadril Pico de adução do quadril	0,50	0,17	18,60	< 0,001
<b>Mulheres DPF</b>					
1	Pico de rotação medial do quadril	0,40	0,40	11,87	0,003
2	Pico de rotação medial do quadril Pico de adução do quadril	0,52	0,12	13,81	< 0,001
3	Pico de rotação medial do quadril Pico de adução do quadril Pico de abdução do joelho	0,63	0,11	14,70	< 0,001
<b>Homens DPF</b>					
1	Pico de adução do quadril	0,31	0,31	8,10	0,011

**TABELA 4** – Modelo de regressão múltipla stepwise da associação com a escala de dor anterior do joelho (EDAJ).

<b>Modelo</b>	<b>Variáveis</b>	<b>R<sup>2</sup></b>	<b>Mudança R<sup>2</sup></b>	<b>F</b>	<b>Valor -P</b>
<b>All PFP</b>					
1	Pico de adução do quadril	0,23	0,23	11,45	0,002
<b>Female PFP</b>					
1	Pico de adução do quadril	0,44	0,44	13,89	0,002
<b>Male PFP</b>					
1	Pico de adução do quadril	0,22	0,22	4,93	0,039



**FIGURA 1** - Scatter plot da escala analógica visual (EVA) relativa ao pico de adução do quadril (A), pico de rotação medial do quadril (B) e pico de abdução do joelho (C) durante a descida de degrau para todos os indivíduos com DPF (n = 40).



**FIGURA 2** - Scatter plot do escore da escala de dor anterior do joelho (EDAJ) relativa ao pico de adução do quadril (A), pico de rotação medial do quadril (B) e pico de abdução do joelho (C) durante a descida de degrau para todos os indivíduos com DPF (n = 40).

#### 4. DISCUSSÃO

Recentemente, o pobre controle do quadril foi proposto como potencial causa da DPF. Mais especificamente, tem sido hipotetizado que a excessiva adução do quadril, rotação medial do quadril e abdução do joelho afetam negativamente a biomecânica da articulação patelofemoral e contribuem para o elevado estresse articular patelofemoral (Powers, 2003; Powers, 2010). Os resultados do presente estudo apoiam essa premissa, já que os três movimentos correlacionaram com a dor e a função em homens e mulheres com a DPF. Mais especificamente, maiores graus de adução do quadril, rotação medial do quadril e abdução do joelho foram associadas a níveis mais altos de dor e redução da função. Quando os homens e as mulheres foram combinados, o pico de rotação medial e adução do quadril foram os melhores preditores da dor e o pico de adução do quadril foi o melhor preditor da função.

Quando as mulheres foram analisadas separadamente, o pico de rotação medial do quadril, adução do quadril e abdução do joelho foram os melhores preditores da dor. Ainda, o pico de adução do quadril foi o melhor preditor para o escore funcional do joelho. Estes achados são consistentes com estudos prévios que demonstraram rotação medial do quadril (Boling *et al.*, 2009b; McKenzie *et al.*, 2010; Souza e Powers, 2009a) e adução do quadril (Dierks *et al.*, 2008; McKenzie *et al.*, 2010; Salsich e Long-Rossi, 2010; Willson e Davis, 2008a) excessivas em mulheres com a DPF quando comparadas as mulheres sem dor. Além disso, Boling *et al.* (2009b) demonstraram que o aumento da rotação medial do quadril durante a aterrissagem do salto é um fator de risco para a DPF. Também Myer *et al.* (2010) relataram que o aumento do momento abductor do joelho é um fator contribuinte para o aumento da incidência da DPF em mulheres atletas.



Interessantemente, o pico de rotação medial do quadril explicou 40% da variância da dor em mulheres com DPF. Este achado está de acordo com estudos prévios, os quais demonstram que a excessiva rotação medial do fêmur contribui diretamente para a inclinação e deslocamento lateral da patela (Powers *et al.*, 2003; Souza *et al.*, 2010). Além disso, estudos prévios têm demonstrado que a rotação medial do fêmur relativa a tibia está associada a diminuição da área de contato patelofemoral e ao aumento do estresse articular (Besier *et al.*, 2008; Lee *et al.*, 1994; Salsich e Perman, 2007).

Quando os homens foram analisados separadamente, o melhor preditor para a dor e a função foi o pico de adução do quadril. Este achado é consistente com Nakagawa *et al.* (2012a) que relataram maior adução do quadril em homens com a DPF quando comparados aos homens controles sem dor. É interessante notar que o pico de adução do quadril explicou 31% da variância da dor e 22% da variância do estado funcional em homens com DPF, enquanto a combinação da cinemática do quadril e do joelho explicou 63% da variância da dor e o pico de adução do quadril explicou 44% da variância na função em mulheres com DPF. Estes resultados sugerem que a cinemática anormal do quadril e joelho pode desempenhar um papel maior no desenvolvimento da DPF em mulheres do que em homens.

Em relação a adução do quadril predizer a dor e a função em ambos homens e mulheres, tem sido proposto que os movimentos do quadril e joelho no plano frontal podem aumentar o ângulo do quadríceps dinâmico durante as atividades funcionais. O aumento do ângulo do quadríceps dinâmico, o qual é influenciado principalmente pela adução do quadril, tem o potencial para aumentar as forças laterais agindo sobre a patela e conseqüentemente a carga articular patelofemoral (Powers, 2003; Powers, 2010). De fato, foi relatado que um aumento de 10° do ângulo do quadríceps pode aumentar 45%

do estresse patelofemoral (Huberti e Hayes, 1984).

Estudos prévios relataram que a excessiva rotação medial do quadril em mulheres com a DPF está associada a fraqueza dos rotadores laterais (Souza & Powers, 2009b) e a ativação alterada do glúteo máximo (Souza e Powers, 2009b; Willson *et al.*, 2011). Similarmente, foi demonstrado que o aumento da adução do quadril em indivíduos com a DPF está associado a menor força abduutora do quadril (Dierks *et al.*, 2008) e atraso no início da ativação do glúteo médio (Willson *et al.*, 2011). Além disso, Long-Rossi & Salsich (2010) assim como Nakagawa *et al.* (2011a) demonstraram a associação entre a menor força dos músculos do quadril, o maior nível de dor e a menor capacidade funcional em mulheres com a DPF.

Devido a característica transversal do presente estudo, não é possível estabelecer relação de causa e efeito entre a cinemática do quadril e joelho, a dor e a capacidade funcional. Contudo, estudos prévios demonstraram melhora da cinemática do quadril e joelho, redução da dor e melhora da função em pacientes com a DPF (Mascal *et al.*, 2003; Noehren *et al.*, 2011b). Apesar dos resultados de estudos biomecânicos e clínicos existentes sugerirem que a cinemática anormal do quadril possa colaborar para o desenvolvimento dos sintomas da DPF, estudo longitudinais são necessários para testar definitivamente essa hipótese.

Apesar dos resultados do presente estudo adicionar aos dados da crescente literatura sugerindo que a cinemática alterada do quadril está associada a DPF, é importante notar que menos da metade da variância da dor e da função foi explicada pela cinemática do quadril e joelho. É provável que outros fatores como a cinemática do pé e tornozelo (Barton *et al.*, 2011), controle neuromuscular (Willson *et al.*, 2011), força muscular (Long-Rossi e Salsich, 2010; Nakagawa *et al.*, 2011a) e fatores psicológicos (Piva *et al.*, 2009) possam influenciar a dor e a função. A inclusão dessas variáveis

deveria ser considerada em estudos futuros.

## **5. CONCLUSÃO**

No presente estudo, a maior adução do quadril, rotação medial do quadril e a abdução do joelho durante a atividade de descida do degrau foi associada a maior dor e menor capacidade funcional em homens e mulheres com a DPF. O pico de rotação medial e adução do quadril predizeram a dor e o pico de adução do quadril emergiu como preditor da função nos indivíduos com DPF. Nossos achados sugerem que melhorar a cinemática do quadril e do joelho deveria ser considerado ao desenvolver programas de intervenção para indivíduos com a DPF. Ensaios clínicos são necessários para investigar a abordagem de tratamento mais eficiente para melhorar a cinemática do quadril e joelho nessa população.

## **ESTUDO V**

---

### **Biomecânica do tronco e sua associação com a cinemática do quadril e joelho em indivíduos com e sem a dor patelofemoral.**

Artigo submetido ao periódico *Journal of Science and Medicine in Sport*

(ANEXO V)

## RESUMO

*Objetivos:* Comparar a cinemática, a força e a ativação muscular do tronco entre os grupos dor patelofemoral (DPF) e controle. A cinemática do quadril e joelho no plano frontal também foi comparada. Além disso, as associações entre a biomecânica do tronco e a cinemática do quadril e joelho foram analisadas.

*Desenho experimental:* Estudo transversal, descritivo.

*Método:* Trinta indivíduos com DPF e trinta indivíduos sem dor participaram. O pico de inclinação ipsilateral do tronco, adução do quadril, abdução do joelho, a ativação muscular do iliocostal e oblíquo externo foram avaliados durante o agachamento unipodal. A força isométrica de extensão do tronco, de flexão com rotação do tronco e o teste da ponte lateral também foram quantificadas. Comparações entre os grupos foram analisadas utilizando o teste *t* independente. A associação dos parâmetros do tronco, quadril e joelho foram quantificadas usando a correlação de Pearson.

*Resultados:* Comparados aos participantes controles, os participantes com DPF demonstraram maior inclinação ipsilateral de tronco, adução do quadril e abdução do joelho ( $P = 0,02 - 0,04$ ) durante o agachamento unipodal acompanhado por uma menor força isométrica de tronco ( $P = < 0,001 - 0,014$ ). Não houve diferença na ativação muscular do tronco entre os grupos. O pico de inclinação ipsilateral do tronco correlacionou com a adução do quadril ( $r = -0,66$ ) e abdução do joelho ( $r = 0,49$ ), ainda o teste de ponte lateral correlacionou com a abdução do joelho ( $r = 0,50$ ) somente no grupo controle.

*Conclusões:* A cinemática alterada do tronco, quadril e joelho no plano frontal durante o agachamento unipodal foi acompanhada pela fraqueza dos músculos do tronco nos participantes com DPF. A cinemática e força muscular do tronco foi associada com a

cinemática do quadril e joelho somente nos controles. Pode ser importante considerar as diferenças biomecânicas do tronco, quadril e joelho durante o tratamento dos pacientes com DPF.

**Palavras-chaves:** eletromiografia; articulação do quadril; articulação do joelho; força muscular; patela.

## 1. INTRODUÇÃO

A dor patelofemoral (DPF) é uma das condições do membro inferior mais comum nas clínicas de medicina esportiva (Baquie e Brukner, 1997). A DPF é especialmente prevalente nos adultos jovens fisicamente ativos (Taunton *et al.*, 2002). Tem sido sugerido que a articulação patelofemoral pode ser influenciada pela interação segmentar do membro inferior (Powers *et al.*, 2003). Acredita-se que o valgo excessivo do joelho, resultante da adução do quadril e da abdução do joelho, aumenta o ângulo dinâmico do quadríceps, que afeta as forças que agem sobre a patela no plano frontal (Powers, 2010). Os movimentos anormais do fêmur e da tíbia no plano frontal podem afetar adversamente a mecânica da articulação patelofemoral devido ao aumento das forças laterais agindo sobre a patela (Powers, 2003).

Tem sido hipotetizado que o aumento da inclinação ipsilateral do tronco age como mecanismo compensatório à fraqueza dos abdutores do quadril no controle da adução do quadril pela elevação da pelve contralateral durante as atividades funcionais na população com DPF (Dierks *et al.*, 2008). Por outro lado, também foi sugerido que a inclinação ipsilateral do tronco pode afetar a cinética do joelho no plano frontal (Hunt *et al.*, 2008). De fato, foi demonstrado que ao realizarem maior inclinação ipsilateral do tronco durante a marcha, os voluntários sadios apresentaram maiores momentos de abdução do quadril e joelho (Mundermann *et al.*, 2008). É importante notar que resultados prévios sugerem que o aumento do momento de abdução do joelho durante a aterrissagem contribui para o aumento da incidência da DPF (Myer *et al.*, 2010). Entretanto, a relação entre a cinemática do tronco, quadril e joelho no plano frontal não foi investigada nessa população.

Foi demonstrado recentemente que indivíduos com DPF realizam maior inclinação ipsilateral do tronco durante as atividades com descarga do peso corporal

(Nakagawa *et al.*, 2012b; Noehren *et al.*, 2012). O tratamento focado no fortalecimento do tronco e quadril também apresentou resultados positivos em pacientes com DPF (Mascal *et al.*, 2003; Nakagawa *et al.*, 2008). A força e a ativação muscular do tronco poderia possivelmente afetar a cinemática do tronco nos indivíduos com DPF; portanto, é importante investigar se a força e a ativação muscular do tronco estão alteradas durante atividades funcionais, além de como a força e ativação muscular do tronco afetam a cinemática do tronco, quadril e joelho em indivíduos com e sem a DPF.

O objetivo deste estudo foi comparar a inclinação ipsilateral do tronco, adução do quadril, abdução do joelho, ativação muscular do iliocostal e oblíquo externo durante o agachamento unipodal e a força isométrica de extensão, flexão com rotação e flexão lateral do tronco entre os participantes com a DPF e controles. Além disso, as associações entre a biomecânica do tronco, adução do quadril e abdução do joelho foram analisadas em ambos grupos. Foi hipotetizado que o grupo com DPF demonstraria maior inclinação ipsilateral do tronco, adução do quadril, abdução do joelho e menor força e ativação muscular do tronco comparado ao grupo controle. Adicionalmente, foi hipotetizado que a maior inclinação ipsilateral do tronco e a menor força e ativação muscular do tronco estaria associada à maior adução do quadril e abdução do joelho.

## **2. MÉTODOS**

Sessenta participantes entre 18 e 35 anos participaram deste estudo. O grupo DPF foi constituído de 20 mulheres e 10 homens (média  $\pm$  DP, idade:  $22,7 \pm 3,4$  anos, altura:  $171,3 \pm 9,2$  cm, e massa corporal:  $65,3 \pm 10,3$  kg). O grupo controle também foi constituído de 20 mulheres e 10 homens (idade:  $22,3 \pm 3,0$  anos, altura:  $168,6 \pm 8,6$  cm,



e massa corporal:  $63,3 \pm 9,8$  kg). Os grupos foram pareados pela idade, altura e massa corporal ( $P > 0,05$ ). O cálculo amostral *a priori* foi realizado baseado nos dados de adução do quadril e abdução do joelho de um estudo piloto ( $\alpha = 0,05$ ;  $\beta = 0,20$ , e uma diferença estimada de  $5^\circ$  entre os grupos). Baseado nesses resultados, 19 participantes por grupo (adução do quadril) e 20 participantes por grupo (abdução do joelho) seriam necessários para obter poder estatístico adequado.

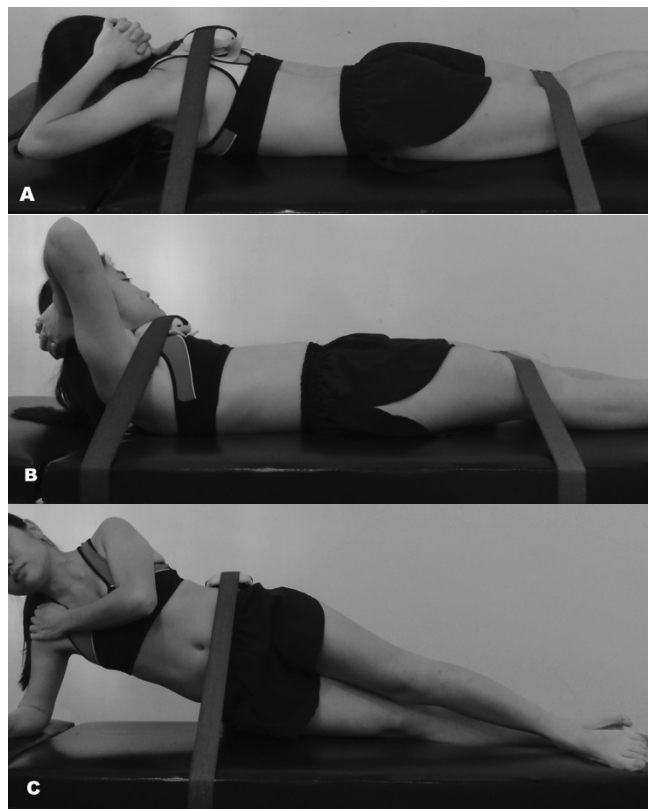
Todos os participantes com DPF relataram início insidioso dos sintomas ( $> 3$  meses). Além disso, os participantes relataram dor peri ou retropatelar imediatamente reproduzida ao realizar 2 das seguintes atividades: subir e descer escada, correr, ajoelhar-se, agachar-se, sentar durante tempo prolongado, saltar ou contrair isometricamente o quadríceps. Os participantes foram selecionados para o grupo controle caso não apresentassem história de dor ou lesão no joelho. O critério de exclusão para todos os grupo foram (1) história de cirurgia prévia no joelho, (2) história de dor ou lesão na coluna, quadril ou joelho, (3) instabilidade patelar, (4) sinais e sintomas de lesão meniscal no joelho, e (5) qualquer condição neurológica que pudesse afetar o movimento. Previamente a coleta de dados, todos os participantes assinaram um termo de consentimento escrito e o protocolo experimental foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar) (ANEXO VI).

Previamente ao teste, todos os participantes completaram um aquecimento de 5 minutos na esteira ergométrica a uma velocidade de 4,5 km/h. Os sinais eletromiográficos (EMG) dos músculos do tronco foram coletados a 2000 Hz utilizando os eletrodos de superfície DE-3.1 (Delsys Inc., Boston, MA) e amplificados pelo sistema de 8-canais Bagnoli™ (Delsys Inc., Boston, MA). Antes do posicionamento dos eletrodos, a pele foi tricotomizada e limpa com álcool. Para o músculo iliocostal, o

eletrodo foi posicionado 1 dedo medial a uma linha formada entre a espinha ilíaca pósterio-superior e o ponto mais inferior da costela, ao nível de L2 (Hermens *et al.*, 1999). Para o músculo oblíquo abdominal externo, o eletrodo foi posicionado a meia distância entre a espinha ilíaca ântero-superior e a caixa costal (Ekstrom *et al.*, 2007).

Os dados EMG obtidos durante o agachamento unipodal foram normalizados pela contração isométrica voluntária máxima (CIVM). Os participantes realizaram uma repetição antes da coleta, seguida de 3 CIVMs de 5 segundos para cada músculo, e descansaram 30 segundos entre as repetições (Bolgla *et al.*, 2010). O dinamômetro manual (Lafayette Instruments, Lafayette, IN) foi utilizado simultaneamente para mensurar a força de extensão do tronco (**FIGURA 1A**) e de flexão com rotação de tronco (**FIGURA 1B**) geradas durante cada CIVM (Bolgla *et al.*, 2010). Os participantes deveriam realizar três repetições com variabilidade inferior a 10%; caso contrário, outra repetição seria realizada (Bolgla *et al.*, 2010). Para o músculo iliocostal, (**FIGURA 1A**), os participantes foram posicionados em prono com suas mãos entrelaçadas atrás do pescoço (Muller *et al.*, 2010). O dinamômetro manual foi posicionado entre as escápulas, sob uma faixa de nylon posicionada ao redor da mesa de avaliação, a qual resistia a extensão do tronco. Uma segunda faixa de nylon ajustável, posicionada firmemente na porção distal das coxas e ao redor da mesa, foi utilizada para estabilizar o participante na mesa de avaliação. Para o músculo oblíquo externo abdominal (**FIGURA 1B**), o participante realizou um enrolamento oblíquo do tronco, tentando mover o ombro na direção do joelho oposto (Ekstrom *et al.*, 2007). O dinamômetro manual foi posicionado sobre o esterno, sob uma faixa de nylon posicionada ao redor do tronco superior e a mesa de avaliação, a qual foi utilizada para resistir a flexão com rotação do tronco. Uma segunda faixa de nylon ajustável foi posicionada sobre as coxas distalmente e firmemente posicionadas ao redor da mesa.

Para o teste de ponte lateral (**FIGURA 1C**), os participantes foram posicionados em decúbito lateral com as pernas estendidas. O pé superior foi posicionado a frente do pé inferior para proporcionar apoio. Os participantes foram instruídos a elevarem o quadril da mesa de avaliação, mantendo uma linha reta de todo o corpo, apoiando-se sobre um cotovelo e seus pés. O braço não-envolvido estava cruzado sobre o tórax com sua mão posicionada sobre o ombro oposto (McGill *et al.*, 1999). O dinamômetro manual foi posicionado sobre a crista ilíaca, sob a faixa de nylon posicionada ao redor da pelve e da mesa de avaliação. Forte encorajamento verbal foi dado durante todos os testes de CIVM. A ordem dos testes foi randomizada.



**FIGURA 1** - (A) Posição do teste de força isométrica de extensão do tronco. (B) Posição do teste de força isométrica de flexão com rotação do tronco. (C) Posição do teste de ponte lateral.

Para os testes de força isométrica de extensão, flexão com rotação de tronco e de ponte lateral, a média das medidas de força obtidas durante 3 repetições foi utilizada para análise. Todos os dados de força foram registrados em kg e foram normalizados pela massa corporal (Ireland *et al.*, 2003). Os coeficientes de correlação intraclass [CCI (3,1)] e os erros padrão da medida (EPM) para as medidas de força foram 0,78 (4,7 % MC) para extensão do tronco, 0,82 (6,8 % MC) para flexão com rotação do tronco e 0,80 (8,9 % MC) para o teste da ponte lateral.

Os sinais brutos de EMG foram filtrados com filtro passa-banda de 35–500 Hz, e um filtro notch de 60-Hz foi aplicado. Os dados foram retificados por onda completa e um algoritmo suavizante com janela móvel de 75-ms foi utilizada para gerar o envelope linear (Souza e Powers, 2009a), com a amplitude máxima durante as CIVMs, representando 100% de atividade (Bolglia *et al.*, 2010). Os dados cinemáticos e EMG foram reduzidos utilizando o software Matlab (The MathWorks, Natick, MA). A média de três repetições foi utilizada para análise estatística das variáveis cinemáticas e EMG.

A cinemática tridimensional do tronco, quadril e joelho foi quantificada utilizando o hardware Flock of Birds® (miniBird®) (Ascension Technology Corporation, Burlington, VT) integrado ao software Motion Monitor™ (Innovative Sports Training, Inc., Chicago, IL). Os sensores eletromagnéticos foram posicionados sobre o esterno, sacro, face distal lateral das coxas e no aspecto ântero-medial proximal da tíbia. Os dados cinemáticos foram coletados a 90 Hz.

Previamente a coleta de dados, os maléolos e os epicôndilos femorais medial e lateral foram digitalizados para determinar o centro articular do tornozelo e do joelho, respectivamente. O centro articular do quadril foi estimado utilizando o método funcional (Leardini *et al.*, 1999). Após o processo de digitalização, foi obtida uma coleta estática para determinar o sistema de coordenada anatômica do membro inferior.

O ângulo do tronco foi determinado pelos sensores do esterno, sacro e os respectivos centros articulares do quadril. Os participantes foram instruídos a agacharem a um ângulo de flexão do joelho maior que 60° a uma frequência 15 agachamentos/minuto (Willson e Davis, 2008a) monitorado pelo metrônomo. Foram obtidas três repetições. Foi dado um minuto de intervalo entre as repetições.

Os dados cinemáticos foram filtrados a 6 Hz usando uma filtro passa-baixa Butterworth de quarta ordem, sem atraso de fase (Grood e Suntay, 1983; Willson e Davis, 2008a). Os ângulos de Euler foram calculados utilizando as definições do sistema de coordenada articular recomendadas pela Sociedade Internacional de Biomecânica (Grood e Suntay, 1983; Wu *et al.*, 2002). As variáveis cinemáticas de interesse consistiram do pico de inclinação ipsilateral do tronco, pico de adução do quadril e pico de abdução do joelho durante o agachamento unipodal. Foram utilizados os dados da média de três repetições. Os CCIs (3,1) e os EPMs para as medidas cinemáticas foram 0,93 (0,07°) para inclinação ipsilateral do tronco, 0,92 (1,83°) para abdução do quadril, e 0,92 (1,81°) para abdução do joelho.

Todas as análises estatísticas foram realizadas utilizando o software SPSS (versão 19, SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Os dados foram analisados em relação a normalidade da distribuição dos dados usando o teste Shapiro-Wilk W. Testes t independentes foram usados para testar as diferenças cinemáticas, EMG e de força entre os grupos. A correlação produto-momento de Pearson foi utilizada para examinar as relações entre cada variável dependente (pico de adução do quadril e abdução do joelho) e as variáveis independentes (pico de inclinação ipsilateral do tronco, força isométrica de extensão do tronco, força isométrica de flexão com rotação do tronco, teste da ponte lateral, EMG do iliocostal e EMG do oblíquo abdominal externo). O nível de alfa foi de 0,05.

### 3. RESULTADOS

As comparações para todas as variáveis estão apresentadas na **TABELA 1**. O pico de inclinação ipsilateral do tronco, adução do quadril e abdução do joelho foram maiores no grupo com DPF quando comparado ao grupo controle ( $P = 0,02 - 0,04$ ). O grupo DPF apresentou menor força isométrica de extensão, flexão com rotação do tronco e para o teste da ponte lateral comparado ao grupo controle ( $P = < 0,001 - 0,014$ ). Não houve diferença entre os grupos na ativação muscular do ilicocostal e do oblíquo externo durante o agachamento unipodal. Os coeficientes de correlação de Pearson entre as variáveis cinemáticas, eletromiográficas e de forças estão apresentadas na **TABELA 2**. O pico de inclinação ipsilateral do tronco correlacionou negativamente com o pico de adução do quadril e positivamente com a abdução do joelho somente no grupo controle. Além disso, os valores do teste da ponte lateral correlacionaram negativamente com os valores do pico de abdução do joelho durante o agachamento unipodal no grupo controle. Nenhuma correlação significativa foi encontrada no grupo DPF.

**TABELA 1** - Comparação das variáveis cinemáticas, eletromiográficas e de força entre grupos.

	Grupo DPF	Grupo controle	Valor de <i>p</i>	Effect size
	Média (DP)	Média (DP)		
Pico de inclinação ipsilateral do tronco (°)	9,8 (5,2)	6,9 (4,4)	0,02 <sup>a</sup>	0,61
Pico de adução do quadril (°)	24,0 (6,5)	19,2 (6,0)	0,04 <sup>a</sup>	0,78
Pico de abdução do joelho (°)	10,5 (6,4)	6,8 (5,3)	0,03 <sup>a</sup>	0,58
Força de extensão do tronco (%MC)	22,4 (6,8)	27,2 (7,9)	0,014 <sup>a</sup>	0,66
Força de flexão com rotação do tronco (%MC)	17,7 (8,9)	36,5 (13,2)	<0,001 <sup>a</sup>	1,69
Teste da ponte lateral (% MC)	31,0 (14,4)	42,0 (15,9)	0,007 <sup>a</sup>	0,74
EMG Iliocostal (% CIVM)	15,3 (10,3)	25,3 (19,5)	0,89	0,45
EMG Oblíquo externo (% CIVM)	15,5 (13,5)	15,0 (11,6)	0,90	0,03

CIVM = contração isométrica voluntária máxima, EMG = eletromiografia e MC = massa corporal.

<sup>a</sup> Diferença significativa,  $P < 0,05$ .

**TABELA 2** - Coeficientes de correlação de Pearson (r) entre as variáveis cinemáticas, eletromiográficas e de força nos grupos com DPF e controle.

Variáveis independentes	Grupos	Pico de adução do quadril (°)	Pico de abdução do joelho (°)
Pico de inclinação ipsilateral do tronco (°)	PFP	0,15	-0,18
	Controle	-0,66 <sup>a</sup>	0,49 <sup>a</sup>
Força de extensão do tronco (%MC)	PFP	-0,19	0,22
	Controle	-0,11	-0,14
Força de flexão com rotação do tronco (%MC)	PFP	-0,10	-0,32
	Controle	-0,71	0,24
Teste da ponte lateral (% MC)	PFP	-0,10	-0,35
	Controle	-0,34	-0,50 <sup>a</sup>
EMG Iliocostal (% CIVM)	PFP	0,27	-0,08
	Controle	0,09	0,05
EMG Oblíquo externo (% CIVM)	PFP	0,22	0,10
	Controle	0,08	0,24

CIVM = contração isométrica voluntária máxima, EMG = eletromiografia e MC = massa corporal.

<sup>a</sup>Diferença significativa,  $P < 0,01$ .



#### 4. DISCUSSÃO

Consistente com a hipótese proposta, os participantes com DPF apresentaram maior inclinação ipsilateral do tronco, adução do quadril e abdução do joelho acompanhadas de menor força muscular do tronco comparados aos participantes controles. Contudo, nenhuma diferença na ativação muscular do tronco foi encontrada entre os grupos. Além disso, associações significativas entre a cinemática do tronco, força lateral do tronco e cinemática do quadril e joelho foram encontradas somente no grupo controle. Assim, pode ser importante identificar e tratar essas diferenças entre os participantes com DPF e controles durante a avaliação e o tratamento de pacientes com DPF.

Apesar de ter sido sugerido que a inclinação ipsilateral do tronco poderia agir como um mecanismo compensatório para a fraqueza dos abdutores do quadril para diminuir a adução do quadril pela elevação da pelve contralateral, (Dierks *et al.*, 2008; Souza e Powers, 2009a) os participantes com DPF realizaram maior inclinação ipsilateral do tronco acompanhada de maior adução do quadril comparado aos participantes controles, o que corrobora com os resultados de estudos prévios (Nakagawa *et al.*, 2012b; Noehren *et al.*, 2012). Adicionalmente, a inclinação ipsilateral do tronco poderia aumentar o momento de abdução do joelho ao mover a força de reação ao solo lateralmente em relação a articulação do joelho (Hewett *et al.*, 2009; Hunt *et al.*, 2008). O grupo com DPF demonstrou maior inclinação ipsilateral do tronco e abdução do joelho no presente estudo. A excessiva adução do quadril e abdução do joelho poderia aumentar o ângulo dinâmico do quadríceps e as forças laterais que agem sobre a patela e conseqüentemente produzir efeitos deletérios na articulação patelofemoral (Powers, 2003; Powers, 2010).

Os resultados do presente estudo estão de acordo com estudos prévios que relataram menor força isométrica de flexão lateral do tronco avaliada pelo teste da ponte lateral no grupo com DPF comparado ao grupo controle (Cowan *et al.*, 2009; Willson e Davis, 2009). O teste da ponte lateral também foi relatado por McGill *et al.* (1999) como uma medida de estabilidade do *core* lateral. A estabilidade do *core* é um produto do controle motor e da capacidade muscular do complexo lombo-pelve-quadril (Leetun *et al.*, 2004). A fraqueza do tronco e quadril podem reduzir a capacidade de estabilizar o tronco e o quadril durante as atividades funcionais e atléticas. Como resultado, os participantes com DPF poderiam estar predispostos ao movimento excessivo do tronco e quadril no plano frontal. Além disso, os participantes com DPF demonstraram menor capacidade de gerar força de extensão e flexão com rotação do tronco comparados aos participantes controles. Assim, o grupo DPF pode estar mais vulnerável às grandes forças externas nos planos sagital, frontal e transversal submetidas ao tronco durante as atividades funcionais e esportivas.

Não houve diferença na ativação dos músculos iliocostal e oblíquo abdominal externo durante o agachamento unipodal nos participantes com DPF comparados aos participantes controles. Esta observação combinada com os achados de menor força muscular do tronco e de maior inclinação ipsilateral do tronco durante o agachamento unipodal sugerem que os participantes com DPF não foram capazes de compensar a fraqueza dos músculos do tronco pelo aumento da co-ativação dos músculos iliocostal e oblíquo abdominal externo num esforço para controlar a excursão excessiva do tronco no plano frontal. Estudos futuros deveriam investigar outros fatores neuromusculares, como o tempo de início de ativação, que poderiam influenciar o controle do tronco nos pacientes com DPF.

O achado de correlação negativa significativa entre a inclinação ipsilateral do

tronco e a adução do quadril no grupo controle pode ser explicada pela elevação da pelve do lado oposto, a qual pode ter ocorrido secundária a inclinação ipsilateral do tronco, e conseqüentemente reduzido a adução do quadril durante o agachamento unipodal (Dierks *et al.*, 2008; Souza e Powers, 2009a). Investigações anteriores demonstraram que o aumento da inclinação ipsilateral do tronco foi acompanhada de diminuição dos momentos adutores do quadril durante a marcha em adultos saudáveis (Mundermann *et al.*, 2008). O pico de inclinação ipsilateral do tronco foi positivamente associado com a abdução do joelho nos participantes controles. Foi hipotetizado que devido ao tronco compreender mais da metade da massa corporal, a inclinação ipsilateral do tronco poderia mover a força de reação ao solo mais lateral ao joelho e aumentar a carga de abdução do joelho (Hewett *et al.*, 2009). Foi relatado que a inclinação ipsilateral do tronco pode aumentar o momento valgo da articulação do joelho (Hunt *et al.*, 2008; Mundermann *et al.*, 2008). Por último, a importância da estabilidade do *core* lateral, mensurada pelo teste da ponte lateral, foi ressaltada pelos resultados do presente estudo, pois a menor força lateral do tronco e quadril foi associada ao maior pico de abdução do joelho durante o agachamento unipodal.

Interessantemente, não foi encontrada correlação significativa entre as variáveis avaliadas no grupo com DPF. Em geral, este achado sugere que os participantes com DPF apresentaram padrão de movimento do tronco, quadril e joelho mais variável e distinto comparados aos participantes sem dor. Uma explicação para esse achado pode ser o fato de o acoplamento do movimento do tronco e da pelve ser regulado pela musculatura lateral do tronco (MacKinnon e Winter, 1993). Possivelmente, um subgrupo de participantes com DPF que demonstraram déficits maiores de força lateral do tronco e quadril foram incapazes de elevar a pelve contralateral enquanto inclinavam o tronco lateralmente para controlarem a excursão de adução do quadril durante o

agachamento unipodal. Além disso, alguns participantes com DPF podem ter realizado a queda pélvica contralateral isoladamente, como resultado da fraqueza dos abdutores do quadril, movendo o centro de massa mais medialmente em relação ao membro de apoio (Powers, 2010). O aumento da distância perpendicular entre a força de reação ao solo resultante e o centro articular do joelho pode ter aumentado o momento varo do joelho (Powers, 2010). Estes mecanismos podem explicar a falta de correlação entre a inclinação ipsilateral do tronco, adução do quadril e abdução do joelho no grupo com DPF.

O presente estudo foi de natureza transversal; portanto, não foi possível estabelecer relação causal entre as variáveis de tronco, quadril e joelho avaliadas neste estudo. Estudos longitudinais são necessários para obter conclusões definitivas. Entretanto, é importante notar que estudos prévios do tratamento conservador da DPF demonstraram resultados positivos com o fortalecimento da musculatura do quadril e tronco (Mascal *et al.*, 2003; Nakagawa *et al.*, 2008). Além disso, neste estudo, só foi avaliada a ativação muscular dos flexores laterais superficiais do tronco. Estudos futuros avaliando o músculo quadrado lombar utilizando técnica eletromiográfica invasiva podem fornecer mais informação em relação ao controle motor dos flexores laterais do tronco.

## **5. CONCLUSÃO**

Comparados ao grupo controle, os participantes com DPF demonstraram maior inclinação ipsilateral do tronco, adução do quadril e abdução do joelho durante o agachamento unipodal. As alterações cinemáticas no grupo DPF foram acompanhadas de menor força isométrica do tronco; entretanto, não houve diferença na ativação

muscular do tronco entre os grupos. Maior inclinação ipsilateral do tronco foi associada a menor adução do quadril e maior abdução do joelho no grupo controle. Além disso, maior força lateral do tronco foi associada a menor abdução do joelho nos participantes sem dor. Nenhuma relação entre a cinemática, força e ativação muscular e a cinemática do quadril e joelho foi encontrada no grupo DPF, sugerindo que os participantes com DPF apresentam padrão de movimento distinto comparados ao grupo controle.

