

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

**RELAÇÃO ENTRE A AMPLITUDE DE DORSIFLEXÃO DO
TORNOZELO E A CINEMÁTICA DO MEMBRO INFERIOR
DURANTE A CORRIDA**

DANIEL AUGUSTO DOS SANTOS

São Carlos

2016

**RELAÇÃO ENTRE A AMPLITUDE DE DORSIFLEXÃO DO
TORNOZELO E A CINEMÁTICA DO MEMBRO INFERIOR
DURANTE A CORRIDA**

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

DISCENTE

Daniel Augusto dos Santos

ORIENTADOR

Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão

Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos

São Carlos

2016

Ficha catalográfica elaborada pelo DePT da Biblioteca Comunitária UFSCar
Processamento Técnico
com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

S237r Santos, Daniel Augusto dos
Relação entre a amplitude de dorsiflexão do
tornozelo e a cinemática do membro inferior durante
a corrida / Daniel Augusto dos Santos. -- São Carlos
: UFSCar, 2016.
61 p.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal de
São Carlos, 2016.

1. Articulação patelofemoral. 2. Corrida. 3.
Cinemática. I. Título.



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 do candidato Daniel Augusto dos Santos, realizada em 24/02/2016:

Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão
UFSCar

Prof. Dr. Renato de Moraes
USP

Profa. Dra. Ana Beatriz de Oliveira
UFSCar

Este trabalho foi realizado com apoio financeiro do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq – Processo nº 130966/2014-2)

AGRADECIMENTOS

Finalizando mais uma etapa em minha vida, gostaria de registrar meus sinceros agradecimentos a todos que colaboraram de forma direta ou indireta para que eu pudesse concluir esta etapa.

Inicialmente gostaria de agradecer a minha maior entusiasta, minha esposa **Fernanda Helena Marino Ribeiro**. Obrigado por nunca me deixar desistir dos meus objetivos mesmo quando isso lhe proporcionava momentos de saudade. Obrigado por me proporcionar o melhor presente das nossas vidas, nossa filha **Luiza Ribeiro dos Santos**. **Luiza**, você é minha maior motivação em continuar evoluindo como ser humano.

Aos meus pais, **Pedro Luiz dos Santos** e **Ana Maria Prenholato dos Santos**, por me proporcionarem toda base para que eu pudesse concluir a minha graduação. Obrigado por todos os ensinamentos, todos os valores de família e por todo amor e esforço dedicado. Aos meus irmãos, **Francisco Luis dos Santos**, **Alexandre Henrique dos Santos**, **João Paulo dos Santos**, **Débora Cristina dos Santos**, **Emanuel José dos Santos** e **Clara Maria dos Santos**, por todas experiências que vivenciamos juntos. Com certeza, aprendo muito com cada um de vocês.

A minha sogra, **Flávia Maria Marino**, pelo carinho e dedicação dedicado a mim e a Fernanda. Obrigado pelo acolhimento e por dividir sua família comigo. Assim, ganhei uma mãe, um pai e uma irmã. A minha cunhada, **Francine Elene Marino Ribeiro**, por todos momentos que vivenciamos. Ao meu sogro, **Fernando Antônio Gonçalves da Costa Ribeiro**, pelo exemplo de vida. Uma pessoa incrível com quem tive o prazer de conviver por 5 anos. Sem dúvidas, ele está muito feliz em me ver concluindo esta etapa.

Aos meus irmãos que a vida me proporcionou, **Rogério Chaves**, **Fernando Muniz**, **Lucas dos Santos**, **Erick Sabadini**, **Fernando Zanderin**, **Marcos Lavelli**, **Eric Vinicius** e **Octávio Schichi**. Obrigado pelos momentos de descontração. Momentos como estes foram essenciais para que tivesse mais fôlego em seguir minha caminhada.

Ao handebol e todos que estiveram e estão em minha trajetória até hoje. Especialmente a professora **Neusa Valentina Golineli** por ter me apresentado ao handebol e, principalmente, por toda sua força e luta no desenvolvimento e fortalecimento do esporte em nível escolar. Ao professor **Valdir Barbosa**, pela oportunidade em poder jogar em sua equipe e assim, poder disputar campeonatos em alto nível e por todo suporte escolar que obtive através do handebol.

