

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

BRUNA CALAZANS LUZ

**RELAÇÃO ENTRE A CINEMÁTICA DO RETROPÉ, TÍBIA E
FÊMUR EM CORREDORES COM E SEM DOR
PATELOFEMORAL**

SÃO CARLOS

2017

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

RELAÇÃO ENTRE A CINEMÁTICA DO RETROPÉ, TÍBIA E FÊMUR EM
CORREDORES COM E SEM DOR PATELOFEMORAL

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Fisioterapia. Área de concentração: Processos de Avaliação e Intervenção em Fisioterapia.

DISCENTE

Bruna Calazans Luz

ORIENTADOR

Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão

CO-ORIENTADOR:

Prof^a. Dr^a. Deborah A Nawoczenski

SÃO CARLOS

2017



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS

Centro de Ciências Biológicas e da Saúde
Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia

Folha de Aprovação

Assinaturas dos membros da comissão examinadora que avaliou e aprovou a Defesa de Dissertação de Mestrado da candidata Bruna Calazans Luz, realizada em 22/02/2017:

Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão
UFSCar

Profa. Dra. Paula Rezende Camargo
UFSCar

Profa. Dra. Débora Bevilaqua Grossi
USP

Este trabalho foi realizado com apoio financeiro da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES).

*Em agradecimento aos meus pais, Luiz e Tina,
pelo apoio incondicional e constante inventivo .*

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço a Deus por estar sempre comigo, me guiando, iluminando meu caminho e me dando forças para superar as dificuldades.

Aos meus pais, Tina e Luizinho, por me educarem com tanto amor, carinho e dedicação. Por serem tão presentes em minha vida, acreditarem e confiarem em mim. Pela nossa união, que nos fortalece e nos protege e por tudo que fizeram e deixaram de fazer para me ver feliz. Muito obrigada por serem tão maravilhosos.

Ao meu irmão, Diogo, que é meu orgulho e que sempre torceu pela minha felicidade, me apoiou, comemorou minhas conquistas e me incentivou nos momentos difíceis.

Ao Professor Fábio, pela orientação, apoio e confiança, por ter me dado a oportunidade de poder desenvolver estudos em seu laboratório e por todo conhecimento compartilhado.

As minhas amigas e companheiras de laboratório, Mari e Ana, que tanto me ajudaram, orientaram e ensinaram, sempre com muita paciência e dedicação. Sem vocês tudo seria mais difícil, vocês são um exemplo para mim.

Aos meus colegas e ex-colegas de laboratório, Adalberto, Daniel, Guilherme e Scattoni, por todo apoio e orientação.

Aos meus amigos queridos que fiz durante todo período de graduação e mestrado na UFSCar, que foram essenciais na minha formação e que compartilharam momentos de alegria, angústia e ansiedade comigo.

As minhas amigas são-carlenses, que sempre muito presentes, acreditaram em mim, me incentivaram e foram compreensivas e acolhedoras nos momentos mais difíceis.

As meninas do futsal, que fizeram minhas terças e quintas mais leves, alegres e descontraídas.

Por fim, agradeço a todos que me ajudaram de alguma forma na minha formação profissional e pessoal.

“... Não é sobre chegar no topo do mundo

E saber que venceu

É sobre escalar e sentir

Que o caminho te fortaleceu...”

Ana Vilela

RESUMO

Introdução: A dor patelofemoral (DPF) é a lesão por sobrecarga mais comum da corrida. A eversão excessiva do retropé é comumente considerada como um fator de risco para a DPF e a relação entre o movimento do complexo do tornozelo-pé e do membro inferior pode estar envolvido com essa disfunção. O objetivo desse estudo foi avaliar a relação entre a eversão do retropé com a cinemática da tíbia e do fêmur nos planos frontal e transversal durante a corrida em indivíduos com e sem dor patelofemoral. *Métodos:* Cinquenta e quatro corredores recreacionais foram divididos em 2 grupos: corredores saudáveis (GC, n = 27) e corredores com dor patelofemoral (GDPF, n = 27). A cinemática durante a corrida foi avaliada por meio de um sistema de captura de movimento. Coeficiente de correlação de Pearson (r) foi calculado para estabelecer a relação da eversão do retropé com os movimentos da tíbia e do fêmur (pico e amplitude de movimento). *Resultados:* Um maior pico de eversão do retropé foi associado a um maior pico de rotação interna da tíbia e de adução do fêmur no GDPF. Além disso, um maior pico de eversão do retropé foi associado a uma maior amplitude de movimento de adução do fêmur, rotação externa do fêmur e adução da tíbia no GDPF. *Interpretação:* As associações mais fortes entre a maior eversão do retropé e o maior pico de adução do quadril e a amplitude de movimento de adução do quadril podem estar relacionadas à etiologia e/ou persistência da dor patelofemoral, e indicam que as estratégias de tratamento que visam controlar o movimento do retropé podem ajudar a modificar os sintomas.

Palavras-chave: Dor Patelofemoral. Corrida. Cinemática. Retropé. Tíbia. Fêmur.

ABSTRACT

Background: Patellofemoral pain (PFP) is the most common running overuse injury. Excessive rearfoot eversion is commonly considered as a risk factor for patellofemoral pain and the relationship between the ankle-foot complex movement and the lower limb may be involved with this dysfunction. The purpose of this study was to evaluate the relationship between rearfoot eversion with tibia and femur kinematics in frontal and transverse planes during running in individuals with and without PFP.

Methods: Fifty-four recreational runners were divided into 2 groups: healthy runners (CG, n = 27) and runners with patellofemoral pain (PFPG, n = 27). Kinematics during running were assessed using a three-dimensional motion analysis. Pearson's correlation coefficients (r) were calculated to establish the relationship of rearfoot eversion with tibial and femur movements (peak and range of motion).

Findings: Greater peak rearfoot eversion was associated with greater peak tibial internal rotation and peak femur adduction in the PFPG. Additionally, greater peak rearfoot eversion was associated with greater femur adduction, femur external rotation and tibial adduction range of motion in the PFPG.

Interpretation: Strongest associations between the greater rearfoot eversion and the greater peak hip adduction and hip adduction range of motion might be related to the etiology and/or persistence of patellofemoral pain, and indicate that treatment strategies aimed at controlling the movement of the rearfoot could help modify the symptoms.

Keywords: Patellofemoral Pain, Running, Kinematics, Rearfoot, Tibia, Femur.

LISTA DE FIGURAS

Figure 1 – Custom running shoe.....	27
Figure 2 – Average time normalized curve.....	32

LISTA DE TABELAS

Table 1 – Demographic characteristics of the subjects (mean (SD)).....	30
Table 2 – Correlation coefficients between rearfoot, tibial and femur kinematics.....	31
Table 3 –Kinematic data expressed in mean (SD) for the between-group comparison.....	33

LISTA DE ABREVIATURAS

ANCOVA	Covariance Analysis
ASIS	Anterior Superior Iliac Spine
CG	Control Group
DPF	Dor Patelofemoral
FIG	Figure
ICC	Intraclass Correlation Coefficients
PFP	Patellofemoral Pain
PFPG	Patellofemoral Pain Group
PSIS	Posterior Superior Iliac Spine
RoM	Range of Motion
RSF	Rearfoot Strike Pattern

SUMÁRIO

CONTEXTUALIZAÇÃO.....	13
TEMA DE INTERESSE.....	19
ESTUDO.....	20
1 INTRODUCTION.....	21
2 METHODS.....	24
2.1 Participants.....	24
2.2 Procedures.....	25
2.2.1 Data Collection.....	26
2.2.2 Data reduction.....	28
2.3 Statistical analysis.....	29
3 RESULTS.....	30
4 DISCUSSION.....	34
4.1 Clinical Implications.....	36
4.2 Limitations.....	37
5 CONCLUSION.....	38
6 REFERENCES.....	39
APÊNDICE A.....	45
APÊNDICE B.....	49
ANEXO A.....	52
ANEXO B.....	57

CONTEXTUALIZAÇÃO

Nos últimos anos, a busca por uma vida saudável resultou em um crescente número de pessoas que praticam exercício físico em todo o mundo (Taunton et al., 2002). O número de corredores e eventos de corrida têm aumentado constantemente desde o ano 2000 (Fields et al., 2010). No Brasil, estima-se um aumento de 30 vezes no número de corredores nos últimos 15 anos (Corpore Brasil, 2013). Esse elevado número de pessoas que pratica a corrida recreacional pode ser explicado pela fácil acessibilidade, podendo ser praticada em locais comuns (van Gent et al., 2007), pelo baixo custo e pelo fato de poder ser praticada de maneira individualizada (Hespanhol Júnior et al., 2012; Noehren et al., 2012).

Entretanto, a corrida apresenta potencial risco de lesões que acompanha o ritmo acelerado do crescimento da atividade em nível competitivo e recreacional (Cheung et al., 2006). Estima-se que aproximadamente 56% dos corredores recreacionais e mais de 90% dos maratonistas sejam alvo de alguma lesão a cada ano (van Gent et al., 2007). Essas lesões diminuem o prazer em praticar o exercício e podem levar a uma interrupção temporária ou mesmo permanente da prática da corrida, além de acarretar em um aumento dos custos por causa do tratamento necessário (Van der Worp et al., 2015). A articulação do joelho é o local de maior acometimento nessa população (Taunton et al., 2002; van Gent et al., 2007), sendo a dor patelofemoral (DPF) a disfunção mais comum nessa articulação (prevalência de 7,4% a 15,6%) (Lopes et al., 2012).