## CONSIDERAÇÕES FINAIS

---

Baseado nos estudos apresentados na presente tese podemos considerar que:

- O sistema de rastreamento eletromagnético apresenta excelente confiabilidade intrasessão e intersessão para avaliar a cinemática do tronco, pelve, quadril e joelho durante o agachamento unipodal e a descida de degrau.
- Homens e mulheres com a DPF apresentam alterações cinemáticas no tronco, pelve, quadril e joelho durante o agachamento unipodal quando comparados aos controles. Além disso, apresentam menor torque excêntrico de abdução e rotação lateral do quadril.
- Somente as mulheres com a DPF demonstram aumento da rotação medial do quadril e diminuição da ativação do glúteo médio durante o agachamento unipodal.
- Os indivíduos com a DPF demonstram maior abdução do joelho em todos os ângulos de flexão do joelho durante a descida e subida do degrau. Por outro lado, maior adução do quadril, queda pélvica contralateral e inclinação ipsilateral do tronco ocorrem a partir de 45° de flexão do joelho até o final da atividade quando comparados aos controles. A atividade do glúteo médio é menor somente a 60° de flexão do joelho, quando ocorre a maior excursão do tronco, pelve, quadril e joelho no plano frontal no grupo DPF quando comparado ao grupo controle.
- O aumento da adução do quadril, rotação medial do quadril e a abdução do joelho durante a descida do degrau está associada a maior dor e menor capacidade funcional em homens e mulheres com a DPF. O pico de rotação medial do quadril e a adução do quadril emergiram como preditores da dor e a função em indivíduos com DPF.

- Existem diferenças da cinemática e força muscular do tronco entre indivíduos com e sem DPF, porém a ativação muscular do tronco durante o agachamento unipodal parece ser semelhante entre os grupos. Há associação entre a cinemática do tronco, quadril e joelho no plano frontal e da força lateral do tronco e da abdução do joelho somente nos indivíduos saudáveis.

As diferenças sexo-específicas na cinemática e ativação muscular do quadril têm sido pouco estudadas na literatura, assim, merecem consideração em estudos futuros e durante a avaliação e o tratamento das mulheres com a DPF. Além disso, é recomendado que a cinemática do tronco, pelve, quadril e joelho no plano frontal e a ativação do glúteo médio sejam considerados em ângulos de flexão específicos do joelho ao tratar ou desenvolver protocolos de prevenção à DPF. Por fim, é importante desenvolver programas de intervenção com o objetivo de melhorar a cinemática do quadril e do joelho, já que esta influencia a sintomatologia dolorosa e a capacidade funcional nos indivíduos com a DPF.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

---

- Baldon Rde, M., Nakagawa, T.H., Muniz, T.B., Amorim, C.F., Maciel, C.D., Serrao, F.V., 2009. Eccentric hip muscle function in females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Athl Train.* 44, 490-6.
- Baquin, P., Brukner, P., 1997. Injuries presenting to an Australian sports medicine centre: a 12-month study. *Clin J Sport Med.* 7, 28-31.
- Barton, C.J., Levinger, P., Webster, K.E., Menz, H.B., 2011. Walking kinematics in individuals with patellofemoral pain syndrome: a case-control study. *Gait Posture.* 33, 286-91.
- Benoit, D.L., Ramsey, D.K., Lamontagne, M., Xu, L., Wretenberg, P., Renstrom, P., 2006. Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motions measured in vivo. *Gait Posture.* 24, 152-64.
- Besier, T.F., Gold, G.E., Delp, S.L., Fredericson, M., Beaupre, G.S., 2008. The influence of femoral internal and external rotation on cartilage stresses within the patellofemoral joint. *J Orthop Res.* 26, 1627-35.
- Blackburn, J.T., Padua, D.A., 2008. Influence of trunk flexion on hip and knee joint kinematics during a controlled drop landing. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 23, 313-9.
- Bolgia, L.A., Malone, T.R., Umberger, B.R., Uhl, T.L., 2008. Hip strength and hip and knee kinematics during stair descent in females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 38, 12-8.
- Bolgia, L.A., Malone, T.R., Umberger, B.R., Uhl, T.L., 2010. Reliability of electromyographic methods used for assessing hip and knee neuromuscular



- activity in females diagnosed with patellofemoral pain syndrome. *J Electromyogr Kinesiol.* 20, 142-7.
- Boling, M., Padua, D., Marshall, S., Guskiewicz, K., Pyne, S., Beutler, A., 2010. Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. *Scand J Med Sci Sports.* 20, 725-30.
- Boling, M.C., Padua, D.A., Creighton, A.R., 2009a. Concentric and eccentric torque of the hip musculature in individuals with and without patellofemoral pain. *J Athl Train.* 44, 7-13.
- Boling, M.C., Padua, D.A., Marshall, S.W., Guskiewicz, K., Pyne, S., Beutler, A., 2009b. 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.* 37, 2108-16.
- Brechter, J.H., Powers, C.M., 2002. Patellofemoral joint stress during stair ascent and descent in persons with and without patellofemoral pain. *Gait Posture.* 16, 115-23.
- Brindle, T.J., Mattacola, C., McCrory, J., 2003. Electromyographic changes in the gluteus medius during stair ascent and descent in subjects with anterior knee pain. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 11, 244-51.
- Cichanowski, H.R., Schmitt, J.S., Johnson, R.J., Niemuth, P.E., 2007. Hip strength in collegiate female athletes with patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc.* 39, 1227-32.
- Cowan, S.M., Crossley, K.M., Bennell, K.L., 2009. Altered hip and trunk muscle function in individuals with patellofemoral pain. *Br J Sports Med.* 43, 584-8.

- Craig, C.L., Marshall, A.L., Sjostrom, M., Bauman, A.E., Booth, M.L., Ainsworth, B.E., et al., 2003. International physical activity questionnaire: 12-country reliability and validity. *Med Sci Sports Exerc.* 35, 1381-95.
- Crossley, K.M., Bennell, K.L., Cowan, S.M., Green, S., 2004. Analysis of outcome measures for persons with patellofemoral pain: which are reliable and valid? *Arch Phys Med Rehabil.* 85, 815-22.
- Crossley, K.M., Zhang, W.J., Schache, A.G., Bryant, A., Cowan, S.M., 2011. Performance on the single-leg squat task indicates hip abductor muscle function. *Am J Sports Med.* 39, 866-73.
- Davis, I.S., Powers, C.M., 2010. 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.* 40, A1-16.
- Devereaux, M.D., Lachmann, S.M., 1984. Patello-femoral arthralgia in athletes attending a Sports Injury Clinic. *Br J Sports Med.* 18, 18-21.
- Dierks, T.A., Manal, K.T., Hamill, J., Davis, I.S., 2008. Proximal and distal influences on hip and knee kinematics in runners with patellofemoral pain during a prolonged run. *J Orthop Sports Phys Ther.* 38, 448-56.
- Dierks, T.A., Manal, K.T., Hamill, J., Davis, I., 2011. Lower extremity kinematics in runners with patellofemoral pain during a prolonged run. *Med Sci Sports Exerc.* 43, 693-700.
- Dolak, K.L., Silkman, C., Medina McKeon, J., Hosey, R.G., Lattermann, C., Uhl, T.L., 2011. Hip strengthening prior to functional exercises reduces pain sooner than quadriceps strengthening in females with patellofemoral pain syndrome: a randomized clinical trial. *J Orthop Sports Phys Ther.* 41, 560-70.

- Dwyer, M.K., Boudreau, S.N., Mattacola, C.G., Uhl, T.L., Lattermann, C., 2010. Comparison of lower extremity kinematics and hip muscle activation during rehabilitation tasks between sexes. *J Athl Train.* 45, 181-90.
- Eliasziw, M., Young, S.L., Woodbury, M.G., Fryday-Field, K., 1994. Statistical methodology for the concurrent assessment of interrater and intrarater reliability: using goniometric measurements as an example. *Phys Ther.* 74, 777-88.
- Escamilla, R.F., Zheng, N., Macleod, T.D., Edwards, W.B., Imamura, R., Hreljac, A., et al., 2009. Patellofemoral joint force and stress during the wall squat and one-leg squat. *Med Sci Sports Exerc.* 41, 879-88.
- Escamilla, R.F., Macleod, T.D., Wilk, K.E., Paulos, L., Andrews, J.R., 2012. Anterior cruciate ligament strain and tensile forces for weight-bearing and non-weight-bearing exercises: a guide to exercise selection. *J Orthop Sports Phys Ther.* 42, 208-20.
- Ferber, R., Davis, I.M., Williams, D.S., 3rd, 2003. Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 18, 350-7.
- Fleiss, J., 1981. The measurement of interrater agreement: statistical methods for rates and proportions., Vol., John Wiley & Sons, New York.
- Fredericson, M., Cookingham, C.L., Chaudhari, A.M., Dowdell, B.C., Oestreicher, N., Sahrmann, S.A., 2000. Hip abductor weakness in distance runners with iliotibial band syndrome. *Clin J Sport Med.* 10, 169-75.
- Fukuda, T.Y., Rossetto, F.M., Magalhaes, E., Bryk, F.F., Lucareli, P.R., de Almeida Aparecida Carvalho, N., 2010. Short-term effects of hip abductors and lateral rotators strengthening in females with patellofemoral pain syndrome: a randomized controlled clinical trial. *J Orthop Sports Phys Ther.* 40, 736-42.

- Grood, E.S., Suntay, W.J., 1983. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng.* 105, 136-44.
- Haley, S.M., Fragala-Pinkham, M.A., 2006. Interpreting change scores of tests and measures used in physical therapy. *Phys Ther.* 86, 735-43.
- Hanson, A.M., Padua, D.A., Troy Blackburn, J., Prentice, W.E., Hirth, C.J., 2008. Muscle activation during side-step cutting maneuvers in male and female soccer athletes. *J Athl Train.* 43, 133-43.
- Harriss, D.J., Atkinson, G., 2011. Update--Ethical standards in sport and exercise science research. *Int J Sports Med.* 32, 819-21.
- Harty, C.M., DuPont, C.E., Chmielewski, T.L., Mizner, R.L., 2011. Intertask comparison of frontal plane knee position and moment in female athletes during three distinct movement tasks. *Scand J Med Sci Sports.* 21, 98-105.
- Heiderscheit, B.C., 2010. Lower extremity injuries: is it just about hip strength? *J Orthop Sports Phys Ther.* 40, 39-41.
- Hermens, F.B., Merletti R, et al., 1999. SENIAM 8: European recommendations for surface electromyography., Vol., Roessingh Research and Development, Netherlands.
- Hewett, T.E., Myer, G.D., Ford, K.R., Heidt, R.S., Jr., Colosimo, A.J., McLean, S.G., et al., 2005. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *Am J Sports Med.* 33, 492-501.
- Hewett, T.E., Torg, J.S., Boden, B.P., 2009. Video analysis of trunk and knee motion during non-contact anterior cruciate ligament injury in female athletes: lateral

- trunk and knee abduction motion are combined components of the injury mechanism. *Br J Sports Med.* 43, 417-22.
- Hewett, T.E., Myer, G.D., 2011. The mechanistic connection between the trunk, hip, knee, and anterior cruciate ligament injury. *Exerc Sport Sci Rev.* 39, 161-6.
- Huberti, H.H., Hayes, W.C., 1984. Patellofemoral contact pressures. The influence of q-angle and tendofemoral contact. *J Bone Joint Surg Am.* 66, 715-24.
- Hunt, M.A., Birmingham, T.B., Bryant, D., Jones, I., Giffin, J.R., Jenkyn, T.R., et al., 2008. Lateral trunk lean explains variation in dynamic knee joint load in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage.* 16, 591-9.
- Hunt, M.A., Wrigley, T.V., Hinman, R.S., Bennell, K.L., 2010. Individuals with severe knee osteoarthritis (OA) exhibit altered proximal walking mechanics compared with individuals with less severe OA and those without knee pain. *Arthritis Care Res (Hoboken).* 62, 1426-32.
- Ireland, M.L., Willson, J.D., Ballantyne, B.T., Davis, I.M., 2003. Hip strength in females with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 33, 671-6.
- Jacobs, C.A., Uhl, T.L., Mattacola, C.G., Shapiro, R., Rayens, W.S., 2007. Hip abductor function and lower extremity landing kinematics: sex differences. *J Athl Train.* 42, 76-83.
- Kernozek, T.W., Torry, M.R., H, V.A.N.H., Cowley, H., Tanner, S., 2005. Gender differences in frontal and sagittal plane biomechanics during drop landings. *Med Sci Sports Exerc.* 37, 1003-12; discussion 1013.
- Khayambashi, K., Mohammadkhani, Z., Ghaznavi, K., Lyle, M.A., Powers, C.M., 2011. The Effects of Isolated Hip Abductor and External Rotator Muscle

- Strengthening on Pain, Health Status, and Hip Strength in Females With Patellofemoral Pain. *J Orthop Sports Phys Ther.*
- Kujala, U.M., Jaakkola, L.H., Koskinen, S.K., Taimela, S., Hurme, M., Nelimarkka, O., 1993. Scoring of patellofemoral disorders. *Arthroscopy.* 9, 159-63.
- Kulas, A.S., Hortobagyi, T., DeVita, P., 2012. Trunk position modulates anterior cruciate ligament forces and strains during a single-leg squat. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 27, 16-21.
- Leardini, A., Cappozzo, A., Catani, F., Toksvig-Larsen, S., Petitto, A., Sforza, V., et al., 1999. Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location. *J Biomech.* 32, 99-103.
- Lee, T.Q., Anzel, S.H., Bennett, K.A., Pang, D., Kim, W.C., 1994. The influence of fixed rotational deformities of the femur on the patellofemoral contact pressures in human cadaver knees. *Clin Orthop Relat Res.* 69-74.
- Lee, T.Q., Morris, G., Csintalan, R.P., 2003. The influence of tibial and femoral rotation on patellofemoral contact area and pressure. *J Orthop Sports Phys Ther.* 33, 686-93.
- Leetun, D.T., Ireland, M.L., Willson, J.D., Ballantyne, B.T., Davis, I.M., 2004. Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Med Sci Sports Exerc.* 36, 926-34.
- Long-Rossi, F., Salsich, G.B., 2010. Pain and hip lateral rotator muscle strength contribute to functional status in females with patellofemoral pain. *Physiother Res Int.* 15, 57-64.
- Magalhães, E., Fukuda, T.Y., Sacramento, S.N., Forgas, A., Cohen, M., Abdalla, R.J., 2010. A comparison of hip strength between sedentary females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 40, 641-7.

- Mascal, C.L., Landel, R., Powers, C., 2003. Management of patellofemoral pain targeting hip, pelvis, and trunk muscle function: 2 case reports. *J Orthop Sports Phys Ther.* 33, 647-60.
- McKenzie, K., Galea, V., Wessel, J., Pierrynowski, M., 2010. Lower extremity kinematics of females with patellofemoral pain syndrome while stair stepping. *J Orthop Sports Phys Ther.* 40, 625-32.
- Mills, P.M., Morrison, S., Lloyd, D.G., Barrett, R.S., 2007. Repeatability of 3D gait kinematics obtained from an electromagnetic tracking system during treadmill locomotion. *J Biomech.* 40, 1504-11.
- Milne, A.D., Chess, D.G., Johnson, J.A., King, G.J., 1996. Accuracy of an electromagnetic tracking device: a study of the optimal range and metal interference. *J Biomech.* 29, 791-3.
- Mundermann, A., Asay, J.L., Mundermann, L., Andriacchi, T.P., 2008. Implications of increased medio-lateral trunk sway for ambulatory mechanics. *J Biomech.* 41, 165-70.
- Myer, G.D., Ford, K.R., Barber Foss, K.D., Goodman, A., Ceasar, A., Rauh, M.J., et al., 2010. The incidence and potential pathomechanics of patellofemoral pain in female athletes. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 25, 700-7.
- Nakagawa, T.H., Muniz, T.B., Baldon Rde, M., Dias Maciel, C., de Menezes Reiff, R.B., Serrao, F.V., 2008. The effect of additional strengthening of hip abductor and lateral rotator muscles in patellofemoral pain syndrome: a randomized controlled pilot study. *Clin Rehabil.* 22, 1051-60.
- Nakagawa, T.H., Baldon Rde, M., Muniz, T.B., Serrao, F.V., 2011a. Relationship among eccentric hip and knee torques, symptom severity and functional capacity in females with patellofemoral pain syndrome. *Phys Ther Sport.* 12, 133-9.

- Nakagawa, T.H., Muniz, T.B., Baldon, R.M., Maciel, C.D., Amorim, C.F., Serrao, F.V., 2011b. Electromyographic preactivation pattern of the gluteus medius during weight-bearing functional tasks in women with and without anterior knee pain. *Rev Bras Fisioter.* 15, 59-65.
- Nakagawa, T.H., Moriya, E.T., Maciel, C.D., Serrao, F.V., 2012. Trunk, Pelvis, Hip, and Knee Kinematics, Hip Strength, and Gluteal Muscle Activation During a Single Leg Squat in Males and Females With and Without Patellofemoral Pain Syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 42, 491-501.
- Nguyen, A.D., Shultz, S.J., Schmitz, R.J., Luecht, R.M., Perrin, D.H., 2011. A preliminary multifactorial approach describing the relationships among lower extremity alignment, hip muscle activation, and lower extremity joint excursion. *J Athl Train.* 46, 246-56.
- Noehren, B., Scholz, J., Davis, I., 2011. The effect of real-time gait retraining on hip kinematics, pain and function in subjects with patellofemoral pain syndrome. *Br J Sports Med.* 45, 691-6.
- Noehren, B., Pohl, M.B., Sanchez, Z., Cunningham, T., Lattermann, C., 2012. Proximal and distal kinematics in female runners with patellofemoral pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 27, 366-71.
- Norcross, M.F., Blackburn, J.T., Goerger, B.M., 2010. Reliability and interpretation of single leg stance and maximum voluntary isometric contraction methods of electromyography normalization. *J Electromyogr Kinesiol.* 20, 420-5.
- Olson, T.J., Chebny, C., Willson, J.D., Kernozek, T.W., Straker, J.S., 2011. Comparison of 2D and 3D kinematic changes during a single leg step down following neuromuscular training. *Phys Ther Sport.* 12, 93-9.



- Ott, B., Cosby, N.L., Grindstaff, T.L., Hart, J.M., 2011. Hip and knee muscle function following aerobic exercise in individuals with patellofemoral pain syndrome. *J Electromyogr Kinesiol.* 21, 631-7.
- Pardini, R.M.S., Araújo T, Matsudo VKR, Andrade E, Braggion G., 2001. Validação do questionário internacional de nível de atividade física (IPAQ versão 6): estudo-piloto em adultos jovens brasileiros. *Rev Bras Ciên e Mov.* 9, 45-51.
- Piva, S.R., Fitzgerald, K., Irrgang, J.J., Jones, S., Hando, B.R., Browder, D.A., et al., 2006. Reliability of measures of impairments associated with patellofemoral pain syndrome. *BMC Musculoskelet Disord.* 7, 33.
- Piva, S.R., Fitzgerald, G.K., Irrgang, J.J., Fritz, J.M., Wisniewski, S., McGinty, G.T., et al., 2009. Associates of physical function and pain in patients with patellofemoral pain syndrome. *Arch Phys Med Rehabil.* 90, 285-95.
- Pollard, C.D., Sigward, S.M., Powers, C.M., 2007. Gender differences in hip joint kinematics and kinetics during side-step cutting maneuver. *Clin J Sport Med.* 17, 38-42.
- Powers, C.M., 2003. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 33, 639-46.
- Powers, C.M., Ward, S.R., Fredericson, M., Guillet, M., Shellock, F.G., 2003. Patellofemoral kinematics during weight-bearing and non-weight-bearing knee extension in persons with lateral subluxation of the patella: a preliminary study. *J Orthop Sports Phys Ther.* 33, 677-85.
- Powers, C.M., 2010. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 40, 42-51.

- Prins, M.R., van der Wurff, P., 2009. Females with patellofemoral pain syndrome have weak hip muscles: a systematic review. *Aust J Physiother.* 55, 9-15.
- Russell, K.A., Palmieri, R.M., Zinder, S.M., Ingersoll, C.D., 2006. Sex differences in valgus knee angle during a single-leg drop jump. *J Athl Train.* 41, 166-71.
- Saad, M.C., Felicio, L.R., Masullo Cde, L., Liporaci, R.F., Bevilaqua-Grossi, D., 2011. Analysis of the center of pressure displacement, ground reaction force and muscular activity during step exercises. *J Electromyogr Kinesiol.* 21, 712-8.
- Salsich, G.B., Perman, W.H., 2007. Patellofemoral joint contact area is influenced by tibiofemoral rotation alignment in individuals who have patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 37, 521-8.
- Salsich, G.B., Long-Rossi, F., 2010. Do females with patellofemoral pain have abnormal hip and knee kinematics during gait? *Physiother Theory Pract.* 26, 150-9.
- Souza, R.B., Powers, C.M., 2009a. Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 39, 12-9.
- Souza, R.B., Powers, C.M., 2009b. Predictors of hip internal rotation during running: an evaluation of hip strength and femoral structure in women with and without patellofemoral pain. *Am J Sports Med.* 37, 579-87.
- Souza, R.B., Draper, C.E., Fredericson, M., Powers, C.M., 2010. Femur rotation and patellofemoral joint kinematics: a weight-bearing magnetic resonance imaging analysis. *J Orthop Sports Phys Ther.* 40, 277-85.
- Steinkamp, L.A., Dillingham, M.F., Markel, M.D., Hill, J.A., Kaufman, K.R., 1993. Biomechanical considerations in patellofemoral joint rehabilitation. *Am J Sports Med.* 21, 438-44.

- Taunton, J.E., Ryan, M.B., Clement, D.B., McKenzie, D.C., Lloyd-Smith, D.R., Zumbo, B.D., 2002. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Br J Sports Med.* 36, 95-101.
- Thijs, Y., Pattyn, E., Van Tiggelen, D., Rombaut, L., Witvrouw, E., 2011. Is hip muscle weakness a predisposing factor for patellofemoral pain in female novice runners? A prospective study. *Am J Sports Med.* 39, 1877-82.
- Watson, C.J., Propps, M., Ratner, J., Zeigler, D.L., Horton, P., Smith, S.S., 2005. Reliability and responsiveness of the lower extremity functional scale and the anterior knee pain scale in patients with anterior knee pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 35, 136-46.
- Weber, J.C., Lamb, D.R., 1970. *Statistics and research in physical education*, Vol., C. V. Mosby Co., Saint Louis.
- Wilken, J.M., Rodriguez, K.M., Brawner, M., Darter, B.J., 2011. Reliability and minimal detectable change values for gait kinematics and kinetics in healthy adults. *Gait Posture.*
- Willson, J.D., Ireland, M.L., Davis, I., 2006. Core strength and lower extremity alignment during single leg squats. *Med Sci Sports Exerc.* 38, 945-52.
- Willson, J.D., Binder-Macleod, S., Davis, I.S., 2008. Lower extremity jumping mechanics of female athletes with and without patellofemoral pain before and after exertion. *Am J Sports Med.* 36, 1587-96.
- Willson, J.D., Davis, I.S., 2008a. Lower extremity mechanics of females with and without patellofemoral pain across activities with progressively greater task demands. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 23, 203-11.
- Willson, J.D., Davis, I.S., 2008b. Utility of the frontal plane projection angle in females with patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 38, 606-15.

- Willson, J.D., Davis, I.S., 2009. Lower extremity strength and mechanics during jumping in women with patellofemoral pain. *J Sport Rehabil.* 18, 76-90.
- Willson, J.D., Kernozek, T.W., Arndt, R.L., Reznichak, D.A., Scott Straker, J., 2011. Gluteal muscle activation during running in females with and without patellofemoral pain syndrome. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 26, 735-40.
- Willy, R.W., Davis, I.S., 2011. The effect of a hip-strengthening program on mechanics during running and during a single-leg squat. *J Orthop Sports Phys Ther.* 41, 625-32.
- Witvrouw, E., Lysens, R., Bellemans, J., Cambier, D., Vanderstraeten, G., 2000. Intrinsic risk factors for the development of anterior knee pain in an athletic population. A two-year prospective study. *Am J Sports Med.* 28, 480-9.
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., et al., 2002. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. *J Biomech.* 35, 543-8.
- Zeller, B.L., McCrory, J.L., Kibler, W.B., Uhl, T.L., 2003. Differences in kinematics and electromyographic activity between men and women during the single-legged squat. *Am J Sports Med.* 31, 449-56.

# APÊNDICE I



## AVALIAÇÃO FÍSICA

Voluntário número: \_\_\_\_\_

Data de avaliação: \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_ Examinador: \_\_\_\_\_

- Nome: \_\_\_\_\_
- Data de Nascimento: \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_ Telefone: \_\_\_\_\_
- Idade: \_\_\_\_\_
- Peso: \_\_\_\_ kg
- Altura: \_\_\_\_\_ m
- IMC: \_\_\_\_\_ Kg/m<sup>2</sup>
- Atividade Física: ( ) não                      Modalidade: \_\_\_\_\_  
( ) sim    Frequência: \_\_\_\_\_

Tegner: \_\_\_\_\_

Dominância:            ( ) Esquerdo    ( ) Direito

- H.P./H.A: Questionar ao voluntário sobre possíveis lesões e/ou traumas envolvendo o sistema ósteo-mio-articular, recentes e/ou pregressas.

\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

- Faz uso de algum medicamento? ( ) não ( ) sim. Qual? \_\_\_\_\_

- História de lesão ou trauma na articulação do joelho: ( ) não ( ) sim  
Qual? \_\_\_\_\_

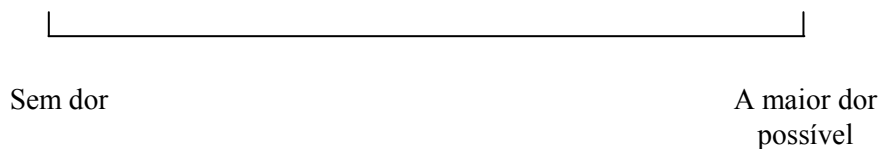
- Presença de dor na articulação do joelho ou em alguma parte de corpo?  
( ) não    ( ) sim                      Local: \_\_\_\_\_

- Presença de dor na articulação femoropatelar no último mês?  
 não     sim                      Difusa                       Localizada
  
- Dor femoropatelar:  bilateral                       unilateral                       D  E
  
- Presença de dor em atividades funcionais:  
 Agachamento por tempo prolongado     Permanecer muito tempo sentado  
 Subir ou descer escadas                       Contração isométrica do quadríceps  
 Ajoelhar-se     Praticar esporte  
 Correr

- Pior dor femoropatelar na última semana:



- Dor no dia de hoje:



**Avaliação Postural (Escoliose?):**

**VISTA ANTERIOR:**

**VISTA LATERAL:**

**VISTA POSTERIOR:****DECÚBITO DORSAL:**

## MEDIDA DE COMPRIMENTO DOS MEMBROS INFERIORES:

	Membro Inferior Direito	Membro Inferior Esquerdo
Medida Real (cm)		
Medida Aparente (cm)		

## MEDIDA PARA TORQUE:

	DIREITO	ESQUERDO
Crista íliaca-maléolo lateral		
Trocânter maior-côndilo lateral		
Côndilo lateral-maléolo lateral		

**JOELHO:**

## TESTES ESPECIAIS:

	JOELHO DIREITO	JOELHO ESQUERDO
GAVETA ANTERIOR	- rotação neutra: - rotação interna: - rotação externa:	- rotação neutra: - rotação interna: - rotação externa:
GAVETA POSTERIOR	- rotação neutra: - rotação interna:	- rotação neutra: - rotação interna:
LACHMAN		
MaCMURRAY		
SOBRESSALTO		



**PATELA:**

	PATELA DIREITA	PATELA ESQUERDA
	( ) normal ( ) hipermóvel ( ) hipomóvel	( ) normal ( ) hipermóvel ( ) hipomóvel
	( ) medializada ( ) lateralizada	( ) medializada ( ) lateralizada
PALPAÇÃO DAS FACETAS/BORDAS	( ) medial ( ) lateral ( ) superior ( ) inferior	( ) medial ( ) lateral ( ) superior ( ) inferior
APREENSÃO		
COMPRESSÃO (CLARCK)		
PRESENÇA DE DERRAME		
CREPITAÇÃO		

**PALPAÇÃO:**

	MEMBRO INFERIOR DIREITO	MEMBRO INFERIOR ESQUERDO
RETINÁCULO MEDIAL		
RETINÁCULO LATERAL		
TENDÃO PATELAR		
TENDÃO TRATOILITIBIAL		
TENDÃO PATA DE GANSO		

**PROVA DE RETRAÇÃO MUSCULAR: (Hoppenfield)**

	MEMBRO INFERIOR DIREITO	MEMBRO INFERIOR ESQUERDO
GASTROCNÊMIO		
ISQUIOTIBIAIS		
PROVA DE THOMAS	( ) Reto Femoral ( ) Iliopsoas	( ) Reto Femoral ( ) Iliopsoas
PROVA DE OBER		

- TESTE DE APPLEBY ( ) Direito ( ) Esquerdo

**SENTADO:**

	MEMBRO INFERIOR DIREITO	MEMBRO INFERIOR ESQUERDO
STRESS VALGO		
STRESS VARO		

## **APÊNDICE II**

## TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

1. Você está sendo convidado para participar da pesquisa: “CINEMÁTICA, TORQUE EXCÊNTRICO E ATIVAÇÃO MUSCULAR DO TRONCO, PELVE, QUADRIL E JOELHO EM INDIVÍDUOS COM E SEM A SÍNDROME DA DOR FEMOROPATELAR”.
2. O objetivo desse estudo é: comparar a cinemática (relacionada ao movimento) do tronco, pelve, quadril e joelho; o torque excêntrico (relacionada à força) de abdução e rotação lateral do quadril e a atividade eletromiográfica (relacionada à atividade muscular) dos músculos glúteo médio e glúteo máximo entre homens e mulheres com e sem a síndrome da dor femoropatelar (SDFP).
  1. Inicialmente você será submetido (a) a uma avaliação física segundo a ficha de avaliação específica desse trabalho, para sua inclusão ou não na amostra.
  2. Se selecionado (a), será submetido (a) a uma avaliação cinemática (filmagem em vídeo) do tronco e membro inferior durante o agachamento em uma perna. Também será submetido (a) a uma avaliação da atividade eletromiográfica (ativação muscular) dos músculos do quadril durante o agachamento com uma perna. Além disso, será submetido (a) a uma avaliação isocinética (força) dos músculos do quadril e do joelho em um dinamômetro isocinético Biodex Multi Joint-System II, pertencente ao Departamento de Fisioterapia da UFSCar.
  3. A coleta dos dados do estudo da avaliação cinemática, eletromiográfica e isocinética fornecerá maiores informações sobre a influência da síndrome da dor femoropatelar nos homens e nas mulheres. Estas novas informações auxiliarão na elaboração de outros novos estudos sobre o tema.
3. Os resultados dos testes serão disponibilizados para você, ao final do estudo.
4. Os dados obtidos neste trabalho serão mantidos em sigilo e não poderão ser consultados por outras pessoas sem a sua autorização por escrito. No entanto, poderão ser utilizados para fins científicos, desde que resguardada a sua privacidade.
5. Sua identidade será preservada em todas as situações que envolvam discussão, apresentação ou publicação dos resultados da pesquisa, a menos que haja uma manifestação da sua parte por escrito, autorizando tal procedimento.
6. Apesar da avaliação do estudo envolver número reduzido de repetições de atividade funcional (agachamento) e avaliação do torque (associado à força muscular), você pode sentir algum desconforto ou dor muscular e articular. Caso isso ocorra, avise o avaliador. No caso de ocorrer os riscos previstos e não-previstos e, caso seja necessário, os próprios pesquisadores se responsabilizam pelas condutas de primeiros socorros, bem como qualquer tipo de avaliação e/ou tratamento fisioterapêutico como resultado de dano físico.
7. Sua participação nesse estudo é estritamente voluntária. Você não receberá qualquer forma de remuneração pela sua participação no experimento, no entanto será incluído nos agradecimentos, quando da publicação futura desse trabalho. Os resultados obtidos a partir dele serão propriedades exclusivas dos pesquisadores, podendo ser divulgados de qualquer forma, a critério dos mesmos. Sua recusa em participar do procedimento não trará qualquer prejuízo em sua relação com o pesquisador ou com a instituição, estando livre para abandonar o experimento a qualquer momento em que julgar necessário.
8. Você receberá uma cópia deste termo onde consta o telefone e o endereço do pesquisador principal, podendo tirar suas dúvidas sobre o projeto e sua participação, agora ou a qualquer momento.

---

Pesquisador Principal: Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão  
Universidade Federal de São Carlos  
Departamento de Fisioterapia  
Via Washington Luiz, km 235  
CEP 13.565-905- São Carlos – SP – Brasil.  
Fone (16) 3351-8754  
Endereço eletrônico: fserrao@power.ufscar.br

---

Ft. MSc. Theresa Helissa Nakagawa  
Colaboradora do Projeto

---

Natalia Manicardi Mattar  
Aluna de Graduação em Fisioterapia  
Colaboradora do Projeto

---

Érika Tiemi Uehara Moriya  
Aluna de Graduação em Fisioterapia  
Colaboradora do Projeto

Declaro que entendi os objetivos, riscos e benefícios de minha participação na pesquisa e concordo em participar.

O pesquisador me informou que o projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da UFSCar que funciona na Pró- Reitoria de Pesquisa da Universidade Federal de São Carlos, localizada na Via Washington Luiz, Km 235- Caixa Postal 676 – CEP 13.565-905- São Carlos – SP – Brasil. Fone (16) 3351- 8110. Endereço eletrônico: cephumanos@power.ufscar.br .

São Carlos, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_.

---

Assinatura do Voluntário(a)

## **APÊNDICE III**



**ESCALA DE DOR ANTERIOR DO JOELHO**

**Data:** \_\_\_\_\_

**Nome:** \_\_\_\_\_

**Joelho:** ( ) Direito ( ) Esquerdo

Em cada questão, circule a alternativa (letra) que corresponda aos seus sintomas mais recentes.

**1. Claudicação**

- (a) Nenhuma (5)
- (b) Leve ou periódica (3)
- (c) Constante (0)

**2. Apoio**

- (a) Apoio completo sem dor (5)
- (b) Doloroso (3)
- (c) Apoio de peso impossível (0)

**3. Caminhada**

- (a) Sem limitações (5)
- (b) Mais de 2 Km (3)
- (c) 1-2 Km (2)
- (d) Incapaz (0)

**4. Escadas**

- (a) Nenhuma dificuldade (10)
- (b) Dor leve ao descer (8)
- (c) Dor para descer e subir (5)
- (d) Incapaz (0)

## **5. Agachamento**

- (a) Nenhuma dificuldade (5)
- (b) Repetição de agachamento doloroso (4)
- (c) Doloroso cada vez (3)
- (d) Possível com apoio do peso parcial (2)
- (e) Incapaz (0)

## **6. Corrida**

- (a) Nenhuma dificuldade (10)
- (b) Dor após mais de 2 Km (8)
- (c) Leve dor desde o início (6)
- (d) Dor severa (3)
- (e) Incapaz (0)

## **7. Salto**

- (a) Nenhuma dificuldade (10)
- (b) Pequena dificuldade (7)
- (c) Dor constante (2)
- (d) Incapaz(0)

## **8. Sentado por tempo prolongado com joelhos dobrados**

- (a) Nenhuma dificuldade (10)
- (b) Dor após exercício (8)
- (c) Dor constante (6)
- (d) Dor o(a) obriga a estender os joelhos temporariamente (4)
- (e) Incapaz (0)

## **9. Dor**

- (a) Nenhuma (10)
- (b) Leve ou ocasional (8)



- (c) Interfere para dormir (6)
- (d) Ocasionalmente severa (3)
- (e) Constante e severa (0)

**10. Inchaço**

- (a) Nenhum (10)
- (b) Após esforço severo (8)
- (c) Após atividades do cotidiano (6)
- (d) Toda noite (4)
- (e) Constante (0)

**11. Movimentos patelares dolorosos anormais (subluxações)**

- (a) Nenhum (10)
- (b) Ocasionalmente nas atividades esportivas (6)
- (c) Ocasionalmente nas atividades cotidianas (4)
- (d) Ao menos um deslocamento documentado (2)
- (e) Mais de dois deslocamentos (0)

**12. Atrofia da coxa**

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

**13. Deficiência da flexão**

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

## **ANEXO I**

----- Mensagem Original -----

Assunto: A manuscript number has been assigned to your submission  
De: "Gait & Posture" <[P.Gait@elsevier.com](mailto:P.Gait@elsevier.com)>  
Data: Sex, Março 30, 2012 1:22 am  
Para: [fserrao@ufscar.br](mailto:fserrao@ufscar.br)

Ms. Ref. No.: GAIPOS-D-12-00192  
Title: Test-retest reliability of three-dimensional kinematics using an electromagnetic tracking system during a single leg squat and stepping maneuver  
Gait and Posture

Dear Dr. Serrão,

Your submission entitled "Test-retest reliability of three-dimensional kinematics using an electromagnetic tracking system during a single leg squat and stepping maneuver" has been assigned the following manuscript number: GAIPOS-D-12-00192.