Sem dúvidas, sem esse suporte a minha inserção na Universidade teria sido mais difícil. Aos professores **Marcelo Alvarez** e **Mauro Johann**, por todo suporte e aprendizado no período em que estive em São José dos Campos. Amadureci muito como pessoa e atleta. Acredito que sem essa vivência não teria chegado tão longe no handebol. Ao professor **Sérgio Hortelan**, pela oportunidade na Seleção Brasileira de Handebol. Foram quatro anos de muito aprendizado e superação. Ao professor **Ivan Maziero**, que sempre me estimulou a continuar jogando e atualmente, tenho o prazer de trabalhar junto na Seleção Brasileira Juvenil.

Ao grande amigo e inspiração como profissional, **Jean Marc Volland**, por todo ensinamento. Obrigado por abrir as portas de sua clínica e por me ajudar a desenvolver um olhar clínico para cada situação. Com certeza, meu desempenho durante o estágio foi diferente por todo aprendizado que obtive nos anos que convivi com você na clínica e nos eventos esportivos.

Aos **professores** com quem tive o prazer de conviver durante minha graduação.

Especialmente a aqueles que me ajudaram nos momentos de convocação para a Seleção Brasileira. A Professora **Audrey Borghi e Silva**, por todo aprendizado e paciência, quando fui seu aluno de Iniciação Científica. Ao **Rodrigo Polaquini Simões** e **Milena Pelosi Rizk Sperling**, meus co-orientadores durante a iniciação científica. Obrigado por todo aprendizado e amizade que desenvolvemos. Ficaria muito feliz em poder contribuir com os alunos de iniciação científica, como vocês contribuíram comigo. Aos **professores da Pós-Graduação** por todo aprendizado.

Aos amigos do **Laboratório de Avaliação e Intervenção em Ortopedia e Traumatologia (LAIOT)**. **Ana Flávia dos Santos**, por toda paciência e auxílio na elaboração e desenvolvimento do meu projeto. A **Giovanna Lessi**, pelos conselhos e conversas, assim como por todo aprendizado. Ao **Rodrigo Scattone** e ao **Rodrigo Baldon**, pela amizade e também por me inspirarem a ser como vocês. Acredito que são privilegiados os que adquirem tal nível de conhecimento. Ao **Guilherme Silva Nunes**, por todo auxílio e dedicação para o desenvolvimento desse projeto. A **Mariana Souza**, **Bruna Luz**, **Adalberto Martinez**, **Ila Velludo**, pela amizade e convívio diário.

A **Prof.^a Dr.^a Paula Serrão**, essencial em minha formação acadêmica, assim como, uma das grandes responsáveis por decidir embarcar na pós-graduação. Obrigado pelos conselhos e por toda a força que dedicou a mim.

A **Prof.^a Dr.^a Ana Beatriz de Oliveira**, por toda colaboração em minha formação acadêmica, assim como por toda contribuição no desenvolvimento desse projeto.

Ao **Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão**, pela oportunidade e todo aprendizado durante esse período em que convivemos no laboratório. Agradeço a paciência em transmitir seus conhecimentos, assim como servir de inspiração como Professor.

Finalmente, aos **professores membros das bancas de qualificação e examinadora**, pelo aceite e por toda valiosa contribuição para o desenvolvimento de todo o trabalho.

O Sábio Chinês

Um sábio chinês presenteou o imperador com um livro que tinha penas 2 páginas. Ao dá-lo, o sábio explicou: “No momento mais triste de sua vida, senhor imperador, leia a primeira página e feche o livro. E no momento mais feliz, leia a segunda página. O presente terá atingido seu objetivo.”

Tempos depois, o azar abateu sobre o império. Uma peste matou parte da população, uma praga destruiu a lavoura, bárbaros invadiram as terras saqueando o que sobrara. Desesperado, o imperador lembrou-se do livro e abriu-o na primeira página. Leu uma frase curta: “Isso vai passar.”