A DPF é caracterizada por dor difusa sobre o aspecto anterior do joelho, de início insidioso, agravada por atividades que aumentam as forças de compressão na articulação patelofemoral, como agachar, subir e descer escadas e permanecer na posição sentada e/ou ajoelhada por longos períodos, bem como durante atividades repetitivas, como a corrida (Witvrouw et al., 2014). Entretanto, a sua etiologia ainda não está claramente definida (Powers, 2010). Embora muitos

mecanismos possíveis têm sido discutidos na literatura, uma teoria comumente citada é que a DPF pode estar relacionada ao excessivo estresse na articulação patelofemoral (Brechtler and Powers, 2002; Ward and Powers, 2004) que, por sua vez, pode ser decorrente de uma alteração na trajetória ou de um mau alinhamento patelar (Goodfellow et al., 1976; Moller et al., 1989; Newberry et al., 1998). Acredita-se que diversos fatores extrínsecos e intrínsecos podem resultar no aumento do estresse na região lateral da articulação patelofemoral. A excessiva pronação da articulação subtalar (hiperpronação subtalar) é comumente considerada como um fator de risco intrínseco envolvido com o aumento do estresse patelofemoral lateral e subsequente desenvolvimento da DPF (Barton et al., 2012). Boling et al. (2009) encontraram que a pronação subtalar excessiva foi um fator de risco para o desenvolvimento da DPF em cadetes da Academia Naval dos Estados Unidos.

A pronação da articulação subtalar é um movimento triplanar que, em cadeia cinética fechada (ou seja, com suporte do peso corporal), é composto da eversão do calcâneo (plano frontal), e pela flexão plantar (plano sagital) e adução/rotação medial (plano transversal) do tálus (Levangie and Norkin, 2005). Em função do tálus estar firmemente estabilizado pela pinça maleolar, durante a fase de apoio da marcha a pronação e supinação subtalar estão acopladas à rotação medial e lateral da tíbia e do fêmur, respectivamente (Rockar, 1995; Inman, 1976). Cinematicamente, a pronação subtalar comumente é mensurada pela eversão do retropé (calcâneo).

Sabe-se que, no início do apoio médio da marcha, a flexão do joelho e a pronação subtalar devem terminar e a extensão do joelho e a supinação subtalar se iniciarem. O término da pronação subtalar e o início da supinação subtalar devem ocorrer durante o apoio médio da marcha para permitir que a rotação lateral automática do joelho (mecanismo de aparafusar) ocorra, pois a extensão do joelho somente é possível na presença dessa rotação. Porém, Tiberio (1987) teorizou que, se por algum motivo, a articulação subtalar continua pronada, a rotação lateral automática da tíbia, necessária para a extensão do joelho, não ocorre. Diante desse problema, o sistema locomotor

deve compensar de alguma maneira, ou as estruturas de suporte da articulação tibiofemoral seriam traumatizadas. Um mecanismo compensatório relativamente eficiente é a rotação medial excessiva do fêmur sobre a tíbia (Tiberio, 1987). A rotação medial excessiva do fêmur deixa a tíbia em rotação lateral em relação a ele (rotação lateral do joelho) e, assim, a extensão do joelho pode ocorrer. No entanto, a rotação medial excessiva do fêmur aumenta o ângulo do quadríceps (ângulo Q) e a componente lateral do vetor de força do músculo quadríceps (Powers, 2003), aumentando o estresse patelofemoral lateral. Além disso, Salsich and Perman (2007) constataram que a rotação medial do fêmur diminui a área de contato patelofemoral e, assim, aumenta o estresse nessa articulação (considerando que estresse é igual a força de reação patelofemoral dividida pela área de contato).

De acordo com a teoria de Tiberio (1987) tanto o excesso de pronação subtalar quanto uma pronação subtalar mais prolongada durante a fase de apoio da marcha poderiam estar relacionadas ao desenvolvimento da DPF. No entanto, estudos prévios que avaliaram a pronação subtalar durante o andar indicaram que sujeitos com DPF não possuem maior pico (Levinger and Gilleard, 2007; Powers et al., 2002; Barton et al., 2011) ou amplitude (Callaghan and Baltzoupoulos, 1994) de eversão do retropé quando comparados a sujeitos saudáveis. Entretanto, a ausência de uma diferença no pico ou amplitude de eversão do retropé observada nesses estudos não exclui a presença de uma associação entre a cinemática do retropé, tíbia e fêmur (Barton et al., 2012). Barton et al. (2011) encontraram que os pacientes com DPF que possuíam maior pico de eversão do retropé durante o andar tinham maior probabilidade de relatar maior melhora após 12 semanas da aplicação de órteses pré-fabricada para o pé. Uma possível explicação para a maior eficácia da aplicação dessas órteses em pacientes com DPF e maior pico de eversão do retropé é a presença de uma relação entre a cinemática do retropé, joelho e quadril (Barton et al., 2012).

Os primeiros estudos que avaliaram a relação entre a magnitude de movimento do complexo tornozelo-pé e a rotação do membro inferior no plano transversal durante o andar indicaram uma ausência de acoplamento (Reischl et al., 1999; Powers et al., 2002). Reischl et al. (1999) relataram que a magnitude de pronação subtalar não foi preditiva da magnitude da rotação tibial (nessa contextualização, a rotação tibial será considerada como o movimento da tíbia em relação ao sistema de coordenadas do laboratório) ou femoral (nessa contextualização, a rotação femoral será considerada como o movimento do fêmur em relação ao sistema de coordenadas do laboratório). Powers et al. (2002) relataram uma proporção eversão do retropé/rotação medial da tíbia de 2,5 (ou seja, a cada 2,5 graus de eversão do retropé houve 1 grau de rotação medial da tíbia). No entanto, recentemente, Resende et al. (2015) relataram a existência de acoplamento entre a eversão do retropé e a rotação medial da tíbia e do fêmur. Já durante a corrida, McClay and Manal (1998) e Stacoff et al. (2000) relataram uma proporção eversão do retropé/rotação medial da tíbia de 1,33 e 1,72, respectivamente.

Embora esses estudos tenham contribuído para um melhor entendimento do acoplamento entre o movimento do complexo tornozelo-pé e a rotação do membro inferior no plano transversal, a amostra foi constituída apenas por indivíduos saudáveis. De acordo com o nosso conhecimento apenas dois estudos avaliaram a relação entre a eversão do retropé e a cinemática do membro inferior em indivíduos com DPF (Barton et al., 2012; De Oliveira Silva et al., 2016). De Oliveira Silva et al. (2016) relataram que não houve correlação significativa entre o pico de eversão do retropé e o pico de adução do quadril em mulheres saudáveis e com DPF durante a subida das escadas. Por outro lado, Barton et al. (2012) relataram que, o pico de eversão do retropé estava associado ao pico de rotação medial da tíbia no grupo com DPF e que uma maior amplitude de movimento de eversão do retropé estava associada a maior amplitude de movimento de adução do quadril nos grupos com e sem DPF durante a marcha. No entanto, essa relação foi avaliada apenas durante o andar. Considerando que a DPF é a disfunção mais comum em corredores e que uma alteração no

acoplamento entre o movimento do complexo tornozelo-pé e a rotação do membro inferior no plano transversal pode estar envolvida com essa disfunção, torna-se importante avaliar a relação entre a eversão do retropé e a rotação do membro inferior em sujeitos com DPF durante a corrida.

Além de alterações no plano transversal, alterações de movimentos do membro inferior no plano frontal também podem estar relacionadas ao desenvolvimento e progressão da DPF. Um dos fatores considerados envolvidos no desenvolvimento e progressão da DPF é o excessivo valgo dinâmico do joelho. Os principais componentes desse movimento são a adução do fêmur (considerado como movimento do fêmur em relação ao sistema de coordenadas do laboratório) e a abdução da tíbia (considerado como movimento da tíbia em relação ao sistema de coordenadas do laboratório) (Zazulak et al., 2005), durante atividades com suporte do peso corporal. O aumento do valgo dinâmico do joelho aumenta o ângulo Q e, conseqüentemente, o vetor de força lateral que atua sobre a patela, podendo resultar em aumento do estresse no compartimento lateral da articulação patelofemoral (Powers, 2003).

Devido ao ajuste “apertado” do tálus na pinça maleolar, a eversão do retropé pode aumentar a abdução da tíbia (Gross, 1995; Powers, 2003). Joseph et al. (2008) encontraram uma associação entre a pronação/eversão do pé e o valgo dinâmico do joelho durante a aterrissagem de um salto (*drop jump*) em mulheres atletas. Esses autores verificaram que a colocação de uma cunha medial no calçado resultou em menor pronação/eversão do pé bem como menor valgo dinâmico do joelho durante a aterrissagem do salto. Similarmente, Williams et al., (2003) também encontraram diminuição no ângulo valgo do joelho durante a corrida após a aplicação de uma órtese, dentro do calçado dos corredores, que promovia a inversão do pé. Porém, uma limitação desses estudos é que a amostra foi constituída apenas por sujeitos saudáveis. Entretanto, Barton et al. (2012) avaliaram sujeitos com e sem DPF e identificaram que, durante o andar, a maior amplitude de eversão do retropé associou-se com a maior amplitude de adução do quadril no grupo com DPF e no grupo

sadio, explicando 33% e 21% da variância, respectivamente. Esse é um aspecto importante desde que Noehren et al. (2013) encontraram, em um estudo prospectivo, que a excessiva adução do quadril é um fator de risco para o desenvolvimento da DPF em corredoras. Porém, de acordo com o nosso conhecimento, nenhum estudo avaliou a relação entre a magnitude de eversão do retropé com a abdução da tíbia e adução do fêmur em sujeitos com DPF durante a fase de apoio da corrida.

TEMA DE INTERESSE

Diante do exposto, o tema de interesse desta dissertação foi avaliar a relação entre a eversão do retropé com a cinemática da tibia e do fêmur nos planos frontal e transversal durante a corrida em indivíduos com e sem dor patelofemoral.

RELATIONSHIP BETWEEN REARFOOT, TIBIA AND FEMUR
KINEMATICS IN RUNNERS WITH AND WITHOUT PATELLOFEMORAL
PAIN

Bruna Calazans Luz, PT¹
Ana Flávia dos Santos, PT, MSc¹
Mariana Carvalho de Souza, PT¹
Tatiana de Oliveira Sato, PT, PhD¹
Deborah A Nawoczinski, PT, PhD²
Fábio Viadanna Serrão, PT, PhD¹

¹Department of Physical Therapy, Federal University of São Carlos, São Carlos, Brazil.