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

Your username is: FSerrao  
If you need to retrieve password details, please go to:  
[http://ees.elsevier.com/GAIPOS/automail\\_query.asp](http://ees.elsevier.com/GAIPOS/automail_query.asp)

Thank you for submitting your work to this journal.

Kind regards,

D. Jones  
Administrative Support Agent [17-Jan-11]  
Gait and Posture

\*\*\*\*\*

For further assistance, please visit our customer support site at <http://support.elsevier.com>  
Here you can search for solutions on a range of topics, find answers to frequently asked questions and learn more about EES via interactive tutorials. You will also find our 24/7 support contact details should you need any further assistance from one of our customer support representatives.

Test–retest reliability of three-dimensional kinematics using an electromagnetic tracking system during a single leg squat and stepping maneuver

Theresa H. Nakagawa, PT, MS<sup>1</sup>

Érika Tiemi Uehara Moriya, PT<sup>2</sup>

Carlos D. Maciel, PhD<sup>3</sup>

Fábio V. Serrão, PT, PhD<sup>4</sup>

<sup>1</sup>PhD candidate, Federal University of São Carlos, São Carlos, SP, Brazil.

<sup>2</sup>Physical Therapist, Federal University of São Carlos, São Carlos, SP, Brazil.

<sup>3</sup>Adjunct Professor, University of São Paulo, Department of Electrical Engineering, São Carlos, SP, Brazil.

<sup>4</sup>Adjunct Professor, Federal University of São Carlos, Department of Physical Therapy, São Carlos, SP, Brazil.

Address correspondence to Fábio V. Serrão, Federal University of São Carlos, Department of Physical Therapy, Rod. Washington Luís, km 235 – CEP: 13565-905 São Carlos, SP, Brazil. E-mail: [fserrao@ufscar.br](mailto:fserrao@ufscar.br)

### **Acknowledgements**

The authors are grateful for the financial support obtained from the Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) (CAPES scholarship - Proc. n° 1016/11-3), and from the Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) (Proc. n°: 2010/07756-5).

Word count for abstract: 250

Word count for main text: 2345

Number of tables: 3

Number of figures: 1

## Abstract

The electromagnetic tracking system (ETS) has been used to analyze three-dimensional (3D) lower limb kinematics. The single leg squat and stepping maneuver are useful tasks to evaluate lower extremity alignment in a clinical setting. The purpose of this study was to evaluate the test-retest reliability of trunk, pelvis, hip, and knee 3D kinematics using an ETS during single leg squat and stepping maneuver and compare 3D kinematics between tasks. Twenty healthy volunteers (10 males and 10 females) completed two test sessions 3-5 days apart. Three-dimensional kinematics using an ETS was assessed during single leg squat and stepping maneuver. Overall, intrarater-intrasession reliability (ICCs = 0.83-1.00) and intersession reliability (ICCs = 0.82-0.97) were high during single leg squat and stepping maneuver. Intrasession minimal detectable change (MDC) ranged from 1.29° for knee frontal plane range of motion during a single leg squat to 6.23° for pelvic transverse range of motion during the stepping maneuver. Intersession MDC values ranged from 1.23° for ipsilateral trunk lean during the single leg squat to 8.34° for hip flexion during the stepping maneuver. Healthy participants exhibited greater anterior pelvic tilt, more hip flexion, and less contralateral pelvis forward excursion ( $p < 0.05$ ) during the single leg squat compared with the stepping maneuver. These findings suggest that the 3D kinematics of the trunk, pelvis, hip, and knee using an ETS is reliable during a single leg squat and stepping maneuver. Minimal detectable change values were low during the evaluated activities. Intertask comparisons revealed differences in hip and pelvis kinematics.

Key words: kinematics, electromagnetic tracking system, trunk, pelvis, knee

## 1. Introduction

The electromagnetic tracking system (ETS) simultaneously tracks the three-dimensional (3D) position and orientation of receivers attached to body segments. It has been recently used to evaluate lowerlimb 3D kinematics during various functional activities (Blackburn e Padua, 2008; Boling *et al.*, 2009b; Dwyer *et al.*, 2010; Jacobs *et al.*, 2007; Mills *et al.*, 2007). Mills *et al.* (Mills *et al.*, 2007) reported good repeatability of hip, knee, and ankle gait kinematics using an ETS. However, because of the limited capture volume of the ETS and its susceptibility to magnetic interference from metal objects located within the volume capture (Milne *et al.*, 1996), a custom-built wooden-frame treadmill was used to evaluate gait kinematics. Therefore, the limitations of the ETS may make the evaluation of gait difficult in a clinical setting. Alternatively, the single leg squat and stepping maneuver are commonly used as rehabilitation exercises (Dwyer *et al.*, 2010; Olson *et al.*, 2011) and have been shown to be useful tasks to evaluate lower extremity alignment in patients with lowerlimb injuries in an outpatient clinical setting (Crossley *et al.*, 2011; Piva *et al.*, 2006; Willson e Davis, 2008b).

Trunk and pelvic movements may influence knee moments and kinematics during dynamic tasks. More specifically, increased forward trunklean has been shown to reduce anterior cruciate ligament (ACL) force and strain (Escamilla *et al.*, 2012; Kulas *et al.*, 2012), and increased lateral trunk lean has been associated with high knee abduction and medial knee collapse, predisposing female athletes to ACL injury (Hewett *et al.*, 2009; Hewett e Myer, 2011). Increased lateral trunk lean can also affect the knee adduction moment during gaiting in individuals with medial compartment knee osteoarthritis (Hunt *et al.*, 2008; Hunt *et al.*, 2010). Additionally,excessive anterior tilting of the pelviscould result in compensatory lumbar lordosis and lead to a resultant posterior shift of the trunk position (Powers, 2010). A posterior shift in the center of mass can lead to an increased knee flexion moment and greater demand on knee extensors (Powers, 2010). In the frontal plane, increased contralateral pelvic drop has been reported in individuals with patellofemoral pain compared with control participants during jumping (Willson *et al.*, 2008).

Although an increasing number of studies have evaluated lowerlimb kinematics using an ETS (Blackburn e Padua, 2008; Boling *et al.*, 2009b; Dwyer *et al.*, 2010; Jacobs *et al.*, 2007; Mills *et al.*, 2007), studies that have analyzed the reliability of lowerlimb kinematics using an ETS are sparse. Specifically, we are unaware of any

study that has evaluated the reliability of trunk, pelvis, and lowerlimb kinematics using an ETS during a single leg squat and stepping maneuver. Therefore, the first purpose of the present study was to analyze test-retest reliability and minimal detectable change (MDC) of trunk, pelvis, hip, and knee 3D kinematics using an ETS during a single leg squat and stepping maneuver. A better understanding of intertask performance may provide insights into the consistency of motor patterns used during distinct functional activities and aid in the interpretation of subtle methodological differences between studies (Harty *et al.*, 2011). Therefore, the second purpose of the present study was to compare trunk, pelvis, hip, and knee kinematics between the single leg squat and stepping maneuver.

## **2. Methods**

### *2.1. Participants*

Twenty healthy individuals (10 male, 10 female) with no current pain or history of lower-extremity injury participated in the study. The subjects had an average age of 20.8 years (standard deviation [SD] = 1.7 years) with a mean body mass of 64.8 kg (SD = 11.2 kg) and height of 1.7 m (SD = 0.1 m). All of the subjects provided written informed consent prior to participation in the study. The study protocol was approved by the institution's Ethics Committee for Human Investigations.

### *2.2. Procedure*

The participants were tested during two separate sessions completed 3-5 days apart. During the first test session, 3D kinematics was assessed while performing three valid trials of the single leg squat and three valid trials of the stepping maneuver. After a 15 min interval, the participants repeated these activities to test intrasession reliability. The single leg squat and stepping maneuver were recorded during the second test session to evaluate intersession reliability. Measures were recorded from the dominant lower limb (18 right, 2 left). The dominant lower limb was determined by asking the participant which leg would be used to kick a ball as far as possible.

Three-dimensional joint kinematics of the trunk, pelvis, hip, and knee was evaluated using Flockof Birds (miniBird) hardware (Ascension Technology Corporation, Burlington, VT) integrated within MotionMonitor software (Innovative Sports Training, Chicago, IL). Five electromagnetic sensors attached to the sternum,

sacrum (Boling *et al.*, 2010), distal lateral thighs (Boling *et al.*, 2010), and anteromedial aspect of the proximal tibia (Boling *et al.*, 2010) of the participants recorded changes in electromagnetic flux in the field generated by the transmitter (Fig. 1). Each sensor was placed over an area of least muscle mass. The sensor was secured using double-sided tape and adhesive tape (Transpore Medical Tape, 3M, St. Paul, MN). The medial and lateral malleoli and femoral epicondyles were digitized to determine the ankle joint center and knee joint center, respectively. The hip joint center was estimated using the functional approach described by Leardini *et al.* (Leardini *et al.*, 1999), with the data recorded as subjects moved the hip into a minimum of 14 different static positions, representing positive and negative rotations around all three axes. The trunk angle was designated by the sternal sensor, sacral sensor, and respective hip joint center. The C7-T1, T12-L1, and L5-S1 interspaces were also digitized. When the sensors were digitized, a static file was created to determine the resting angles of the trunk, pelvis, hip, and knee. The kinematic data were collected at a sampling rate of 90 Hz.

Before the single leg squat evaluation, the subjects were instructed to stand on their dominant lower limb, with 90° knee flexion on the non-dominant lower limb, and cross their arms over their chests. Three static standing trials were recorded in this position and used to determine the anatomical position of the lower limb. This static measurement was used as the neutral alignment for each participant, with subsequent measurements referring to this position. The subjects were then given the opportunity to practice the single leg squat. They were instructed to squat with more than 60° knee flexion and return to a single leg stand without losing their balance (Willson e Davis, 2008a). To assess the stepping maneuver, the participants were instructed to stand on their dominant lower limb while the non-dominant lower limb was positioned with slight hip flexion and full knee extension. The subsequent measurements referred to this position. The participants were then instructed to lower themselves from an adjustable wooden step to touch their non-dominant heel on the floor and return to the starting position. The height of the step was normalized to the subject's height (10% of total body height) (Souza e Powers, 2009a). Both evaluated activities were performed during a 4s period monitored by a digital metronome (15 squats or steps per minute) (Willson e Davis, 2008a). A trial was considered valid if the subject performed the tasks at the defined rate without losing their balance. Three valid trials were collected for analysis. A 1 min rest interval was given between trials.



All of the kinematic data were filtered using a fourth order, zero lag, low-pass Butterworth filter at 6 Hz (Willson e Davis, 2008a). The Euler angles were calculated using the joint coordinate system definitions recommended by the International Society of Biomechanics (Grood e Suntay, 1983; Wu *et al.*, 2002) using MotionMonitor software. Trunk, pelvis, hip, and knee kinematic variables represented the movement excursions calculated by subtracting the peak values acquired during the single leg squat and stepping maneuver from the values recorded in the respective static standing position. The kinematic data were reduced using custom MATLAB software (MathWorks, Natick, MA).

### 2.3. Statistical analysis

To assess reliability, intrarater-intrasession and intersession intraclass correlation coefficients (ICCs) were quantified. SPSS v. 19 software (SPSS, Chicago, IL) was used to calculate the mean, standard deviation, and ICC (2, k). The standard error of the measurement (SEM) and MDC were calculated for each variable using Excel 2010 (Microsoft, Redmond, WA). The SEM was calculated using the equation  $SD \times \text{SQRT}(1-ICC)$ , in which SD is the pooled variance. MDC was calculated using the equation  $SEM \times 1.96 \times \text{SQRT}2$  (Haley e Fragala-Pinkham, 2006). ICC values greater than 0.75 were considered excellent (Fleiss, 1981). To compare 3D kinematics between the single leg squat and stepping maneuver, a paired *t*-test was used. The alpha level as set at 0.05.

## 3. Results

The ICC, SEM, and MDC for the kinematic intrarater-intrasession reliability during the single leg squat and stepping maneuver are presented in Table 1. Overall, the intrasession reliability of joint angle kinematics was high, with ICCs ranging from 0.83 to 1.00 during the single leg squat and stepping maneuver. Intrasession MDC values ranged from 1.29° for knee frontal plane range of motion during the single leg squat to 6.23° for pelvic transverse range of motion during the stepping maneuver. Intrarater-intrasession reliability data from both evaluated activities are presented in Table 2. Intersession reliability was also high for both of the evaluated activities, with ICCs ranging from 0.82 to 0.97. Intersession MDC values ranged from 1.23° for ipsilateral trunk lean during the single leg squat to 8.34° for hip flexion during the stepping maneuver.

Trunk, pelvis, hip, and knee kinematic comparisons between the single leg squat and stepping maneuver showed that healthy participants had greater anterior pelvic tilt, more hip flexion, and less contralateral pelvis forward excursion during the single leg squat (Table 3).

#### **4. Discussion**

The ETS has been increasingly used to evaluate lower limb kinematics (Blackburn e Padua, 2008; Boling *et al.*, 2009b; Dwyer *et al.*, 2010; Jacobs *et al.*, 2007; Mills *et al.*, 2007). The main advantages over image-based kinematic measurement systems are its lower cost and the fact that the ETS is not subject to marker obscurement (Mills *et al.*, 2007). To the author's knowledge, this was the first study to analyze trunk, pelvis, hip, and knee kinematic reliability using an ETS during a single leg squat and stepping maneuver. Both intra- and intersession reliability were excellent during the evaluated activities. The intrasession ICC values showed that the evaluated subjects were able to consistently perform the single leg squat and stepping maneuver between trials. The intersession ICC results reflected subject performance and ETS and evaluator sensor placement reliability.

The results of the present study demonstrated similar intrasession reliability and higher intersession reliability than a previous study that evaluated hip, knee, and ankle 3D kinematic reliability using an ETS during gaiting. The intersession ICC values for hip and pelvis kinematics were slightly higher than knee and trunk kinematics during the single leg squat and stepping maneuver. These results are consistent with Mills *et al.* (Mills *et al.*, 2007), showing better repeatability of hip kinematics than knee and ankle kinematics during gaiting. In contrast to the cited study, trunk, pelvis, hip, and knee reliability were similar in the three planes of motion.

Kinematic measurement reliability is critical for data analysis because it ensures that changes in a specific measurement represent a true change in performance. In fact, the single leg squat and stepping maneuver have been commonly used to evaluate lower limb alignment in individuals with knee injuries (Piva *et al.*, 2006; Willson e Davis, 2008b). Although good 2D lower limb kinematics reliability has been reported during a single leg squat (Willson e Davis, 2008b), the 2D analysis is inherently insufficient for measuring 3D lower extremity joint rotations. Therefore, 3D methods should be used when accurate measurements are necessary. This study showed that 3D kinematics

analysis using an ETS is reliable during a single leg squat and stepping maneuver.

The SEM and MDC provide information about the magnitude of the error associated with a test and enable a clinician to distinguish real changes that occur as a result of an intervention (Eliasziw *et al.*, 1994; Wilken *et al.*, 2011). This study provided SEM and MDC reference values during a single leg squat and stepping maneuver that can be useful when evaluating treatment outcomes. Overall, SEM and MDC values were low during the single leg squat (mean  $\pm$  SD,  $1.56^\circ \pm 0.53^\circ$  for SEM and  $4.32^\circ \pm 1.46^\circ$  for MDC) and stepping maneuver ( $1.47^\circ \pm 0.60^\circ$  for SEM and  $4.10^\circ \pm 1.65^\circ$  for MDC). Higher SEM and MDC values were found for hip ( $2.11^\circ \pm 0.92^\circ$  for SEM and  $7.90^\circ \pm 0.55^\circ$  for MDC) and pelvis ( $2.32^\circ \pm 0.58^\circ$  for SEM and  $5.21^\circ \pm 0.47^\circ$  for MDC) kinematics in the sagittal plane during the evaluated activities.

Hip and pelvis kinematic differences were found between the evaluated tasks. Specifically, the participants had more hip flexion, more anterior pelvic tilt, and less contralateral pelvic forward excursion during the single leg squat compared with the stepping maneuver. Although increased hip flexion and anterior pelvic tilt have been hypothesized to affect knee kinematics and kinetics (Powers, 2010), in the present study, hip and pelvis kinematic differences were not accompanied by knee excursion differences in either plane of movement between tasks. The magnitude of the differences was small and likely reflected balance adjustments to keep the center of mass posterior during the stepping task. The greater contralateral pelvic forward excursion was likely a consequence of the hip flexion position of the non-dominant lower limb during the stepping maneuver. Future studies should further investigate whether intertask differences in hip and pelvis kinematics can influence knee kinetics during a single leg squat and stepping maneuver.

One limitation of the present study was that interrater reliability was not assessed. Although ICC values for interrater comparisons can be mainly affected by differences in anatomical landmark identification and sensor placement between evaluators, Wilken *et al.* (Wilken *et al.*, 2011) reported that the introduction of a second rater did not appreciably impact ICC or MDC values when evaluating gait kinematics and kinetics. A previous study (Mills *et al.*, 2007) also reported higher interrater-intrasession repeatability than intrarater-intersession repeatability using an ETS to evaluate 3D lower limb kinematics during gaiting. Similar to all non-invasive motion measurement techniques, 3D joint rotations calculated using surface-based kinematic analysis were potentially compromised by skin movement artifacts. Transverse and

frontal plane lower extremity kinematics are particularly susceptible to such errors (Benoit *et al.*, 2006). Finally, caution should be taken when interpreting the MDC when evaluating treatment outcomes or comparing individuals with lower limb injuries because a statistically meaningful change does not necessarily indicate the clinical importance of the change.

## **5. Conclusions**

The intrasession and intersession reliability of trunk, pelvis, hip, and knee 3D kinematics using an ETS was excellent during a single leg squat and stepping maneuver. This study provided MDC values for healthy individuals that can be used as reference values in future studies. Overall, MDC values were low during both evaluated activities. When performing the single leg squat, the participants showed more hip flexion, more anterior pelvic tilt, and less contralateral pelvic forward excursion than during the stepping maneuver.

## **Conflict of interest statement**

There were no conflicts of interest for any of the authors in this study.

## **References**

- [1] Jacobs CA, Uhl TL, Mattacola CG *et al.* Hip abductor function and lower extremity landing kinematics: sex differences. *J Athl Train* 2007; 42(1):76-83.
- [2] Dwyer MK, Boudreau SN, Mattacola CG *et al.* Comparison of lower extremity kinematics and hip muscle activation during rehabilitation tasks between sexes. *J Athl Train* 2010; 45(2):181-90.
- [3] Mills PM, Morrison S, Lloyd DG, Barrett RS. Repeatability of 3D gait kinematics obtained from an electromagnetic tracking system during treadmill locomotion. *J Biomech* 2007; 40(7):1504-11.
- [4] Boling MC, Padua DA, Marshall SW *et al.* 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* 2009; 37(11):2108-16.

[5] Blackburn JT, Padua DA. Influence of trunk flexion on hip and knee joint kinematics during a controlled drop landing. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2008; 23(3):313-9.

[6] Milne AD, Chess DG, Johnson JA, King GJ. Accuracy of an electromagnetic tracking device: a study of the optimal range and metal interference. *J Biomech* 1996; 29(6):791-3.

[7] Olson TJ, Chebny C, Willson JD *et al.* Comparison of 2D and 3D kinematic changes during a single leg step down following neuromuscular training. *Phys Ther Sport* 2011; 12(2):93-9.

[8] Willson JD, Davis IS. Utility of the frontal plane projection angle in females with patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 2008; 38(10):606-15.

[9] Crossley KM, Zhang WJ, Schache AG *et al.* Performance on the single-leg squat task indicates hip abductor muscle function. *Am J Sports Med* 2011; 39(4):866-73.

[10] Piva SR, Fitzgerald K, Irrgang JJ *et al.* Reliability of measures of impairments associated with patellofemoral pain syndrome. *BMC Musculoskelet Disord* 2006; 7:33.

[11] Kulas AS, Hortobagyi T, DeVita P. Trunk position modulates anterior cruciate ligament forces and strains during a single-leg squat. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2012; 27(1):16-21.

[12] Escamilla RF, Macleod TD, Wilk KE *et al.* Anterior cruciate ligament strain and tensile forces for weight-bearing and non-weight-bearing exercises: a guide to exercise selection. *J Orthop Sports Phys Ther* 2012; 42(3):208-20.

[13] Hewett TE, Torg JS, Boden BP. Video analysis of trunk and knee motion during non-contact anterior cruciate ligament injury in female athletes: lateral trunk and knee abduction motion are combined components of the injury mechanism. *Br J Sports Med* 2009; 43(6):417-22.

[14] Hewett TE, Myer GD. The mechanistic connection between the trunk, hip, knee, and anterior cruciate ligament injury. *Exerc Sport Sci Rev* 2011; 39(4):161-6.

[15] Hunt MA, Birmingham TB, Bryant D *et al.* Lateral trunk lean explains variation in dynamic knee joint load in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage* 2008; 16(5):591-9.

[16] Hunt MA, Wrigley TV, Hinman RS, Bennell KL. Individuals with severe knee osteoarthritis (OA) exhibit altered proximal walking mechanics compared with

individuals with less severe OA and those without knee pain. *Arthritis Care Res (Hoboken)* 2010; 62(10):1426-32.

[17] Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther* 2010; 40(2):42-51.

[18] Willson JD, Binder-Macleod S, Davis IS. Lower extremity jumping mechanics of female athletes with and without patellofemoral pain before and after exertion. *Am J Sports Med* 2008; 36(8):1587-96.

[19] Harty CM, DuPont CE, Chmielewski TL, Mizner RL. Intertask comparison of frontal plane knee position and moment in female athletes during three distinct movement tasks. *Scand J Med Sci Sports* 2011; 21(1):98-105.

[20] Boling M, Padua D, Marshall S *et al.* Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. *Scand J Med Sci Sports* 2010; 20(5):725-30.

[21] Leardini A, Cappozzo A, Catani F *et al.* Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location. *J Biomech* 1999; 32(1):99-103.

[22] Willson JD, Davis IS. Lower extremity mechanics of females with and without patellofemoral pain across activities with progressively greater task demands. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2008; 23(2):203-11.

[23] Souza RB, Powers CM. Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 2009; 39(1):12-9.

[24] Grood ES, Suntay WJ. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng* 1983; 105(2):136-44.

[25] Wu G, Siegler S, Allard P *et al.* ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. *J Biomech* 2002; 35(4):543-8.

[26] Haley SM, Fragala-Pinkham MA. Interpreting change scores of tests and measures used in physical therapy. *Phys Ther* 2006; 86(5):735-43.

[27] Fleiss J. The measurement of interrater agreement: statistical methods for rates and proportions. New York: John Wiley & Sons; 1981.

- [28] Wilken JM, Rodriguez KM, Brawner M, Darter BJ. Reliability and minimal detectable change values for gait kinematics and kinetics in healthy adults. *Gait Posture* 2011.
- [29] Eliasziw M, Young SL, Woodbury MG, Fryday-Field K. Statistical methodology for the concurrent assessment of interrater and intrarater reliability: using goniometric measurements as an example. *Phys Ther* 1994; 74(8):777-88.
- [30] Benoit DL, Ramsey DK, Lamontagne M *et al.* Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motions measured in vivo. *Gait Posture* 2006; 24(2):152-64.

**Table 1**  
Intrasession ICC, SEM and MDC values for kinematic variables during single leg squat and stepping maneuver.

Maximum excursion	ICC (95%CI)		SEM		MDC	
	Squat	Step	Squat	Step	Squat	Step
<b>Trunk angle (°)</b>						
Flexion	0.91 (0.78-0.97)	0.89 (0.71-0.96)	1.12	0.83	3.11	2.30
Sagittal range of motion	0.86 (0.64-0.94)	0.94 (0.83-0.97)	1.59	1.16	4.41	3.21
Ipsilateral lean	0.85 (0.61-0.94)	0.83 (0.66-0.93)	0.61	0.74	1.70	2.05
Frontal range of motion	0.87 (0.61-0.91)	0.91 (0.78-0.97)	1.13	1.03	3.13	2.86
Contralateral shoulder forward	0.83 (0.67-0.93)	0.94 (0.86-0.98)	2.08	1.10	5.78	3.05
Transverse range of motion	0.89 (0.71-0.96)	0.93 (0.80-0.97)	1.69	1.27	4.68	3.53
<b>Pelvic angle (°)</b>						
Anterior tilt	0.97 (0.93-0.99)	0.96 (0.90-0.98)	1.58	1.32	4.37	3.66
Sagittal Range of Motion	0.97 (0.93-0.99)	0.97 (0.91-0.99)	1.66	1.17	4.61	3.25
Contralateral drop	0.98 (0.95-0.99)	0.98 (0.95-0.99)	0.83	0.71	2.30	1.98
Frontal range of motion	0.96 (0.90-0.99)	0.97 (0.92-0.99)	1.01	0.89	2.79	2.46
Contralateral pelvis forward	0.93 (0.84-0.97)	0.96 (0.91-0.99)	1.35	1.28	3.75	3.55
Transverse Range of Motion	0.96 (0.90-0.98)	0.86 (0.59-0.90)	1.12	2.24	3.10	6.23
<b>Hip angle (°)</b>						
Flexion	0.97 (0.93-0.99)	0.94 (0.86-0.98)	1.68	2.07	4.65	5.74
Sagittal range of motion	0.97 (0.91-0.99)	0.97 (0.93-0.99)	2.03	2.14	5.65	5.94
Adduction	0.99 (0.96-0.99)	0.97 (0.92-0.99)	1.00	1.30	2.78	3.59
Frontal range of motion	0.98 (0.94-0.99)	0.97 (0.93-0.99)	1.34	1.44	3.73	3.99
Internal rotation	0.97 (0.92-0.99)	0.96 (0.90-0.98)	0.71	0.91	1.97	2.52
Transverse Range of Motion	0.95 (0.88-0.98)	0.96 (0.90-0.98)	1.59	0.88	4.40	2.44
<b>Knee angle (°)</b>						
Flexion	0.94 (0.83-0.98)	0.94 (0.85-0.98)	0.90	0.87	2.50	2.41
Sagittal range of motion	0.92 (0.80-0.97)	0.92 (0.77-0.98)	1.42	1.53	3.93	4.23
Abduction	1.00 (0.99-1.00)	1.00 (0.99-1.00)	0.48	0.58	1.33	1.63
Frontal range of motion	1.00 (0.99-1.00)	1.00 (0.99-1.00)	0.47	0.52	1.29	1.43
Internal rotation	0.96 (0.91-0.99)	0.98 (0.94-0.99)	0.68	0.63	1.88	1.75
Transverse Range of Motion	0.93 (0.82-0.97)	0.97 (0.92-0.99)	0.96	0.68	2.68	1.90
Average	0.94	0.95	1.21	1.14	3.36	3.15



**Table 2**  
 Intersession ICC, SEM and MDC values for kinematic variables during single leg squat and stepping maneuver.

Maximum excursion	ICC (95%CI)		SEM		MDC	
	Squat	Step	Squat	Step	Squat	Step
<b>Trunk angle (°)</b>						
Flexion	0.88 (0.71-0.95)	0.82 (0.69-0.93)	1.41	1.21	3.92	3.35
Sagittal range of motion	0.86 (0.73-0.94)	0.84 (0.76-0.94)	1.74	1.27	4.82	3.53
Ipsilateral lean	0.82 (0.66-0.93)	0.90 (0.75-0.96)	0.44	0.52	1.23	1.43
Frontal range of motion	0.85 (0.69-0.90)	0.82 (0.74-0.93)	0.74	0.92	2.06	2.54
Contralateral shoulder forward	0.86 (0.65-0.95)	0.91 (0.76-0.96)	1.64	1.29	4.55	3.57
Transverse range of motion	0.91 (0.87-0.96)	0.90 (0.76-0.96)	1.42	1.34	3.94	3.72
<b>Pelvic angle (°)</b>						
Anterior tilt	0.95 (0.85-0.98)	0.91 (0.78-0.97)	2.04	1.75	5.69	4.85
Sagittal Range of Motion	0.95 (0.81-0.98)	0.91 (0.78-0.97)	1.99	1.72	5.53	4.76
Contralateral drop	0.95 (0.86-0.98)	0.93 (0.82-0.97)	1.18	0.99	3.29	2.76
Frontal range of motion	0.95 (0.88-0.98)	0.93 (0.82-0.97)	1.07	1.04	2.96	2.90
Contralateral pelvis forward	0.91 (0.77-0.96)	0.92 (0.80-0.97)	1.69	1.85	4.68	5.13
Transverse Range of Motion	0.94 (0.86-0.98)	0.93 (0.83-0.97)	1.41	1.89	3.90	5.24
<b>Hip angle (°)</b>						
Flexion	0.95 (0.88-0.98)	0.89 (0.72-0.96)	2.56	3.01	7.10	8.34
Sagittal range of motion	0.96 (0.87-0.98)	0.90 (0.75-0.96)	2.87	2.94	7.97	8.17
Adduction	0.96 (0.90-0.98)	0.95 (0.86-0.98)	1.52	1.74	4.23	4.84
Frontal range of motion	0.95 (0.85-0.98)	0.96 (0.89-0.98)	1.77	1.67	4.91	4.63
Internal rotation	0.89 (0.72-0.95)	0.91 (0.77-0.96)	1.75	1.31	4.86	3.62
Transverse Range of Motion	0.89 (0.72-0.96)	0.80 (0.73-0.88)	1.94	1.67	5.38	4.63
<b>Knee angle (°)</b>						
Flexion	0.89 (0.72-0.96)	0.90 (0.75-0.96)	1.27	1.36	3.52	3.77
Sagittal range of motion	0.88 (0.70-0.95)	0.85 (0.76-0.94)	1.54	1.60	4.27	4.44
Abduction	0.92 (0.80-0.97)	0.94 (0.84-0.98)	1.33	1.02	3.69	2.83
Frontal range of motion	0.92 (0.81-0.97)	0.94 (0.85-0.98)	1.79	1.74	4.96	4.83
Internal rotation	0.89 (0.72-0.95)	0.97 (0.92-0.99)	1.06	0.61	2.93	1.69
Transverse Range of Motion	0.88 (0.68-0.93)	0.89 (0.75-0.96)	1.16	1.05	3.23	2.90
Average	0.91	0.90	1.56	1.47	4.32	4.10

**Table 3**

Mean (SD) of kinematic maximum excursions and **p**-value from a Student's **t**-test comparing single leg squat and stepping maneuver. \*Indicates **p**<0.05 between tasks.

Maximum excursion	Mean (SD)		Mean difference (95%CI)	<i>p</i> -value
	Squat	Step		
<b>Trunk angle (°)</b>				
Flexion	5.10 (3.79)	3.29 (2.47)	1.81 (0.42-3.19)	0.07
Sagittal range of motion	10.40 (4.20)	11.18 (4.43)	-0.78 (-2.64-1.09)	0.40
Ipsilateral lean	7.84 (2.08)	8.27 (2.28)	-0.43 (-1.05-1.91)	0.41
Frontal range of motion	11.42 (3.12)	12.83 (3.48)	-1.41 (-2.76- -0.04)	0.09
Contralateral shoulder forward	8.24 (5.08)	8.45 (4.64)	-0.21 (-0.23-1.89)	0.84
Transverse range of motion	11.24 (5.00)	11.88 (4.74)	-0.64 (-2.13-0.84)	0.37
<b>Pelvic angle (°)</b>				
Anterior tilt	22.04 (9.25)	18.70 (6.60)	3.34 (0.13-6.55)	0.04*
Sagittal Range of Motion	23.52 (9.59)	19.25 (6.26)	4.27 (0.84-7.69)	0.02*
Contralateral drop	8.25 (5.59)	7.76 (4.80)	0.49 (-0.89-1.89)	0.46
Frontal range of motion	10.73 (5.10)	11.32 (4.80)	-0.59 (-1.67-0.48)	0.26
Contralateral pelvis forward	9.83 (5.26)	13.61 (7.04)	-3.78 (-6.43- -1.11)	0.008*
Transverse Range of Motion	13.29 (5.59)	17.14 (8.61)	-3.85 (-6.25- -1.44)	0.003*
<b>Hip angle (°)</b>				
Flexion	64.85 (9.89)	56.44 (8.65)	8.41 (3.80-13.01)	0.001*
Sagittal range of motion	67.71 (10.85)	59.07 (12.58)	8.64 (3.98-13.29)	0.003*
Adduction	12.49 (8.19)	12.29 (7.74)	0.20 (-1.56-1.96)	0.816
Frontal range of motion	16.88 (8.50)	18.14 (8.75)	-1.26 (-2.89-0.36)	0.12
Internal rotation	5.48 (4.10)	5.06 (4.59)	1.35 (-1.04-2.27)	0.45
Transverse Range of Motion	15.31 (7.4)	12.58 (4.40)	2.73 (0.59-4.87)	0.06
<b>Knee angle (°)</b>				
Flexion	64.77 (3.71)	63.44 (3.57)	1.33 (-1.12-3.78)	0.27
Sagittal range of motion	67.58 (4.98)	68.00 (5.43)	-0.42 (-2.68-1.82)	0.70
Abduction	7.59 (4.73)	6.69 (3.21)	0.90 (0.31-1.49)	0.10
Frontal range of motion	9.87 (6.48)	9.24 (7.65)	0.63 (0.09-1.17)	0.24
Internal rotation	7.30 (3.13)	7.35 (3.36)	-0.05 (-0.96-1.07)	0.92
Transverse Range of Motion	9.87 (3.40)	10.02 (3.10)	-0.15 (-1.09-0.80)	0.76

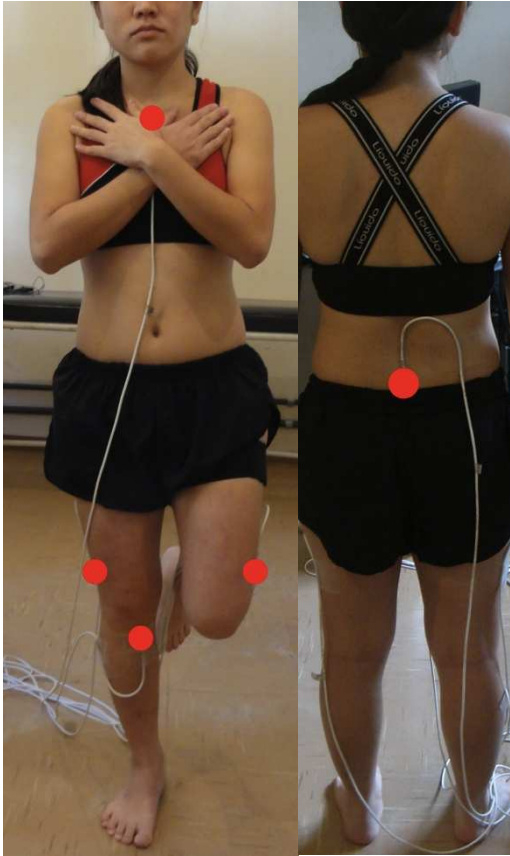


Figure 1- Electromagnetic sensor placement.