Incansável e laborioso, ele convocou seus conselheiros e pediu apoio de seu povo para expulsar os invasores, debelar a peste e recuperar a lavoura. Mais tarde, sua única filha casou-se com o filho de um imperador vizinho e os dois países se uniram num único e imenso império. Feliz da vida, o imperador lembrou-se novamente do livro e foi direto à segunda página onde se lia apenas outra frase curta: “Isso também vai passar.”

RESUMO

A redução da dorsiflexão tem sido relacionada à presença de padrões de movimento no joelho e quadril potencialmente lesivos à articulação patelofemoral em diversas tarefas. Entretanto, nenhum estudo avaliou esta associação durante a corrida. O objetivo do presente estudo foi verificar a associação entre a amplitude de dorsiflexão do tornozelo e a cinemática do quadril, joelho e tornozelo durante a fase de apoio da corrida. Foram recrutados 39 corredores saudáveis de ambos os gêneros e com idades entre 18 e 35 anos. A avaliação da amplitude de dorsiflexão do tornozelo foi realizada por meio do *lunge test*. A avaliação cinemática da corrida em esteira ergométrica foi realizada utilizando o sistema de captura de movimento Qualisys. Correlação de Pearson foi realizada para avaliar a associação entre a amplitude de dorsiflexão do tornozelo e as variáveis cinemáticas. Três variáveis cinemáticas foram significativamente associadas com a amplitude de dorsiflexão do tornozelo: pico de flexão do joelho ($r = .510$; $p = .001$), pico de rotação lateral do joelho ($r = -.527$; $p = .001$) e o pico de dorsiflexão do tornozelo ($r = .377$; $p = .022$). Considerando que a diminuição da flexão do joelho e da dorsiflexão do tornozelo, bem como o aumento na rotação lateral do joelho, aumentam o a sobrecarga na articulação patelofemoral, a limitação da amplitude de dorsiflexão do tornozelo pode estar relacionada à origem da dor patelofemoral em corredores.

Palavras Chave: Articulação patelofemoral, Corrida, Cinemática.

ABSTRACT

The reduction in dorsiflexion has been related to the presence of movement patterns in the knee and hip potentially injurious the patellofemoral joint in various tasks. However, no studies have evaluated the association during running. The aim of this study was to investigate the association between the range of ankle dorsiflexion and the kinematics of the hip, knee and ankle during the stance phase of the running. Were recruited 39 healthy runners of both genders and aged between 18 and 35 years. The evaluation of ankle dorsiflexion amplitude was performed by lunge test. The kinematics of the running on a treadmill was performed using the Qualisys motion capture system. Pearson correlation was performed to evaluate the association between the range of ankle dorsiflexion and kinematic variables. Three kinematic variables were significantly associated with the range of ankle dorsiflexion: peak knee flexion ($r = .510$, $p = .001$), peak lateral rotation of the knee ($r = -.527$, $p = .001$) and peak ankle dorsiflexion ($r = .377$, $p = .022$). Whereas the decreased knee flexion and ankle dorsiflexion, and the increase in lateral rotation of the knee, increase the burden on the patellofemoral joint, limitation of ankle dorsiflexion range may be related to the origin of patellofemoral pain in runners.

Key Terms: Patellofemoral joint, Running, Kinematics

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Tênis customizado com abertura na região posterior para colocação do *cluster* diretamente sobre o calcâneo.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Características demográficas dos participantes (Média \pm Desvio Padrão).

Tabela 2. Relação entre a amplitude de dorsiflexão e as variáveis cinemáticas.

Tabela 3. Comparação entre as variáveis cinemáticas entre os grupos (Média \pm Desvio Padrão em graus).