² Department of Orthopaedics, University of Rochester Medical Center, Rochester, NY, USA.

O artigo foi submetido ao periódico *Clinical Biomechanics*

(ANEXO B)

1. INTRODUCTION

In recent years, the quest for a healthier lifestyle has resulted in an increasing number of people practicing physical activity around the world (Taunton et al., 2002). The number of runners and running events has been increasing steadily since the 2000s (Fields et al., 2010). However, running has been associated with a potential injury risk that accompanies the accelerated pace of activity growth at a competitive and recreational level (Cheung et al., 2006). The most common overuse running injury is patellofemoral pain (PFP), which one presents a prevalence of 7.4 - 15.6% in this population (Lopes et al., 2012).

The etiology of PFP is not yet clearly defined (Souza et al., 2010) and remains a contentious issue (Barton et al., 2012). Although some possible mechanisms have been discussed in the literature, one theory is that PFP results from increased patellofemoral joint stress (Sanchis-Alfonso et al., 1999; Heino Brechter and Powers, 2002). Excessive subtalar pronation (measured as rearfoot eversion) can be considered as an intrinsic risk factor related to a higher lateral patellofemoral stress and subsequent development of PFP (Barton et al., 2012).

According to Tiberio's (1987) theory, an excessive or prolonged foot pronation during the stance phase of gait could result in greater tibial internal rotation. In this way, to achieve knee extension during the midstance, the femur should internally rotate to ensure adequate motion for the screw-home mechanism (Powers, 2003). Furthermore, due to the tight fit of the talus within the ankle, the excessive subtalar pronation could increase the tibia and femur motion in the frontal plane (tibia abduction and femur adduction) (Gross, 1995; Powers, 2003). These kinematic variations would result in an increase of the Q angle (quadriceps angle) and the lateral patellofemoral stress (Powers, 2003).

Previous studies have shown an absence of coupling relationship between the ankle-foot complex magnitude of motion and the lower limb rotation in the transverse plane during gait in healthy individuals (Reischl et al., 1999; Nester, 2000; Powers et al., 2002). However, other results reported a coupled relationship between the rearfoot and the tibial internal rotation during running (Nigg et al., 1993; McClay and Manal, 1997; Stacoff et al., 2000; Pohl et al., 2006; Eslami et al., 2007) and, Resende et al. (2015) reported the existence of a coupling between rearfoot eversion and femur internal rotation during gait in the same population. To the best of the authors' knowledge, two studies evaluated the relationship between the rearfoot eversion and lower limb kinematics in individuals with PFP (Barton et al., 2012, De Oliveira Silva et al., 2016). De Oliveira Silva et al (2016) reported that there was no significant correlation between peak rearfoot eversion and the peak hip adduction in healthy and PFP women during stair ascent. On the other hand, Barton et al. (2012) reported that greater peak rearfoot eversion was associated with greater peak tibial internal rotation in the PFP group and greater rearfoot eversion range of motion was associated with greater hip adduction range of motion during gait. It is possible that the relationship between rearfoot and lower limb motion explains the effectiveness of the foot orthoses application in PFP patients (Eng and Pierrynowski, 1993; Pitman and Jack, 2000; Saxena and Haddad, 2003; Gross and Foxworth, 2003; Sutlive et al., 2004; Johnston and Gross, 2004; Wiener-Ogilvie and Jones, 2004; Vicenzino et al., 2008; Barton et al., 2009). However, there is no evidence of the relationship between rearfoot eversion with femur and tibia kinematics in patients with PFP during running.

Considering that PFP is the most common dysfunction in runners and the alteration in the coupling between the ankle-foot complex movement and the lower limb in the transverse and frontal planes may be involved with this dysfunction, it is important to evaluate the relationship between the rearfoot eversion and tibia and femur kinematics in subjects with

PFP during running. Thus, the aim of this study was to evaluate the relationship between rearfoot eversion and tibia and femur kinematics in frontal and transverse planes; and, to assess if this relationship is similar between individuals with and without PFP. It was hypothesized that greater peak rearfoot eversion is positively correlated with greater tibial internal rotation and abduction (peak and range of motion - RoM), and with greater femur adduction and internal rotation (peak and RoM) in individuals with PFP; and this relationship is different between individuals with and without PFP.

2. METHODS

2.1. Participants

Fifty-four recreational runners participated in this study, divided into 2 groups: healthy runners (CG, $n = 27$) and runners with patellofemoral pain (PFPG, $n = 27$). All subjects were recruited as a result of advertisement (flyers posted in physical therapy clinics, athletic health clubs, and common areas in the university). An *a priori* sample size was calculated in the G*Power software (Version 3.1.3) using the Pearson correlation test (significance level $\alpha = 0.05$, $\beta = 0.8$ and $r = 0.37$ (Souza et al., 2010), which resulted in a sample size of 54 participants (27 participants per group).

They were evaluated according the following criteria: aged between 18–35 years, previous experience in running on a treadmill (Heiderscheidt et al., 2011), ran a minimum of 15 km/week for at least the past 3 months and used a rearfoot strike pattern (RFS) when running (Cheung and Davis, 2011). The RFS pattern was confirmed by the real-time qualitative camera, operating at 120 Hz, positioned lateral to the foot (approximately one meter away) (Hasegawa et al., 2007). Additionally, PFPG recruited for this study met the following criteria: (1) presence of peri- or retropatellar knee pain in at least three of the following functional activities, i.e., stair ascent or descent, running, kneeling, squatting, prolonged sitting, jumping, isometric quadriceps contraction; (2) insidious onset of symptoms unrelated to a traumatic event; (3) reports of pain for more than 3 months of duration during running; (4) pain on compression of the patella into the femoral condyles and (5) intensity of the knee pain during running was at least a 3 (moderate pain) on a 0 (no pain) to 10 (maximum pain) point visual analog scale for pain on the last week (Cowan et al., 2002; Willson and Davis, 2009). The control group included participants with no history of lower limb injury or pain, similar with the PFP group for age, height and body weight. The

exclusion criteria for all groups included: meniscal pathology or knee ligament involvement; ligament instability; Osgood-Schlatter or Sinding-Larsen-Johansson Syndrome; pain in the lumbar spine, hip, knee or ankle; patellar dislocation or ligamentous injury; current knee effusion; history of surgery on the patellofemoral joint (Crossley et al., 2002); reported cardiovascular changes (Dierks et al., 2008) or any neurological involvement that would affect gait (Souza and Powers, 2009).

The subjects signed a written informed consent form (APÊNDICE B), and the study was approved by the Federal University of São Carlos Ethics Committee for Human Investigations (ANEXO A).

2.2. Procedures

All potential participants were evaluated by a licensed physical therapist, who conducted an initial interview for personal identification and screened for inclusion and exclusion criteria (APÊNDICE A).

Each participant attended a lower limb kinematic evaluation of their symptomatic limb. In cases of bilateral symptoms, the most affected lower limb (highest self-rated pain) was chosen for analysis (Nakagawa et al., 2012a). For the CG the evaluation was performed on the dominant lower limb that it was determined for each subject by asking which leg they would use to kick a ball as far as possible (Ford et al., 2003). All of the participants wore a T-shirt, shorts and a neutral running shoe that were provided by the examiner (Nike Flex Experience, Nike, Indonesia), in order to reduce the variability that may be caused by shoes with different characteristics (Willson et al., 2012).

2.2.1. Data Collection

To perform the kinematic analysis, a six camera three dimensional motion analysis system (Qualisys Motion Capture System, Qualisys Medical AB, Gothenburg, Sweden) was used. All of the kinematic data were collected at a sample rate of 240 Hz. Sixteen reflective passive markers (anatomical and tracking) 15 mm in diameter were placed on the following anatomical structures of the participant: the greater trochanter of the femur bilaterally, the highest point on the bilateral iliac crest, the anterior superior iliac spine (ASIS) and the posterior superior iliac spine (PSIS) bilaterally, L5/S1, the medial and lateral epicondyles of the femur, the medial and lateral malleolus, the head of the 1st and 5th metatarsal and distal phalange of the second toe. Two tracking markers (clusters) consisting of four non-collinear markers were fixed to a rigid base and were attached to the posterolateral aspect of the thigh and leg of the participants using Velcro straps. Another cluster consisting of three non-collinear markers fixed to a rigid base was attached to the rearfoot, directly overlying the calcaneus, using double-sided adhesive. For this, the running shoe was customized with opening in the posterior region to place the cluster directly on the calcaneus (**fig. 1**). Previous studies have shown that the placement of calcaneus markers on shoe overestimate rearfoot motion (Stacoff et al., 2000).



Fig. 1. Custom running shoe with opening in the posterior region to place the cluster directly on the calcaneus.

A static trial in the neutral standing position was used to align the subject with the laboratory coordinate system and to serve as a reference point for subsequent kinematic analysis.

Initially, all the participants warmed up on a treadmill (model LX 160 GIII, Movement, Brazil) at a constant speed of 4.5 km/h for five minutes. Then, it was determined that the participants preferred speed running and kinematic data were collected. After the participant had remained running for two minutes at the preferred speed, at least ten consecutive steps of the dominant lower limb were recorded (Hobara et al., 2012; Noehren et al., 2011).

In a previous data analysis, the test–retest reliability of the kinematic measurements was shown. Nine participants were tested on two occasions that were separated by two days. The intraclass correlation coefficients ($ICC_{3,1}$) were 0.82, 0.91, 0.80, 0.79, 0.81 for the ankle

in the frontal plane; tibia in frontal and transverse planes; and femur in frontal and transverse planes, respectively. Standard errors of measurement were 1.2° , 1.4° , 2.4° , 1.5° , 1.7° for the ankle in the frontal plane; tibia in frontal and transverse planes; and femur in frontal and transverse planes, respectively.