## **ANEXO II**

## [ RESEARCH REPORT ]

THERESA H. NAKAGAWA, PT, MS<sup>1</sup> • ÉRIKA T.U. MORIYA<sup>2</sup> • CARLOS D. MACIEL, PhD<sup>3</sup> • FÁBIO V. SERRÃO, PT, PhD<sup>4</sup>

# Trunk, Pelvis, Hip, and Knee Kinematics, Hip Strength, and Gluteal Muscle Activation During a Single-Leg Squat in Males and Females With and Without Patellofemoral Pain Syndrome

**T**he prevalence of individuals with patellofemoral pain syndrome (PFPS) accounts for approximately 25% of all knee injuries treated in sports medicine clinics.<sup>1</sup> Although the incidence is 2.2 times higher in females, PFPS also occurs quite commonly

in males.<sup>6</sup> Previous studies have shown that females and males have differences in kinematics, strength, and neuromuscular activation during functional and sports activities.<sup>14,15,21,34,36,52</sup> Yet there is little information in the literature on the biomechanical differences between females and males who present with or without PFPS. Determining whether there are mechanical differences between females and males with PFPS during functional activities would help clinicians to better design sex-specific interventions.

Movements of the trunk in the frontal plane can directly influence the frontal plane moment at the knee.<sup>37</sup> An increased ipsilateral trunk lean is a common compensation for hip abductor weakness, because this maneuver moves the resultant ground reaction force vector closer to the hip joint center, thereby decreasing the demand on the hip abductor muscles.<sup>12,42</sup> But ipsilateral trunk lean may result in the ground reaction force vector passing lateral to the knee joint center, creating a valgus moment at the knee.<sup>21</sup> A higher valgus moment at the knee may increase the dynamic quadriceps angle and conse-

● **STUDY DESIGN:** Controlled laboratory study using a cross-sectional design.

● **OBJECTIVES:** To determine whether there are any differences between the sexes in trunk, pelvis, hip, and knee kinematics, hip strength, and gluteal muscle activation during the performance of a single-leg squat in individuals with patellofemoral pain syndrome (PFPS) and control participants.

● **BACKGROUND:** Though there is a greater incidence of PFPS in females, PFPS is also quite common in males. Trunk kinematics may affect hip and knee function; however, there is a lack of studies of the influence of the trunk in individuals with PFPS.

● **METHODS:** Eighty subjects were distributed into 4 groups: females with PFPS, female controls, males with PFPS, and male controls. Trunk, pelvis, hip, and knee kinematics and gluteal muscle activation were evaluated during a single-leg squat. Hip abduction and external rotation eccentric strength was measured on an isokinetic dynamometer. Group differences were assessed using a 2-way multivariate analysis of variance (sex by PFPS status).

● **RESULTS:** Compared to controls, subjects with PFPS had greater ipsilateral trunk lean (mean  $\pm$  SD,  $9.3^\circ \pm 5.3^\circ$  versus  $6.7^\circ \pm 3.0^\circ$ ;  $P = .012$ ), contralateral pelvic drop ( $10.3^\circ \pm 4.7^\circ$  versus  $7.4^\circ \pm 3.8^\circ$ ;  $P = .003$ ), hip adduction ( $14.8^\circ \pm 7.8^\circ$  versus  $10.8^\circ \pm 5.6^\circ$ ;  $P < .0001$ ), and knee abduction ( $9.2^\circ \pm 5.0^\circ$  versus  $5.8^\circ \pm 3.4^\circ$ ;  $P < .0001$ ) when performing a single-leg squat. Subjects with PFPS also had 18% less hip abduction and 17% less hip external rotation strength. Compared to female controls, females with PFPS had more hip internal rotation ( $P < .05$ ) and less muscle activation of the gluteus medius ( $P = .017$ ) during the single-leg squat.

● **CONCLUSION:** Despite many similarities in findings for males and females with PFPS, there may be specific sex differences that warrant consideration in future studies and when clinically evaluating and treating females with PFPS. *J Orthop Sports Phys Ther* 2012;42(6):491-501, Epub 8 March 2012. doi:10.2519/jospt.2012.3987

● **KEY WORDS:** anterior knee pain, biomechanics, electromyography, patella

<sup>1</sup>PhD candidate, Federal University of São Carlos, São Carlos, SP, Brazil. <sup>2</sup>Physical Therapist, Federal University of São Carlos, São Carlos, SP, Brazil. <sup>3</sup>Adjunct Professor, University of São Paulo, School of Engineering, Department of Electrical Engineering, São Carlos, SP, Brazil. <sup>4</sup>Adjunct Professor, Federal University of São Carlos, Department of Physical Therapy, São Carlos, SP, Brazil. The protocol for this study was approved by the Federal University of São Carlos Institutional Review Board. Address correspondence to Theresa H. Nakagawa, Federal University of São Carlos, Department of Physical Therapy, Rodovia Washington Luís, km 235 - CEP: 13565-905 São Carlos, SP, Brazil. E-mail: theresa.nakagawa@yahoo.com.br

## [ RESEARCH REPORT ]

quently increase the lateral vector force acting on the patella, which may result in greater stress on the lateral compartment of the patellofemoral joint.<sup>37,38</sup> Dierks et al<sup>12</sup> and Souza and Powers<sup>42</sup> previously reported that some of the individuals with PFPS evaluated in their studies had greater hip abduction during weight-bearing activities. These authors speculated that this might be due to a compensatory movement of the trunk toward the stance limb. However, trunk kinematics were not measured in these studies. Therefore, increased ipsilateral trunk lean during functional activities, as a compensation for weak hip abductors, which is commonly found in individuals with PFPS,<sup>7,10,29</sup> may be a potential contributor to poor patellofemoral joint mechanics.

During weight-bearing activities, because both excessive hip adduction (which increases knee valgus) and hip internal rotation have been shown to directly affect patellofemoral joint kinematics and kinetics,<sup>38,41</sup> several studies have evaluated hip kinematics in individuals with PFPS. However, the findings of these studies have been inconsistent. In the frontal plane, some studies have reported increased hip adduction<sup>12,30,39,45-47</sup> and others have not.<sup>4,11,42</sup> It is possible that hip adduction may be the result of adduction of the femur relative to the pelvis, the pelvis dropping on the contralateral side, or a combination of both. Yet, only 1 study specifically evaluated contralateral pelvic drop in individuals with PFPS, and only in females after a protocol of exertion.<sup>45</sup> More conflicting results have been reported in regard to movement of the hip in the transverse plane. Some authors have reported increased hip internal rotation,<sup>8,30,42,43</sup> whereas others have reported less<sup>2,45,46</sup> or no difference<sup>4,39</sup> in hip internal rotation in those with PFPS compared to healthy controls. No study, to our knowledge, has been published that compares pelvis and hip kinematics between sexes in individuals with PFPS.

Hip muscle weakness may influence

trunk, pelvis, and hip kinematics. Several studies have reported diminished isometric hip muscle strength accompanied by altered hip kinematics in individuals with PFPS.<sup>12,42,45,46</sup> During weight-bearing activities, the hip must contract eccentrically to control the movement of the femur in the frontal and transverse planes. Decreased eccentric hip torque in individuals with PFPS has been reported,<sup>7,10</sup> but sex differences have not been investigated. Decreased hip muscle activation may also contribute to abnormal hip kinematics. Although a few studies have evaluated the amplitude of gluteal muscle activation in females,<sup>42,49</sup> none have done so in males with PFPS. Thus, more studies are required to evaluate hip eccentric torque and hip muscle activation in males and females with PFPS during functional activities.

Based on the current literature, the purpose of this study was to compare trunk, pelvis, hip, and knee kinematics, as well as gluteal muscle activation, between males and females with and without PFPS, while performing a single-leg squat. The single-leg squat is a common rehabilitation<sup>14</sup> exercise that has been demonstrated to be useful in evaluating lower extremity alignment of patients with PFPS in an outpatient clinical setting.<sup>48</sup>

It was hypothesized that, compared to controls, individuals with PFPS would present with increased ipsilateral trunk lean, contralateral pelvic drop, hip adduction, hip internal rotation, and knee abduction during a single-leg squat task. In addition, compared to controls, participants with PFPS would exhibit less hip abduction and external rotation eccentric torque when tested on an isokinetic dynamometer, and decreased muscular activation of the gluteus medius and gluteus maximus, during the single-leg squat. It was also hypothesized that these alterations in kinematics, strength, and neuromuscular function would be more evident in females than in males with PFPS.

## METHODS

### Subjects

**T**HIS CROSS-SECTIONAL STUDY INCLUDED 80 subjects divided into 4 groups, with 20 subjects per group: females with PFPS (female PFPS), age-matched pain-free females serving as a control group (female controls), males with PFPS (male PFPS), and age-matched pain-free males serving as a control group (male controls). The a priori sample size was calculated based on the hip internal rotation range of motion of the first 5 subjects of each of the 4 groups, while they performed a single-leg squat. Calculations were made using  $\alpha = .05$ ,  $\beta = .20$ , a within-group standard deviation of  $5.0^\circ$ , and an expected difference between groups of  $4.1^\circ$ . Based on these parameters, 18 subjects per group were required to adequately power the study for this variable of interest.

All participants were between 18 and 35 years of age. The male and female participants with PFPS recruited for this study met the following criteria: (1) insidious onset of symptoms unrelated to a traumatic event; (2) retropatellar or peripatellar knee pain with at least 2 of the following functional activities: stair ascent or descent, running, kneeling, squatting, prolonged sitting, jumping, isometric quadriceps contraction, and palpation of the medial and/or lateral facet of the patella; and (3) pain of more than 3 months in duration. The control subjects were selected if they had no history of knee injury or pain. The exclusion criteria for all groups were as follows: (1) previous history of knee surgery; (2) history of back, hip, or ankle joint injury or pain; (3) patellar instability; (4) pain on palpation of the patellar tendon, iliotibial band, or pes anserinus tendons; (5) signs or symptoms of meniscal or knee ligament involvement; and (6) any neurological involvement that would affect gait.

All subjects were recruited through posted flyers in physical therapy clinics, athletic health clubs, and common areas in the university. All potential par-



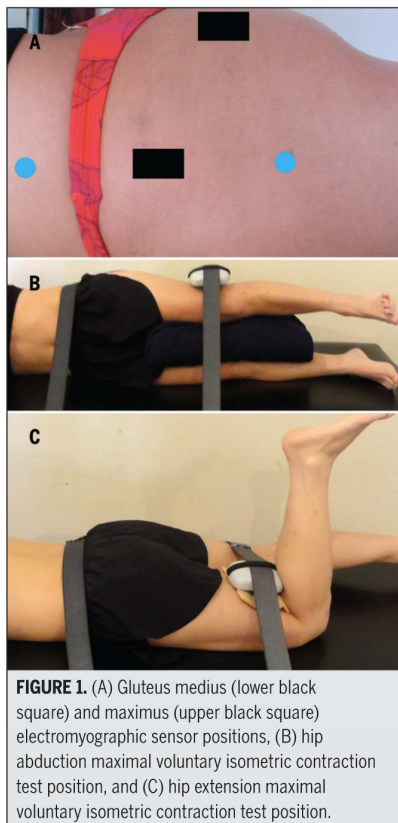
ticipants were evaluated by a licensed physical therapist, who screened for inclusion and exclusion criteria. Potential subjects who satisfied the criteria were consecutively enrolled and reported to the Federal University of São Carlos for testing. The subjects signed a written informed-consent form, and the study was approved by the Federal University of São Carlos Ethics Committee for Human Investigations.

### Instrumentation

Three-dimensional trunk, pelvis, hip, and knee joint kinematics were measured using a Flock of Birds tracking device (miniBIRD; Ascension Technology Corporation, Burlington, VT) in conjunction with MotionMonitor software (Innovative Sports Training, Inc, Chicago, IL). This 6-degrees-of-freedom measurement system simultaneously tracks the position and orientation of receivers attached to body segments. The transmitter consisted of 3 orthogonal coils that generated a magnetic field. The 5 electromagnetic sensors, attached to the sternum, sacrum,<sup>8</sup> the distal lateral thighs,<sup>8</sup> and the anteromedial aspect of the proximal tibia<sup>8</sup> of the participant, collected the changes in the electromagnetic flux in the field generated by the transmitter. The kinematic data were collected at a sampling rate of 90 Hz.

The electromyographic (EMG) signals of the gluteus medius and gluteus maximus were recorded at 2000 Hz, using double-differential surface electrode DE-3.1 sensors (Delsys Inc, Boston, MA), with three 1 × 10-mm bars, 99.9%-Ag conductors, and an interelectrode distance of 10 mm, amplified by a Bagnoli 8-channel system (Delsys Inc, Boston, MA). Unit specifications included a common-mode rejection ratio of 96 dB, amplifier gain of 1000, and input impedance exceeding 10 MΩ. The EMG signals were digitized using a 12-bit A/D board synchronized with the motion analysis data.

Peak eccentric hip abduction and external rotation torques were measured using an isokinetic dynamometer (Bio-



**FIGURE 1.** (A) Gluteus medius (lower black square) and maximus (upper black square) electromyographic sensor positions, (B) hip abduction maximal voluntary isometric contraction test position, and (C) hip extension maximal voluntary isometric contraction test position.

dex Multi-Joint System 2; Biodex Medical Systems, Inc, Shirley, NY).

Maximal voluntary isometric hip abduction and extension force were measured using a handheld dynamometer (Lafayette Instrument Company, Lafayette, IN).

### Procedures

The subjects reported to the Musculoskeletal Laboratory for 2 testing sessions. The kinematic and EMG evaluations were performed during the first session, and the eccentric hip torque tests were evaluated during the second session on a separate day. There was a 1-week interval between the 2 sessions to prevent any possible influence of fatigue on the evaluations.

In the 12 subjects who reported bilateral symptoms (7 females and 5 males), the lower extremity reported to be most affected was tested. The corresponding

limb (right or left) of each sex- and age-matched control participant was tested.

**Kinematic and EMG Evaluation** Prior to testing, the subjects performed a 5-minute warm-up by walking on a treadmill at a speed of 1.66 m/s. Before electrode placement, the skin was shaved, abraded, and cleaned with isopropyl alcohol. The surface EMG electrodes were placed parallel to the mid-muscle belly of the gluteus medius and the gluteus maximus.<sup>20</sup> The gluteus medius electrode was placed one half of the distance between the iliac crest and the greater trochanter (**FIGURE 1A**).<sup>20</sup> The gluteus maximus electrode was placed midway between the sacral vertebrae and the greater trochanter (**FIGURE 1A**), corresponding with the greatest prominence of the middle of the buttocks.<sup>20</sup> The reference electrode was positioned on the radial styloid process on the same side as the evaluated lower limb.

The EMG data during the single-leg squat were normalized to the maximal voluntary isometric contraction (MVIC). Participants performed 1 practice trial prior to the three 5-second data collection trials for each muscle, each of which were separated by a 30-second rest.<sup>5,35</sup> The handheld dynamometer simultaneously provided resistance and measured the force generated during each MVIC.<sup>5</sup> If the subjects were unable to perform 3 measurements with a variability of less than 10%, another trial was performed.<sup>5</sup>

The gluteus medius MVIC was recorded with the participant in sidelying, with the evaluated limb in the neutral position, supported by pillows between the lower extremities.<sup>5</sup> An adjustable nylon strap, placed just proximal to the iliac crest and secured firmly around the underside of the table, was used to stabilize the subject's trunk. The handheld dynamometer was positioned over the femoral condyle, under a nylon strap secured around the distal thigh and the examination table, which was used to resist hip abduction (**FIGURE 1B**).

The gluteus maximus MVIC was recorded with the subject in a prone

## [ RESEARCH REPORT ]

position on an examination table. The subjects maintained 0° of hip flexion and 90° of knee flexion. An adjustable nylon strap placed on both iliac crests and secured firmly around the table was used to stabilize the subject's pelvis. The handheld dynamometer was positioned 5 cm proximal to the popliteal crease, and a second nylon strap was secured around the distal posterior thigh and the examination table, to resist hip extension (FIGURE 1C). Strong verbal encouragement was given throughout testing. The muscle testing order was randomized to account for ordering bias.

Following the MVIC testing, the participants were measured with electromagnetic tracking sensors. Each sensor was placed over an area of least muscle mass to minimize potential sensor movement and secured using double-sided, adhesive medical tape (Transpore; 3M, St Paul, MN). Before dynamic testing, the medial and lateral malleoli and femoral epicondyles were digitized to determine the ankle joint center and knee joint center, respectively. The hip joint center was estimated using the functional approach described by Leardini et al,<sup>26</sup> with the data being collected as subjects moved the hip into a minimum of 14 different static positions, representing positive and negative rotations around all 3 axes. The trunk angle was designated by the sternal sensor, sacral sensor, and the respective hip joint center. The C7-T1, T12-L1, and L5-S1 interspaces were also digitized. When the sensors were digitized, a static file was collected to determine the resting angles of the trunk, pelvis, hip, and knee. The subjects were instructed to stand on their evaluated lower limb, with 90° of knee flexion on the contralateral lower limb and their arms crossed over their chests. No support was provided to subjects during the static trial. Three static standing trials were recorded and used to determine the lower-limb anatomical position. This static measurement was used as the neutral alignment for each participant, with subsequent measurements referring to this position. There were no

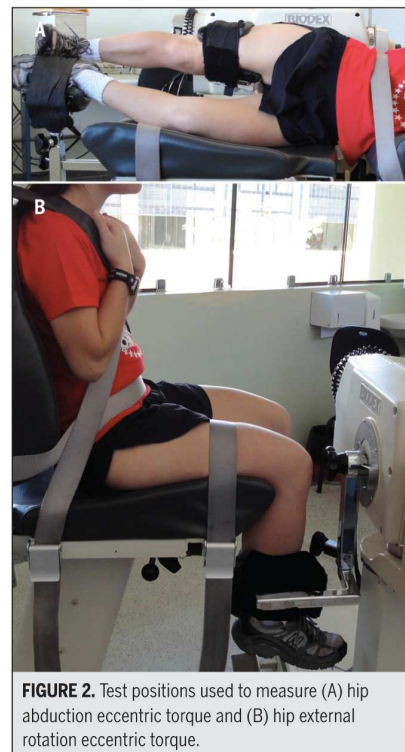
differences between groups across any of the kinematic variables under static conditions.

The subjects were then given the opportunity to practice the single-leg squat. They were instructed to squat to an angle greater than 60° of knee flexion during a 2-second period, then to return to the initial single-leg-stance position over another 2-second period.<sup>46</sup> Thus, it took 4 seconds, as monitored by a digital metronome, to perform a single-leg squat. After each trial, feedback was provided to indicate whether the trial was valid. A trial was considered valid if the subject had performed the single-leg squat to at least 60° of knee flexion, within a 4-second period, without losing his/her balance. If the trial was not considered valid, an additional trial was performed. The data from 3 valid trials were collected for analysis, with a 1-minute rest interval between trials.

In a prior study, to determine the test-retest reliability of the kinematics measurements, 8 participants were tested on 2 occasions separated by 3 to 5 days. The intraclass correlation coefficient (ICC<sub>3,1</sub>) and standard error of measurement were 0.93 and 0.07° for ipsilateral trunk lean, 0.95 and 1.29° for contralateral pelvic drop, 0.92 and 1.83° for hip adduction, 0.78 and 2.73° for hip internal rotation, and 0.92 and 1.81° for knee abduction.

**Eccentric Torque Evaluation** Before testing, each subject completed a 5-minute submaximal warm-up on a cycle ergometer. To evaluate hip abduction eccentric torque, the subject was in a sidelying position on the dynamometer testing table. The evaluated hip was placed superiorly and in neutral alignment in all 3 planes (FIGURE 2A). The rotational axis of the dynamometer was aligned with the hip joint center in the frontal plane,<sup>10</sup> and the lever arm was attached 5 cm above the knee joint line of the evaluated limb. The range of motion of the test was from 0° (neutral position) to 30° of hip abduction.

For the hip external rotation test, the participant was seated with the hip and



**FIGURE 2.** Test positions used to measure (A) hip abduction eccentric torque and (B) hip external rotation eccentric torque.

knee flexed to 90°. The upper thigh of the test leg and the trunk were stabilized with straps. The axis of the dynamometer was aligned with the long axis of the femur<sup>10</sup> (FIGURE 2B) and the lever arm was attached 5 cm above the lateral malleolus. The range of motion of the test was from 5° of hip internal rotation to 20° of hip external rotation.<sup>7</sup>

For both hip abduction and external rotation, the subjects first performed 5 submaximal and 3 maximal reciprocal eccentric familiarization contractions, with a 1-minute rest between the series. After a 3-minute rest, the subjects performed 5 repetitions with their maximal eccentric voluntary effort.<sup>7</sup> The eccentric/eccentric hip abduction/hip adduction and hip external rotation/hip internal rotation method was used to evaluate eccentric torque. Only eccentric hip abduction and external rotation torque values were used for data analysis. Testing was performed at an angular speed of 30°/s.<sup>10</sup> All subjects received strong verbal encouragement during eccentric hip



TABLE 1

## SUBJECT DEMOGRAPHICS\*

	Female PFPS (n = 20)	Male PFPS (n = 20)	Female Controls (n = 20)	Male Controls (n = 20)	Females, Both Groups (n = 40)	Males, Both Groups (n = 40)
Age, y	22.3 ± 3.1	24.2 ± 4.4	21.8 ± 2.6	23.5 ± 3.8	22.1 ± 2.8	23.8 ± 4.0
Mass, kg	61.1 ± 7.5	77.0 ± 9.6	59.4 ± 7.3	74.6 ± 9.1	60.3 ± 7.4 <sup>†</sup>	75.8 ± 9.8
Height, m	1.66 ± 0.59	1.80 ± 0.51	1.63 ± 0.73	1.76 ± 0.61	1.64 ± 0.69 <sup>†</sup>	1.78 ± 0.61

Abbreviation: PFPS, patellofemoral pain syndrome.

\*Data are mean ± SD.

<sup>†</sup>Females significantly different from males ( $P < .05$ ).

abduction and external rotation torque testing. The testing order was randomized to account for ordering bias. Peak hip abduction and external rotation eccentric torque (Nm) were determined using Biodex software (Biodex Medical Systems, Inc, Shirley, NY). The average of 5 maximal eccentric contractions was used for the analysis. All torque data were normalized for body weight multiplied by height (Nm/kg·m).<sup>7</sup>

Prior to the study, to establish test-retest reliability of eccentric hip torque measurements, 9 participants were tested on 2 occasions, separated by 1 week. The ICC<sub>3,1</sub> and standard error of measurement were 0.97 and 0.07 Nm/kg·m for hip abduction and 0.87 and 0.07 Nm/kg·m for hip lateral rotation.

### Data Analysis

All kinematic data were filtered using a fourth-order, zero-lag, low-pass Butterworth filter at 6 Hz.<sup>46,52</sup> The Euler angles were calculated using the joint coordinate systems definitions recommended by the International Society of Biomechanics<sup>17,51</sup> using the MotionMonitor software. The kinematic variables of interest included maximum excursion of ipsilateral trunk lean, contralateral pelvic drop, hip adduction, hip internal rotation, and knee abduction. The difference between contralateral pelvic drop and hip adduction excursion measurements was that the former was measured in the laboratory reference frame and the latter in the subject frame. These variables represented the movement excursions

calculated by subtracting the peak values acquired during the single-leg squat from the value recorded in the static standing position. The kinematic data were processed using custom MATLAB software (The MathWorks, Inc, Natick, MA).

Raw EMG signals were band-pass filtered at 35 to 500 Hz, and a 60-Hz notch filter was applied. The data were full-wave rectified, and a 75-millisecond, moving-average window, smoothing algorithm was used to generate a linear envelope.<sup>42</sup> The maximum amplitude across the MVICs represented 100% activity.<sup>5</sup> The averaged EMG data during single-leg squats were expressed as a percentage of EMG during the MVIC. For the kinematic and EMG variables, the average of 3 trials was used for the statistical analysis.

### Statistical Analysis

The kinematics, EMG, and torque variables were compared between males and females with and without PFPS, using a 2-way multivariate analysis of variance (sex by PFPS status). If there were significant multivariate effects, univariate effects were examined. For all univariate F tests, significant main effects were reported if there were no significant interactions. Scheffé post hoc tests were used to determine significant pairwise differences when there was a significant interaction. The statistical analyses were performed using SPSS Version 17 statistical software (SPSS Inc, Chicago, IL). The alpha level was set at .05.

## RESULTS

**M**ALE AND FEMALE PARTICIPANTS were evenly matched for age ( $P = .27$ ). Significant sex main effects (no interaction) were observed for body mass and height, with males being significantly heavier ( $P = .001$ ) and taller ( $P < .001$ ) than females (TABLE 1).

A 2-way multivariate analysis of variance revealed a significant multivariate sex-by-PFPS-status interaction (Wilks  $\lambda = .325$ ,  $F = 7.544$ ,  $df = 9$ ,  $P = .015$ ).

### Kinematics

There was no significant difference ( $P > .05$ ) in maximum excursion of knee flexion during single-leg squats among the 4 groups (mean ± SD female PFPS, 64.7° ± 3.8°; male PFPS, 66.1° ± 3.5°; female controls, 65.2° ± 2.9°; male controls, 67.4° ± 3.2°).

**Ipsilateral Trunk Lean** Significant sex and PFPS status main effects (no interaction) were observed. Females with and without PFPS demonstrated significantly greater ipsilateral trunk lean than males (mean difference, 2.9°; 95% confidence interval [CI]: 1.6, 5.2;  $P = .009$ ). Subjects with PFPS showed significantly greater ipsilateral trunk lean than the controls (mean difference, 2.6°; 95% CI: 1.1, 4.2;  $P = .012$ ) (TABLE 2, FIGURE 3).

**Contralateral Pelvic Drop** There was a significant PFPS status main effect (no interaction) for contralateral pelvic drop. Subjects with PFPS had significantly greater contralateral pelvic drop than the

## [ RESEARCH REPORT ]

**TABLE 2**

**MAXIMUM EXCURSION OF TRUNK, PELVIS, HIP, AND KNEE IN MALES AND FEMALES WITH AND WITHOUT PATELLOFEMORAL PAIN SYNDROME\***

	Female PFPS (n = 20)	Male PFPS (n = 20)	Female Controls (n = 20)	Male Controls (n = 20)	Females (n = 40)	Males (n = 40)	PFPS (n = 40)	Controls (n = 40)
Ipsilateral trunk lean	11.1 ± 4.6	7.5 ± 3.9	7.5 ± 3.5	6.4 ± 2.3	9.5 ± 4.5 <sup>†</sup>	6.6 ± 3.2	9.3 ± 5.3 <sup>‡</sup>	6.7 ± 3.0
Contralateral pelvic drop	11.3 ± 4.3	9.2 ± 4.6	6.6 ± 2.9	7.1 ± 4.5	9.0 ± 4.3	8.6 ± 4.2	10.3 ± 4.7 <sup>‡</sup>	7.4 ± 3.8
Hip adduction	20.4 ± 6.0	13.9 ± 7.3	14.3 ± 4.6	7.2 ± 3.8	17.4 ± 6.1 <sup>†</sup>	10.5 ± 5.7	14.8 ± 7.8 <sup>‡</sup>	10.8 ± 5.6
Hip internal rotation	15.6 ± 5.8 <sup>†</sup>	9.8 ± 4.8	9.7 ± 5.4	9.5 ± 4.3	12.8 ± 5.5	9.7 ± 4.4	12.7 ± 6.1	9.6 ± 5.1
Knee abduction	11.2 ± 4.6	7.1 ± 3.5	7.2 ± 3.3	4.2 ± 2.3	9.2 ± 4.1 <sup>†</sup>	5.4 ± 3.2	9.2 ± 5.0 <sup>‡</sup>	5.8 ± 3.4

Abbreviation: PFPS, patellofemoral pain syndrome.

\*Data are mean ± SD deg.

<sup>†</sup>Female PFPS significantly greater than male PFPS and controls ( $P < .05$ ).

<sup>‡</sup>Females significantly different from males ( $P < .05$ ).

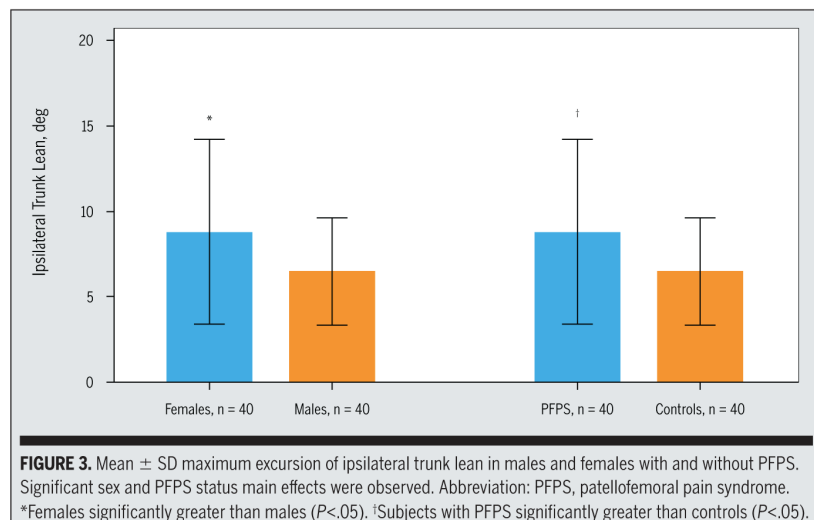
<sup>§</sup>Subjects with PFPS significantly different from controls ( $P < .05$ ).

controls (mean difference, 2.9°; 95% CI: 1.2, 5.2;  $P = .003$ ) (TABLE 2).

**Hip Adduction** There were significant sex and PFPS status main effects (no interaction) for hip adduction. Females presented significantly greater hip adduction compared to males (mean difference, 6.9°; 95% CI: 4.3, 9.3;  $P < .0001$ ), and subjects with PFPS demonstrated significantly greater hip adduction than the controls (mean difference, 4.0°; 95% CI: 2.8, 7.8;  $P < .0001$ ) (TABLE 2).

**Hip Internal Rotation** There was a statistically significant sex-by-PFPS-status interaction ( $P = .04$ ) for hip internal rotation during a single-leg squat. Post hoc analysis revealed that females with PFPS had significantly greater hip internal rotation than males with PFPS (mean difference, 5.8°; 95% CI: 1.5, 10.9;  $P = .02$ ), control females (mean difference, 5.9°; 95% CI: 1.7, 11.0;  $P = .02$ ), and control males (mean difference, 6.1°; 95% CI: 1.6, 10.9;  $P = .03$ ) (TABLE 2, FIGURE 4).

**Knee Abduction** There were significant sex and PFPS status main effects (no interaction) for knee abduction. Females showed significantly greater knee abduction than males (mean difference, 3.9°; 95% CI: 2.1, 5.3;  $P < .0001$ ). Subjects with PFPS demonstrated significantly greater knee abduction than the controls (mean difference, 3.4°; 95% CI: 1.8, 5.2;  $P < .0001$ ) (TABLE 2).



**FIGURE 3.** Mean ± SD maximum excursion of ipsilateral trunk lean in males and females with and without PFPS. Significant sex and PFPS status main effects were observed. Abbreviation: PFPS, patellofemoral pain syndrome. \*Females significantly greater than males ( $P < .05$ ). †Subjects with PFPS significantly greater than controls ( $P < .05$ ).

### Eccentric Torque

Significant sex and PFPS status main effects (no interaction) were observed for the eccentric torque measurements (TABLE 3). Males generated significantly higher peak eccentric hip abduction torque (0.17 Nm/kg-m; 95% CI: 0.10, 0.25;  $P < .0001$ ) and peak eccentric hip external rotation torque (0.17 Nm/kg-m; 95% CI: 0.13, 0.21;  $P < .0001$ ) when compared to females. Subjects with PFPS generated less peak eccentric hip abduction torque (-0.15 Nm/kg-m; 95% CI: -0.23, -0.10;  $P < .001$ ) and peak eccentric hip external rotation torque (-0.10 Nm/kg-m; 95% CI: -0.13, -0.06;  $P < .0001$ ) when compared to control subjects.

### Electromyography

There was a significant sex-by-PFPS-status interaction for the gluteus medius EMG signal amplitude during the single-leg squat ( $P = .017$ ). The post hoc analysis revealed diminished activation of the gluteus medius in females with PFPS when compared to the females in the control group (5.7% MVIC; 95% CI: 1.2, 11.7;  $P = .035$ ). However, there was no difference between males with and without PFPS ( $P = .95$ ). Both female groups had greater MVIC values than both male groups ( $P < .01$  for all 4 comparisons) (TABLE 3, FIGURE 5).

A significant sex main effect (no interaction) was found for the gluteus

**TABLE 3**

**PEAK ECCENTRIC TORQUE AND ELECTROMYOGRAPHIC SIGNAL AMPLITUDES IN MALES AND FEMALES WITH AND WITHOUT PATELLOFEMORAL PAIN SYNDROME\***

	Female PFPS (n = 20)	Male PFPS (n = 20)	Female Controls (n = 20)	Male Controls (n = 20)	Females (n = 40)	Males (n = 40)	PFPS (n = 40)	Controls (n = 40)
Eccentric torque, Nm/kg·m								
Hip abduction	0.56 ± 0.13	0.75 ± 0.22	0.73 ± 0.15	0.88 ± 0.21	0.65 ± 0.16 <sup>†</sup>	0.82 ± 0.22	0.67 ± 0.20 <sup>§</sup>	0.81 ± 0.19
Hip external rotation	0.35 ± 0.07	0.52 ± 0.09	0.44 ± 0.06	0.61 ± 0.09	0.40 ± 0.08 <sup>†</sup>	0.57 ± 0.11	0.44 ± 0.12 <sup>§</sup>	0.53 ± 0.12
Electromyography signal, % MVIC								
Gluteus medius	23.7 ± 4.3 <sup>†</sup>	17.9 ± 8.1	29.4 ± 5.5	17.0 ± 5.4	26.5 ± 5.6	17.5 ± 6.6	20.8 ± 6.8	23.2 ± 7.6
Gluteus maximus	24.1 ± 3.9	20.6 ± 7.5	24.6 ± 2.7	18.9 ± 8.9	24.3 ± 3.3 <sup>†</sup>	19.7 ± 8.1	22.3 ± 6.1	21.7 ± 7.1

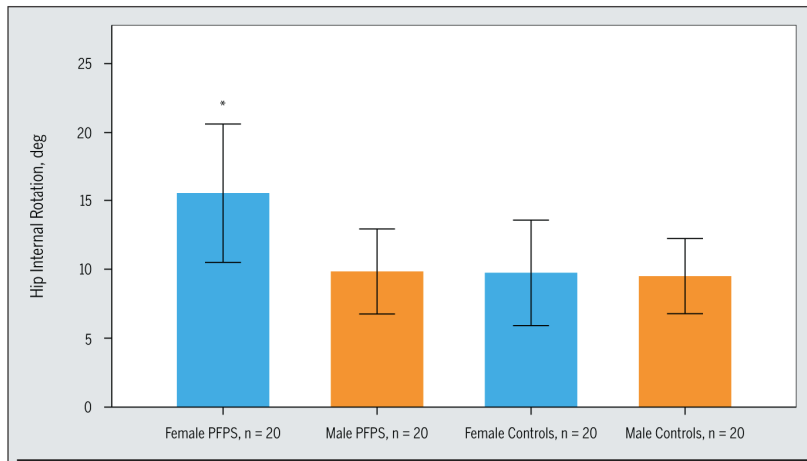
Abbreviations: MVIC, maximal voluntary isometric contraction; PFPS, patellofemoral pain syndrome.