LISTA DE ABREVIATURAS

DPF – Dor Patelofemoral

PFP – Patellofemoral Pain

Q angle – Quadriceps Angle

PFJS – Patellofemoral Joint Stress

ROM – Range of Motion

ANKLE DF ROM – Ankle Dorsiflexion Range of Motion

ANKLE DF – Ankle Dorsiflexion

vGRF – Vertical Ground Force Reaction

ASIS – Anterior Superior Iliac Spine

PSIS – Posterior Superior Iliac Spine

SUMÁRIO

CONTEXTUALIZAÇÃO	15
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	22
ESTUDO	26
INTRODUCTION	27
METHODS	31
DESIGN	31
PARTICIPANTS	31
PROCEDURES	32
ASSESSMENT.....	32
Ankle DF ROM assessment	32
KINEMATIC ANALYSIS	33
FIGURE 1. Customized shoe with opening in the posterior region to place the cluster directly on the calcaneus.....	34
DATA REDUCTION	35
STATISTICAL ANALYSIS	36
RESULTS.....	37
TABLE 1. Demographic characteristics of the subjects (data are mean \pm SD).	38
TABLE 2. Relationship between ankle DF ROM and kinematics variables.	39
TABLE 3. Comparison of the kinematic variables between groups (mean \pm SD deg)...	40
DISCUSSION.....	41
CONCLUSION	45
REFERENCES	46
APÊNDICES	51
APÊNDICE A – FICHA DE AVALIAÇÃO FÍSICA.....	52
APÊNDICE B – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO.....	55
ANEXOS	59
ANEXO A - CARTA DE SUBMISSÃO	60

CONTEXTUALIZAÇÃO

Nos últimos quarenta anos houve um expressivo aumento no número de pessoas que ingressaram em programas de atividade física devido aos benefícios à saúde que podem ser alcançados por meio deles (TAUNTON et al., 2002). A corrida foi, e continua sendo, o exercício físico de escolha de muitos indivíduos, devido a sua conveniência e natureza econômica (TAUNTON et al., 2002). Entretanto, esta atividade física apresenta um potencial risco para o desenvolvimento de lesões, que acompanha o ritmo acelerado do crescimento da atividade em nível competitivo e recreacional (CHEUNG et al., 2006; LUN et al., 2004; MACERA CA et al., 1989). Estima-se que aproximadamente 56% dos corredores recreacionais e mais de 90% dos maratonistas sejam alvo de alguma lesão a cada ano (GENT et al., 2007). A incidência de lesões musculoesqueléticas oscila entre 19,4% a 92,4% (GENT et al., 2007), porém tais estimativas estão sujeitas a variações de acordo com a população alvo e as definições de lesões na corrida utilizadas nos estudos (LOPES et al., 2012). Muitos acreditam que essa alta incidência de lesões em corredores possa decorrer da combinação de fatores extrínsecos (erros de treinamento, calçados inapropriados e superfície de corrida) e fatores intrínsecos (diminuição da flexibilidade, desalinhamentos, lesões prévias e experiência na corrida) (JACOBS & BERSON, 1986; LYSHOLM & WIKLANDER, 1987; MACERA, 1992; MACERA CA et al., 1989; MARTI et al., 1988; MESSIER & PITTALA, 1988).

Em uma recente revisão da literatura, LOPES et al. (2012) relataram uma alta incidência e prevalência de tendinopatia do tendão calcâneo, síndrome do estresse medial tibial e fascíte plantar em corredores. Porém, a articulação do joelho é o local de maior acometimento nessa população (GENT et al., 2007; TAUNTON et al., 2002), sendo a dor patelofemoral (DPF) a disfunção mais comum nessa articulação (prevalência de 7,4% a 15,6%) (TAUNTON et al., 2002). Um dos fatores envolvidos no desenvolvimento da DPF é o excessivo valgo dinâmico

do joelho, movimento constituído da adução e rotação medial do quadril e abdução e rotação lateral do joelho (ZAZULAK et al., 2005), durante atividades com suporte do peso corporal, pois este aumenta o ângulo do quadríceps (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 (HUBERTI & HAYES, 1984; POWERS, 2003).