2.2.2. Data reduction

All kinematic data were analyzed during the stance phase (range of motion and peak angles). The stance phase was considered the period between the initial contact and toe-off. Initial contact was identified as the point in time when the calcaneus marker moved from positive to negative velocity in the anteroposterior direction (Zeni et al., 2008). The toe-off was determined by the second knee extension peak (Fellin et al., 2010). The average of 10 successive strides was analyzed.

The Cardan angles were calculated using the joint coordinate system definitions recommended by the International Society of Biomechanics (Grood and Suntay, 1983; Wu et al., 2002) relative to the static standing trial using the Visual 3D software (C-Motion Inc, Rockville, USA). The ankle and knee joint centers were defined as the midpoint between the medial and lateral malleoli and the medial and lateral epicondyles, respectively. The hip joint center was estimated as one-quarter of the distance from the ipsilateral to the contralateral greater trochanter (Weinhandl and O'Connor, 2010). The kinematic data were filtered using a 4th-order, zero-lag, low-pass Butterworth filter at 12 Hz.

The analysis for determining the kinematic variables was performed by a custom program in Matlab (Mathworks, Natick, MA). Variables of interest included peak angles and ranges of motion during the first 60% of stance (considering the peak rearfoot eversion during this period - **Fig. 2a**) for:

a- Rearfoot frontal plane motion relative to the shank (i.e. rearfoot movement in the frontal plane relative to the shank) — eversion

b- Tibia transverse plane motion relative to the laboratory or global reference system (i.e. axial movement of the tibia) — internal rotation

c- Tibia frontal plane motion relative to the laboratory or global reference system (i.e. frontal movement of the tibia) — adduction

d- Femur transverse plane motion relative to the laboratory or global reference system (i.e. axial movement of the femur) — external rotation

e- Femur frontal plane motion relative to the laboratory or global reference system (i.e. frontal movement of the femur) — adduction.

2.3. Statistical analysis

The data were analyzed using the Statistical Package for the Social Sciences (version 17.0; SPSS Inc, USA). Initially, the statistical distribution and homoscedasticity of the data were checked with the Shapiro-Wilk test and Levene's test, respectively. Pearson's correlation coefficients (r) were calculated to evaluate the association of rearfoot eversion measures with tibia and femur kinematic measures during running. In a secondary analysis, we compared the groups through of the Covariance Analysis (ANCOVA) with running speed, running experience (years) and running distance (Km/Week) as covariants. The significance level for all analyses was set at $P = 0.05$.

3. RESULTS

Demographic characteristics of the subjects of both groups are shown in **Table 1**. Subjects with PFP had a significantly lower running distance (Km/Week) ($P = 0.046$) and running experience ($P = 0.018$) compared to CG. All others variables were similar between groups.

Table 1. Demographic characteristics of the subjects (mean (SD)).

	PFPG	CG	<i>P</i> -value
Sex (male/female)	16/11	16/11	-
Height (m)	1.72 (0.07)	1.74 (0.12)	0.526
Body Mass (kg)	71.2 (12.8)	72.5 (14.1)	0.729
BMI (kg/m²)	23.89 (3.16)	23.75 (2.60)	0.863
Age (yr)	27 (4.18)	26 (5.56)	0.338
Running distance (Km/Week)	21.8 (6.29)	27.8 (13.73)	0.046*
Treadmill velocity (km/h)	9.1 (1.44)	9.7 (1.09)	0.098
Running experience (yr)	2.27 (2.25)	4.87 (4.98)	0.018*

BMI = body mass index; PFPG = Patellofemoral Pain Group; CG = Control Group.

* Significant difference ($P < 0.05$)

Correlation coefficients of rearfoot eversion with tibial internal rotation, femur external rotation, tibial adduction and femur adduction are shown in **Table 2**. Greater peak rearfoot eversion was found to be associated with greater peak tibial internal rotation and peak femur adduction in the PFPG. In addition, greater peak rearfoot eversion was found to be associated with greater femur adduction, femur external rotation and tibial adduction range of motion in the PFPG. Greater peak rearfoot eversion was found to be associated with greater peak femur adduction in the CG. Additionally, lower peak rearfoot eversion was found to be

associated with greater peak tibial adduction in the CG. Average time normalized curve for joint angles during the stance phase are showed in **Fig. 2**.

Table 2. Correlation coefficients between rearfoot, tibial and femur kinematics.

		Peak rearfoot eversion	
		PFPG	CG
Peak tibial internal rotation	r	0.400*	0.085
	p	0.039	0.673
Tibial internal rotation RoM	r	0.279	0.301
	p	0.159	0.126
Peak femur adduction	r	0.570*	0.522*
	p	0.002	0.006
Femur adduction RoM	r	0.560*	0.341
	p	0.003	0.082
Peak femur external rotation	r	0.221	0.084
	p	0.268	0.678
Femur external rotation RoM	r	0.420*	0.227
	p	0.029	0.254
Peak tibial adduction	r	-0.312	-0.416*
	p	0.113	0.031
Tibial adduction RoM	r	0.478*	0.171
	p	0.012	0.395

RoM = Range of motion; PFPG = Patellofemoral Pain Group; CG= Control Group

Positive correlation indicates greater peak rearfoot eversion is associated with: greater peaks and ranges of motion for tibial internal rotation, femur adduction, femur external rotation and tibial adduction.

* Significant correlation ($P < 0.05$)

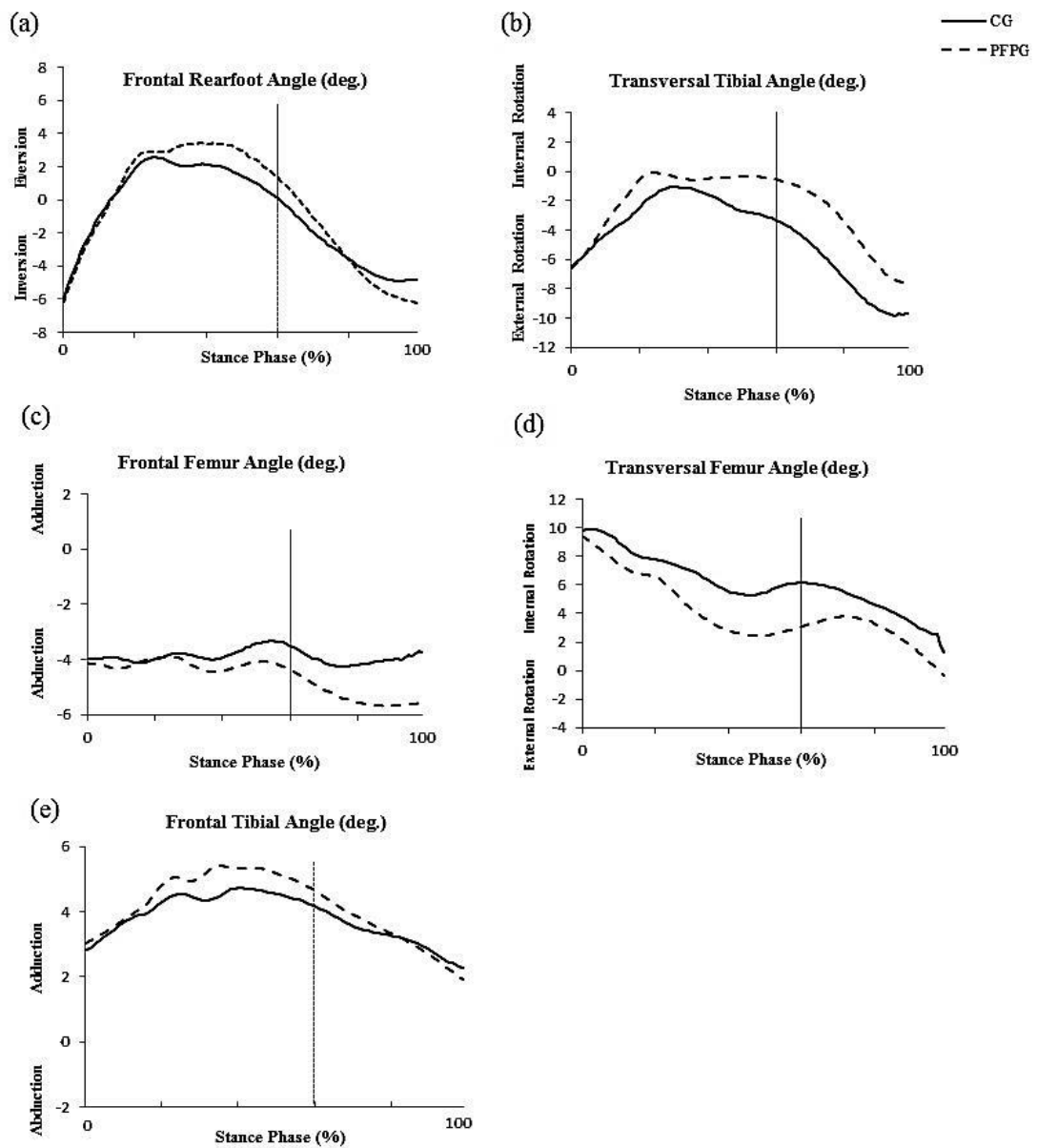


Fig. 2. Average time normalized curve for joint angles during the stance phase: frontal rearfoot (a), transversal tibial (b), frontal and transversal femur (c,d) and frontal tibial (f) kinematics of CG (control group) and PFFPG (patellofemoral group). Vertical line represented the first 60% of stance.

Univariate analysis of covariance comparing peak angles and ranges of motion for each kinematic variable evaluated for PFP and control groups can be found in **Table 3**. No significant differences were detected between the PFP and CG for all variables.

Table 3. Kinematic data expressed in mean (SD) for the between-group comparison.