\*Data are mean ± SD.

<sup>†</sup>Females with PFPS significantly lower activation than female control subjects ( $P < .05$ ). Both female groups significantly greater than both male groups ( $P < .01$  for all 4 comparisons).

<sup>‡</sup>Females significantly different from males ( $P < .05$ ).

<sup>§</sup>Subjects with PFPS significantly different from controls ( $P < .05$ ).



**FIGURE 4.** Mean ± SD maximum excursion of hip internal rotation in males and females with and without PFPS. A significant sex-by-PFPS-status interaction was observed. Abbreviation: PFPS, patellofemoral pain syndrome. \*Female PFPS significantly greater than male PFPS and controls ( $P < .05$ ).

maximus EMG signal amplitude during the single-leg squat. Females (PFPS and controls) demonstrated significantly greater activation of the gluteus maximus when compared to the male groups (4.7% MVIC; 95% CI: 1.8, 7.5;  $P = .002$ ) (TABLE 3).

## DISCUSSION

**T**HE CURRENT STUDY DEMONSTRATED that males and females with PFPS presented increased ipsilateral trunk lean, contralateral pelvic drop, hip adduction, and knee abduction when

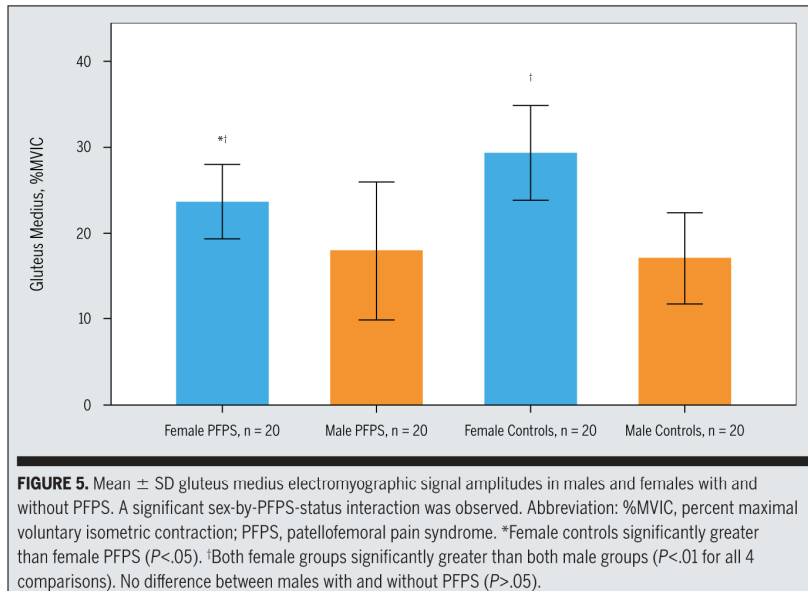
compared to pain-free controls, while performing a single-leg squat. Individuals with PFPS also showed diminished hip abduction and hip external rotation strength as measured eccentrically. Overall, the noted differences were more evident in females than in males. Interestingly, females with PFPS had greater hip internal rotation than males with PFPS and both control groups. Females with PFPS also had decreased neuromuscular activation of the gluteus medius during the single-leg squat when compared to female controls. Overall, during the single-leg squat, women activated the

gluteus medius and maximus muscles at a greater percent of their maximum effort than men.

The present results revealed that males and females with PFPS presented very similar patterns of kinematic and strength alterations compared to their respective control groups; however, alterations in hip internal rotation and gluteus medius activation were only found in females with PFPS. It may, therefore, be important to acknowledge and address these specific differences between the sexes when evaluating and treating patients with PFPS.

The findings of a combination of hip abductor weakness and increased ipsilateral trunk lean are consistent with the concept that increased ipsilateral trunk lean may act as a compensatory mechanism for hip abductor weakness. Theoretically, this compensation would serve to better control the contralateral pelvic drop and the amount of hip adduction of the stance limb during functional activities.<sup>12,42</sup> However, males and females with PFPS still presented increased contralateral pelvic drop and hip adduction compared to the pain-free controls. It is possible that increased ipsilateral trunk lean may compensate for hip abductor weakness by shifting the center of mass over the hip joint center. However, this compensation would be only partially ef-

## [ RESEARCH REPORT ]



fective in reducing the above pelvic and hip movements. Previous studies<sup>23,24</sup> have reported that individuals with severe knee osteoarthritis show significantly increased ipsilateral trunk lean and less peak hip adduction during gait when compared to controls and subjects with mild and moderate osteoarthritis. The authors stated that patients with the most severe knee osteoarthritis would have received the greatest mechanical benefit, based on the greater magnitude of trunk lean. Alternatively, another possible explanation for the present findings is that the amount of trunk lean in the subjects with PFPS might not have been sufficient to decrease the contralateral pelvic drop and hip adduction during the single-leg squat.

It has been reported that increased ipsilateral trunk lean may increase the valgus moment of the knee joint.<sup>23,31</sup> Myer et al<sup>32</sup> demonstrated that higher knee abduction moments during landing were associated with a greater incidence of PFPS among female recreational athletes during a basketball season. Also, Hewett et al,<sup>21</sup> based on video analysis of noncontact anterior cruciate ligament injuries in female athletes, reported that greater ipsilateral trunk angle and knee abduc-

tion occur in combination. The authors stated that, because the trunk comprises more than half the body's mass, ipsilateral trunk motion increases the ground reaction force passing lateral to the knee and, consequently, the knee abduction load. In the frontal plane, knee valgus may be a result of hip adduction, knee abduction, or a combination of both. In the present study, the subjects with PFPS showed greater ipsilateral trunk lean, hip adduction, and knee abduction than the controls during the single-leg squat. Consistent with the results of Hewett et al,<sup>21</sup> females in the present study showed greater ipsilateral trunk lean compared to males. The increased knee valgus presented by subjects with PFPS may have detrimental consequences, because it may increase the lateral forces acting on the patella.<sup>22,37,38</sup> This may result in increased contact pressure between the lateral femoral condyle and the lateral facet of the patella, which may lead to PFPS. Therefore, although it has been proposed that increased ipsilateral trunk lean could compensate for hip abductor weakness, it has the potential to promote detrimental effects on the tibiofemoral and patellofemoral joints.

The results of the current study are

consistent with the data from Willson et al,<sup>45</sup> who reported greater contralateral pelvic drop in females with PFPS when compared to female controls during jumping after an exertion protocol. Though the present study used a less-demanding activity, it also found increased contralateral pelvic drop in subjects with PFPS compared to pain-free controls. This was the only kinematic variable for which findings were similar in both males and females. The present study also adds to the growing body of literature that has reported increased hip adduction during functional and sports activities in subjects with PFPS,<sup>12,30,39,45-47</sup> and is in agreement with previous studies showing greater hip adduction in females compared to males.<sup>15,52</sup>

Recently, a prospective study demonstrated that increased hip internal rotation during jump landing was a risk factor that predisposed individuals to PFPS.<sup>8</sup> However, there are conflicting results concerning hip internal rotation in subjects with PFPS compared to controls during weight-bearing activities. Studies have reported greater,<sup>8,30,42,43</sup> less,<sup>2,45,46</sup> and no difference<sup>4,39</sup> in hip internal rotation in subjects with PFPS compared to controls. Our results showed increased hip internal rotation in individuals with PFPS, but only in females. It may be useful to consider this sex-specific hip kinematic alteration when treating females with PFPS. Mechanically, excessive hip internal rotation during weight-bearing activities directly affects patellofemoral kinematics. Souza et al<sup>41</sup> reported greater lateral patellar tilt and displacement associated with increased hip internal rotation in females with PFPS when compared to female controls during the single-limb squat. Previous studies have also demonstrated a relationship between excessive femoral rotation and increased patellofemoral joint stress via decreased patellofemoral joint contact area.<sup>3,27,40</sup>

The present findings of reduced hip abduction and external rotation strength in males and females with PFPS compared to controls are consistent with the



results of previous studies.<sup>7,10,29,45,47</sup> This suggests that hip strengthening,<sup>13,16,25,50</sup> potentially focusing on eccentric action, should be incorporated in the rehabilitation programs for males and females with PFPS. The authors chose to evaluate eccentric muscle action because the hip abductors and external rotators must act eccentrically to control or resist excessive femoral adduction and internal rotation during functional weight-bearing activities.<sup>15,38</sup> In addition, hip eccentric torque has been associated with functional capacity and pain level in females with PFPS.<sup>33</sup>

Although males and females with PFPS showed diminished hip external rotation eccentric torque, only females with PFPS demonstrated increased hip internal rotation during the single-leg squat. Souza and Powers<sup>43</sup> reported that the greater hip internal rotation motion occurring during running in women with PFPS was associated with diminished hip muscle performance, especially hip extension endurance. Conversely, Willson and Davis<sup>47</sup> found no relationship between isometric hip external rotation strength and hip internal rotation excursion during jumping in women with and without PFPS. No previous study has evaluated this relationship in males with PFPS. The small magnitude of movement and the technical challenges to measure hip transverse plane motion may account for some of the differences among studies.

Decreased gluteus medius activation during a single-leg squat was observed in females with PFPS compared to female control participants. However, there was no difference in gluteus medius activation between males with and without PFPS. Previous studies reported no difference in gluteus medius activation between females with and without PFPS during running and step-down and drop-jump tasks.<sup>42,49</sup> A possible explanation for the lesser activation of the gluteus medius in females with PFPS in the present study is that increased ipsilateral trunk lean could have reduced the demand placed

on the hip abductor muscles. Females with PFPS presented 33% more ipsilateral trunk lean than the female controls, whereas males with PFPS only demonstrated 15% greater trunk lean than the male controls. Although the difference in trunk lean between the males and females with PFPS was not significant, it may account for the differences in gluteus medius activation.

There was no difference in gluteus maximus activation between the subjects with and without PFPS during the activity evaluated. These results are in agreement with those of Willson et al,<sup>49</sup> who also observed no difference in gluteus maximus activation during running in females with PFPS compared to controls. Conversely, Souza and Powers<sup>42</sup> demonstrated increased gluteus maximus activation during weight-bearing activities in females with PFPS. It was postulated by the authors that this was a reflection of increased recruitment of their weaker hip extensors in an attempt to better control hip internal rotation. The findings of the present study did not support this hypothesized method of compensation. In agreement with previous studies,<sup>14,18,34</sup> it was observed that females presented greater gluteus medius and maximus activation than males during a single-leg squat.

Previous studies have identified increased hip internal rotation<sup>8</sup> and knee abduction moment<sup>32</sup> as risk factors for PFPS. Although Leetun et al<sup>28</sup> showed that lower isometric hip external rotation strength predisposed collegiate athletes to lower-limb injuries, Thijs et al<sup>44</sup> recently suggested that isometric hip muscle strength might not be a predisposing factor for PFPS in female runners. Further prospective studies are necessary to draw definite conclusions about the role of trunk and pelvis kinematics and hip strength and muscular activation in PFPS. Future studies may consider investigating gluteus medius and maximus onset times, as these variables have been shown to be associated with hip kinematics.<sup>49</sup> Although the kinematic differences

between the evaluated groups during the single-leg squat were small, Huberti and Hayes<sup>22</sup> found that a 10° increase in the quadriceps angle resulted in a 45% increase in the peak contact pressure on the lateral aspect of the patellofemoral joint,<sup>37</sup> suggesting that relatively small differences may influence patellofemoral joint loading.

Finally, in this study, the focus was on studying proximal factors that may influence the patellofemoral joint. Future studies should combine the evaluation of proximal (trunk, pelvis, and hip), local, and distal (ankle and foot) mechanics during functional activities in individuals with PFPS.<sup>9,19</sup>

## CONCLUSION

**C**OMPARED TO CONTROLS, MALES AND females with PFPS showed increased ipsilateral trunk lean, contralateral pelvic drop, hip adduction, and knee abduction during a single-leg squat. These altered kinematics were accompanied by decreased strength of the hip abductors and external rotators, as measured eccentrically on an isokinetic dynamometer. Additionally, in contrast to males, females with PFPS showed increased hip internal rotation and decreased gluteus medius activation during the single-leg squat. Therefore, despite many similarities in findings for males and females with PFPS, there are specific sex differences that may warrant consideration in future studies and when evaluating and treating females with PFPS. ●

## KEY POINTS

**FINDINGS:** Compared to controls, males and females with PFPS showed increased ipsilateral trunk lean, contralateral pelvic drop, hip adduction, and knee abduction during a single-leg squat. Only females with PFPS presented increased hip internal rotation and reduced gluteus medius activation during the single-leg squat. Both males and females with PFPS had reduced eccentric strength of the hip abductors

## RESEARCH REPORT

and external rotators.

**IMPLICATIONS:** In addition to previously described pelvis, hip, and knee biomechanical differences, altered trunk kinematics was found during the performance of a single-leg squat in males and females with PFPS compared to male and female control participants. Sex-specific hip kinematic and muscular activation differences exist and should be addressed when treating patients with PFPS.

**CAUTION:** A cause-and-effect relationship between PFPS and group differences cannot be made from this cross-sectional design.

**ACKNOWLEDGEMENTS:** *We gratefully acknowledge the financial support from Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP).*

### REFERENCES

1. Baquie P, Brukner P. Injuries presenting to an Australian sports medicine centre: a 12-month study. *Clin J Sport Med.* 1997;7:28-31.
2. Barton CJ, Levinger P, Webster KE, Menz HB. Walking kinematics in individuals with patellofemoral pain syndrome: a case-control study. *Gait Posture.* 2011;33:286-291. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.11.022>
3. Besier TF, Gold GE, Delp SL, Fredericson M, Beaupre GS. The influence of femoral internal and external rotation on cartilage stresses within the patellofemoral joint. *J Orthop Res.* 2008;26:1627-1635. <http://dx.doi.org/10.1002/jor.20663>
4. Bolgia LA, Malone TR, Umberger BR, Uhl TL. Hip strength and hip and knee kinematics during stair descent in females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38:12-18. <http://dx.doi.org/10.2519/jospt.2008.2462>
5. Bolgia LA, Malone TR, Umberger BR, Uhl TL. Reliability of electromyographic methods used for assessing hip and knee neuromuscular activity in females diagnosed with patellofemoral pain syndrome. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20:142-147. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.11.008>
6. Boling M, Padua DA, Marshall S, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A. Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. *Scand J Med Sci Sports.* 2010;20:725-730. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1600-0838.2009.00996.x>
7. Boling MC, Padua DA, Creighton RA. Concentric

- and eccentric torque of the hip musculature in individuals with and without patellofemoral pain. *J Athl Train.* 2009;44:7-13. <http://dx.doi.org/10.4085/1062-6050-44.1.7>
8. Boling MC, Padua DA, Marshall SW, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A. A prospective investigation of biomechanical risk factors for patellofemoral pain syndrome: the Joint Undertaking to Monitor and Prevent ACL Injury (JUMP-ACL) cohort. *Am J Sports Med.* 2009;37:2108-2116. <http://dx.doi.org/10.1177/0363546509337934>
  9. Davis IS, Powers CM. 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.* 2010;40:A1-A16. <http://dx.doi.org/10.2519/jospt.2010.0302>
  10. de Marche Baldon R, Nakagawa TH, Muniz TB, Amorim CF, Maciel CD, Serrão FV. Eccentric hip muscle function in females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Athl Train.* 2009;44:490-496. <http://dx.doi.org/10.4085/1062-6050-44.5.490>
  11. Dierks TA, Manal KT, Hamill J, Davis I. Lower extremity kinematics in runners with patellofemoral pain during a prolonged run. *Med Sci Sports Exerc.* 2011;43:693-700. <http://dx.doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181f744f5>
  12. Dierks TA, Manal KT, Hamill J, Davis IS. Proximal and distal influences on hip and knee kinematics in runners with patellofemoral pain during a prolonged run. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38:448-456. <http://dx.doi.org/10.2519/jospt.2008.2490>
  13. Dolak KL, Silkman C, Medina McKeon J, Hosey RG, Lattermann C, Uhl TL. Hip strengthening prior to functional exercises reduces pain sooner than quadriceps strengthening in females with patellofemoral pain syndrome: a randomized clinical trial. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2011;41:560-570. <http://dx.doi.org/10.2519/jospt.2011.3499>
  14. Dwyer MK, Boudreau SN, Mattacola CG, Uhl TL, Lattermann C. Comparison of lower extremity kinematics and hip muscle activation during rehabilitation tasks between sexes. *J Athl Train.* 2010;45:181-190. <http://dx.doi.org/10.4085/1062-6050-45.2.181>
  15. Ferber R, Davis IM, Williams DS, 3rd. Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2003;18:350-357.
  16. Fukuda TY, Rossetto FM, Magalhaes E, Bryk FF, Lucareli PR, de Almeida Aparecida Carvalho N. Short-term effects of hip abductors and lateral rotators strengthening in females with patellofemoral pain syndrome: a randomized controlled clinical trial. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40:736-742. <http://dx.doi.org/10.2519/jospt.2010.3246>
  17. Grood ES, Suntay WJ. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng.* 1983;105:136-144.
  18. Hanson AM, Padua DA, Blackburn TJ, Prentice

- WE, Hirth CJ. Muscle activation during side-step cutting maneuvers in male and female soccer athletes. *J Athl Train.* 2008;43:133-143. <http://dx.doi.org/10.4085/1062-6050-43.2.133>
19. Heiderscheidt BC. Lower extremity injuries: is it just about hip strength? *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40:39-41. <http://dx.doi.org/10.2519/jospt.2010.0102>
  20. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, et al. *SENIAM 8: European Recommendations for Surface Electromyography.* Enschede, The Netherlands: Roessingh Research and Development; 1999.
  21. Hewett TE, Torg JS, Boden BP. Video analysis of trunk and knee motion during non-contact anterior cruciate ligament injury in female athletes: lateral trunk and knee abduction motion are combined components of the injury mechanism. *Br J Sports Med.* 2009;43:417-422. <http://dx.doi.org/10.1136/bjsm.2009.059162>
  22. Huberti HH, Hayes WC. Patellofemoral contact pressures. The influence of q-angle and tendofemoral contact. *J Bone Joint Surg Am.* 1984;66:715-724.
  23. Hunt MA, Birmingham TB, Bryant D, et al. Lateral trunk lean explains variation in dynamic knee joint load in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage.* 2008;16:591-599. <http://dx.doi.org/10.1016/j.joca.2007.10.017>
  24. Hunt MA, Wrigley TV, Hinman RS, Bennell KL. Individuals with severe knee osteoarthritis (OA) exhibit altered proximal walking mechanics compared with individuals with less severe OA and those without knee pain. *Arthritis Care Res (Hoboken).* 2010;62:1426-1432. <http://dx.doi.org/10.1002/acr.20248>
  25. Khayambashi K, Mohammadkhani Z, Ghaznavi K, Lyle MA, Powers CM. The effects of isolated hip abductor and external rotator muscle strengthening on pain, health status, and hip strength in females with patellofemoral pain: a randomized controlled trial. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012;42:22-29. <http://dx.doi.org/10.2519/jospt.2012.3704>
  26. Leardini A, Cappozzo A, Catani F, et al. Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location. *J Biomech.* 1999;32:99-103.
  27. Lee TQ, Anzel SH, Bennett KA, Pang D, Kim WC. The influence of fixed rotational deformities of the femur on the patellofemoral contact pressures in human cadaver knees. *Clin Orthop Relat Res.* 1994;69-74.
  28. Leetun DT, Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Med Sci Sports Exerc.* 2004;36:926-934.
  29. Magalhaes E, Fukuda TY, Sacramento SN, Forgas A, Cohen M, Abdalla RJ. A comparison of hip strength between sedentary females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40:641-647. <http://dx.doi.org/10.2519/jospt.2010.3120>
  30. McKenzie K, Galea V, Wessel J, Piernynowski M. Lower extremity kinematics of females with

patellofemoral pain syndrome while stair stepping. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40:625-632. <http://dx.doi.org/10.2519/jospt.2010.3185>

31. Mundermann A, Asay JL, Mundermann L, Andriacchi TP. Implications of increased medio-lateral trunk sway for ambulatory mechanics. *J Biomech.* 2008;41:165-170. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.07.001>
32. Myer GD, Ford KR, Barber Foss KD, et al. The incidence and potential pathomechanics of patellofemoral pain in female athletes. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2010;25:700-707. <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.04.001>
33. Nakagawa TH, de Marche Baldon R, Muniz TB, Serrao FV. Relationship among eccentric hip and knee torques, symptom severity and functional capacity in females with patellofemoral pain syndrome. *Phys Ther Sport.* 2011;12:133-9. <http://dx.doi.org/10.1016/j.pts.2011.04.004>
34. Nguyen AD, Shultz SJ, Schmitz RJ, Luecht RM, Perrin DH. A preliminary multifactorial approach describing the relationships among lower extremity alignment, hip muscle activation, and lower extremity joint excursion. *J Athl Train.* 2011;46:246-256.
35. Norcross MF, Blackburn JT, Goerger BM. Reliability and interpretation of single leg stance and maximum voluntary isometric contraction methods of electromyography normalization. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20:420-425. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.08.003>
36. Pollard CD, Sigward SM, Powers CM. Gender differences in hip joint kinematics and kinetics during side-step cutting maneuver. *Clin J Sport Med.* 2007;17:38-42. <http://dx.doi.org/10.1097/JSM.0b013e3180305de8>
37. Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40:42-51. <http://dx.doi.org/10.2519/jospt.2010.3337>
38. Powers CM. The influence of altered lower-

extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2003;33:639-646.

39. Salsich GB, Long-Rossi F. Do females with patellofemoral pain have abnormal hip and knee kinematics during gait? *Physiother Theory Pract.* 2010;26:150-159. <http://dx.doi.org/10.3109/09593980903423111>
40. Salsich GB, Perman WH. Patellofemoral joint contact area is influenced by tibiofemoral rotation alignment in individuals who have patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007;37:521-528. <http://dx.doi.org/10.2519/jospt.2007.2589>
41. Souza RB, Draper CE, Fredericson M, Powers CM. Femur rotation and patellofemoral joint kinematics: a weight-bearing magnetic resonance imaging analysis. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40:277-285. <http://dx.doi.org/10.2519/jospt.2010.3215>
42. Souza RB, Powers CM. Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2009;39:12-19. <http://dx.doi.org/10.2519/jospt.2009.2885>
43. Souza RB, Powers CM. Predictors of hip internal rotation during running: an evaluation of hip strength and femoral structure in women with and without patellofemoral pain. *Am J Sports Med.* 2009;37:579-587. <http://dx.doi.org/10.1177/0363546508326711>
44. Thijs Y, Pattyn E, Van Tiggele D, Rombaut L, Witvrouw E. Is hip muscle weakness a predisposing factor for patellofemoral pain in female novice runners? A prospective study. *Am J Sports Med.* 2011;39:1877-1882. <http://dx.doi.org/10.1177/0363546511407617>
45. Willson JD, Binder-Macleod S, Davis IS. Lower extremity jumping mechanics of female athletes with and without patellofemoral pain before and after exertion. *Am J Sports Med.* 2008;36:1587-1596. <http://dx.doi.org/10.1177/0363546508315592>

org/10.1177/0363546508315592

46. Willson JD, Davis IS. Lower extremity mechanics of females with and without patellofemoral pain across activities with progressively greater task demands. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2008;23:203-211. <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.08.025>
47. Willson JD, Davis IS. Lower extremity strength and mechanics during jumping in women with patellofemoral pain. *J Sport Rehabil.* 2009;18:76-90.
48. Willson JD, Davis IS. Utility of the frontal plane projection angle in females with patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38:606-615. <http://dx.doi.org/10.2519/jospt.2008.2706>
49. Willson JD, Kernozek TW, Arndt RL, Reznicek DA, Straker JS. Gluteal muscle activation during running in females with and without patellofemoral pain syndrome. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2011;26:735-740. <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.02.012>
50. Willy RW, Davis IS. The effect of a hip-strengthening program on mechanics during running and during a single-leg squat. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2011;41:625-632. <http://dx.doi.org/10.2519/jospt.2011.3470>
51. Wu G, Siegler S, Allard P, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. *J Biomech.* 2002;35:543-548.
52. Zeller BL, McCrory JL, Kibler WB, Uhl TL. Differences in kinematics and electromyographic activity between men and women during the single-legged squat. *Am J Sports Med.* 2003;31:449-456.



**DOWNLOAD PowerPoint Slides of JOSPT Figures & Tables**

JOSPT offers **PowerPoint slides of figures and tables** to accompany selected articles on the *Journal's* website ([www.jospt.org](http://www.jospt.org)). These slides can be downloaded and saved and include the article title, authors, and full citation. With each article where this feature is available, click **"View Slides"** and then right click on the link and select **"Save Target As"**.

## **ANEXO III**



# Frontal Plane Biomechanics in Males and Females with and without Patellofemoral Pain

THERESA HELISSA NAKAGAWA<sup>1</sup>, ÉRIKA TIEMI UEHARA MORIYA<sup>1</sup>, CARLOS DIAS MACIEL<sup>2</sup>, and FÁBIO VIADANNA SERRÃO<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Physical Therapy, Federal University of São Carlos, São Carlos, BRAZIL; and <sup>2</sup>Department of Electrical Engineering, University of São Paulo, São Carlos, BRAZIL

## ABSTRACT

NAKAGAWA, T. H., É. T. U. MORIYA, C. D. MACIEL, and F. V. SERRÃO. Frontal Plane Biomechanics in Males and Females with and without Patellofemoral Pain. *Med. Sci. Sports Exerc.*, Vol. 44, No. 9, pp. 1747–1755, 2012. **Purpose:** The study's purpose was to compare trunk, pelvis, hip, and knee frontal plane biomechanics in males and females with and without patellofemoral pain syndrome (PFPS) during stepping. **Methods:** Eighty recreational athletes were equally divided into four groups: female PFPS, female controls, male PFPS, and male controls. Trunk, pelvis, hip, and knee frontal plane kinematics and activation of the gluteus medius were evaluated at 15°, 30°, 45°, and 60° of knee flexion during the downward and upward phases of the stepping task. Isometric hip abductor torque was also evaluated. **Results:** Females showed increased hip adduction and knee abduction at all knee flexion angles, greater ipsilateral trunk lean and contralateral pelvic drop from 60° of knee flexion till the end of the stepping task ( $P = 0.027-0.001$ ), diminished hip abductor torque ( $P < 0.001$ ), and increased gluteus medius activation than males ( $P = 0.008-0.001$ ). PFPS subjects presented increased knee abduction at all the angles evaluated; greater trunk, pelvis, and hip motion from 45° of knee flexion of the downward phase till the end of the maneuver; and diminished gluteus medius activation at 60° of knee flexion, compared with controls ( $P = 0.034-0.001$ ). Females with PFPS showed lower hip abductor torque compared with the other groups. **Conclusions:** Females presented with altered frontal plane biomechanics that may predispose them to knee injury. PFPS subjects showed frontal plane biomechanics that could increase the lateral patellofemoral joint stress at all the angles evaluated and could increase even more from 45° of knee flexion in the downward phase until the end of the maneuver. Hip abductor strengthening and motor control training should be considered when treating females with PFPS. **Key Words:** TRUNK, HIP, KNEE, KINEMATICS, TORQUE, EMG

Patellofemoral pain syndrome (PFPS) is a common cause of knee pain among physically active individuals and represents approximately 25% of all knee conditions treated in sports medicine outpatient clinics (1). It has been proposed that abnormal hip motion may contribute to PFPS (31). In the frontal plane, excessive hip adduction and/or knee abduction during weight-bearing activities increase the knee valgus angle and, consequently, the lateral force that acts on the patella and lateral patellofemoral joint stress (18). Because the incidence of PFPS in females is more than two times higher than in males (4), most of the studies have only evaluated hip kinematics in females with and without PFPS (2,25,35,38,39). However, males do experience PFPS and have

been shown to present differences in hip kinematic patterns when compared with females during functional and sports-related weight bearing activities (16,21,23,40). Thus, it is important to investigate if males and females with PFPS present differences in their hip and knee frontal plane motions to design more specific interventions for PFPS.

Although some authors reported increased hip adduction during functional weight-bearing activities (9,25,38,39), other studies have not reported the same findings in individuals with PFPS (2,8,35). It is noteworthy that hip adduction may be the result of adduction of the femur relative to the pelvis, the pelvis dropping on the contralateral side, or a combination of both. However, only one study evaluated contralateral pelvic drop in females with PFPS (38). Although biomechanical studies have suggested performing weight-bearing exercises at knee flexion angles lower than 48°–50° (11,36), researchers have yet to describe the frontal plane mechanics of the trunk, pelvis, hip, and knee at these lower knee flexion angles. It is not known if there is increased hip adduction and/or knee abduction in PFPS subjects at smaller knee flexion angles, which could increase the patellofemoral joint stress during functional activities. Thus, more studies are necessary to evaluate the pelvis, hip, and knee frontal plane kinematics at various knee flexion angles during weight-bearing activities in subjects with PFPS.

Address for correspondence: Fábio Viadanna Serrão, Ph.D., Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de São Carlos, Rodovia Washington Luis, Km 235, CEP: 13565-905, São Carlos, São Paulo, Brasil; E-mail fserrao@ufscar.br.

Submitted for publication November 2011.

Accepted for publication March 2012.

0195-9131/12/4409-1747/0

MEDICINE & SCIENCE IN SPORTS & EXERCISE®

Copyright © 2012 by the American College of Sports Medicine

DOI: 10.1249/MSS.0b013e318256903a

APPLIED SCIENCES

or symptoms of meniscal or knee ligament involvement; and 5) any neurological involvement that would affect gait.

**Procedure.** Eleven subjects reported bilateral symptoms, so in these individuals, the most affected lower extremity was tested. The corresponding limb of the age-matched control participant was tested.

Before testing, each participant completed a 5-min warm-up on a treadmill at  $1.66 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ . The EMG signals of the GM were recorded at 2000 Hz, detected using surface electrode DE-3.1 sensors (Delsys, Inc., Boston, MA) and amplified by a Bagnoli™ eight-channel system (Delsys, Inc.). The EMG signals were digitized using a 12-bit analog-to-digital board synchronized with the motion analysis data. Before electrode placement, the skin was shaved, abraded, and cleaned with isopropyl alcohol. The surface electrodes were applied to the skin in parallel to the midmuscle belly of the GM (15). The GM electrode was placed one-half of the distance between the iliac crest and the greater trochanter.

The EMG data obtained during the stepping maneuver were normalized by the maximal voluntary isometric contraction (MVIC). The participants carried out one practice trial before collection of three 5-s MVICs for each muscle, resting for 30 s between trials (3). The handheld dynamometer (Lafayette Instruments, Lafayette, IN) was used to simultaneously measure the strength generated during each MVIC (3). The subjects had to carry out three measurements with a variability of less than 10%; otherwise, another trial was carried out (3). The GM MVIC was recorded with the participant lying on his/her side with the evaluated limb placed in a neutral position by placing pillows between the lower extremities (3). To ensure that the legs were kept at a consistent distance apart across all subjects,  $0^\circ$  of hip abduction was measured with respect to a line connecting the anterior superior iliac spines. An adjustable nylon strap placed just proximal to the iliac crest and secured firmly around the underside of the table was used to stabilize the subject's trunk. The handheld dynamometer was positioned over the lateral femoral condyle and a second nylon strap secured around the distal thigh and the examination table to resist hip abduction. Strong verbal encouragement was given throughout testing.

After the MVIC testing, the participants were instrumented with the electromagnetic tracking sensors. The three-dimensional joint kinematics of the trunk, pelvis, hip, and knee were measured using the Flock of Birds® (mini-BIRD®) hardware (Ascension Technology Corporation, Burlington, VT) integrated with the MotionMonitor™ software (Innovative Sports Training, Inc., Chicago, IL). Five electromagnetic sensors were placed on the sternum, the sacrum, the distal lateral thighs, and the anteromedial aspect of the proximal tibia. The kinematic data were collected at a sampling rate of 90 Hz. Each sensor was placed over an area of the least muscle mass to minimize potential sensor movement and was secured using double-sided tape and adhesive tape (3M™ Transpore™ Medical Tape; St. Paul, MN).

Before dynamic testing, the medial and lateral malleoli and femoral epicondyles were digitized to determine the ankle

joint center and knee joint center, respectively. The hip joint center was estimated using the functional approach described by Leardini et al. (22), with the data being collected as the subjects moved the hip into a minimum of 14 different static positions, representing positive and negative rotations around all three axes (isolated and combined hip flexion, extension, adduction, abduction, and internal and external rotation). The trunk angle was designated by the sternal sensor, the sacral sensor, and the respective hip joint center. When the sensors were digitized, a static trial was taken to determine the resting angles of the trunk, pelvis, hip, and knee. The subjects were instructed to stand on their evaluated lower limb. The contralateral lower limb was positioned with slight hip flexion and full knee extension, and their arms were crossed over their chest. The static standing trial was registered in this position and used to determine the lower limb anatomical position. This static measurement was used as the neutral alignment for each participant, with subsequent measurements referring to this position.

The subjects were then given the opportunity to practice the stepping maneuver. Standing on their evaluated lower limb on a step, the participants were instructed to lower themselves until their contralateral heel was touching the floor (downward phase of the maneuver) and to return to the starting position (upward phase of the maneuver) (39). A digital metronome was used to control the stepping task rate (15 steps per minute), and the height of the step was normalized to the subject's height (10% of total body height) (35). A trial was considered valid if the subject performed the stepping maneuver at 15 steps per minute without losing his or her balance. If the trial was not considered valid, an additional trial was performed. The data from three trials of the stepping maneuver were collected for analysis with 1-min rest intervals between trials.

**Data analysis.** All the kinematic data were filtered using a fourth-order zero-lag low-pass Butterworth filter at 6 Hz (39). The Euler angles were calculated using the joint coordinate system definitions recommended by the International Society of Biomechanics (14,42) using the MotionMonitor™ software. The kinematic variables of interest consisted of the maximum excursion of ipsilateral trunk lean, the contralateral pelvic drop, hip adduction, and knee abduction at  $15^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $45^\circ$ , and  $60^\circ$  of knee flexion during the downward and upward phases of the stepping maneuver. If the exact knee flexion angle was not achieved during the dynamic test, an upper bound of  $0.10^\circ$  was used. For example, if the  $15^\circ$  knee flexion angle was not achieved, the first knee flexion angle value between  $15^\circ$  and  $15.1^\circ$  was used for analysis. The trunk, pelvic, hip, and knee kinematic variables represented the movement excursions, which were calculated by subtraction of the peak values acquired during the cited knee flexion angles from those recorded in the static standing position. There was no significant difference in maximum excursion of knee flexion during the step-down maneuver among the groups evaluated. The evaluator assessed *a priori* test-retest reliability of the kinematic

measurements. Intraclass correlation coefficients (3, 1) and SEM for the kinematic measurements evaluated in eight subjects on two occasions separated by 3–5 d were 0.79 (0.07°) for ipsilateral trunk lean, 0.94 (1.15°) for contralateral pelvic drop, 0.91 (1.97°) for hip adduction, and 0.95 (1.80°) for knee abduction.

The raw EMG signals were band-pass filtered at 35–500 Hz, and a 60-Hz notch filter was applied. The data were full-wave rectified, and a moving 75-ms average window smoothing algorithm was used to generate a linear envelope (35), with the maximum amplitude across the MVICs representing 100% activity (3). Because of the considerable variability of the EMG data, the GM EMG data were used for each knee flexion angle  $\pm 0.5^\circ$  evaluated and expressed as a percentage of the MVIC. For example, to evaluate the EMG data at 15° of knee flexion of the downward phase of the stepping maneuver, the average of the GM EMG data from 14.5° to 15.5° of knee flexion of the eccentric phase was expressed as a percentage of the EMG during the MVIC. The kinematic and EMG data were reduced using custom MATLAB software (The MathWorks, Natick, MA). The average of the three trials for the kinematic and EMG variables was used for the statistical analysis.