O excessivo valgo dinâmico do joelho tem sido associado à fraqueza dos músculos extensores, abdutores e rotadores laterais do quadril e conseqüente aumento da adução e rotação medial do quadril durante a realização de atividades funcionais. Porém, os resultados dos estudos que tratam desse assunto são contraditórios. Enquanto SOUZA & POWERS (2009), encontraram associação entre a fraqueza dos músculos extensores e abdutores do quadril e aumento da rotação medial do quadril durante várias atividades funcionais e DIERKS et al. (2008) relataram associação entre a fraqueza dos músculos abdutores do quadril e a adução do quadril após corrida prolongada em indivíduos com DPF, BOLGLA et al. (2008) não encontraram associação entre a fraqueza dos músculos abdutores e rotadores laterais do quadril com a adução e a rotação medial do quadril, bem como com a magnitude do movimento valgo do joelho, durante a descida de degraus em pacientes com DPF. Similarmente aos resultados de BOLGLA et al. (2008), SIGWARD et al. (2008) não verificaram associação entre a força dos músculos do quadril e o movimento dessa articulação no plano frontal durante a aterrissagem de um salto em mulheres saudáveis. Por fim, mais recentemente, RABIN & KOZOL (2010), não relataram diferenças na força dos músculos abdutores e rotadores laterais do quadril entre mulheres saudáveis com boa e moderada (caracterizada por um maior deslocamento medial do joelho - valgo dinâmico) qualidade de movimento durante a realização da descida lateral de um degrau. Assim, é possível que fatores distais, tal como a hiperpronação subtalar, estejam envolvidos com a alteração do movimento do quadril nos planos frontal e transversal,

contribuindo assim com o aumento do valgo dinâmico do joelho durante a realização de atividades funcionais.

A pronação da articulação subtalar é um movimento triplanar que, em cadeia cinética fechada, é composto da eversão do calcâneo, flexão plantar e adução (rotação medial) do tálus (LEVANGIE & NORRIN, 2005). Em função do tálus estar firmemente estabilizado pela pinça maleolar, a pronação da articulação subtalar está necessariamente associada a uma rotação medial da tíbia em cadeia cinética fechada (LUNDBERG et al., 1989; TIBERIO, 1987). Sabe-se que no início do apoio médio, durante o ciclo da marcha, a flexão do joelho e a pronação subtalar devem terminar e a extensão do joelho e a supinação subtalar se iniciarem. No entanto, se uma pronação subtalar excessiva (hiperpronação subtalar) continua durante o período de apoio médio, a articulação do joelho não consegue estender (o que deveria ocorrer no apoio médio), pois a pronação subtalar não permite que ocorra a rotação lateral automática da tíbia, necessária para a extensão do joelho (mecanismo de aparafusamento) (TIBERIO, 1987). 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 do fêmur sobre a tíbia (TIBERIO, 1987). A rotação medial do fêmur faz com que a tíbia fique em rotação lateral em relação a ele e, assim, a extensão do joelho pode ocorrer. Porém, essa rotação medial do fêmur é excessiva. KHAMIS & YIZHAR (2007) e TATEUCHI et al. (2011) encontraram um aumento da rotação medial do quadril na posição ortostática após a indução da hiperpronação subtalar (aumentando a eversão do calcâneo por meio da aplicação de cunhas laterais) em indivíduos com pés bem alinhados. Similarmente, SOUZA et al. (2009) constataram que a aplicação de uma cunha lateral de 10 graus no antepé, que produzia um aumento na eversão do retropé, resultou num aumento significativo da rotação medial do quadril durante a subfase de apoio médio da marcha. O aumento da rotação medial do quadril, decorrente da maior pronação subtalar, pode contribuir

para o aumento do estresse patelofemoral tanto por aumentar o valgo dinâmico do joelho (POWERS, 2003), quanto por diminuir a área de contato patelofemoral (SALSICH & PERMAN, 2007).

Outro aspecto importante e menos estudado é a influência da pronação subtalar no movimento do quadril no plano frontal. Recentemente, BARTON et al. (2012) avaliaram a associação entre a eversão do retropé e a adução do quadril durante a marcha em indivíduos com e sem DPF. Esses autores relataram que a maior amplitude de eversão do retropé esteve associada com a maior amplitude de adução do quadril em sujeitos com e sem a DPF, bem como com o maior pico de adução do quadril no grupo sem DPF. Esse é um aspecto clinicamente relevante já que a adução excessiva do quadril pode aumentar o ângulo Q e, conseqüentemente, aumentar o estresse patelofemoral lateral (POWERS, 2003). NOEHREN et al. (2013) encontraram, em um estudo prospectivo, que a excessiva adução do quadril é um fator de risco no desenvolvimento da DPF em corredoras.