Variable	PFPG	CG	<i>P</i> -value
Peak Angles			
Rearfoot eversion	4.9 (3.59)	4.52 (3.91)	0.710
Tibial internal rotation	2.53 (4.97)	0.98 (5.79)	0.297
Femur external rotation	-9.86 (9.64)	-14.13 (7.28)	0.072
Tibial adduction	-2.73 (2.24)	-2.34 (2.02)	0.502
Femur Adduction	-0.88 (2.37)	-0.09 (3.16)	0.307
Range of Motion			
Rearfoot eversion	11.14 (4.02)	10.70 (3.06)	0.650
Tibial internal rotation	8.69 (2.51)	8.73 (1.82)	0.942
Femur external rotation	4.61 (1.64)	4.96 (1.95)	0.472
Tibial adduction	3.39 (1.25)	3.31 (0.97)	0.805
Femur Adduction	7.87 (3.13)	7.18 (2.54)	0.379

PFPG= Patellofemoral Pain Group; CG= Control Group.

4. DISCUSSION

Previous theoretical studies have suggested that one of the risk factors for the PFP development is the correlation between the excessive rearfoot eversion with the tibia and femur kinematics (Powers, 2003; Tiberio, 1987). However, few studies have evaluated this association in patients with PFP (Barton et al., 2012; De Oliveira Silva et al., 2016). To our knowledge, no study has evaluated this relationship in runners with PFP. This is an important consideration since PFP is the most prevalent overuse injury in the runner's knee. Although the peak rearfoot eversion, rearfoot eversion RoM and the individual movements of the tibia and femur in the transverse and frontal planes were not different between the groups, differences were observed in the relationship between the rearfoot and proximal joint kinematics. Consistent with the theory proposed by Tiberio (1987), the peak rearfoot eversion was positively correlated with the peak tibial internal rotation ($r = 0.400$; $P = 0.039$). However, these findings were only observed in the PFPG, and not in the CG. Similar findings were reported by Barton et al. (2012) during gait in patients with PFP. By clinical definition of the Q angle, increased tibial internal rotation should decrease the Q angle and while increased patellofemoral stress has been reported with increased Q angles (Powers 2003), a cadaver study has demonstrated increased patellofemoral pressures (50% increase at 20 degrees of knee flexion) with decreased Q angles (Huberti and Hayes 1984). Additionally, Csintalan et al. (2002) reported that a 15 degrees tibial internal rotation increased the pressure on the medial patellar facet in cadavers. Thus, the presence of association between rearfoot eversion and tibial internal rotation in the PFPG and absence of this relationship in healthy individuals may indicate that it could be related to the development of PFP.

In the frontal plane, contrary to what we hypothesized, a surprising finding was the positive correlation between peak rearfoot eversion and tibial adduction RoM in the PFP group. Conversely, an inverse relationship was found in the CG: peak rearfoot eversion was

negatively correlated with peak tibial adduction. Due to the tight fit of the talus within the ankle mortise, it has been hypothesized that rearfoot eversion is associated with increased tibial abduction (Gross, 1995; Powers, 2003). However, it is possible that this relationship is altered during running in PFP patients. The absence of studies that evaluated this relationship in patients with PFP makes it difficult to compare these findings with the previous results. However, since the reduction of the Q angle increases the patellofemoral pressure peak (Huberti and Hayes, 1984), it is possible that the relationship observed between peak rearfoot eversion and tibial adduction RoM in PFPG might be related to the development of PFP in runners.

Still in the frontal plane, the current study found that the peak rearfoot eversion was associated with the peak femur adduction ($r = 0.570$; $P = 0.002$) and femur adduction RoM ($r = 0.560$; $P = 0.003$) in the PFPG. These were the strongest associations found in the present study. Furthermore, the peak rearfoot eversion was associated with the peak femur adduction in the CG. Although De Oliveira Silva et al. (2016) did not find a relationship between rearfoot eversion and hip adduction during stair ascent, Barton et al. (2012) reported a positive relationship between the rearfoot eversion RoM and the hip adduction RoM during gait in subjects with and without PFP, this was the strongest association related by Barton et al. (2012). This result is especially relevant for the population of the present study, recreational runners. Noehren et al. (2013) found, in a prospective study, that excessive hip adduction was a risk factor for the development of PFP in female runners.

In the present study the greater peak rearfoot eversion was associated with greater femur external rotation RoM in the PFPG and this association did not occur in the CG. This result is in contrast to our initial hypothesis. Previous studies reported (Souza et al., 2009; Resente et al., 2015) that rearfoot eversion was associated with femur internal rotation during stance phase of gait. Excessive hip internal rotation has been observed in patients with PFP

during stepping and single-leg squat (Nakagawa et al., 2012a; Nakagawa et al., 2012b). However, in the present study, after the initial contact with the ground, the femur rotated externally in both groups (**Fig.1d**). Similar to our study, the mean curves presented in the study by Esculier et al. (2015) also revealed a hip external rotation during running stance phase in subjects with and without PFP. Thus, probably the movement of the femur/hip in the transverse plane during running stance phase is different from other functional activities such as gait, squatting (Willson and Davis, 2008) and single-leg jump (Willson and Davis, 2008) in which the hip rotates internally. However, the clinical relevance of the association between rearfoot eversion and femur external rotation observed in PFP is still unknown.

4.1. Clinical Implications

Peak rearfoot eversion has been associated with movements of the tibia and femur that may be related to increased patellofemoral stress. In addition, it is important to note that the strongest associations were found between the greater rearfoot eversion and the greater peak hip adduction and hip adduction RoM. Considering that excessive hip adduction is a risk factor for the development of PFP in runners (Noehren et al., 2013), treatment strategies aimed at controlling the movement of the rearfoot could help reduce the symptoms. Indeed, the last ‘Patellofemoral pain consensus statement’ (Crossley et al., 2016) concluded that foot orthoses were recommended for short-term pain relief in people with PFP. This is consistent with the ‘Best Practice Guide’ previously published (Barton et al., 2015). However, evaluation of the effects of foot orthoses on tibia and femur kinematics in patients with PFP during running is limited. Thus, future research is needed to better understand the effects of foot orthoses on the relationship between rearfoot, tibia and femur movements in runners with PFP.

4.2. Limitations

First, the study design was cross-sectional in nature, and can only provide information regarding associations, limiting the ability to establish causal relationship. Future prospective studies are needed to assess whether the associations observed in the present study also occur in healthy runners developing PFP. In addition, we included both males and females in the studied groups; previous research showed the prevalence of PFP in females is 2.23 times more than males (Boling et al., 2010). Therefore, future studies can be performed with only female population to be more prone to a PFP. Finally, this was a comprehensive study that assessed the individual as well as the combined kinematic relationships of the rearfoot, tibia and femur. Although the excursions were similar for the PFPG and CG, the differences in kinematic coupling may be indicative of other problems reflecting motor control issues that were not assessed by this investigation.

5. CONCLUSION

In conclusion, PFPG showed that peak rearfoot eversion was associated with: peak tibial internal rotation, peak femur adduction, femur adduction RoM, femur external rotation RoM and tibial adduction RoM. Most of these relationships were different from the CG. The strongest association occurred between greater peak rearfoot eversion and greater peak and hip adduction RoM, this study highlight the need to address distal factors (for example, foot orthoses) in runners with PFP.

6. REFERENCES

- Barton CJ, Levinger P, Menz HB, Webster KE. Kinematic gait characteristics associated with patellofemoral pain syndrome: A systematic review. *Gait Posture*. 2009; 30(4): 405-416.
- Barton CJ, Levinger P, Crossley KM, Webster KE, Menz HB. Relationships between the Foot Posture Index and foot kinematics during gait in individuals with and without patellofemoral pain syndrome. *J Foot & Ankle Research*. 2011; 4:10.
- Barton CJ, Levinger P, Crossley KM, Webster KE, Menz HB. The relationship between rearfoot, tibial and hip kinematics in individuals with patellofemoral pain syndrome. *Clin Biomech*. 2012; 27(7): 702-705.
- Barton CJ, Lack S, Hemmings S, Tufail S, Morrissey D. The ‘Best practice guide to conservative management of patellofemoral pain’: incorporating level 1 evidence with expert clinical reasoning. *Br J Sports Med*. 2015; 49(14):923-934.
- 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(11): 2108–2116.
- Boling M, Padua D, Marshall S, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A. Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. *Scand J Med Sci Sports*. 2010; 20(5):725-730.
- Brechter JH, Powers CM. Patellofemoral joint stress during stair ascent and descent in persons with and without patellofemoral pain. *Gait and Posture*. 2002; 16(2):115-123.
- Callaghan MJ, Baltzopoulos V. Gait analysis in patients with anterior knee pain. *Clin Biomech*. 1994; 9(2):79-84.
- Cheung RTH, Ng GYF, Chen BFC. Association of footwear with patellofemoral pain syndrome in runners. *Sports Med*. 2006; 36(3): 199-205.
- Cheung RTH, Davis IS. Landing pattern modification to improve patellofemoral pain in runners: a case series. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2011; 41(12): 914-919.
- Corpore Brasil. “Estatística”. Acesso em 25 de Junho de 2015. Web-page http://www.corpore.org.br/cor_corpore_estatisticas.asp. 2013.
- Cowan SM, Bennell KL, Crossley KM, Hodges PW, McConnell J. Physical therapy alters recruitment of the vasti in patellofemoral pain syndrome. *Med Sci Sports Exerc*. 2002; 34(12): 1879-1885. Crossley K, Bennell K, Green S, Cowan S, McConnell J. Physical Therapy for Patellofemoral Pain A randomized, double-blinded, placebo-controlled trial. *Am J Sports Med*. 2002; 30(6): 857-865.