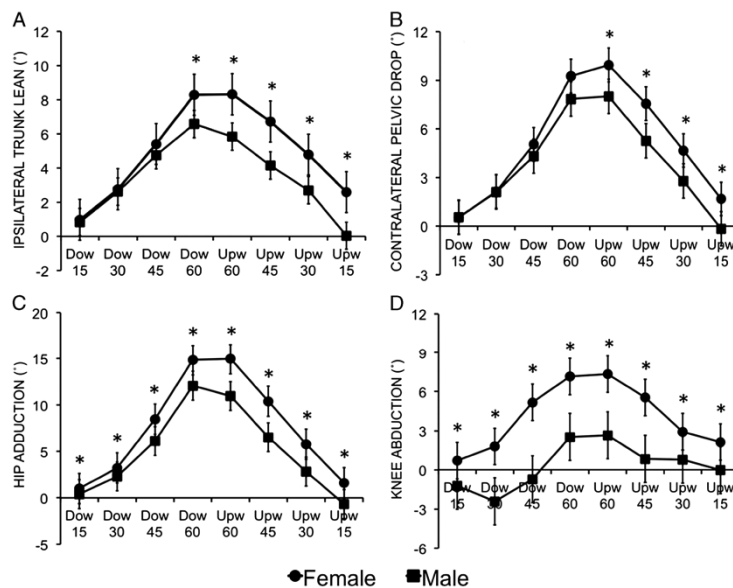
For the isometric hip abductor torque, the dynamometer measurement in kilograms was converted to newtons (kilograms  $\times 9.81$ ) to achieve a unit of force (12). Newtons were then converted to torque (force (N)  $\times$  action length (m)) (12). The measured length between the greater trochanter and the

lateral epicondyle of the femur was used as the action length. The average of the peak torque values obtained during three trials was used for the analysis. All the torque (N·m) data were normalized for body weight and height (12).

**Statistical analysis.** All the statistical analyses were carried out using SPSS statistical software (version 17.0; SPSS, Inc., Chicago, IL). Descriptive values (means, SD) were first obtained for each variable, and these data were then analyzed with respect to their statistical distribution, variance homogeneity, and sphericity using the Shapiro–Wilk *W* test, Levene test, and Mauchly test, respectively. The kinematic and EMG data were compared between the female and male patellofemoral pain subjects and pain-free controls using separate three-way (sex  $\times$  group  $\times$  angles) mixed-model ANOVAs with the knee flexion angles as the repeated measures. The hip abductor torque was compared among the groups using a two-way (sex  $\times$  group) ANOVA. For all the ANOVA tests, significant main effects were reported if there were no significant interactions. If a significant interaction was found, the individual effects were analyzed separately. Bonferroni-adjusted *t*-tests were used to assess pairwise comparisons. The  $\alpha$  level was set at 0.05.

## RESULTS

**Kinematics.** Overall, significant within-subjects angle  $\times$  sex interaction ( $P = 0.02$ – $0.001$ ) and angle  $\times$  group interaction ( $P < 0.001$  for all variables) were found for ipsilateral



**FIGURE 1**—Mean  $\pm$  SD of ipsilateral trunk lean (A), contralateral pelvic drop (B), hip adduction (C), and knee abduction (D) excursions at 15°, 30°, 45°, and 60° of knee flexion, in the downward (Dow) and upward (Upw) phases of the stepping maneuver in male and female groups. \*Females significantly greater than males ( $P < 0.05$ ).

trunk lean, contralateral pelvic drop, hip adduction, and knee abduction during the stepping task. Also, significant sex ( $P = 0.019-0.001$ ) and group ( $P = 0.002-0.001$ ) between-subjects main effects (no interaction) were reported for all the kinematic variables evaluated.

**Ipsilateral trunk lean.** Females demonstrated significantly greater ipsilateral trunk lean when they achieved 60° of knee flexion in the downward phase up to 15° of knee flexion in the upward phase during the stepping task, as compared with males ( $P = 0.022-0.001$ ) (Fig. 1A). The subjects with PFPS showed significantly greater ipsilateral trunk lean than the controls for all the angles evaluated, except for 15° and 30° of knee flexion in the downward phase of the task ( $P < 0.001$ ) (Fig. 2A).

**Contralateral pelvic drop.** Females only showed increased contralateral pelvic drop during the upward phase of the stepping task, when compared with males ( $P = 0.027-0.001$ ) (Fig. 1B). The PFPS subjects revealed greater contralateral pelvic drop during all the angles evaluated, except for 15° and 30° of knee flexion in the downward phase, when compared with the controls ( $P = 0.034-0.001$ ) (Fig. 2B).

**Hip adduction.** Females presented greater hip adduction for all the angles evaluated when compared with males ( $P = 0.02-0.001$ ) (Fig. 1C). Also, the subjects with PFPS revealed increased hip adduction at the angles evaluated when compared with the controls ( $P = 0.021-0.001$ ), except for

15° and 30° of knee flexion during the downward phase of the stepping task (Fig. 2C).

**Knee abduction.** Females demonstrated significantly greater knee abduction during the entire downward and upward phases of the stepping task, when compared with males ( $P = 0.007-0.001$ ) (Fig. 1D). The subjects with PFPS showed significantly greater knee abduction than the controls at all the angles evaluated ( $P = 0.013-0.001$ ) (Fig. 2D).

**GM EMG.** Significant within-subjects angle  $\times$  sex ( $P < 0.001$ ) and angle  $\times$  group ( $P = 0.014$ ) effects were found. Also, significant sex ( $P = 0.001$ ) but no group ( $P = 0.050$ ) between-subject main effects (no interaction) were observed. Females showed significantly greater GM activation, at all the angles evaluated, except for 15° and 30° of knee flexion in the upward phase of the stepping task when compared with males ( $P = 0.008-0.001$ ) (Fig. 3A). Subjects with PFPS only showed significantly less GM activation at 60° of knee flexion for both the downward and upward phases as compared with the controls ( $P = 0.015$  and  $0.005$ , respectively) (Fig. 3B).

**Isometric hip abductor torque.** Females showed less hip abductor torque than males ( $P < 0.001$ ), and subjects with PFPS generated less isometric hip abductor torque than the controls ( $P < 0.001$ ). There was significant sex  $\times$  group interaction with respect to hip abductor torque ( $P = 0.03$ ), and *post hoc* analysis revealed less isometric hip abductor

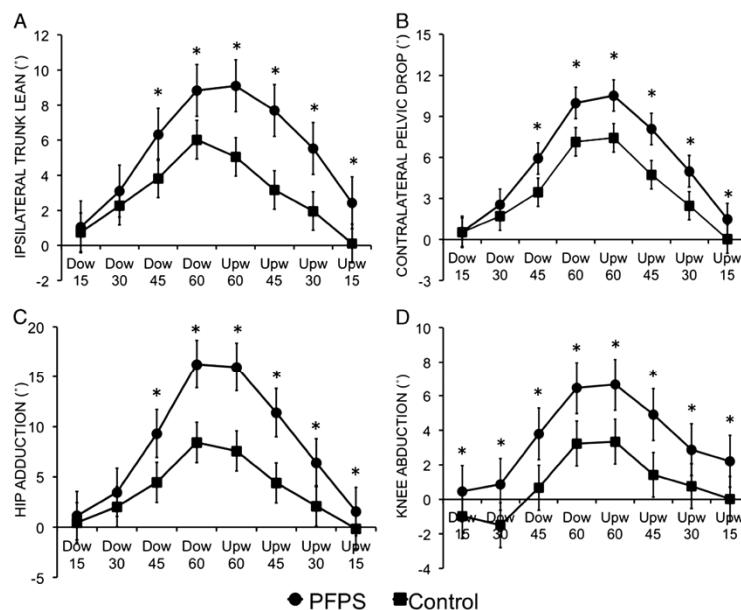


FIGURE 2—Mean  $\pm$  SD of ipsilateral trunk lean (A), contralateral pelvic drop (B), hip adduction (C), and knee abduction (D) excursions at 15°, 30°, 45°, and 60° of knee flexion, in the downward (Dow) and upward (Upw) phases of the stepping maneuver in PFPS and control groups. \*PFPS significantly greater than controls ( $P < 0.05$ ).

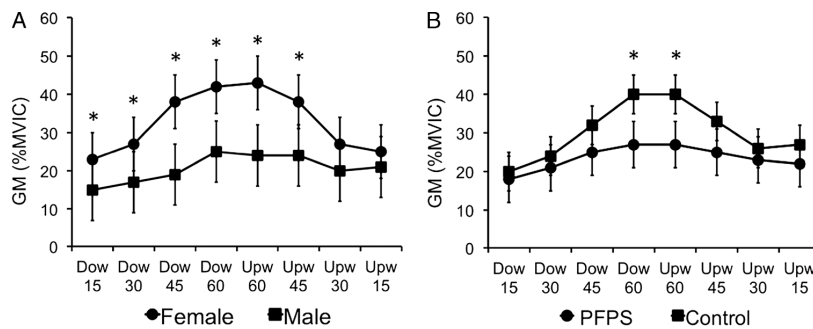


FIGURE 3—Mean  $\pm$  SD of GM activation expressed as a percentage of the MVIC at 15°, 30°, 45°, and 60° of knee flexion in the downward (Dow) and upward (Upw) phases of the stepping maneuver in male and female groups (A) and in PFPS and control groups (B). \*Significant difference ( $P < 0.05$ ).

torque in females with PFPS when compared with the other groups ( $P < 0.001$ ) (Fig. 4).

### DISCUSSION

The purpose of the present study was to compare the trunk, pelvis, hip, and knee frontal plane kinematics and the GM EMG activity at 15°, 30°, 45°, and 60° of knee flexion during the downward and upward phases of a stepping maneuver between males and females with and without PFPS. There was no significant sex  $\times$  group interaction for the kinematic and EMG variables, meaning that differences between genders did not depend on pain and vice versa. Overall, the female and the PFPS groups showed greater ipsilateral trunk lean, contralateral pelvic drop, hip adduction, and knee abduction during the step-down maneuver, when compared with the male and control groups, respectively. These kinematic findings were accompanied by altered activation of the GM and decreased capacity to generate isometric hip abductor torque by females and subjects with PFPS when compared with the males and controls, respectively. The females with PFPS showed less isometric hip abductor torque when compared with the other groups. The kinematic, EMG, and torque alterations cited should be considered when designing treatment protocols for male and female patients with PFPS.

It had been suggested that ipsilateral trunk lean might act as a compensatory mechanism for hip abductor weakness to diminish hip adduction by elevating the contralateral pelvis during weight-bearing activities (9,35). In contrast, ipsilateral trunk lean may increase the knee abduction moment by increasing the ground reaction force that passes laterally to the knee (17,19). Excessive hip adduction and knee abduction could produce detrimental effects on the patellofemoral joint (31,32). To the authors' knowledge, this was the first study to evaluate ipsilateral trunk lean, contralateral pelvic drop, hip adduction, knee abduction, and GM EMG activity at various knee flexion angles during a stepping maneuver in males and females with and without PFPS. It is important to acknowledge the alterations in kinematic and hip muscular activity at various knee flexion angles during the downward

and upward phases of the maneuver to design more specific and effective treatment protocols for PFPS patients.

In agreement with previous studies, the present study revealed that females presented less capacity to generate isometric hip abductor torque (23,40), accompanied by greater hip adduction and knee abduction (16,21,33) at all the angles evaluated in the stepping maneuver. GM activation was increased during almost the whole maneuver, except for 15° and 30° of knee flexion in the upward phase. Increased contralateral pelvic drop and ipsilateral trunk lean only occurred later during the stepping maneuver, from 60° of knee flexion up to the end of the maneuver. Because of the important role of the GM in controlling the hip in the frontal plane, it is possible that females showed greater activation of the GM to compensate for the reduced hip musculature strength. It also seems that the increased ipsilateral trunk lean acted as a compensatory mechanism for the reduced hip abductor

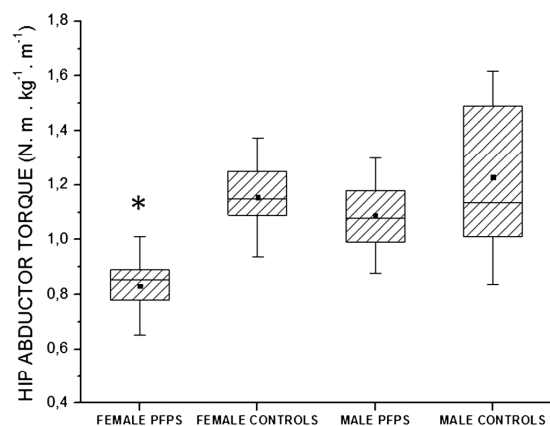


FIGURE 4—Box plots for differences in isometric hip abductor torque in males and females with PFPS and the controls. In each box plot, the black line represents the median, and the extremities of the box are the 25th and 75th percentiles of the data. The lines extend to  $\pm 1.5$  SD. \*Females with PFPS significantly lower than the controls and males with PFPS.

strength because it was more evident toward the end of the stepping maneuver, when the females carried out the greatest hip adduction excursion. However, this greater frontal plane trunk motion may have contributed to an increase in the knee abduction load. Thus, hip abductor strengthening and motor control training should be considered when implementing rehabilitation or knee injury prevention programs to avoid excessive frontal plane movements of the trunk, pelvis, hip, and knee during functional tasks, especially in females.

The PFPS subjects showed greater knee abduction at all the angles evaluated in the stepping maneuver when compared with the control group. From 45° of knee flexion in the downward phase and up to the end of the stepping maneuver, the PFPS group showed increased hip adduction, contralateral pelvic drop and ipsilateral trunk lean when compared with the control group. Previous studies also reported increased knee valgus (8), hip adduction (9,25,38,39), and contralateral pelvic drop (38) during functional weight-bearing activities in subjects with PFPS when compared with the controls. The results of the present study suggested that, in the initial phase of PFPS rehabilitation, it might be prudent to carry out functional exercises with a small knee flexion angle ( $\leq 30^\circ$ ) to avoid the kinematic alterations that could lead to excessive lateral patellofemoral stress and exacerbate the pain. Although previous studies recommended rehabilitation weight-bearing exercises with knee flexion angle below 48°–50° to minimize patellofemoral joint stress (11,36), these studies failed to take into account any possible effects of the increased hip adduction or knee abduction on the lateral patellofemoral joint stress. The PFPS subjects managed to control excessive trunk, pelvis, and hip frontal plane motions during the first 30° of knee flexion in the stepping maneuver, but once they lost control of the excessive motion of these joints at 45° of knee flexion, they carried out increased ipsilateral trunk lean, contralateral pelvic drop, and hip adduction excursions up to the end of the maneuver as compared with the controls. The stepping maneuver is a common exercise used during functional training in the treatment of PFPS, so special attention should be given in improving the downward control of the trunk, pelvis, hip, and knee frontal plane motions when performing with more than 30° of knee flexion to avoid excessive patellofemoral joint stress.

In the PFPS subjects, the previously cited kinematic differences were accompanied by lower GM activation at 60° of knee flexion during the stepping maneuver as compared with the controls. One possible explanation for the lower GM activation in the PFPS group may have been the increased ipsilateral trunk lean, which could have reduced the demand of the hip abductor during the stepping maneuver. It is important to note that the PFPS subjects failed to increase their GM activity at the same knee flexion angle that they carried out the greatest excursion of contralateral pelvic drop, hip adduction, and knee abduction, when compared with the control group. Our results are in agreement with a previous study (34) that also found decreased GM activation in PFPS subjects during a stepping task compared with controls but in

contrast with others that reported no difference between groups (28,29,35,41). Differences in the methodology used to assess GM activation may have accounted for the different results among studies. In addition, despite the lack of statistical difference ( $P = 0.051$ ), the altered GM activity pattern (Fig. 3B) was more evident in females than males with PFPS (mean  $\pm$  SD %MVIC at 60° of knee flexion: female PFPS =  $31.22\% \pm 6.10\%$  vs female controls =  $52.51\% \pm 8.34\%$ ; male PFPS =  $24.35\% \pm 5.21\%$  vs male controls =  $27.45\% \pm 6.81\%$ ). It is possible that a difference greater than 20% found in the GM activation between the females with PFPS and controls could be important clinically and affect the hip motion control in the frontal plane. On the basis of the present results, improving the GM motor control could be beneficial when treating PFPS patients, especially females, during functional activities with 60° or more of knee flexion angle.

Isometric hip abductor torque was lower in females with PFPS when compared with all the other groups. Although it was previously suggested that increased ipsilateral trunk lean might compensate hip abductor weakness (9,35), the PFPS subjects showed increased contralateral pelvic drop, hip adduction, and knee abduction during the stepping maneuver when compared with the controls. In addition, the increased ipsilateral trunk lean may have contributed to the increased knee abduction excursion (17,19) at 45° of knee flexion up to the end of the maneuver. Recently, Thijs et al. (37) suggested that isometric hip muscle strength might not be a predisposing factor for PFPS in female runners. However, several studies reported a reduced capacity to generate isometric hip abductor torque in subjects with PFPS (6,20,24). Thus, decreased strength of the hip musculature may be present in individuals after the development of PFPS but may not predispose individuals to injury. In addition, previous studies demonstrated the beneficial effects of hip abductor muscle strengthening on the pain and function of PFPS subjects (10,13,27). Therefore, it could be potentially beneficial to include hip abductor strengthening in PFPS treatment, especially when treating females with PFPS.

The authors recognize there were some limitations in this study. Because a cross-sectional design was used, it was not possible to establish cause-and-effect relationships. Myer et al. (26) identified an increased knee abduction moment as a risk factor for PFPS. Thus, further prospective studies are necessary to draw definite conclusions about the role of the trunk, pelvis, hip, and knee kinematics and GM muscular activation on PFPS. It must be acknowledged that previous studies demonstrated the importance of the hip and knee transverse plane motion (5,25,35), gluteus maximus EMG activity (35), and hip rotator strength (6,20,24) in those with PFPS. The present study only focused on the frontal plane kinematics, EMG, and hip torque; thus, future studies should evaluate rotation at the hip and knee and gluteus maximus EMG activity with various knee flexion angles and during a variety of functional and sports-related activities to design more specific injury prevention programs and treatment protocols.

## CONCLUSIONS

Females carried out increased hip adduction and knee abduction during the downward and upward phases of the stepping maneuver when compared with males. Ipsilateral trunk lean and contralateral pelvic drop only increased from 60° of knee flexion and up to the end of the maneuver. These kinematic results were accompanied by increased GM activity and reduced isometric hip abductor torque as compared with males. The PFPS subjects demonstrated greater knee abduction excursion at all the knee flexion angles evaluated during the stepping maneuver when compared with pain-free controls. Moreover, the PFPS subjects showed increased hip adduction, contralateral pelvic drop, and ipsilateral trunk lean from 45° of knee flexion of the downward phase and up to the end of the maneuver as compared with the controls. The GM activity decreased at 60° of knee flexion angle at which the greatest frontal plane excursion of the trunk, pelvis, hip, and knee occurred in the PFPS group as compared

with the control group. Females with PFPS demonstrated less capacity to generate isometric hip abductor torque than males with PFPS and the controls. When treating or designing knee injury prevention protocols, it is recommended that the trunk, pelvis, hip, and knee frontal plane kinematics and the GM EMG activity at specific knee flexion angles be addressed. Hip abductor strengthening and motor control training should be considered when treating PFPS, especially in females.

The first author of this article was financially supported with a scholarship from the Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior scholarship, Process number 1016/11-3), and the second author was financially supported with a scholarship from the Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (Proc number 2010/07756-5).

The authors have no conflict of interest to report. The results of the present study do not constitute endorsement by the American College of Sports Medicine.

## REFERENCES

1. Baquie P, Brukner P. Injuries presenting to an Australian sports medicine centre: a 12-month study. *Clin J Sport Med.* 1997;7:28–31.
2. Bolgia LA, Malone TR, Umberger BR, Uhl TL. Hip strength and hip and knee kinematics during stair descent in females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38:12–8.
3. Bolgia LA, Malone TR, Umberger BR, Uhl TL. Reliability of electromyographic methods used for assessing hip and knee neuromuscular activity in females diagnosed with patellofemoral pain syndrome. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20:142–7.
4. Boling M, Padua D, Marshall S, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A. Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. *Scand J Med Sci Sports.* 2010;20:725–30.
5. Boling MC, Padua DA, Marshall SW, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A. A prospective investigation of biomechanical risk factors for patellofemoral pain syndrome: the Joint Undertaking to Monitor and Prevent ACL Injury (JUMP-ACL) cohort. *Am J Sports Med.* 2009;37:2108–16.
6. Cichanowski HR, Schmitt JS, Johnson RJ, Niemuth PE. Hip strength in collegiate female athletes with patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc.* 2007;39(8):1227–32.
7. Craig CL, Marshall AL, Sjostrom M, et al. International Physical Activity Questionnaire: 12-country reliability and validity. *Med Sci Sports Exerc.* 2003;35(8):1381–95.
8. Dierks TA, Manal KT, Hamill J, Davis I. Lower extremity kinematics in runners with patellofemoral pain during a prolonged run. *Med Sci Sports Exerc.* 2011;43(4):693–700.
9. Dierks TA, Manal KT, Hamill J, Davis IS. Proximal and distal influences on hip and knee kinematics in runners with patellofemoral pain during a prolonged run. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38:448–56.
10. Dolak KL, Silkman C, Medina McKeon J, Hosey RG, Lattermann C, Uhl TL. Hip strengthening prior to functional exercises reduces pain sooner than quadriceps strengthening in females with patellofemoral pain syndrome: a randomized clinical trial. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2011;41:560–70.
11. Escamilla RF, Zheng N, Macleod TD, et al. Patellofemoral joint force and stress during the wall squat and one-leg squat. *Med Sci Sports Exerc.* 2009;41(4):879–88.
12. Fredericson M, Cookingham CL, Chaudhari AM, Dowdell BC, Oestreicher N, Sahrmann SA. Hip abductor weakness in distance runners with iliotibial band syndrome. *Clin J Sport Med.* 2000;10:169–75.
13. Fukuda TY, Rossetto FM, Magalhaes E, Bryk FF, Lucareli PR, de Almeida Aparecida Carvalho N. Short-term effects of hip abductors and lateral rotators strengthening in females with patellofemoral pain syndrome: a randomized controlled clinical trial. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40:736–42.
14. Grood ES, Suntay WJ. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng.* 1983;105:136–44.
15. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, et al. *SENIAM 8: European Recommendations for Surface Electromyography.* Enschede, Netherlands: Roessingh Research and Development, 1999. pp. 25–54.
16. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *Am J Sports Med.* 2005;33:492–501.
17. Hewett TE, Torg JS, Boden BP. Video analysis of trunk and knee motion during non-contact anterior cruciate ligament injury in female athletes: lateral trunk and knee abduction motion are combined components of the injury mechanism. *Br J Sports Med.* 2009;43:417–22.
18. Huberti HH, Hayes WC. Patellofemoral contact pressures. The influence of q-angle and tendofemoral contact. *J Bone Joint Surg Am.* 1984;66:715–24.
19. Hunt MA, Birmingham TB, Bryant D, et al. Lateral trunk lean explains variation in dynamic knee joint load in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage.* 2008;16:591–9.
20. Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Hip strength in females with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2003;33:671–6.
21. Kernozek TW, Torry MR, Van Hoof H, Cowley H, Tanner S. Gender differences in frontal and sagittal plane biomechanics during drop landings. *Med Sci Sports Exerc.* 2005;37(6):1003–12; discussion 1013.
22. Leardini A, Cappozzo A, Catani F, et al. Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location. *J Biomech.* 1999;32:99–103.

23. Leetun DT, Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Med Sci Sports Exerc.* 2004;36(6):926–34.
24. Magalhaes E, Fukuda TY, Sacramento SN, Forgas A, Cohen M, Abdalla RJ. A comparison of hip strength between sedentary females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40:641–7.
25. McKenzie K, Galea V, Wessel J, Pierrynowski M. Lower extremity kinematics of females with patellofemoral pain syndrome while stair stepping. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40:625–32.
26. Myer GD, Ford KR, Barber Foss KD, et al. The incidence and potential pathomechanics of patellofemoral pain in female athletes. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2010;25:700–7.
27. Nakagawa TH, Muniz TB, Baldon Rde M, Dias Maciel C, de Menezes Reiff RB, Serrão FV. The effect of additional strengthening of hip abductor and lateral rotator muscles in patellofemoral pain syndrome: a randomized controlled pilot study. *Clin Rehabil.* 2008;22:1051–60.
28. Nakagawa TH, Muniz TB, Baldon RM, Maciel CD, Amorim CF, Serrão FV. Electromyographic preactivation pattern of the gluteus medius during weight-bearing functional tasks in women with and without anterior knee pain. *Rev Bras Fisioter.* 2011;15:59–65.
29. Ott B, Cosby NL, Grindstaff TL, Hart JM. Hip and knee muscle function following aerobic exercise in individuals with patellofemoral pain syndrome. *J Electromyogr Kinesiol.* 2011;21:631–7.
30. Pardini RMS, Araújo T, Matsudo VKR, Andrade E, Braggion G. Validation of the International Physical Activity Questionnaire (IPAQ version 6): pilot study in Brazilian young adults. *Rev Bras Ciên e Mov.* 2001;9:45–51.
31. Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2003;33:639–46.
32. Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40:42–51.
33. Russell KA, Palmieri RM, Zinder SM, Ingersoll CD. Sex differences in valgus knee angle during a single-leg drop jump. *J Athl Train.* 2006;41:166–71.
34. Saad MC, Felicio LR, Masullo Cde L, Liporaci RF, Bevilacqua-Grossi D. Analysis of the center of pressure displacement, ground reaction force and muscular activity during step exercises. *J Electromyogr Kinesiol.* 2011;21:712–8.
35. Souza RB, Powers CM. Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2009;39:12–9.
36. Steinkamp LA, Dillingham MF, Markel MD, Hill JA, Kaufman KR. Biomechanical considerations in patellofemoral joint rehabilitation. *Am J Sports Med.* 1993;21:438–44.
37. Thijs Y, Pattyn E, Van Tiggelen D, Rombaut L, Witvrouw E. Is hip muscle weakness a predisposing factor for patellofemoral pain in female novice runners? A prospective study. *Am J Sports Med.* 2011;39:1877–82.
38. Willson JD, Binder-MacLeod S, Davis IS. Lower extremity jumping mechanics of female athletes with and without patellofemoral pain before and after exertion. *Am J Sports Med.* 2008;36:1587–96.
39. Willson JD, Davis IS. Lower extremity mechanics of females with and without patellofemoral pain across activities with progressively greater task demands. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2008;23:203–11.
40. Willson JD, Ireland ML, Davis I. Core strength and lower extremity alignment during single leg squats. *Med Sci Sports Exerc.* 2006;38(5):945–52.
41. Willson JD, Kernozek TW, Arndt RL, Reznicek DA, Scott Straker J. Gluteal muscle activation during running in females with and without patellofemoral pain syndrome. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2011;26:735–40.
42. Wu G, Siegler S, Allard P, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. *J Biomech.* 2002;35:543–8.



## **ANEXO IV**

**De:** lehnen@online.de

**Assunto:** International Journal of Sports Medicine - Manuscript ID IJSM-06-2012-2937-ob

**Data:** 22 de junho de 2012 23:34:48 BRT

**Para:** fserrao@ufscar.br, helissa2000@yahoo.com.br

**Cc:** helissa2000@yahoo.com.br, fserrao@ufscar.br, helissa2000@yahoo.com.br, maciel@sel.eesc.usp.br, powers@usc.edu

---

22-Jun-2012

Dear Dr.  
Serrão,

Thank you for the submission of your manuscript entitled "Hip and knee kinematics are associated with pain and function in males and females with PFP" to the International Journal of Sports Medicine. Your manuscript will now go into the reviewing process.

Manuscript authors:

Nakagawa, Theresa; Serrão, Fábio; Maciel, Carlos; Powers, Christopher

The manuscript ID is IJSM-06-2012-2937-ob.

Please note that only the corresponding author should contact the Editorial Office or journal editors regarding this manuscript. When doing so, please be sure to refer to the manuscript ID.

To to update your account information and/or change your password, please log in to <http://mc.manuscriptcentral.com/ijsm> and click on "Edit Account" in the upper right of the browser window.

Corresponding authors and co-authors can also log in to their Author Center to follow the status of the manuscript (<http://mc.manuscriptcentral.com/ijsm> ).

Sincerely,  
Louise Lehnen  
International Journal of Sports Medicine Editorial Office

Theresa H. Nakagawa, PT, MS<sup>1</sup>

Fábio V. Serrão, PT, PhD<sup>2</sup>

Carlos D. Maciel, PhD<sup>3</sup>

Christopher M. Powers, PT, PhD, FACSM, FAPTA<sup>4</sup>

<sup>1</sup>PhD candidate, Federal University of São Carlos, São Carlos, SP, Brazil.

<sup>2</sup>Adjunct Professor, Federal University of São Carlos, Department of Physical Therapy, São Carlos, SP, Brazil.

<sup>3</sup>Adjunct Professor, University of São Paulo, Department of Electrical Engineering, São Carlos, SP, Brazil.

<sup>4</sup>Associate Professor, Co-Director, Jacquelin Perry Musculoskeletal Biomechanics Research Laboratory, University of Southern California, Los Angeles, CA.

Address correspondence to Fábio V. Serrão, Federal University of São Carlos, Department of Physical Therapy, Rod. Washington Luís, km 235 – CEP: 13565-905 São Carlos, SP, Brazil. E-mail: [fserrao@ufscar.br](mailto:fserrao@ufscar.br)

**Title:** Hip and knee kinematics are associated with pain and function in males and females with patellofemoral pain

**Abstract:**

Altered hip and knee kinematics in the frontal and transverse planes may increase patellofemoral joint stress and contribute to the development of patellofemoral pain. The purpose of this study was to evaluate the association among hip and knee kinematics, pain, and functional status in males and females with patellofemoral pain. Twenty males and twenty females with patellofemoral pain participated in this study. Three-dimensional hip and knee kinematics were quantified while performing a step-down task. A visual analogue scale was used to evaluate usual knee pain. The anterior knee pain scale was used to evaluate the knee functional score. For both groups combined, greater usual pain was associated with greater peak hip adduction, hip internal rotation and knee abduction ( $r = 0.54 - 0.57, P < 0.001$ ). Also, modest to low correlations ( $r = -0.48 - -0.37, P = 0.03 - 0.08$ ) were found among hip and knee kinematics and functional score. Stepwise regression revealed that peak hip internal rotation and hip adduction were predictors of pain and peak hip adduction was the only predictor of function. Greater hip adduction, hip internal rotation and knee abduction are associated with higher levels of pain and reduced function in males and females with patellofemoral pain.

**Keywords:** anterior knee pain, patella, biomechanics.

## Introduction

Patellofemoral pain (PFP) is one of the most common lower extremity diagnosis seen in orthopedic clinics (Baquie e Brukner, 1997; Taunton *et al.*, 2002). PFP is more common in physically active populations and is the most prevalent injury in runners (Baquie e Brukner, 1997; Devereaux e Lachmann, 1984). Although, the cause of PFP is not clearly understood and may have multiple origins, (Boling *et al.*, 2009b; Myer *et al.*, 2010; Witvrouw *et al.*, 2000), excessive PFP stress is thought to underlie the development of this condition (Brechtler e Powers, 2002).

It has been suggested that poor control of the hip in the frontal and transverse planes can have an effect on patellofemoral joint mechanics. Excessive hip adduction and knee abduction during weight-bearing activities are proposed to contribute to increased patellofemoral joint stress resulting from an increase in the dynamic quadriceps angle (Powers, 2003; Powers, 2010). Also, excessive femur internal rotation has been shown to contribute to patella maltracking in females with PFP during weight-bearing tasks (Powers *et al.*, 2003; Souza *et al.*, 2010).

Altered hip and knee kinematics in females with PFP has been reported in multiple studies (Barton *et al.*, 2011; Dierks *et al.*, 2008; Noehren *et al.*, 2011a; Salsich e Long-Rossi, 2010; Souza e Powers, 2009a; Willson e Davis, 2008a). Studies also have demonstrated diminished hip muscle strength in females with PFP (Baldon Rde *et al.*, 2009; Magalhães *et al.*, 2010; Prins e van der Wurff, 2009). In addition, previous studies have shown an association between hip and knee muscle strength, pain and functional status in females with PFP (Long-Rossi e Salsich, 2010; Nakagawa *et al.*, 2011a). However, the relationship between hip and knee kinematics and pain and function has not been established. Furthermore, previous work in this area has focused on females with PFP. To date, it is not known if altered hip and knee kinematics affect PFP and function in males and females similarly.

It is important to identify the movement impairments associated with pain and function in order to assist in developing optimal treatment approaches for patients with PFP. As such, the purposes of this study were: 1) to determine the association between hip and knee kinematics, pain level and function in persons with PFP, and 2) to determine whether similar associations exist for males and females. It was hypothesized that greater peak hip adduction, peak hip internal rotation and peak knee abduction during a step-down task would be associated with greater usual pain and

lower functional capacity in both males and females with PFP.

## Methods

Forty subjects with PFP (20 males and 20 females) participated in this study (**Table 1**). All participants were between 18 and 35 years of age and reported an insidious onset of symptoms (> 3 months). Furthermore, subjects reported readily reproducible peripatellar or retropatellar pain while performing at least 2 of the following activities: stair ascent or descent, running, kneeling, squatting, prolonged sitting, jumping and isometric quadriceps contraction. Subjects were excluded from participation if they reported any of the following: 1) previous history of knee surgery; 2) current back, hip or ankle joint injury or pain; 3) patellar instability; 4) signs or symptoms of meniscal or knee ligament involvement; or 5) any neurological condition that would affect movement. All potential participants were evaluated by a licensed physical therapist, who screened for inclusion and exclusion criteria. Prior to participation, all participants provided informed consent. All research methodology described below met the ethical standards of the International Journal of Sports Medicine (Harriss e Atkinson, 2011).

Prior to kinematic evaluation, the Anterior Knee Pain Scale (AKPS) was completed by all participants (Kujala *et al.*, 1993). The AKPS is a 13-item questionnaire that evaluates subjective symptoms and functional limitations associated with PFP. The questionnaire score ranges from 0 to 100, with the maximum total score of 100 indicating no disability. This tool has been validated for subjects with PFP and has been reported to exhibit high test-retest reliability (Crossley *et al.*, 2004; Watson *et al.*, 2005).

Next, subjects rated their usual pain during the last week using a 100-mm visual analog scale (VAS). The VAS for usual pain has been shown to be reliable, valid and responsive in assessing clinical outcomes in individuals with PFP (Crossley *et al.*, 2004). VAS scores were computed by measuring the length of the line from the left anchor (no pain) to the subject's mark in millimeters (Long-Rossi e Salsich, 2010).

Three-dimensional joint kinematics of the hip and knee were quantified using Flock of Birds® (miniBird®) hardware (Ascension Technology Corporation, Burlington, VT) integrated with MotionMonitor™ software (Innovative Sports Training, Inc. Chicago, IL). Eleven subjects (5 males and 6 females) reported bilateral symptoms,

so in these individuals, the most affected lower extremity was evaluated. Electromagnetic sensors were placed on the sacrum, the distal lateral thigh and the anteromedial aspect of the proximal tibia. Kinematic data were collected at 90 Hz.

Prior to data collection, the medial and lateral malleoli and femoral epicondyles were digitized to determine the ankle joint center and knee joint center, respectively. The hip joint center was estimated using the functional approach described by Leardini et al. (1999). After the digitization process, a static trial was obtained to determine the lower limb anatomical coordinate system.

Subjects were instructed to lower themselves from an adjustable step over a 2-second period, touch their heel on the floor, and return to the starting position over a 2-second period (Willson e Davis, 2008a). A metronome was used to control the step rate (15 steps/minute). The height of the step was normalized to the subject's height (10% of total body height) (Souza e Powers, 2009a). Three trials were obtained. A one-minute rest interval was provided between trials.