Além do aumento da adução e rotação medial do quadril, outra possível causa de aumento do valgo dinâmico do joelho é o aumento da abdução da tíbia em relação ao fêmur (POWERS, 2003). O aumento da abdução da tíbia em condições de suporte do peso corporal também pode ser decorrente da hiperpronação subtalar devido ao ajuste “apertado” do tálus na pinça maleolar (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 de valgo do joelho durante a corrida após a aplicação de uma órtese, dentro do calçado dos corredores, que promovia a inversão do pé.

Observando os resultados dos estudos acima apresentados, constatamos que a hiperpronação subtalar pode produzir movimentos potencialmente lesivos para a articulação patelofemoral. Por sua vez, a hiperpronação subtalar pode ser resultado de diversos fatores, dentre eles a diminuição da amplitude de dorsiflexão do tornozelo (BRUKNER, 2000). Sabe-se que durante a fase de apoio da marcha são necessários cerca de 8° a 10° de dorsiflexão (flexão) do tornozelo (LEVANGIE & NORRIN, 2005). Essa dorsiflexão durante a fase de apoio da marcha é decorrente do movimento anterior da tíbia sobre o pé, e isso é necessário para que o corpo desloque-se anteriormente (LEVANGIE & NORRIN, 2005). Durante a corrida, são necessários aproximadamente 22° de dorsiflexão do tornozelo (MANN, 1982). Mesmo uma pequena limitação da dorsiflexão do tornozelo pode resultar numa hiperpronação subtalar compensatória. A hiperpronação subtalar compensatória à diminuição da dorsiflexão do tornozelo durante a corrida pode ser um mecanismo para “destravar” o mediopé e permitir um aumento compensatório na dorsiflexão do mediopé (LEITCH et al., 2011). Porém, essa hiperpronação subtalar pode resultar nas alterações dos movimentos do quadril e joelho descritos anteriormente. BELL et al. (2008) analisaram a qualidade do movimento do membro inferior de indivíduos saudáveis durante o agachamento e encontraram que aqueles que possuíam maior limitação da dorsiflexão do tornozelo tiveram maior deslocamento medial do joelho (maior valgo dinâmico) do que aqueles que não tinham limitação da dorsiflexão. Ainda neste estudo, a aplicação de uma palmilha no tornozelo com objetivo de elevá-lo e, assim, permitir maior amplitude de dorsiflexão, resultou em menor deslocamento medial do joelho naqueles indivíduos que possuíam um excesso deste movimento. RABIN & KOZOL (2010) constataram que os indivíduos com moderada qualidade de movimento do membro inferior (caracterizada por um maior deslocamento medial do joelho) durante a descida lateral de um degrau possuíam menor amplitude de dorsiflexão do tornozelo que os indivíduos com boa qualidade de movimento. Mais recentemente, MACRUM et al. (2012) analisaram a cinemática do membro

inferior de 30 indivíduos saudáveis, divididos em dois grupos, durante a tarefa de agachamento. Um dos grupos realizou o agachamento com os pés posicionados sobre uma cunha, simulando uma situação de limitação da dorsiflexão do tornozelo. Os autores relataram que o grupo que realizou o agachamento sobre a cunha apresentou aumento no pico do valgo do joelho e diminuição da excursão de dorsiflexão do tornozelo.