- Crossley KM, Bennell KL, Green S, Cowan SM, McConnell J. Physical Therapy for Patellofemoral Pain A randomized, double-blinded, placebo-controlled trial. *Am J Sports Med.* 2002; 30(6): 857–865.
- Crossley KM, Middelkoop MV, Callaghan MJ, Collins NJ, Rathleff MS, Barton CJ. 2016 Patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester. Part 2: recommended physical interventions (exercise, taping, bracing, foot orthoses and combined interventions). *Br J Sports Med.* 2016; 0:1-9.
- Csintalan RP, Schulz MM, Woo J, McMahon PJ, Lee TQ. Gender differences in patellofemoral joint biomechanics. *Clin Orthop Relat Res.* 2002; (402):260-269.
- De Oliveira Silva D, Barton CJ, Pazzinatto MF, Briani RV, De Azevedo MF. Proximal mechanics during stair ascent are more discriminate of females with patellofemoral pain than distal mechanics. *Clin Biomech.* 2016; 35: 56-61.
- Dierks TA, Manal KT, Hammil J, Davis IS. Proximal and distal influence on hip and knee kinematics in runners with patellofemoral pain during a prolonged run. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008; 8(48): 448-456.
- Eng JJ, Pierrynowski MR. Evaluation of soft foot orthotics in the treatment of patellofemoral pain syndrome. *Phys Ther.* 1993; 73(2):62-70.
- Esculier J, Roy J, Bouyer LJ. Lower limb control and strength in runners with and without patellofemoral pain syndrome. *Gait Posture.* 2015; 41(3): 813-819.
- Eslami M, Begon M, Farahpour N, Allard P. Forefoot–rearfoot coupling patterns and tibial internal rotation during stance phase of barefoot versus shod running. *Clin Biomech.* 2007; 22(1): 74-80.
- Fellin RE, Rose WC, Royer TD, Davis IS. Comparison of methods for kinematic identification of footstrike and toe-off during overground and treadmill running. *J Sci Med Sport.* 2010; 13(6): 646-650.
- Fields KB, Sykes JC, Walker KM, Jackson JC. Prevention of running injuries. *Curr Sports Med Rep.* 2010; 9(3): 176-182.
- Ford K, Myer G, Hewett T. Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Med Sci Sports Exerc.* 2003; 35(10): 1745-1750.
- Goodfellow J, Hungerford DS, Woods C. Patello-femoral joint mechanics and pathology. 2. Chondromalacia patellae. *J Bone Joint Surg Br.* 1976; 58(3):291-299.
- 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.
- Gross MT. Lower quarter screening for skeletal malalignment suggestions for orthotics and shoe wear. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1995; 21(6): 389-405.

- Gross MT, Foxworth JL. The role of foot orthoses as an intervention for patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2003; 33(11):661-70.
- Hasegawa H; Yamauchi T; Kraemer WJ. Foot strike patterns of runners at the 15-km point during an elite-level half marathon. *J Strength Conditioning Research.* 2007; 21(3): 888–893.
- Heiderscheit BC, Chumanov ES, Michalski MP, Wille CM, Ryan MB. Effects of step rate manipulation on joint mechanics during running. *Med Sci Sports Exerc.* 2011; 43(2): 296-302.
- Heino Brechter J, Powers CM. Patellofemoral stress during walking in persons with and without patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc.* 2002; 34(10):1582-1593.
- Hespanhol Junior LC, Costa LOP, Carvalho ACA, Lopes AD. A description of training characteristics and its association with previous musculoskeletal injuries in recreational runners : a cross-sectional study. *Braz J Phys Ther.* 2012; 16(1): 46–53.
- Hobara H, Sato T, Sakaguchi M, Sato T, Nakazawa K. Step frequency and lower extremity loading during running. *Int J Sports Med.* 2012; 33(4): 310-313.
- Huberti HH, Hayes WC. Patellofemoral contact pressures. The influence of q-angle and tendofemoral contact. *J Bone Joint Surg Am.* 1984; 66(5):715-24.
- Inman, VT. *The Joints of the Ankle.* Williams & Wilkins Co. 1976.
- Johnston LB, Gross MT, Effects of foot orthoses on quality of life for individuals with patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2004; 34(8):440-448.
- Joseph M, Tiberio D, Baird JL, Trojian TH, Anderson JM, Kraemer WJ, Maresh CM. Knee valgus during drop jumps in National Collegiate Athletic Association Division I female athletes: the effect of a medial post. *Am J Sports Med.* 2008; 36(2): 285-289.
- Levangie PK, Norkin CC. *Joint structure and function. A comprehensive analysis.* 4th ed. Philadelphia: F.A. Davis Company, 2005.
- Levinger P, Gilleard W. Tibia and rearfoot motion and ground reaction forces in subjects with patellofemoral pain syndrome during walking. *Gait and Posture.* 2007; 25(1):2-8.
- Lopes AD, Hespanhol Júnior LC, Yeung SS, Costa LOP. What are the main running-related musculoskeletal injuries? A Systematic Review. *Sports Med.* 2012; 42(10): 891-905.
- McClay I, Manal K. Coupling parameters in runners with normal and excessive pronation. *J Appl Biomech.* 1997; 13:109-124.
- McClay I, Manal K. A comparison of three-dimensional lower extremity kinematics during running between excessive pronators and normals. *Clin Biomech.* 1998; 13(3):195-203.
- Moller BN, Moller-Larsen F, Frich LH. Chondromalacia induced by patellar subluxation in the rabbit. *Acta Orthop Scand.* 1989; 60(2):188-191.

- Nakagawa TH, Moriya ET, Maciel CD, Serrão FV. Frontal plane biomechanics in males and females with and without patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc.* 2012a; 44(9): 1747-1755.
- Nakagawa TH, Moriya ET, Maciel C, Serrão FV. Trunk, pelvis, hip, and knee kinematics, hip strength, and gluteal muscle activation during a single-leg squat in males and females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012b; 42(6): 491-501.
- Nester C. The relationship between transverse plane leg rotation and transverse plane motion at the knee and hip during normal walking. *Gait and Posture.* 2000; 12(13): 251-256.
- Newberry WN, Mackenzie CD, Haut RC. Blunt impact causes changes in bone and cartilage in a regularly exercised animal model. *J Orthop Res.* 1998;16(3): 348-354.
- Nigg BM, Cole GK, Nachbauer W. Effects of arch height of the foot on angular motion of the lower extremities in running. *J Biomech.* 1993; 26(8):909-916.
- Noehren B, Scholz J, Davis IS. The effect of real-time gait retraining on hip kinematics, pain and function in subjects with patellofemoral pain syndrome. *Br J Sports Med.* 2011; 45(9): 691–696.
- Noehren B, Pohl MB, Sanchez Z, Cunningham T, Lattermann C. Proximal and distal kinematics in female runners with patellofemoral pain. *Clin Biomech.* 2012; 27(4): 366-371.
- Noehren B, Hamill J, Davis I. Prospective evidence for a hip etiology in patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc.* 2013; 45(6): 1120-1124.
- Pitman D, Jack D. A clinical investigation to determine the effectiveness of biomechanical foot orthoses as initial treatment for patellofemoral pain syndrome. *J Pediatr Orthopaedics.* 2000;12:110-116.
- Pohl MB, Messenger N, Buckley JB. Changes in foot and lower limb coupling due to systematic variations in step width. *Clin Biomech.* 2006; 21(2):175-183.
- Powers CM, Chen PY, Reischl SF, Perry J. Comparison of foot pronation and lower extremity rotation in persons with and without patellofemoral pain. *Foot Ankle Int.* 2002; 23(7): 634-640.
- 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.
- Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010; 40(2): 42–51.
- Reischl SF, Powers CM, Rao S, Perry J. Relationship between foot pronation and rotation of the tibia and femur during walking. *Foot Ankle Int.* 1999; 20(8): 513-520.
- Resende RA; Deluzio KJ; Kirkwood RN; Hassan EA; Fonseca ST. Increased unilateral foot pronation affects lower limbs and pelvic biomechanics during walking. *Gait and Posture.* 2015; 41(2): 395-401.

Rockar PA Jr. The subtalar joint: anatomy and joint motion. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1995; 21(6): 361-372.

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(9): 521-528.

Sanchis-Alfonso V, Rosello-Sastre E, Martinez-Sanjuan V. Pathogenesis of anterior knee pain syndrome and functional patellofemoral instability in the active young. *Am J Knee Surg.* 1999; 12(1):29-40.

Saxena A, Haddad J. The effect of foot orthoses on patellofemoral pain syndrome. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2003; 93(4):264-271.

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(3): 579-587.

Souza RB, Draper CE, Fredericson M, Powers CM. Femur rotation and patellofemoral joint kinematics: a weight-bearing magnetic resonance imaging analysis. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010; 40(5): 277-285.

Souza TR, Pinto RZ, Trede RG, Kirkwood RN, Pertence AE, Fonseca ST. Late rearfoot eversion and lower-limb internal rotation caused by changes in the interaction between forefoot and support surface. *J Am Podiatr Med Assoc* 2009; 99(6):503–11.

Souza TR, Pinto RZ, Trede RG, Kirkwood RN, Fonseca ST. Temporal couplings between rearfoot-shank complex and hip joint during walking. *Clin Biomech.* 2010; 25(7): 745-748.

Stacoff A, Nigg BM, Reinschmidt C, van den Bogert AJ, Lundberg A. Tibiocalcaneal kinematics of barefoot versus shod running. *J Biomech.* 2000; 33(11): 1387-1395.

Sutlive TG, Mitchell SD, Maxfield SN, McLean CL, Neumann JC, Swiecki CR, Hall RC, Bare AC, Flynn TW. Identification of individuals with patellofemoral pain whose symptoms improved after a combined program of foot orthosis use and modified activity: a preliminary investigation. *Phys Ther.* 2004; 84(1):49-61.

Taunton JE, Ryan MB, Clement DB; McKenzie DC, Lloyd-Smith DR, Zumbo BDA. Retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Br J Sports Med.* 2002; 36(2): 95-101.

Tiberio D. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: a theoretical model. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1987; 9(4): 160-165.

Van der Worp MP, Ten Haaf DS, van Cingel R, de Wijer A, Nijhuis-van der Sanden MW, Staal JB. Injuries in runners; a systematic review on risk factors and sex differences. *Plos One.* 2015; 10(2): 1-18.