Kinematic data were filtered at 6 Hz using a fourth order, zero lag, low-pass Butterworth filter (Grood e Suntay, 1983; Willson e Davis, 2008a). Euler angles were calculated using the joint coordinate system definitions as recommended by the International Society of Biomechanics (Grood e Suntay, 1983; Wu *et al.*, 2002). Kinematic variables of interest consisted of peak hip adduction, peak hip internal rotation and peak knee abduction during the step-down maneuver. Data were average across the 3 trials. To establish the reliability of the kinematic variables of interest, 8 subjects were tested on 2 separate occasions (3-5 days apart). Intraclass correlation coefficients [ICC (3,1)] and standard errors of measurement (SEM) were found to be 0.91 (1.97°) for hip adduction, 0.81 (2.08°) for hip internal rotation, and 0.95 (1.80°) for knee abduction.

All statistical analyses were performed using the SPSS software (version 19, SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Descriptive values (means, standard deviations) for each variable were first obtained. The data were then analyzed with respect to their normality of distribution using the Shapiro-Wilk W test. Independent t-tests were used to test for gender differences in pain level, functional status and kinematics. A Pearson product-moment correlation matrix was used to examine the relationships between each dependent variable (usual pain in the last week and AKPS score) and the independent variables (peak hip adduction, hip internal rotation and knee abduction). The r values were interpreted using the following guidelines: 0.00-0.19 = none to slight, 0.20-0.39 =

low, 0.40-0.69 = modest, 0.70-0.89 = high and 0.90-1.00 = very high (Weber e Lamb, 1970). All variables that were found to be significantly correlated with the dependent variables were used in a stepwise multiple regression model to determine the best combination of predictive variables. All correlation and regression analyses were performed using data for both groups combined, and for females and males separately. For all statistical tests, an alpha level of 0.05 was used.

## Results

Descriptive values for subject demographics, pain level, functional score and kinematics variables are presented in **Table 1**. There were no differences in pain level and functional status between the males and females with PFP ( $P > 0.05$ ). On average females exhibited significantly greater peak hip adduction, peak hip internal rotation and peak knee abduction than the males ( $P < 0.05$ ) (**Table 1**).

For both men and women combined, peak hip adduction, hip internal rotation and knee abduction were found to be positively correlated with pain ( $P < 0.01$ ) (**Table 2 and Fig. 1**). Furthermore, all three kinematic variables were found to be correlated with the AKPS score ( $P < 0.05$ ) (**Table 2 and Fig. 2**). Correlation among pain level, functional score, hip and knee kinematics were similar when males and females where analyzed separately (**Table 2**).

When the three kinematic variables were entered into the stepwise multiple regression model, peak hip internal rotation and hip adduction emerged as predictors of pain for all PFP participants. Peak hip internal rotation, hip adduction and knee abduction were found to be predictors of pain in females with PFP, however only peak hip adduction emerged as a predictor of pain in males with PFP (**Table 3**). Peak hip adduction was the only predictor of knee functional score for all PFP participants combined, and also when females and males were analyzed separately (**Table 4**).

## Discussion

Poor hip control recently has been proposed as a potential cause of PFP. More specifically excessive hip adduction, hip internal rotation, and knee abduction have been hypothesized to negatively affect the patellofemoral joint biomechanics and contribute to elevate patellofemoral joint stress (Powers, 2003; Powers, 2010). The results of the



current study support this premise as all three motions were found to be correlated with pain and function in males and females with PFP. More specifically, greater degrees of hip adduction, hip internal rotation and knee abduction were associated with higher levels of pain and reduced function. When the male and female groups were combined, peak hip internal rotation and hip adduction were found to be the best predictors of pain and peak hip adduction emerged as the best predictor of function.

When females were analyzed separately, peak hip internal rotation, hip adduction and knee abduction were found to be the best predictors of pain. Also, peak hip adduction was the best predictor of knee functional score. These findings are consistent with previous studies that have reported females with PFP exhibit excessive hip internal rotation (Boling *et al.*, 2009b; McKenzie *et al.*, 2010; Souza e Powers, 2009a) and hip adduction (Dierks *et al.*, 2008; McKenzie *et al.*, 2010; Salsich e Long-Rossi, 2010; Willson e Davis, 2008a) when compared to females who are pain-free. In addition, Boling et al. (Boling *et al.*, 2009b) has reported that increased hip internal rotation during a jump-landing task is a risk factor for PFP. Furthermore, Myer et al. (Myer *et al.*, 2010) has demonstrated that greater knee abduction moments are a contributing factor with respect to the increased incidence of PFP in female athletes.

Interestingly, peak hip internal rotation explained 40% of the variance in pain for the females with PFP. This finding is consistent with previous studies that have reported excessive internal rotation of the femur is the primary contributor to lateral patellar tilt and lateral displacement in weight-bearing (Powers *et al.*, 2003; Souza *et al.*, 2010). Additionally, previous studies have shown that internal rotation of the femur relative to the tibia is associated with decreased patellofemoral contact area and increased joint stress (Besier *et al.*, 2008; Lee *et al.*, 1994; Salsich e Perman, 2007).

When males were analyzed separately, the best predictor of pain and function was peak hip adduction. This finding is consistent with Nakagawa et al. (in press) who reported that males with PFP exhibit greater hip adduction when compared to pain-free male controls. It is interesting to note that peak hip adduction explained 31% of the variance in pain and 22% of the variance in functional status in males with PFP, while the combination of hip and knee kinematics explained 63% of the variance in pain and peak hip adduction explained 44% of variance in function in females with PFP. These results suggest that abnormal hip and knee kinematics may play a greater role in the development of PFP in females than in males.

With respect to hip adduction being a predictor of pain and function in both

males and females, it has been proposed that frontal plane motions of the hip and knee can increase the dynamic quadriceps angle during functional tasks. The increased dynamic quadriceps angle, which is largely driven by increased hip adduction, has the potential to increase the lateral forces acting on patella and consequently the patellofemoral joint loading (Powers, 2003; Powers, 2010). Indeed, it has been reported that a 10° increase in the quadriceps angle can increase patellofemoral stress by 45% (Huberti e Hayes, 1984).

Previous studies have reported that excessive hip internal rotation in females with PFP is associated with hip external rotator weakness and altered gluteus maximus activation (Souza e Powers, 2009b; Willson *et al.*, 2011). Similarly, increased hip adduction in persons with PFP has been reported to be associated with lower hip abductor strength (Dierks *et al.*, 2008) and later onset timing of gluteus medius (Willson *et al.*, 2011). Furthermore, Long-Rossi and Salsich (2010) as well as Nakagawa *et al.* (2011a) have reported that lower hip muscle strength is associated with greater pain levels and reduced functional status in females with PFP.

Given that the current study was cross-sectional in nature, it is not possible to establish causal relationships among hip and knee kinematics, pain, and functional status. However, previous studies have reported that improving hip and knee kinematics results in decreased pain and improved function in patients with PFP (Mascal *et al.*, 2003; Noehren *et al.*, 2011b). Although the combined findings from existing biomechanical and clinical studies suggest that abnormal hip kinematics may underlie the development of PFP symptoms, longitudinal studies would be necessary to fully test this hypothesis.

Although the findings of the current study add to the growing body of literature suggesting that altered hip kinematics are associated with PFP, it should be noted that the variance in pain and function could only be partly explained by hip and knee kinematics. It is likely that other factors such as foot and ankle kinematics (Barton *et al.*, 2011), neuromuscular control (Willson *et al.*, 2011), muscle strength (Long-Rossi e Salsich, 2010; Nakagawa *et al.*, 2011a) and psychological factors (Piva *et al.*, 2009) also may influence pain and function. The inclusion of such variables should be considered in future studies.

In the current study, higher degrees of hip adduction, hip internal rotation and knee abduction during a step-down task were associated with greater levels of pain and decreased functional status in males and females with PFP. Peak hip internal rotation

and hip adduction were found to be predictors of pain, and peak hip adduction emerged as predictor of function in the PFP subjects. Our findings suggest that improving hip and knee kinematics should be considered when designing intervention programs for persons with PFP. Clinical studies are necessary to further investigate the treatment approaches most efficient means to improve hip and knee kinematics in this population.

## References

- Baldon Rde, M., Nakagawa, T.H., Muniz, T.B., Amorim, C.F., Maciel, C.D., Serrao, F.V., 2009. Eccentric hip muscle function in females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Athl Train.* 44, 490-6.
- Baquie, P., Brukner, P., 1997. Injuries presenting to an Australian sports medicine centre: a 12-month study. *Clin J Sport Med.* 7, 28-31.
- Barton, C.J., Levinger, P., Webster, K.E., Menz, H.B., 2011. Walking kinematics in individuals with patellofemoral pain syndrome: a case-control study. *Gait Posture.* 33, 286-91.
- Benoit, D.L., Ramsey, D.K., Lamontagne, M., Xu, L., Wretenberg, P., Renstrom, P., 2006. Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motions measured in vivo. *Gait Posture.* 24, 152-64.
- Besier, T.F., Gold, G.E., Delp, S.L., Fredericson, M., Beaupre, G.S., 2008. The influence of femoral internal and external rotation on cartilage stresses within the patellofemoral joint. *J Orthop Res.* 26, 1627-35.
- Blackburn, J.T., Padua, D.A., 2008. Influence of trunk flexion on hip and knee joint kinematics during a controlled drop landing. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 23, 313-9.
- Bolglá, L.A., Malone, T.R., Umberger, B.R., Uhl, T.L., 2008. Hip strength and hip and knee kinematics during stair descent in females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 38, 12-8.
- Bolglá, L.A., Malone, T.R., Umberger, B.R., Uhl, T.L., 2010. Reliability of electromyographic methods used for assessing hip and knee neuromuscular activity in females diagnosed with patellofemoral pain syndrome. *J Electromyogr Kinesiol.* 20, 142-7.
- Boling, M., Padua, D., Marshall, S., Guskiewicz, K., Pyne, S., Beutler, A., 2010. Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. *Scand J Med Sci Sports.* 20, 725-30.
- Boling, M.C., Padua, D.A., Alexander Creighton, R., 2009a. Concentric and eccentric torque of the hip musculature in individuals with and without patellofemoral pain. *J Athl Train.* 44, 7-13.
- Boling, M.C., Padua, D.A., Marshall, S.W., Guskiewicz, K., Pyne, S., Beutler, A., 2009b. 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.* 37, 2108-16.
- Brechter, J.H., Powers, C.M., 2002. Patellofemoral joint stress during stair ascent and descent in persons with and without patellofemoral pain. *Gait Posture.* 16, 115-23.

- Brindle, T.J., Mattacola, C., McCrory, J., 2003. Electromyographic changes in the gluteus medius during stair ascent and descent in subjects with anterior knee pain. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 11, 244-51.
- Cichanowski, H.R., Schmitt, J.S., Johnson, R.J., Niemuth, P.E., 2007. Hip strength in collegiate female athletes with patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc.* 39, 1227-32.
- Cowan, S.M., Crossley, K.M., Bennell, K.L., 2009. Altered hip and trunk muscle function in individuals with patellofemoral pain. *Br J Sports Med.* 43, 584-8.
- Craig, C.L., Marshall, A.L., Sjostrom, M., Bauman, A.E., Booth, M.L., Ainsworth, B.E., et al., 2003. International physical activity questionnaire: 12-country reliability and validity. *Med Sci Sports Exerc.* 35, 1381-95.
- Crossley, K.M., Bennell, K.L., Cowan, S.M., Green, S., 2004. Analysis of outcome measures for persons with patellofemoral pain: which are reliable and valid? *Arch Phys Med Rehabil.* 85, 815-22.
- Crossley, K.M., Zhang, W.J., Schache, A.G., Bryant, A., Cowan, S.M., 2011. Performance on the single-leg squat task indicates hip abductor muscle function. *Am J Sports Med.* 39, 866-73.
- Davis, I.S., Powers, C.M., 2010. 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.* 40, A1-16.
- Devereaux, M.D., Lachmann, S.M., 1984. Patello-femoral arthralgia in athletes attending a Sports Injury Clinic. *Br J Sports Med.* 18, 18-21.
- Dierks, T.A., Manal, K.T., Hamill, J., Davis, I.S., 2008. Proximal and distal influences on hip and knee kinematics in runners with patellofemoral pain during a prolonged run. *J Orthop Sports Phys Ther.* 38, 448-56.
- Dierks, T.A., Manal, K.T., Hamill, J., Davis, I., 2011. Lower extremity kinematics in runners with patellofemoral pain during a prolonged run. *Med Sci Sports Exerc.* 43, 693-700.
- Dolak, K.L., Silkman, C., Medina McKeon, J., Hosey, R.G., Lattermann, C., Uhl, T.L., 2011. Hip strengthening prior to functional exercises reduces pain sooner than quadriceps strengthening in females with patellofemoral pain syndrome: a randomized clinical trial. *J Orthop Sports Phys Ther.* 41, 560-70.
- Dwyer, M.K., Boudreau, S.N., Mattacola, C.G., Uhl, T.L., Lattermann, C., 2010. Comparison of lower extremity kinematics and hip muscle activation during rehabilitation tasks between sexes. *J Athl Train.* 45, 181-90.
- Ekstrom, R.A., Donatelli, R.A., Carp, K.C., 2007. Electromyographic analysis of core trunk, hip, and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. *J Orthop Sports Phys Ther.* 37, 754-62.
- Eliasziw, M., Young, S.L., Woodbury, M.G., Fryday-Field, K., 1994. Statistical methodology for the concurrent assessment of interrater and intrarater reliability: using goniometric measurements as an example. *Phys Ther.* 74, 777-88.
- Escamilla, R.F., Zheng, N., Macleod, T.D., Edwards, W.B., Imamura, R., Hreljac, A., et al., 2009. Patellofemoral joint force and stress during the wall squat and one-leg squat. *Med Sci Sports Exerc.* 41, 879-88.
- Escamilla, R.F., Macleod, T.D., Wilk, K.E., Paulos, L., Andrews, J.R., 2012. Anterior cruciate ligament strain and tensile forces for weight-bearing and non-

- weight-bearing exercises: a guide to exercise selection. *J Orthop Sports Phys Ther.* 42, 208-20.
- Ferber, R., Davis, I.M., Williams, D.S., 3rd, 2003. Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 18, 350-7.
- Fleiss, J., 1981. The measurement of interrater agreement: statistical methods for rates and proportions., Vol., John Wiley & Sons, New York.
- Fredericson, M., Cookingham, C.L., Chaudhari, A.M., Dowdell, B.C., Oestreicher, N., Sahrmann, S.A., 2000. Hip abductor weakness in distance runners with iliotibial band syndrome. *Clin J Sport Med.* 10, 169-75.
- Fukuda, T.Y., Rossetto, F.M., Magalhaes, E., Bryk, F.F., Lucareli, P.R., de Almeida Aparecida Carvalho, N., 2010. Short-term effects of hip abductors and lateral rotators strengthening in females with patellofemoral pain syndrome: a randomized controlled clinical trial. *J Orthop Sports Phys Ther.* 40, 736-42.
- Grood, E.S., Suntay, W.J., 1983. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng.* 105, 136-44.
- Haley, S.M., Fragala-Pinkham, M.A., 2006. Interpreting change scores of tests and measures used in physical therapy. *Phys Ther.* 86, 735-43.
- Hanson, A.M., Padua, D.A., Troy Blackburn, J., Prentice, W.E., Hirth, C.J., 2008. Muscle activation during side-step cutting maneuvers in male and female soccer athletes. *J Athl Train.* 43, 133-43.
- Harriss, D.J., Atkinson, G., 2011. Update--Ethical standards in sport and exercise science research. *Int J Sports Med.* 32, 819-21.
- Harty, C.M., DuPont, C.E., Chmielewski, T.L., Mizner, R.L., 2011. Intertask comparison of frontal plane knee position and moment in female athletes during three distinct movement tasks. *Scand J Med Sci Sports.* 21, 98-105.
- Heiderscheit, B.C., 2010. Lower extremity injuries: is it just about hip strength? *J Orthop Sports Phys Ther.* 40, 39-41.
- Hermens HJ, F.B., Merletti R, et al., 1999. SENIAM 8: European recommendations for surface electromyography., Vol., Roessingh Research and Development, Netherlands.
- Hewett, T.E., Myer, G.D., Ford, K.R., Heidt, R.S., Jr., Colosimo, A.J., McLean, S.G., et al., 2005. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *Am J Sports Med.* 33, 492-501.
- Hewett, T.E., Torg, J.S., Boden, B.P., 2009. Video analysis of trunk and knee motion during non-contact anterior cruciate ligament injury in female athletes: lateral trunk and knee abduction motion are combined components of the injury mechanism. *Br J Sports Med.* 43, 417-22.
- Hewett, T.E., Myer, G.D., 2011. The mechanistic connection between the trunk, hip, knee, and anterior cruciate ligament injury. *Exerc Sport Sci Rev.* 39, 161-6.
- Huberti, H.H., Hayes, W.C., 1984. Patellofemoral contact pressures. The influence of q-angle and tendofemoral contact. *J Bone Joint Surg Am.* 66, 715-24.
- Hunt, M.A., Birmingham, T.B., Bryant, D., Jones, I., Giffin, J.R., Jenkyn, T.R., et al., 2008. Lateral trunk lean explains variation in dynamic knee joint load in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage.* 16, 591-9.

- Hunt, M.A., Wrigley, T.V., Hinman, R.S., Bennell, K.L., 2010. Individuals with severe knee osteoarthritis (OA) exhibit altered proximal walking mechanics compared with individuals with less severe OA and those without knee pain. *Arthritis Care Res (Hoboken)*. 62, 1426-32.
- Ireland, M.L., Willson, J.D., Ballantyne, B.T., Davis, I.M., 2003. Hip strength in females with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther*. 33, 671-6.
- Jacobs, C.A., Uhl, T.L., Mattacola, C.G., Shapiro, R., Rayens, W.S., 2007. Hip abductor function and lower extremity landing kinematics: sex differences. *J Athl Train*. 42, 76-83.
- Kernozek, T.W., Torry, M.R., H, V.A.N.H., Cowley, H., Tanner, S., 2005. Gender differences in frontal and sagittal plane biomechanics during drop landings. *Med Sci Sports Exerc*. 37, 1003-12; discussion 1013.
- Khayambashi, K., Mohammadkhani, Z., Ghaznavi, K., Lyle, M.A., Powers, C.M., 2011. The Effects of Isolated Hip Abductor and External Rotator Muscle Strengthening on Pain, Health Status, and Hip Strength in Females With Patellofemoral Pain. *J Orthop Sports Phys Ther*.
- Kujala, U.M., Jaakkola, L.H., Koskinen, S.K., Taimela, S., Hurme, M., Nelimarkka, O., 1993. Scoring of patellofemoral disorders. *Arthroscopy*. 9, 159-63.
- Kulas, A.S., Hortobagyi, T., DeVita, P., 2012. Trunk position modulates anterior cruciate ligament forces and strains during a single-leg squat. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 27, 16-21.
- Leardini, A., Cappozzo, A., Catani, F., Toksvig-Larsen, S., Petitto, A., Sforza, V., et al., 1999. Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location. *J Biomech*. 32, 99-103.
- Lee, T.Q., Anzel, S.H., Bennett, K.A., Pang, D., Kim, W.C., 1994. The influence of fixed rotational deformities of the femur on the patellofemoral contact pressures in human cadaver knees. *Clin Orthop Relat Res*. 69-74.
- Lee, T.Q., Morris, G., Csintalan, R.P., 2003. The influence of tibial and femoral rotation on patellofemoral contact area and pressure. *J Orthop Sports Phys Ther*. 33, 686-93.
- Leetun, D.T., Ireland, M.L., Willson, J.D., Ballantyne, B.T., Davis, I.M., 2004. Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Med Sci Sports Exerc*. 36, 926-34.
- Long-Rossi, F., Salsich, G.B., 2010. Pain and hip lateral rotator muscle strength contribute to functional status in females with patellofemoral pain. *Physiother Res Int*. 15, 57-64.
- MacKinnon, C.D., Winter, D.A., 1993. Control of whole body balance in the frontal plane during human walking. *J Biomech*. 26, 633-44.
- Magalhães, E., Fukuda, T.Y., Sacramento, S.N., Forgas, A., Cohen, M., Abdalla, R.J., 2010. A comparison of hip strength between sedentary females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther*. 40, 641-7.
- Mascal, C.L., Landel, R., Powers, C., 2003. Management of patellofemoral pain targeting hip, pelvis, and trunk muscle function: 2 case reports. *J Orthop Sports Phys Ther*. 33, 647-60.
- McGill, S.M., Childs, A., Liebenson, C., 1999. Endurance times for low back stabilization exercises: clinical targets for testing and training from a normal database. *Arch Phys Med Rehabil*. 80, 941-4.

- McKenzie, K., Galea, V., Wessel, J., Pierrynowski, M., 2010. Lower extremity kinematics of females with patellofemoral pain syndrome while stair stepping. *J Orthop Sports Phys Ther.* 40, 625-32.
- Mills, P.M., Morrison, S., Lloyd, D.G., Barrett, R.S., 2007. Repeatability of 3D gait kinematics obtained from an electromagnetic tracking system during treadmill locomotion. *J Biomech.* 40, 1504-11.
- Milne, A.D., Chess, D.G., Johnson, J.A., King, G.J., 1996. Accuracy of an electromagnetic tracking device: a study of the optimal range and metal interference. *J Biomech.* 29, 791-3.
- Muller, R., Strassle, K., Wirth, B., 2010. Isometric back muscle endurance: an EMG study on the criterion validity of the Ito test. *J Electromyogr Kinesiol.* 20, 845-50.
- Mundermann, A., Asay, J.L., Mundermann, L., Andriacchi, T.P., 2008. Implications of increased medio-lateral trunk sway for ambulatory mechanics. *J Biomech.* 41, 165-70.
- Myer, G.D., Ford, K.R., Barber Foss, K.D., Goodman, A., Ceasar, A., Rauh, M.J., et al., 2010. The incidence and potential pathomechanics of patellofemoral pain in female athletes. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 25, 700-7.
- Nakagawa, T.H., Muniz, T.B., Baldon Rde, M., Dias Maciel, C., de Menezes Reiff, R.B., Serrao, F.V., 2008. The effect of additional strengthening of hip abductor and lateral rotator muscles in patellofemoral pain syndrome: a randomized controlled pilot study. *Clin Rehabil.* 22, 1051-60.
- Nakagawa, T.H., Baldon Rde, M., Muniz, T.B., Serrao, F.V., 2011a. Relationship among eccentric hip and knee torques, symptom severity and functional capacity in females with patellofemoral pain syndrome. *Phys Ther Sport.* 12, 133-9.
- Nakagawa, T.H., Muniz, T.B., Baldon, R.M., Maciel, C.D., Amorim, C.F., Serrao, F.V., 2011b. Electromyographic preactivation pattern of the gluteus medius during weight-bearing functional tasks in women with and without anterior knee pain. *Rev Bras Fisioter.* 15, 59-65.
- Nakagawa, T.H., Moriya, E.T., Maciel, C.D., Serrao, F.V., 2012a. Trunk, Pelvis, Hip, and Knee Kinematics, Hip Strength, and Gluteal Muscle Activation During a Single Leg Squat in Males and Females With and Without Patellofemoral Pain Syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.*
- Nakagawa, T.H., Moriya, E.T., Maciel, C.D., Serrao, F.V., 2012b. Trunk, pelvis, hip, and knee kinematics, hip strength, and gluteal muscle activation during a single-leg squat in males and females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 42, 491-501.
- Nakagawa, T.H., Moryia, E.T.U., Maciel, C.D., Serrão, F.V., in press. Trunk, pelvis, hip, and knee kinematics, hip strength, and gluteal muscle activation during a single leg squat in males and females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.*
- Nguyen, A.D., Shultz, S.J., Schmitz, R.J., Luecht, R.M., Perrin, D.H., 2011. A preliminary multifactorial approach describing the relationships among lower extremity alignment, hip muscle activation, and lower extremity joint excursion. *J Athl Train.* 46, 246-56.
- Noehren, B., Pohl, M.B., Sanchez, Z., Cunningham, T., Lattermann, C., 2011a. Proximal and distal kinematics in female runners with patellofemoral pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon).*

- Noehren, B., Scholz, J., Davis, I., 2011b. The effect of real-time gait retraining on hip kinematics, pain and function in subjects with patellofemoral pain syndrome. *Br J Sports Med.* 45, 691-6.
- Noehren, B., Pohl, M.B., Sanchez, Z., Cunningham, T., Lattermann, C., 2012. Proximal and distal kinematics in female runners with patellofemoral pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 27, 366-71.
- Norcross, M.F., Blackburn, J.T., Goerger, B.M., 2010. Reliability and interpretation of single leg stance and maximum voluntary isometric contraction methods of electromyography normalization. *J Electromyogr Kinesiol.* 20, 420-5.
- Olson, T.J., Chebny, C., Willson, J.D., Kernozek, T.W., Straker, J.S., 2011. Comparison of 2D and 3D kinematic changes during a single leg step down following neuromuscular training. *Phys Ther Sport.* 12, 93-9.
- Ott, B., Cosby, N.L., Grindstaff, T.L., Hart, J.M., 2011. Hip and knee muscle function following aerobic exercise in individuals with patellofemoral pain syndrome. *J Electromyogr Kinesiol.* 21, 631-7.
- Pardini R, M.S., Araújo T, Matsudo VKR, Andrade E, Braggion G., 2001. Validação do questionário internacional de nível de atividade física (IPAQ versão 6): estudo-piloto em adultos jovens brasileiros. *Rev Bras Ciên e Mov.* 9, 45-51.
- Piva, S.R., Fitzgerald, K., Irrgang, J.J., Jones, S., Hando, B.R., Browder, D.A., et al., 2006. Reliability of measures of impairments associated with patellofemoral pain syndrome. *BMC Musculoskelet Disord.* 7, 33.
- Piva, S.R., Fitzgerald, G.K., Irrgang, J.J., Fritz, J.M., Wisniewski, S., McGinty, G.T., et al., 2009. Associates of physical function and pain in patients with patellofemoral pain syndrome. *Arch Phys Med Rehabil.* 90, 285-95.
- Pollard, C.D., Sigward, S.M., Powers, C.M., 2007. Gender differences in hip joint kinematics and kinetics during side-step cutting maneuver. *Clin J Sport Med.* 17, 38-42.
- Powers, C.M., 2003. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 33, 639-46.
- Powers, C.M., Ward, S.R., Fredericson, M., Guillet, M., Shellock, F.G., 2003. Patellofemoral kinematics during weight-bearing and non-weight-bearing knee extension in persons with lateral subluxation of the patella: a preliminary study. *J Orthop Sports Phys Ther.* 33, 677-85.
- Powers, C.M., 2010. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 40, 42-51.
- Prins, M.R., van der Wurff, P., 2009. Females with patellofemoral pain syndrome have weak hip muscles: a systematic review. *Aust J Physiother.* 55, 9-15.
- Russell, K.A., Palmieri, R.M., Zinder, S.M., Ingersoll, C.D., 2006. Sex differences in valgus knee angle during a single-leg drop jump. *J Athl Train.* 41, 166-71.
- Saad, M.C., Felicio, L.R., Masullo Cde, L., Liporaci, R.F., Bevilaqua-Grossi, D., 2011. Analysis of the center of pressure displacement, ground reaction force and muscular activity during step exercises. *J Electromyogr Kinesiol.* 21, 712-8.
- Salsich, G.B., Perman, W.H., 2007. Patellofemoral joint contact area is influenced by tibiofemoral rotation alignment in individuals who have patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 37, 521-8.
- Salsich, G.B., Long-Rossi, F., 2010. Do females with patellofemoral pain have abnormal hip and knee kinematics during gait? *Physiother Theory Pract.* 26, 150-9.



- Souza, R.B., Powers, C.M., 2009a. Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 39, 12-9.
- Souza, R.B., Powers, C.M., 2009b. Predictors of hip internal rotation during running: an evaluation of hip strength and femoral structure in women with and without patellofemoral pain. *Am J Sports Med.* 37, 579-87.
- Souza, R.B., Draper, C.E., Fredericson, M., Powers, C.M., 2010. Femur rotation and patellofemoral joint kinematics: a weight-bearing magnetic resonance imaging analysis. *J Orthop Sports Phys Ther.* 40, 277-85.
- Steinkamp, L.A., Dillingham, M.F., Markel, M.D., Hill, J.A., Kaufman, K.R., 1993. Biomechanical considerations in patellofemoral joint rehabilitation. *Am J Sports Med.* 21, 438-44.
- Taunton, J.E., Ryan, M.B., Clement, D.B., McKenzie, D.C., Lloyd-Smith, D.R., Zumbo, B.D., 2002. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Br J Sports Med.* 36, 95-101.
- Thijs, Y., Pattyn, E., Van Tiggelen, D., Rombaut, L., Witvrouw, E., 2011. Is hip muscle weakness a predisposing factor for patellofemoral pain in female novice runners? A prospective study. *Am J Sports Med.* 39, 1877-82.
- Watson, C.J., Propps, M., Ratner, J., Zeigler, D.L., Horton, P., Smith, S.S., 2005. Reliability and responsiveness of the lower extremity functional scale and the anterior knee pain scale in patients with anterior knee pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 35, 136-46.
- Weber, J.C., Lamb, D.R., 1970. *Statistics and research in physical education*, Vol., C. V. Mosby Co., Saint Louis.
- Wilken, J.M., Rodriguez, K.M., Brawner, M., Darter, B.J., 2011. Reliability and minimal detectable change values for gait kinematics and kinetics in healthy adults. *Gait Posture.*
- Willson, J.D., Ireland, M.L., Davis, I., 2006. Core strength and lower extremity alignment during single leg squats. *Med Sci Sports Exerc.* 38, 945-52.
- Willson, J.D., Binder-Macleod, S., Davis, I.S., 2008. Lower extremity jumping mechanics of female athletes with and without patellofemoral pain before and after exertion. *Am J Sports Med.* 36, 1587-96.
- Willson, J.D., Davis, I.S., 2008a. Lower extremity mechanics of females with and without patellofemoral pain across activities with progressively greater task demands. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 23, 203-11.
- Willson, J.D., Davis, I.S., 2008b. Utility of the frontal plane projection angle in females with patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 38, 606-15.
- Willson, J.D., Davis, I.S., 2009. Lower extremity strength and mechanics during jumping in women with patellofemoral pain. *J Sport Rehabil.* 18, 76-90.
- Willson, J.D., Kernozek, T.W., Arndt, R.L., Reznichuk, D.A., Scott Straker, J., 2011. Gluteal muscle activation during running in females with and without patellofemoral pain syndrome. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 26, 735-40.
- Willy, R.W., Davis, I.S., 2011. The effect of a hip-strengthening program on mechanics during running and during a single-leg squat. *J Orthop Sports Phys Ther.* 41, 625-32.
- Witvrouw, E., Lysens, R., Bellemans, J., Cambier, D., Vanderstraeten, G., 2000. Intrinsic risk factors for the development of anterior knee pain in an athletic population. A two-year prospective study. *Am J Sports Med.* 28, 480-9.

- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., et al., 2002. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. *J Biomech.* 35, 543-8.
- Zeller, B.L., McCrory, J.L., Kibler, W.B., Uhl, T.L., 2003. Differences in kinematics and electromyographic activity between men and women during the single-legged squat. *Am J Sports Med.* 31, 449-56.

**Table 1**

Mean (standard deviation) subjects demographics, visual analogue scale (VAS), anterior knee pain scale (AKPS) score, hip and knee kinematics during step-down task in patellofemoral pain (PFP) participants.

	All PFP (n=40)	Female PFP (n=20)	Male PFP (n=20)	<i>P</i> -value
Age (years)	23.2 (3.9)	22.4 (3.2)	23.6 (3.2)	0.13
Height (m)	1.73 (0.09)	1.66 (0.06)	1.81 (0.05)	0.001
Mass (kg)	69.1 (11.7)	61.6 (7.8)	77.6 (9.2)	0.001
VAS (mm)	48.5 (1.9)	49.6 (1.9)	45.0 (1.6)	0.79
AKPS score	72.7 (10.1)	71.6 (10.1)	72.8 (9.9)	0.64
Peak hip adduction (deg)	19.4 (5.5)	20.8 (4.1)	15.4 (4.1)	0.008
Peak hip internal rotation (deg)	9.9 (3.8)	11.5 (4.3)	7.5 (3.9)	0.03
Peak knee abduction (deg)	8.8 (3.6)	10.9 (4.1)	6.8 (3.2)	0.007

**Table 2**

Pearson correlation coefficients (r) among Visual Analogue Scale (VAS), Anterior Knee Pain Scale (AKPS), and hip and knee kinematic variables during step-down task.