Além de alterações nos movimentos do quadril e joelho nos planos frontal e transversal, é possível que a limitação da amplitude de dorsiflexão do tornozelo resulte em alterações dos movimentos dessas articulações no plano sagital. A postura do membro inferior no plano sagital durante a aterrissagem de atividades funcionais é fundamental considerando a absorção e dissipação do impacto vertical (POWERS, 2010). O acoplamento no plano sagital das articulações dos membros inferiores sugere que uma menor amplitude de dorsiflexão do tornozelo durante a aterrissagem é acompanhada por uma menor amplitude de flexão do joelho e quadril (BLACKBURN & PADUA, 2008; DEVITA & SKELLY, 1992) e maior força de reação do solo vertical (KOVÁCS et al., 1999). FONG et al. (2011) encontraram uma correlação significativa e positiva entre a amplitude de dorsiflexão, mensurada clinicamente com o joelho estendido, e a amplitude de flexão do joelho durante a aterrissagem de um salto. Ou seja, quanto menor a amplitude de dorsiflexão do tornozelo menor foi a flexão do joelho durante a aterrissagem do salto. Da mesma forma, o estudo de MACRUM et al. (2012), já citado anteriormente, também demonstrou que o agachamento com os pés posicionados sobre a cunha que limitava a dorsiflexão do tornozelo resultou na diminuição do pico e da excursão de flexão do joelho. Esse é um aspecto biomecânico importante, pois é possível que a menor flexão do joelho durante a fase de apoio de atividades funcionais, tais como o andar e a corrida, e consequente pior absorção da força de reação do solo, resulte em maior sobrecarga na articulação patelofemoral.

Embora os estudos apresentados anteriormente demonstrem que a diminuição da amplitude de dorsiflexão do tornozelo pode resultar em movimentos proximais potencialmente lesivos à articulação patelofemoral durante várias atividades funcionais, não foram encontrados estudos na literatura consultada que tenham avaliado a relação entre a amplitude de dorsiflexão do tornozelo, mensurada clinicamente, e a cinemática tridimensional do membro inferior durante a corrida. Esse é um aspecto clinicamente relevante e que pode ter relação com o desenvolvimento da DPF em corredores já que WANG et al. (1993) relataram que, provavelmente associado à hipertrofia, os corredores de longa distância tiveram maior encurtamento dos músculos gastrocnêmio e sóleo quando comparados a não corredores. Assim, se for demonstrado que há uma associação entre a diminuição da amplitude de dorsiflexão do tornozelo, mensurada clinicamente, e o aumento da adução e rotação medial do quadril, aumento da abdução do joelho, e diminuição da flexão do joelho durante a corrida, poder-se-ia sugerir que a amplitude de dorsiflexão seja avaliada e que intervenções para o aumento desse movimento sejam implementadas quando a melhora na qualidade de movimento do membro inferior é o objetivo.

Baseado no descrito acima, o objetivo do estudo foi avaliar a relação entre a amplitude de dorsiflexão do tornozelo, mensurado clinicamente por meio do lunge test, e a cinemática tridimensional do quadril, joelho e tornozelo durante a fase de apoio da corrida.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BARTON, C. J.; LEVINGER, P.; CROSSLEY, K. M.; WEBSTER, K. E.; MENZ, H. B. The relationship between rearfoot, tibial and hip kinematics in individuals with patellofemoral pain syndrome. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 27, n. 7, p. 702–705. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2012.02.007, 2012.

BELL, D. R.; PADUA, D. A.; CLARK, M. A. Muscle Strength and Flexibility Characteristics of People Displaying Excessive Medial Knee Displacement. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 89, n. 7, p. 1323–1328. doi: 10.1016/j.apmr.2007.11.048, 2008.

BLACKBURN, J. T.; PADUA, D. A. Influence of trunk flexion on hip and knee joint kinematics during a controlled drop landing. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 23, n. 3, p. 313–319. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2007.10.003, 2008.

BOLGLA, L. A.; MALONE, T. R.; UMBERGER, B. R.; UHL, T. L. Hip strength and hip and knee kinematics during stair descent in females with and without patellofemoral pain syndrome. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 38, n. 1, p. 12–18. doi: 10.2519/jospt.2008.2462, 2008.

BRUKNER, P. Exercise-related lower leg pain: an overview. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 32, n. 3 Suppl, p. S1–3, 2000.

CHEUNG, R. T. H.; NG, G. Y. F.; CHEN, B. F. C. Association of footwear with patellofemoral pain syndrome in runners. **Sports Medicine (Auckland, N.Z.)**, v. 36, n. 3, p. 199–205, 2006.

DEVITA, P.; SKELLY, W. A. Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 24, n. 1, p. 108–115, 1992.