- Van Gent RN, Siem D, Van Middelkoop M, Van Os AG, Bierma-Zeinstra SMA, Koes BW. Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. *Br J Sports Med.* 2007; 41(8): 469–480.
- Vicenzino B, Collins N, Crossley K, Beller E, Darnell R, McPoil T. Foot orthoses and physiotherapy in the treatment of patellofemoral pain syndrome: a randomised clinical trial. *BMC Musculoskelet Disord.* 2008; 9:27.
- Ward SR, Powers CM. The influence of patella alta on patellofemoral joint stress during normal and fast walking. *Clin Biomech.* 2004; 19(10): 1040–1047.
- Weinhandl JT, O'Connor KM. Assessment of a greater trochanter-based method of locating the hip joint center. *J Biomech.* 2010; 43(13): 2633-2636.
- Wiener-Ogilvie S, Jones RB: A randomised trial of exercise therapy and foot orthoses as treatment for knee pain in primary care. *British Journal of Podiatry.* 2004; 7(2):43-49.
- Williams DS, McClay Davis I, Baitch SP. Effect of inverted orthoses on lower-extremity mechanics in runners. *Med Sci Sports Exerc.* 2003; 35(12): 2060-2068.
- Willson JD, Davis IS. Lower extremity mechanics of females with and without patellofemoral pain across activities with progressively greater task demands. *Clin Biomech.* 2008; 23(2): 203-211.
- Willson JD, Davis IS. Lower extremity strength and mechanics during jumping in women with patellofemoral pain. *J Sport Rehabil.* 2009; 18(1): 76-90.
- Willson JD, Petrowitz I, Butler RJ, Kernozek TW. Male and female gluteal muscle activity and lower extremity kinematics during running. *Clin Biomech.* 2012; 27(10): 1052-1057.
- Witvrouw E, Callaghan MJ, Stefanik JJ, Noehren B, Bazett-Jones DM, Willson JD, Earl-Boehm JE, Davis IS, Powers CM, McConnell J, Crossley KM. Patellofemoral pain: consensus statement from the 3rd International Patellofemoral Pain Research Retreat held in Vancouver, September 2013. *Br J Sports Med.* 2014; 48(6): 411–414.
- Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion - Part 1: Ankle, hip, and spine. *J Biomech.* 2002; 35 (4): 543-548.
- Zeni JA, Richards JG, Higginson JS. Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data. *Gait and Posture.* 2008; 27(4): 710-714.

APÊNDICE A - FICHA DE AVALIAÇÃO

FICHA DE AVALIAÇÃO FÍSICA

Voluntário Número: _____

Data da avaliação: ____/____/____

Examinador: _____

- Nome: _____
- Data de nascimento: ____/____/____ Telefone: _____
- Idade: _____ anos Tamanho calçado: _____
- Peso: _____ kg Altura: _____ m IMC: _____ Kg/m²
- Corrida: _____ km/semana Frequência/Tempo: _____
- Padrão de aterrissagem durante a corrida: _____
- Outra atividade física: () Não () Sim Modalidade: _____
Frequência/Tempo: _____
- Dominância: () D () E
- 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? _____
 - Realizou alguma cirurgia prévia nos membros inferiores? () Não () Sim
Onde: _____
 - História de lesão ou trauma na articulação do joelho? () Não () Sim

Qual? _____

- Presença de dor na articulação do joelho ou em alguma parte do corpo? () Não () Sim

Local? _____

- Presença de dor na articulação patelofemoral no último mês?
() Não () Sim () Difusa () Localizada
- Dor patelofemoral: () Bilateral () Unilateral () Direito () Esquerdo
- Presença de doença cardiovascular, respiratória, vestibular, neurológica ou metabólica?

() Não () Sim Qual? _____

- Presença de dor no joelho e/ou quadril em atividades funcionais:

() Agachamento por tempo prolongado () Permanecer muito tempo sentado
() Subir ou descer escadas () Contração isométrica do quadríceps

() Ajoelhar-se

() Correr

() Praticar esporte

AVALIAÇÃO POSTURAL:

VISTA ANTERIOR	
VISTA POSTERIOR	
VISTA LATERAL	

DECÚBITO DORSAL:

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

JOELHO:

Testes especiais	Joelho Direito	Joelho Esquerdo
Gaveta anterior	- rotação neutra:	- rotação neutra
Gaveta posterior	- rotação neutra: - rotação medial:	- rotação neutra: - rotação medial:
Lachman		
McMurray		

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	Membro Inferior Direito	Membro Inferior Esquerdo
Gastrocnêmio		
Isquiotibiais		
Prova de Thomas	() reto femoral () iliopsoas	() reto femoral () iliopsoas
Teste de Ober		

DECÚBITO VENTRAL:

Teste de Appley: () D () E

SENTADO:

	Membro Inferior Direito	Membro Inferior Esquerdo
Stress valgo		
Stress varo		

**APÊNDICE B - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E
ESCLARECIDO**

TERMO DE CONSETIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título do Projeto: Relação entre os movimentos do retropé, tibia e fêmur durante a corrida em indivíduos com e sem dor patelofemoral

Responsáveis: Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão – Departamento de Fisioterapia – UFSCar

Ft. Bruna Calazans Luz – Aluna de Pós-Graduação em Fisioterapia – PPGFt USFCar

O (a) Senhor (a) está sendo convidado (a) para participar da pesquisa “Relação entre os movimentos do retropé, tibia e fêmur durante a corrida em indivíduos com e sem dor patelofemoral”.

Os objetivos desse estudo são: avaliar a relação entre o pico de eversão do retropé com os picos angulares dos movimentos da tibia e do fêmur nos planos transversal e frontal em corredores com e sem DPF, durante a corrida em esteira ergométrica. Além disso, a relação entre os tempos para os picos angulares desses movimentos também será avaliada.

- a) Inicialmente, será realizada uma avaliação física, segundo a ficha de avaliação específica desse trabalho, para sua inclusão (ou não) no presente estudo.
- b) Caso seja selecionado(a) e aceite participar do estudo, após a avaliação física, será realizada uma avaliação cinemática (avaliação dos movimentos) durante a corrida. Inicialmente, você realizará um aquecimento prévio na esteira ergométrica a uma velocidade constante de 4,5 km/h durante cinco minutos e depois será solicitado que você corra em sua velocidade confortável (auto-selecionada) em uma esteira durante 2 minutos. A sessão será realizada no Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos. Sendo que sua participação não é obrigatória.
- c) Essas avaliações fornecerão maiores informações e diferenças sobre o padrão de movimento de corredores com dor patelofemoral e corredores saudáveis. Essas novas informações ajudarão na elaboração de outros novos estudos sobre o tema e poderão beneficiar diretamente a atenção fisioterapêutica em relação à prevenção e ao tratamento de lesões do joelho em corredores.
- d) Os resultados das avaliações cinemática serão disponibilizados e esclarecidos para você, ao final de sua participação neste estudo.
- e) Sua identidade será preservada em todas as situações que envolvam discussão, apresentação ou publicação dos resultados da pesquisa, a menos que haja uma manifestação de sua parte por escrito, autorizando tal procedimento.
- f) Sua participação no presente estudo é estritamente voluntária. Sendo que você não receberá qualquer forma de remuneração pela participação no experimento, e os resultados obtidos serão propriedades exclusivas dos pesquisadores, podendo ser divulgados de qualquer forma, a critério dos mesmos.

g) Os riscos de ordem física aos quais você estará exposto serão mínimos. Um risco existente durante a realização da corrida na avaliação cinemática consiste na possibilidade de perda de equilíbrio, com posterior queda da própria altura. Entretanto, a velocidade da esteira será aumentada gradativamente para atenuar essa situação de desequilíbrio. Além disso, a esteira ergométrica possui braços de apoio para que você possa se apoiar, caso se sinta inseguro. Você participará das avaliações de acordo com os seus limites físicos, sempre respeitados pelos pesquisadores.

h) Sua participação no presente estudo envolve riscos mínimos de lesões. Mesmo assim, no caso de ocorrerem riscos não previstos e, caso seja necessário, os próprios pesquisadores se responsabilizam pelas condutas de primeiros socorros ou qualquer tipo de avaliação fisioterapêutica como resultado de dano físico. Se constatados danos de maior gravidade, os pesquisadores se responsabilizam em acompanhá-lo a um médico, para a realização do tratamento adequado.

i) Não haverá qualquer tipo de comparação direta ou indireta, na sua presença, de seu desempenho com o de outros voluntários do estudo. Além disso, as avaliações serão realizadas em locais reservados, sem observadores externos ao Projeto, para garantir maior privacidade a você. Por fim, sua participação neste estudo obedecerá rigorosamente a sua disponibilidade de horários livres para tanto. Em nenhuma hipótese será solicitado que você abra mão de algum compromisso ou atividade social para a sua participação no mesmo.

j) Sua participação nesse estudo é estritamente voluntária. Sua recusa em participar de qualquer etapa do estudo não trará qualquer prejuízo a você, estando livre para abandonar o experimento a qualquer momento em que achar necessário. Se houver qualquer questionamento neste momento ou futuramente, por favor, pergunte-nos.

Assim, eu, _____, RG n.º _____,
residente à _____, n.º _____, bairro
_____, na cidade de _____, estado de _____,
declaro ser conhecedor das condições sob as quais poderei me submeter no experimento detalhado acima.

Eu li e entendi todas as informações contidas neste documento, assim como as da Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde.

São Carlos, _____ de _____ de 2016.

Assinatura do Voluntário

Responsáveis:

Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão
Orientador e Coordenador do Projeto
UFSCar

Ft. Bruna Calazans Luz
Aluna de Pós-Graduação em Fisioterapia - PPGFt

ANEXO A - PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA EM
SERES HUMANOS

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Relação entre os movimentos do retopé, tibia e fêmur durante a corrida em indivíduos com e sem dor patelofemoral

Pesquisador: Fábio Viadanna Serrão

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 54445216.8.0000.5504

Instituição Proponente: Universidade Federal de São Carlos/UFSCar

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.613.185

Apresentação do Projeto:

Trata-se de estudo laboratorial transversal, com alocação de voluntários realizada por conveniência. Serão avaliados 56 corredores divididos em 2 grupos: grupo de corredores saudáveis (GC, n=28) e grupo de corredores com Disfunção PateloFemoral (GDPF, n=28). Os pesquisadores esperam com essa pesquisa obter um melhor entendimento dos padrões de movimento do quadril, joelho e tornozelo de indivíduos corredores com e sem dor patelofemoral.