\* $P < 0.05$ , \*\* $P < 0.01$

	<b>Peak hip adduction</b>	<b>Peak hip internal rotation</b>	<b>Peak knee abduction</b>
<b>VAS</b>			
All PFP	0.56**	0.57**	0.54**
Female PFP	0.57*	0.63**	0.56*
Male PFP	0.56*	0.47*	0.43*
<b>AKPS</b>			
All PFP	-0.48*	-0.38*	-0.37*
Female PFP	-0.53*	-0.39*	-0.36*
Male PFP	-0.48*	-0.37*	-0.34*

**Table 3**

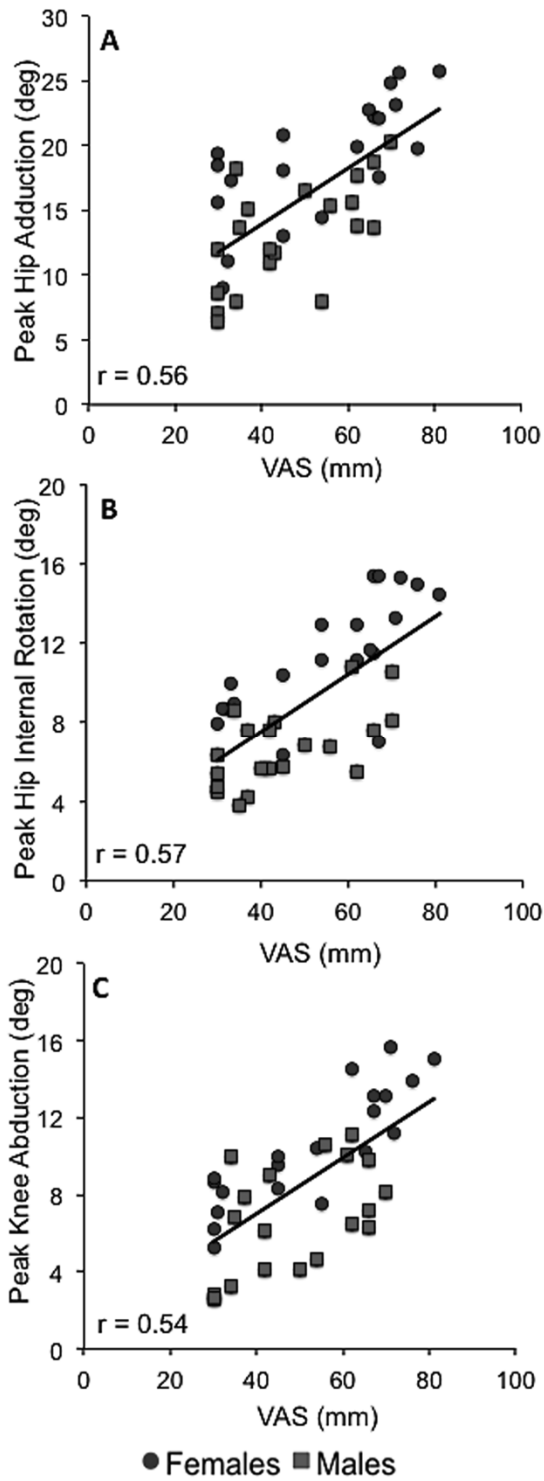
Stepwise multiple regression model on the association with Visual Analogue Scale (VAS)

<b>Model</b>	<b>Variables</b>	<b>R<sup>2</sup></b>	<b>R<sup>2</sup> change</b>	<b>F</b>	<b>P-value</b>
<b>All PFP</b>					
1	Peak hip internal rotation	0.33	0.33	18.28	< 0.001
2	Peak hip internal rotation Peak hip adduction	0.50	0.17	18.60	< 0.001
<b>Female PFP</b>					
1	Peak hip internal rotation	0.40	0.40	11.87	0.003
2	Peak hip internal rotation Peak hip adduction	0.52	0.12	13.81	< 0.001
3	Peak hip internal rotation Peak hip adduction Peak knee abduction	0.63	0.11	14.70	< 0.001
<b>Male PFP</b>					
1	Peak hip adduction	0.31	0.31	8.10	0.011

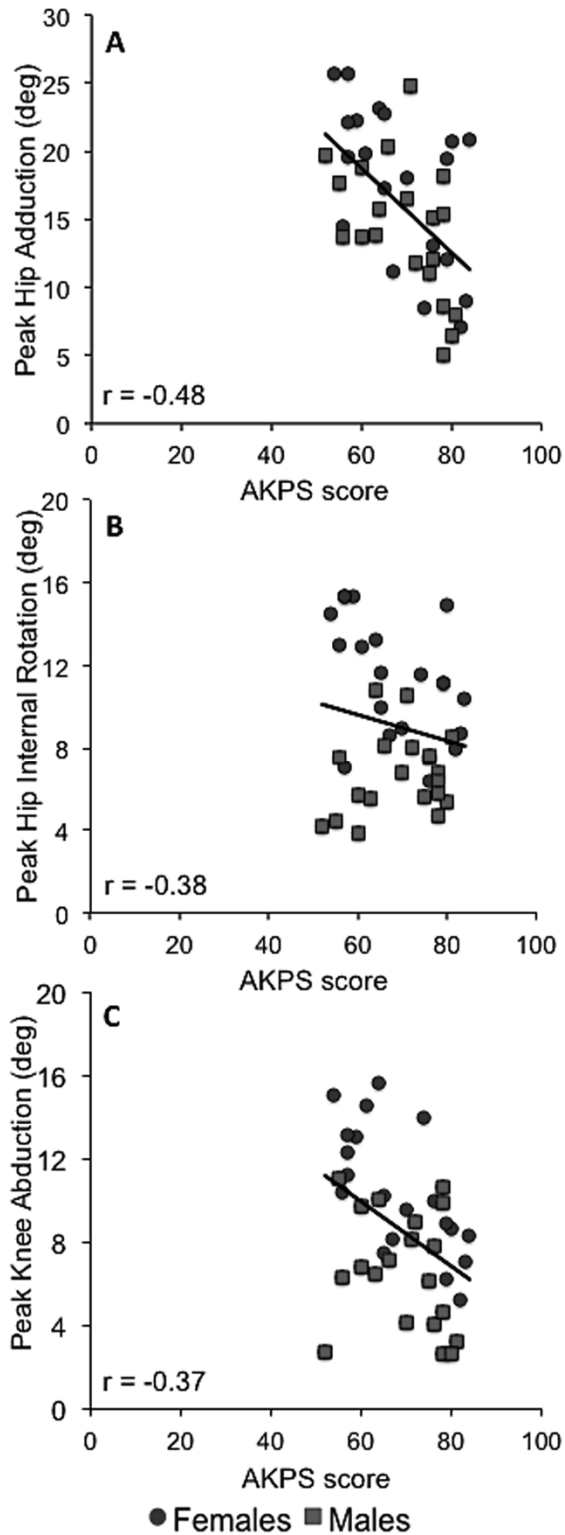
**Table 4**

Stepwise multiple regression model on the association with Anterior Knee Pain Scale (AKPS)

<b>Model</b>	<b>Variables</b>	<b>R<sup>2</sup></b>	<b>R<sup>2</sup> change</b>	<b>F</b>	<b>P-value</b>
<b>All PFP</b>					
1	Peak hip adduction	0.23	0.23	11.45	0.002
<b>Female PFP</b>					
1	Peak hip adduction	0.44	0.44	13.89	0.002
<b>Male PFP</b>					
1	Peak hip adduction	0.22	0.22	4.93	0.039



**Fig. 1** Scatter plot of Visual Analogue Scale (VAS) relative to peak hip adduction (A), peak hip internal rotation (B) and peak knee abduction (C) during a step-down maneuver for all PFP subjects (n=40).



**Fig. 2** Scatter plot of Anterior Knee Pain Scale (AKPS) score relative to peak hip adduction (A), peak hip internal rotation (B) and peak knee abduction (C) during a step-down maneuver for all PFP subjects (n=40).



## **ANEXO V**

----- Mensagem Original -----

Assunto: Submission Confirmation

De: "Journal of Science and Medicine in Sport" <[jsams@elsevier.com](mailto:jsams@elsevier.com)>

Data: Qua, Setembro 19, 2012 11:06 pm

Para: [fserrao@ufscar.br](mailto:fserrao@ufscar.br)

-----

Dear Mr. Fábio V Serrão,

Your submission entitled "Trunk biomechanics and its association with hip and knee kinematics in people with and without patellofemoral pain" has been received by Journal of Science and Medicine in Sport

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

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

Thank you for submitting your work to this journal.

Kind regards,

Elsevier Editorial System  
Journal of Science and Medicine in Sport

**Title Page**

**Title:** Trunk biomechanics and its association with hip and knee kinematics in people with and without patellofemoral pain

**Authors:** Theresa H. Nakagawa <sup>a</sup>, Carlos D. Maciel <sup>b</sup>, Fábio V. Serrão <sup>a</sup>

**Institution and affiliations:**

Federal University of São Carlos

Rodovia Washington Luis, km 235

CEP: 13565-905, São Carlos, SP - Brazil

<sup>a</sup> Department of Physical Therapy, Federal University of São Carlos, São Carlos, Brazil

University of São Paulo

Av. Trabalhador São-carlense, 400

CEP: 13560-970, São Carlos, SP - Brazil

<sup>b</sup> Department of Electrical Engineering, University of São Paulo, São Carlos, Brazil .

**Corresponding author:** Fábio V. Serrão- E-mail address: fserrao@ufscar.br

**Word count:**2996

**Abstract word count:**250

**Number of tables:**2

**Number of figures:**1

## **Abstract**

*Objectives:* To compare trunk kinematics, strength and muscle activation between patellofemoral pain (PFP) and control groups. Hip and knee kinematics in the frontal plane were also compared. In addition, the associations among trunk biomechanics, hip and knee kinematics were analyzed.

*Design:* Cross-sectional, descriptive study.

*Method:* Thirty people with PFP and thirty pain-free individuals participated. Peak ipsilateral trunk lean, hip adduction, knee abduction, iliocostalis and external oblique muscle activation were evaluated during single-leg squat. Trunk extension and trunk flexion with rotation isometric strength and side bridge tests were also quantified. Comparisons between groups were analyzed using independent t-tests. The association of trunk, hip and knee parameters was quantified using a Pearson correlation.

*Results:* Compared with control participants, the PFP participants demonstrated increased peak ipsilateral trunk lean, hip adduction and knee abduction ( $p = 0.02 - 0.04$ ) during single-leg squat accompanied with decreased trunk isometric strength ( $p = < 0.001 - 0.014$ ). There was no difference in trunk muscle activation between groups. Peak ipsilateral trunk lean was correlated with hip adduction ( $r = -0.66$ ) and knee abduction ( $r = 0.49$ ), also side bridge test was correlated with knee abduction ( $r = 0.50$ ) only in the control group.

*Conclusions:* Altered trunk, hip and knee kinematics in the frontal plane during single-leg squat were accompanied by trunk muscle weakness in PFP participants. Trunk kinematics and muscle strength were associated with hip and knee kinematics only in the controls. It may be important to address trunk, hip and knee biomechanics differences when treating PFP patients.

**Keywords:** Electromyography; Hip joint; Knee joint; Muscle strength; Patella

## 1. Introduction

Patellofemoral pain (PFP) is one of the most common lower extremity conditions seen in sports medicine clinics.<sup>1</sup> PFP is especially prevalent in physically active young adults.<sup>2</sup> It has been suggested that the patellofemoral joint may be influenced by the segmental interactions of the lower extremity.<sup>3</sup> Excessive knee valgus, resulting from hip adduction and knee abduction, is believed to increase the dynamic quadriceps angle, which reflects the frontal plane forces acting on the patella.<sup>4</sup> The abnormal motion of the femur and the tibia in the frontal plane would be expected to adversely affect the patellofemoral joint mechanics by increasing the lateral forces acting on the patella.<sup>5</sup>

In the PFP population, increased ipsilateral trunk lean has been hypothesized to act as a compensatory mechanism to hip abductors' weakness to control hip adduction by elevating the contralateral pelvis during functional activities.<sup>6</sup> On the other hand, it has also been suggested that ipsilateral trunk lean could affect knee kinetics in the frontal plane.<sup>7</sup> In fact, it has been shown that when performing increased ipsilateral trunk lean during gait, healthy volunteers demonstrated increased hip and knee abduction moments.<sup>8</sup> It is important to note that previous results suggested that increased knee abduction moment during landing contribute to increased incidence of PFP.<sup>9</sup> However, the relationship among trunk, hip and knee kinematics in the frontal plane has not been investigated in this population.

It has been recently demonstrated that persons with PFP performed greater ipsilateral trunk lean during weight-bearing activities.<sup>10,11</sup> Treatment focusing on trunk and hip strengthening also showed positive results in patients with PFP.<sup>12,13</sup> Trunk muscle strength and muscle activation could possibly affect trunk kinematics in people with PFP; thus, it is important to investigate if trunk muscle strength and activation are altered during functional activities, and how trunk muscle strength and activation affect trunk, hip and knee kinematics in people with and without PFP.

The purpose of this study was to compare ipsilateral trunk lean, hip adduction, knee abduction, iliocostalis and external oblique muscle activation during a single-leg squat and trunk extension, flexion with rotation and lateral flexion isometric strength between PFP and control

participants. In addition, the associations among trunk biomechanics, hip adduction and knee abduction were analyzed in both groups. It was hypothesized that the PFP group would demonstrate greater ipsilateral trunk lean, hip adduction and knee abduction and lower trunk strength and muscle activation compared to the control group. Additionally, it was hypothesized that greater ipsilateral trunk lean and lower trunk muscle strength and activation would be associated with greater hip adduction and knee abduction.

## 2. Methods

Sixty participants between the ages of 18 to 35 participated in this study. The PFP group consisted of 20 female and 10 male participants (mean  $\pm$  SD, age:  $22.7 \pm 3.4$  years, height:  $171.3 \pm 9.2$  cm, and body mass:  $65.3 \pm 10.3$  kg). The control group also consisted of 20 female and 10 male participants (age:  $22.3 \pm 3.0$  years, height:  $168.6 \pm 8.6$  cm, and body mass:  $63.3 \pm 9.8$  kg). The groups were matched for age, height and body mass ( $p > 0.05$ ). The a priori sample size was calculated on the basis of the hip adduction and knee abduction data from a pilot study ( $\alpha = 0.05$ ,  $\beta = 0.20$ , and an expected difference of  $5^\circ$  between groups). On the basis of the results, 19 participants per group (hip adduction) and 20 participants per group (knee abduction) were required to obtain adequate statistical power.

All participants with PFP reported an insidious onset of symptoms ( $> 3$  months). Furthermore, participants reported readily reproducible peripatellar or retropatellar pain while performing at least 2 of the following activities: stair ascent or descent, running, kneeling, squatting, prolonged sitting, jumping, or isometric quadriceps contraction. The participants were selected for the control group if they had no history of knee injury or pain. The exclusion criteria for all groups included (1) previous history of knee surgery, (2) history of back, hip or ankle joint injury or pain, (3) patellar instability, (4) signs or symptoms of meniscal or knee ligament involvement, and (5) any neurological condition that would affect movement. Prior to data collection, all participants signed a written informed consent form, and the experimental protocol was approved by the Institutional Review Board of the xxxxxxxxxxxxxxxx xxxxxxxx.

Prior to testing, each participant completed a 5-minute warm-up on a treadmill at 4.5

km/h. The electromyographic signals (EMG) of the trunk muscles were recorded at 2000 Hz using surface electrode DE-3.1 sensors (Delsys Inc., Boston, MA) and amplified by a Bagnoli™ 8-channel system (Delsys Inc., Boston, MA). Before electrode placement, the skin was shaved, abraded and cleaned with isopropyl alcohol. For the iliocostalis muscle, the electrode was placed 1 finger width medially from the line from the posterior spinal iliaca superior to the lowest point of the lower rib, at the level of L2.<sup>14</sup> For the external oblique abdominis muscle, the electrode was placed midway between the anterior superior iliac spine and the rib cage.<sup>15</sup>

The EMG data obtained during the single-leg squat were normalized by the maximal voluntary isometric contraction (MVIC). The participants performed one practice trial prior to the collection of three 5-second MVICs for each muscle and rested for 30 seconds between trials.<sup>16</sup> The handheld dynamometer (Lafayette Instruments, Lafayette, IN) was used to simultaneously measure the trunk extension (Fig. 1a) and trunk flexion with rotation strength (Fig. 1b) generated during each MVIC.<sup>16</sup> The participants were required to obtain three measurements with a variability of less than 10%; otherwise, another trial was run.<sup>16</sup> For the iliocostalis muscle (Fig. 1a), the participants were in the prone position with their hands folded behind the neck.<sup>17</sup> The handheld dynamometer was positioned between the scapulae, under a nylon strap secured around the upper trunk and the examination table, which was used to resist trunk extension. A second adjustable nylon strap, placed on the distal thighs and secured firmly around the underside of the table, was used to stabilize the participant on the examination table. For the external oblique abdominis muscle (Fig. 1b), the participant performed an oblique curl-up, attempting to move the shoulder toward the opposite knee.<sup>15</sup> The handheld dynamometer was positioned on the sternum, under a nylon strap secured around the upper trunk and the examination table, which was used to resist trunk flexion with rotation. A second adjustable nylon strap was placed on the distal thighs and secured firmly around the underside of the table.

For the side bridge test (Fig. 1c), the participants were positioned on their side lying with the legs extended. The top foot was placed in front of the lower foot for support. The participants were instructed to lift their hips off of the examination table, maintain a straight line over their full body length, and support themselves on one elbow and their feet. The uninvolved

arm was held across the chest with their hand placed on the opposite shoulder.<sup>18</sup> The handheld dynamometer was positioned on the iliac crest, under a nylon strap secured around the pelvis and the examination table. Strong verbal encouragement was given throughout the MVIC testing. The testing order was randomized to account for ordering bias.

For the trunk extension and trunk flexion with rotation isometric strength tests and the side bridge test, the average of the strength measurements obtained during 3 trials was used for the analysis. All the strength data recorded in kg were normalized for body weight.<sup>19</sup> Intraclass correlation coefficients [ICC (3,1)] and standard errors of measurement (SEM) for the strength measurements were 0.78 (4.7 % BM) for trunk extension, 0.82 (6.8 % BM) for trunk flexion with rotation, and 0.80 (8.9 % BM) for the side bridge test.

The raw EMG signals were band pass filtered at 35–500 Hz, and a 60-Hz notch filter was applied. The data were full-wave rectified and a moving 75-ms average window smoothing algorithm was used to generate a linear envelope,<sup>20</sup> with the maximum amplitude across the MVICs representing 100% activity.<sup>16</sup> The kinematic and EMG data were reduced using custom Matlab software (The MathWorks, Natick, MA). The average of the three trials for the kinematic and EMG variables was used for the statistical analysis.

The three-dimensional joint kinematics of the trunk, hip and knee were quantified using theFlock of Birds® (miniBird®) hardware (Ascension Technology Corporation, Burlington, VT) integrated with the MotionMonitor™ software (Innovative Sports Training, Inc., Chicago, IL). Electromagnetic sensors were placed on the sternum, sacrum, the distal lateral thigh and the anteromedial aspect of the proximal tibia. Kinematic data were collected at 90 Hz.

Prior to data collection, the medial and lateral malleoli and femoral epicondyles were digitized to determine the ankle joint center and the knee joint center, respectively. The hip joint center was estimated using the functional approach.<sup>21</sup> After the digitization process, a static trial was obtained to determine the lower limb anatomical coordinate system. The trunk angle was determined by the sternal sensor, sacral sensor, and the respective hip joint center. Participants were instructed to squat to an angle greater than 60° of knee flexion at a rate of 15



squats/minute,<sup>22</sup> as monitored by a metronome. Three trials were obtained. A one-minute rest interval was provided between trials.

Kinematic data were filtered at 6 Hz using a fourth-order zero-lag low-pass Butterworth filter.<sup>22,23</sup> Euler angles were calculated using the joint coordinate system definitions as recommended by the International Society of Biomechanics.<sup>23,24</sup> Kinematic variables of interest consisted of peak ipsilateral trunk lean, peak hip adduction, and peak knee abduction during the single-leg squat. Data were averaged across the 3 trials. The ICCs (3,1) and SEM for the kinematic measurements were 0.93 (0.07°) for ipsilateral trunk lean, 0.92 (1.83°) for hip adduction, and 0.92 (1.81°) for knee abduction.

All statistical analyses were performed using the SPSS software (version 19, SPSS Inc., Chicago, IL, USA). The data were analyzed with respect to their normality of distribution using the Shapiro-Wilk W test. Independent t-tests were used to test for group differences in kinematics, EMG and strength. The Pearson product-moment correlation coefficient was used to examine the relationships between each dependent variable (peak hip adduction and knee abduction) and the independent variables (peak ipsilateral trunk lean, trunk extension isometric strength, trunk flexion with rotation isometric strength, side bridge test, iliocostalis EMG, and external oblique abdominis EMG). The alpha level was set at 0.05.

### **3. Results**

Group comparisons for all variables are presented in Table 1. Peak ipsilateral trunk lean, hip adduction and knee abduction were greater in the PFP group compared to the control group ( $p = 0.02 - 0.04$ ). The PFP group presented decreased trunk extension and trunk flexion with rotation isometric strength, and side bridge test compared with the control group ( $p = < 0.001 - 0.014$ ). There was no difference between groups in the iliocostalis and external oblique muscle activation during the single leg squat. Pearson correlation coefficients among the kinematic, electromyographic and strength variables are presented in Table 2. Peak ipsilateral trunk lean was negatively correlated with peak hip adduction and positively correlated with peak knee abduction in the control group only. In addition, side bridge test values negatively

correlated with peak knee abduction values during the single-leg squat in the control group. No significant correlation was found in the PFP group.

#### **4. Discussion**

Consistent with the hypothesis proposed, participants with PFP presented increased peak ipsilateral trunk lean, hip adduction and knee abduction accompanied with decreased trunk strength compared with the control participants. However, no difference in trunk muscle activation was found between the groups. In addition, significant associations among trunk kinematics, lateral trunk strength and hip and knee kinematics were found only in the control group. Therefore, it may be important to acknowledge and address these differences between PFP and control participants when evaluating and treating patients with PFP.

Although it has been suggested that ipsilateral trunk lean might act as a compensatory mechanism for hip abductor weakness to diminish hip adduction by elevating the contralateral pelvis,<sup>7,13</sup> the participants with PFP displayed greater ipsilateral trunk lean accompanied with greater hip adduction compared to the control participants, which corroborates with the results from previous studies.<sup>10,11</sup> Additionally, ipsilateral trunk lean may increase the knee abduction moment by moving the ground reaction force laterally relative to the knee joint.<sup>14,19</sup> The PFP group demonstrated increased ipsilateral trunk lean and knee abduction in the current study. Excessive hip adduction and knee abduction could increase the dynamic quadriceps angle and the lateral forces acting on the patella and consequently produce detrimental effects on the patellofemoral joint.<sup>4,5</sup>

The results of the current study are in accordance with previous studies that reported decreased isometric lateral trunk flexion strength evaluated by the side bridge test in the PFP group compared to the control group.<sup>26,27</sup> The side bridge test has been reported by McGill et al.<sup>18</sup> as a measure of lateral core stability. Core stability is a product of both motor control and muscular capacity of the lumbo-pelvic-hip complex.<sup>28</sup> Hip and trunk weakness could reduce the ability to stabilize the hip and trunk during functional and athletic activities. As a result, the PFP participants may be predisposed to excessive motion in the hip or trunk in the frontal plane. In

addition, the PFP participants showed diminished capacity to generate trunk extension and flexion with rotation strength compared to the control participants. Therefore, the PFP group may be more vulnerable to the large external forces in the sagittal, frontal and transverse planes experienced by the trunk during functional and sports activities.

There was no difference in the iliocostalis and external oblique abdominis activation during the single-leg squat in the PFP participants compared to the control participants. This observation in combination with the findings of decreased trunk muscle strength and increased ipsilateral trunk lean during the single-leg squat suggests that the PFP participants were not able to compensate for the weak trunk muscles by increasing the co-activation of the iliocostalis and external oblique abdominis muscles when making an effort to control the excessive excursion of the trunk in the frontal plane. Future studies should also investigate other neuromuscular factors, such as onset time or duration of activation, that could influence the trunk control in PFP patients.

The finding of a significant negative correlation between peak ipsilateral trunk lean and hip adduction in the control group may be explained by the elevation of the pelvis on the opposite side which may have occurred secondary to the ipsilateral trunk lean, and the consequently decreased the hip adduction during the single-leg squat.<sup>6,20</sup> Previous investigation demonstrated that increased ipsilateral trunk lean was accompanied by decreased hip adduction moments during gait in healthy adults.<sup>8</sup> Peak ipsilateral trunk lean was found to be positively associated with knee abduction in the control participants. It was hypothesized that because the trunk comprises more than half the body's mass, ipsilateral trunk lean could move the ground reaction force more lateral to the knee and increase the knee abduction load.<sup>25</sup> It has been reported that increased ipsilateral trunk lean may increase the valgus moment of the knee joint.<sup>7,8</sup> Lastly, the importance of the lateral core stability as measured by the side bridge test was supported by the results of the current study because lower lateral trunk and hip strength was associated with greater peak knee abduction during a single-leg squat.

Interestingly, a significant correlation was not found among the evaluated variables in the PFP group. Overall, this finding suggests that the PFP participants presented more variable

and distinct trunk, hip and knee movement patterns compared to the pain-free participants. One explanation for this finding could be that the coupling of the trunk and pelvis movement is regulated by the lateral trunk musculature.<sup>29</sup> Possibly, a subgroup of PFP participants that demonstrated greater deficits of the lateral trunk and hip strength were unable to elevate their contralateral pelvis while leaning their trunk laterally to control the hip adduction excursion during the single-leg squat. Additionally, some of the PFP participants could have performed isolated contralateral pelvic drop, as a result of the hip abductor weakness, shifting the center of mass more medially in relation to the stance limb.<sup>4</sup> The increased perpendicular distance from the resultant ground reaction force vector and the knee joint center might have increased the varus moment at the knee.<sup>4</sup> These mechanisms could explain the lack of correlation among ipsilateral trunk lean, hip adduction and knee abduction in the PFP group.

The current study was cross-sectional in nature; therefore, it is not possible to establish causal relationships among the trunk hip and knee variables evaluated in the current study. Longitudinal studies would be necessary to draw definitive conclusions. However, it is important to note that previous studies of conservative management for PFP have demonstrated positive results with strengthening of the hip and trunk musculature.<sup>12,13</sup> In addition, only superficial lateral trunk flexor muscle activations were evaluated in this study. Future studies evaluating the quadratus lumborum muscle using invasive electromyographic techniques could provide more information regarding the lateral trunk flexor motor control.

## **5. Conclusion**

Compared to the control group, the PFP participants demonstrated higher peak ipsilateral trunk lean, hip adduction and knee abduction during a single-leg squat. The kinematic alterations in the PFP group were accompanied with lower trunk isometric strength; however, there was no difference in trunk muscle activation between groups. Greater ipsilateral trunk lean was associated with lower hip adduction and greater knee abduction in the control group. In addition, greater lateral trunk strength was associated with lower knee abduction in the pain-free participants. No relationships among trunk kinematics, muscle strength and activation, and hip

and knee kinematics were found in the PFP group, suggesting that PFP participants present a distinct movement pattern compared to the control group.

### **Practical Implications**

- People with patellofemoral pain present altered trunk, hip and knee kinematics in the frontal plane during the single-leg squat accompanied with trunk muscle weakness.
- In the frontal plane, trunk kinematics and muscle strength are associated with hip and knee kinematics only in the pain-free population.
- Trunk kinematics and muscle strength should be taken into account when evaluating and treating patients with patellofemoral pain.

### **Acknowledgments**

The authors are grateful for the financial support obtained from the Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq – Processo 160560/2011-0). Also, the authors wish to thank Érika Tiemi Uehara Moriya, PT for her assistance with data collection.

### **References**

1. Baquie P, Brukner P. Injuries presenting to an Australian sports medicine centre: a 12-month study. *Clin J Sport Med* 1997;7(1):28-31.
2. Taunton JE, Ryan MB, Clement DB, et al. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Br J Sports Med* 2002;36(2):95-101.
3. Powers CM, Ward SR, Fredericson M, et al. Patellofemoral kinematics during weight-bearing and non-weight-bearing knee extension in persons with lateral subluxation of the patella: a preliminary study. *J Orthop Sports Phys Ther* 2003;33(11):677-685.
4. Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther* 2010;40(2):42-51.

5. Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther* 2003;**33**(11):639-646.
6. Dierks TA, Manal KT, Hamill J, et al. Proximal and distal influences on hip and knee kinematics in runners with patellofemoral pain during a prolonged run. *J Orthop Sports Phys Ther* 2008;**38**(8):448-456.
7. Hunt MA, Birmingham TB, Bryant D, et al. Lateral trunk lean explains variation in dynamic knee joint load in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage* 2008;**16**(5):591-599.
8. Mundermann A, Asay JL, Mundermann L, et al. Implications of increased medio-lateral trunk sway for ambulatory mechanics. *J Biomech* 2008;**41**(1):165-170.
9. Myer GD, Ford KR, Barber Foss KD, et al. The incidence and potential pathomechanics of patellofemoral pain in female athletes. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2010;**25**(7):700-707.
10. Nakagawa TH, Moriya ET, Maciel CD, et al. Trunk, pelvis, hip, and knee kinematics, hip strength, and gluteal muscle activation during a single-leg squat in males and females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther* 2012;**42**(6):491-501.
11. Noehren B, Pohl MB, Sanchez Z, et al. Proximal and distal kinematics in female runners with patellofemoral pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2012;**27**(4):366-371.
12. Mascal CL, Landel R, Powers C. Management of patellofemoral pain targeting hip, pelvis, and trunk muscle function: 2 case reports. *J Orthop Sports Phys Ther* 2003;**33**(11):647-660.
13. Nakagawa TH, Muniz TB, Baldon Rde M, et al. The effect of additional strengthening of hip abductor and lateral rotator muscles in patellofemoral pain syndrome: a randomized controlled pilot study. *Clin Rehabil* 2008;**22**(12):1051-1060.
14. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, et al. The recommendations for sensors and sensor placement procedures for surface electromyography, chapter 2, in *SENIAM 8: European*

- recommendations for surface electromyography*. Netherlands: Roessingh Research and Development; 1999.
15. Ekstrom RA, Donatelli RA, Carp KC. Electromyographic analysis of core trunk, hip, and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. *J Orthop Sports Phys Ther* 2007;**37**(12):754-762.
  16. Bolgla LA, Malone TR, Umberger BR, et al. Reliability of electromyographic methods used for assessing hip and knee neuromuscular activity in females diagnosed with patellofemoral pain syndrome. *J Electromyogr Kinesiol* 2010;**20**(1):142-147.
  17. Muller R, Strassle K, Wirth B. Isometric back muscle endurance: an EMG study on the criterion validity of the Ito test. *J Electromyogr Kinesiol* 2010;**20**(5):845-850.
  18. McGill SM, Childs A, Liebenson C. Endurance times for low back stabilization exercises: clinical targets for testing and training from a normal database. *Arch Phys Med Rehabil* 1999;**80**(8):941-944.
  19. Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, et al. Hip strength in females with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 2003;**33**(11):671-676.
  20. Souza RB, Powers CM. Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 2009;**39**(1):12-19.
  21. Leardini A, Cappozzo A, Catani F, et al. Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location. *J Biomech* 1999;**32**(1):99-103.
  22. Willson JD, Davis IS. Lower extremity mechanics of females with and without patellofemoral pain across activities with progressively greater task demands. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2008;**23**(2):203-211.
  23. Grood ES, Suntay WJ. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng* 1983;**105**(2):136-144.
  24. Wu G, Siegler S, Allard P, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. *J Biomech* 2002;**35**(4):543-548.

25. Hewett TE, Torg JS, Boden BP. Video analysis of trunk and knee motion during non-contact anterior cruciate ligament injury in female athletes: lateral trunk and knee abduction motion are combined components of the injury mechanism. *Br J Sports Med* 2009;**43**(6):417-422.
26. Willson JD, Davis IS. Lower extremity strength and mechanics during jumping in women with patellofemoral pain. *J Sport Rehabil* 2009;**18**(1):76-90.
27. Cowan SM, Crossley KM, Bennell KL. Altered hip and trunk muscle function in individuals with patellofemoral pain. *Br J Sports Med* 2009;**43**(8):584-588.
28. Leetun DT, Ireland ML, Willson JD, et al. Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Med Sci Sports Exerc* 2004;**36**(6):926-934.
29. MacKinnon CD, Winter DA. Control of whole body balance in the frontal plane during human walking. *J Biomech* 1993;**26**(6):633-644.



Table 1

Group comparisons of the kinematic, electromyographic and strength variables.

	PFP group	Control	<i>p</i> -value	Effect size
	Mean (SD)	group		
		Mean (SD)		
Peak ipsilateral trunk lean (°)	9.8 (5.2)	6.9 (4.4)	0.02 <sup>a</sup>	0.61
Peak hip adduction (°)	24.0 (6.5)	19.2 (6.0)	0.04 <sup>a</sup>	0.78
Peak knee abduction (°)	10.5 (6.4)	6.8 (5.3)	0.03 <sup>a</sup>	0.58
Trunk extension strength (% BM)	22.4 (6.8)	27.2 (7.9)	0.014 <sup>a</sup>	0.66
Trunk flexion with rotation strength (%BM)	17.7 (8.9)	36.5 (13.2)	<0.001 <sup>a</sup>	1.69
Side bridge test (% BM)	31.0 (14.4)	42.0 (15.9)	0.007 <sup>a</sup>	0.74
Iliocostalis EMG (% MVIC)	15.3 (10.3)	25.3 (19.5)	0.89	0.45
External oblique EMG (% MVIC)	15.5 (13.5)	15.0 (11.6)	0.90	0.03

BM= body mass, EMG=electromyography, and MVIC= maximal voluntary isometric contraction.

<sup>a</sup> Significant difference,  $p < 0.05$ .

Table 2

Pearson correlation coefficients (r) among the kinematic, electromyographic and strength variables in the PFP and control groups.

Independent variables	Groups	Peak hip adduction (°)	Peak knee abduction (°)
Peak ipsilateral trunk lean (°)	PFP	0.15	-0.18
	Control	-0.66 <sup>a</sup>	0.49 <sup>a</sup>
Trunk extension strength (% BM)	PFP	-0.19	0.22
	Control	-0.11	-0.14
Trunk flexion with rotation strength (%BM)	PFP	-0.10	-0.32
	Control	-0.71	0.24
Side bridge test (% BM)	PFP	-0.10	-0.35
	Control	-0.34	-0.50 <sup>a</sup>
Iliocostalis EMG (% MVIC)	PFP	0.27	-0.08
	Control	0.09	0.05
External oblique EMG (% MVIC)	PFP	0.22	0.10
	Control	0.08	0.24

BM= body mass, EMG=electromyography, and MVIC= maximal voluntary isometric contraction.

<sup>a</sup> Significant relationship,  $p < 0.01$ .

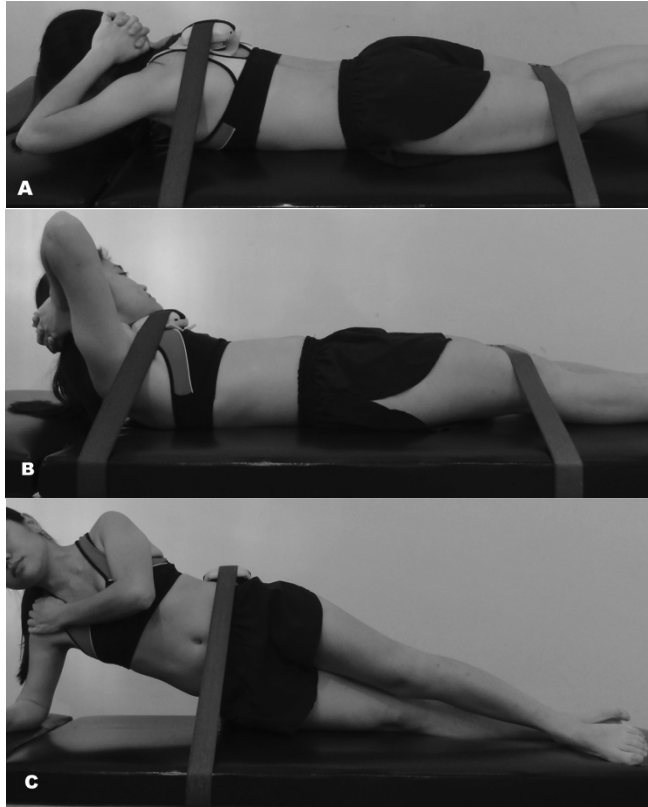


Fig. 1. (A) Trunk extension isometric strength test position. (B) Trunk flexion with rotation isometric strength test position. (C) Side bridge test position.

## **ANEXO VI**



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS  
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA  
Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos  
Via Washington Luís, km. 235 - Caixa Postal 676  
Fones: (016) 3351.8109 / 3351.8110  
Fax: (016) 3361.3176  
CEP 13560-970 - São Carlos - SP - Brasil  
[proppg@power.ufscar.br](mailto:proppg@power.ufscar.br) - <http://www.proppg.ufscar.br/>

## CAAE 0095.0.135.000-09

**Título do Projeto:** CINEMÁTICA, TORQUE EXCÊNTRICO E ATIVAÇÃO MUSCULAR DO TRONCO, PELVE, QUADRIL E JOELHO EM INDIVÍDUOS COM E SEM A SÍNDROME DA DOR

**Classificação:** Grupo III

**Procedência:** Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia

**Pesquisadores (as):** Fábio Viadanna Serrão, Theresa Helissa Nakagawa (orientanda), Érika Tiemi Uehara Moriya (colaboradora), Natália Manicardi Mattar (colaboradora)

**Processo nº.:** 23112.002717/2009-45

### Parecer Nº. 341/2009

#### 1. Normas a serem seguidas

- O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS 196/96 – Item IV.1.f) e deve receber uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado (Item IV.2.d).
- O pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou (Res. CNS Item III.3.z), aguardando seu parecer, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade de regime oferecido a um dos grupos da pesquisa (Item V.3) que requeiram ação imediata.
- O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS Item V.4). É papel do pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA – junto com seu posicionamento.
- Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projetos do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma, junto com o parecer aprobatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial (Res. 251/97, item III.2.e).
- Relatórios parciais e final devem ser apresentados ao CEP, inicialmente em \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_ e ao término do estudo.

#### 2. Avaliação do projeto

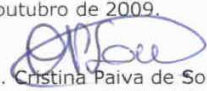
O Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Federal de São Carlos (CEP/UFSCar) analisou o projeto de pesquisa acima identificado e considerando os pareceres do relator e do revisor DELIBEROU:

A proposta de estudo apresentada atende às exigências éticas e científicas fundamentais previstas na Resolução 196/96, do Conselho Nacional de Saúde.

#### 3. Conclusão:

Projeto aprovado

São Carlos, 16 de outubro de 2009.

  
Prof. Dra. Cristina Paiva de Sousa  
Coordenadora do CEP/UFSCar