Objetivo da Pesquisa:

O objetivo desse estudo é avaliar a relação entre o pico de eversão do retopé com os picos de rotação medial e abdução da tibia e com os picos de rotação medial e adução do fêmur. Além disso, será avaliada a relação entre os tempos para os picos angulares desses movimentos.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

O pesquisador responsável descreve como riscos que o presente estudo envolve mínimas possibilidades de risco à integridade física, psíquica e/ou social de seus participantes, considerando as descrições da Resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde. Ainda assim, os pesquisadores envolvidos adotarão, constantemente, medidas que visem diminuir o impacto de qualquer risco dessa natureza (física, psíquica ou social), conforme descrito a seguir. Um risco

Endereço: WASHINGTON LUIZ KM 235

Bairro: JARDIM GUANABARA

UF: SP

Município: SAO CARLOS

Telefone: (16)3351-9683

CEP: 13.565-905

E-mail: cephumanos@ufscar.br

Continuação do Parecer: 1.613.185

existente durante a realização da corrida na avaliação cinemática consiste na possibilidade de perda de equilíbrio, com posterior queda da própria altura. Entretanto, a velocidade da esteira será aumentada gradativamente para atenuar essa situação de desequilíbrio. Além disso, a esteira ergométrica possui braços de apoio para que você possa se apoiar, caso se sinta inseguro. O participante fará as avaliações de acordo com os seus limites físicos, sempre respeitados pelos pesquisadores. Ainda assim, para reduzir os riscos de queda dos voluntários, os pesquisadores adotarão posicionamento próximo à área de teste, a fim de auxiliá-los na manutenção do equilíbrio, caso as estratégias corporais adotadas sejam insuficientes para tanto. Todos os ambientes envolvidos na avaliação dos voluntários serão concebidos em uma organização que permita o livre movimento dos mesmos, sem o risco de tropeçar ou colidir com algum obstáculo ou objeto externo. No entanto, considerando ainda a hipótese de riscos físicos não previstos e em toda situação necessária, os próprios pesquisadores se responsabilizam por toda e qualquer conduta relacionada aos primeiros socorros ou pronto atendimento. Na ocorrência de danos físicos de maior gravidade, os voluntários serão encaminhados e acompanhados pelos pesquisadores a um médico especialista em Ortopedia e Traumatologia, para a realização da propeidética adequada. Em relação aos riscos psicológicos, os voluntários estarão assegurados desde o início de sua participação no projeto quanto a sua situação de anonimato, em toda e qualquer etapa, referente ao projeto. É importante enfatizar que todas as etapas de avaliação deste trabalho serão realizadas em locais reservados e em momentos que permitam a realização das atividades sem observadores externos ao projeto, como uma forma de garantia de privacidade aos participantes do estudo. Quanto aos riscos sociais, será solicitado aos voluntários que disponibilizem, para as avaliações, uma estimativa de horários de disponibilidade, por dias da semana, para a participação no projeto, caso os mesmos estejam aptos e dispostos para tanto. Para o agendamento dos dias e horários de avaliações, será respeitada inteiramente a disponibilidade apresentada pelos voluntários, de forma que os mesmos não deverão abrir mão de qualquer atividade ou compromisso social para a participação no trabalho, a não ser aqueles que sejam considerados como possíveis pelos mesmos. Como benefícios relata que as "avaliações fornecerão maiores informações e diferenças sobre o padrão de movimento de corredores com dor patelofemoral e corredores saudáveis. Essas novas informações ajudarão na elaboração de outros novos estudos sobre o tema e poderão beneficiar

Endereço: WASHINGTON LUIZ KM 235

Bairro: JARDIM GUANABARA

UF: SP

Telefone: (16)3351-9683

CEP: 13.565-905

Município: SAO CARLOS

E-mail: cephumanos@ufscar.br

Continuação do Parecer: 1.613.185

diretamente a atenção fisioterapêutica em relação à prevenção e ao tratamento de lesões do joelho em corredores".

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O projeto de pesquisa possui relevância à área em questão. O cronograma de execução está adequado.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

A folha de rosto e o TCLE estão de acordo com as normas da resolução nº466/2012.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Projeto aprovado.

Considerações Finais a critério do CEP:

O Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) em Seres Humanos recomenda que os pesquisadores responsáveis consultem as normas do CEP e a resolução nº 466 de 2012, disponíveis na página da Plataforma Brasil em caso de dúvidas.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_670964.pdf	14/06/2016 15:17:18		Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLEoficialBrunaCLuz.pdf	14/06/2016 10:55:08	Fábio Viadanna Serrão	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	projetodoutoradodireto.pdf	02/03/2016 10:45:57	Fábio Viadanna Serrão	Aceito
Folha de Rosto	folharostobruna.pdf	02/03/2016 10:35:25	Fábio Viadanna Serrão	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Endereço: WASHINGTON LUIZ KM 235

Bairro: JARDIM GUANABARA

CEP: 13.565-905

UF: SP

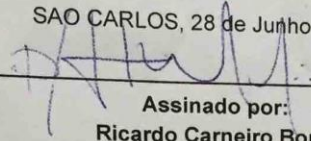
Município: SAO CARLOS

Telefone: (16)3351-9683

E-mail: cephumanos@ufscar.br

Continuação do Parecer: 1.613.185

SAO CARLOS, 28 de Junho de 2016



Assinado por:
Ricardo Carneiro Borra
(Coordenador)

Henrique Afonso de André Sobrinho
Secretário Executivo
ProPq/UFSCar

Endereço: WASHINGTON LUIZ KM 235

Bairro: JARDIM GUANABARA

UF: SP

Telefone: (16)3351-9683

Município: SAO CARLOS

CEP: 13.565-905

E-mail: cephumanos@ufscar.br

ANEXO B – SUBMISSÃO ARTIGO

Clinical Biomechanics <eesserver@eesmail.elsevier.com>
para mim (v)

13:51 (Há 40 minutos) ↶ ↷

inglês ▾ > português ▾ Traduzir mensagem

Desativar para: inglês x

Dear Dr. Bruna Luz,

You have been listed as a Co-Author of the following submission:

Journal: Clinical Biomechanics
Corresponding Author: Fábio Serrão
Co-Authors: Bruna C Luz, PT; Ana Flávia dos Santos, PT, MS; Mariana C de Souza, PT; Tatiana Sato, PT, PhD; Deborah A Nawoczinski, PT, PhD;
Title: RELATIONSHIP BETWEEN REARFOOT, TIBIA AND FEMUR KINEMATICS IN RUNNERS WITH AND WITHOUT PATELLOFEMORAL PAIN

If you did not co-author this submission, please contact the Corresponding Author of this submission at fserrao@ufscar.br, do not follow the link below.

An Open Researcher and Contributor ID (ORCID) is a unique digital identifier to which you can link your published articles and other professional activities, providing a single record of all your research.

We would like to invite you to link your ORCID ID to this submission. If the submission is accepted, your ORCID ID will be linked to the final published article and transferred to CrossRef. Your ORCID account will also be updated.

To do this, visit our dedicated page in EES. There you can link to an existing ORCID ID or register for one and link the submission to it:

<http://ees.elsevier.com/cbi/i.asp?i=34825&l=8511YQIH>

More information on ORCID can be found on the ORCID website, <http://www.ORCID.org>, or on our help page: http://help.elsevier.com/app/answers/detail/a_id/2210/p/7923

Like other Publishers, Elsevier supports ORCID - an open, non-profit, community based effort - and has adapted its submission system to enable authors and co-authors to connect their submissions to their unique ORCID IDs.

Thank you,

Clinical Biomechanics

Manuscript Number:

Title: RELATIONSHIP BETWEEN REARFOOT, TIBIA AND FEMUR KINEMATICS IN RUNNERS WITH AND WITHOUT PATELLOFEMORAL PAIN

Article Type: Research Paper

Keywords: Patellofemoral Pain; Running; Kinematics; Rearfoot; Tibia; Femur

Corresponding Author: Professor Fábio Viadanna Serrão, PT, PhD

Corresponding Author's Institution: Federal University of São Carlos

First Author: Bruna C Luz, PT

Order of Authors: Bruna C Luz, PT; Ana Flávia dos Santos, PT, MS; Mariana C de Souza, PT; Tatiana Sato, PT, PhD; Deborah A Nawoczinski, PT, PhD; Fábio Viadanna Serrão, PT, PhD

Abstract: Background: Patellofemoral pain (PFP) is the most common running overuse injury. Excessive rearfoot eversion is commonly considered as a risk factor for patellofemoral pain and the relationship between the ankle-foot complex movement and the lower limb may be involved with this dysfunction. The purpose of this study was to evaluate the relationship between rearfoot eversion with tibia and femur kinematics in frontal and transverse planes during running in individuals with and without patellofemoral pain.

Methods: Fifty-four recreational runners were divided into 2 groups: healthy runners (CG, n = 27) and runners with patellofemoral pain (PFP, n = 27). Kinematics during running were assessed using a three-dimensional motion analysis. Pearson's correlation coefficients (r) were calculated to establish the relationship of rearfoot eversion with tibial and femur movements (peak and range of motion).

Findings: Greater peak rearfoot eversion was associated with greater peak tibial internal rotation and peak femur adduction in the patellofemoral pain group. Additionally, greater peak rearfoot eversion was associated with greater femur adduction, femur external rotation and tibial adduction range of motion in the patellofemoral pain group.

Interpretation: Strongest associations between the greater rearfoot eversion and the greater peak hip adduction and hip adduction range of motion may be related to aetiology of patellofemoral pain and indicate that treatment strategies aimed at controlling the movement of the rearfoot could help reduce the symptoms.