DIERKS, T. A.; MANAL, K. T.; HAMILL, J.; DAVIS, I. S. Proximal and distal influences on hip and knee kinematics in runners with patellofemoral pain during a prolonged run. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 38, n. 8, p. 448–456. doi: 10.2519/jospt.2008.2490, 2008.

FONG, C.-M.; BLACKBURN, J. T.; NORCROSS, M. F.; MCGRATH, M.; PADUA, D. A. Ankle-dorsiflexion range of motion and landing biomechanics. **Journal of Athletic Training**, v. 46, n. 1, p. 5–10. doi: 10.4085/1062-6050-46.1.5, 2011.

GENT, R. N. VAN; SIEM, D.; MIDDELKOOP, M. VAN; et al. Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. **British Journal of Sports Medicine**, v. 41, n. 8, p. 469–480. doi: 10.1136/bjism.2006.033548, 2007.

GROSS, M. T. Lower quarter screening for skeletal malalignment--suggestions for orthotics and footwear. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 21, n. 6, p. 389–405. doi: 10.2519/jospt.1995.21.6.389, 1995.

HUBERTI, H. H.; HAYES, W. C. Patellofemoral contact pressures. The influence of q-angle and tendofemoral contact. **The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume**, v. 66, n. 5, p. 715–724, 1984.

JACOBS, S. J.; BERSON, B. L. Injuries to runners: a study of entrants to a 10,000 meter race. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 14, n. 2, p. 151–155, 1986.

JOSEPH, M.; TIBERIO, D.; BAIRD, J. L.; et al. Knee valgus during drop jumps in National Collegiate Athletic Association Division I female athletes: the effect of a medial post. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 36, n. 2, p. 285–289. doi: 10.1177/0363546507308362, 2008.

KHAMIS, S.; YIZHAR, Z. Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. **Gait & Posture**, v. 25, n. 1, p. 127–134. doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.02.005, 2007.

KOVÁCS, I.; TIHANYI, J.; DEVITA, P.; et al. Foot placement modifies kinematics and kinetics during drop jumping. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 31, n. 5, p. 708–716, 1999.

LEITCH, J.; REILLY, K.; STEBBINS, J.; ZAVATSKY, A. Lower-limb and foot kinematics in distance runners with patellofemoral pain syndrome. Proceedings of the 2nd Patellofemoral Pain Syndrome International Research Retreat. , v. 42, n. 6, p. A31, 2011.

LEVANGIE PK, N. C. **Joint structure and function. A comprehensive analysis**. 4th ed. Philadelphia: F.A. Davis Company, 2005.

LOPES, A. D.; HESPANHOL JÚNIOR, L. C.; YEUNG, S. S.; COSTA, L. O. P. What are the main running-related musculoskeletal injuries? A Systematic Review. **Sports Medicine (Auckland, N.Z.)**, v. 42, n. 10, p. 891–905. doi: 10.2165/11631170-000000000-00000, 2012.

LUNDBERG, A.; GOLDIE, I.; KALIN, B.; SELVIK, G. Kinematics of the ankle/foot complex: plantarflexion and dorsiflexion. **Foot & Ankle**, v. 9, n. 4, p. 194–200, 1989.

LUN, V.; MEEUWISSE, W. H.; STERGIOU, P.; STEFANYSHYN, D. Relation between running injury and static lower limb alignment in recreational runners. **British Journal of Sports Medicine**, v. 38, n. 5, p. 576–580. doi: 10.1136/bjism.2003.005488, 2004.

LYSHOLM, J.; WIKLANDER, J. Injuries in runners. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 15, n. 2, p. 168–171, 1987.

MACERA, C. A. Lower extremity injuries in runners. Advances in prediction. **Sports Medicine (Auckland, N.Z.)**, v. 13, n. 1, p. 50–57, 1992.

MACERA CA; PATE RR; POWELL KE; et al. PReDicting lower-extremity injuries among habitual runners. **Archives of Internal Medicine**, v. 149, n. 11, p. 2565–2568. doi: 10.1001/archinte.1989.00390110117026, 1989.

- MACRUM, E.; BELL, D. R.; BOLING, M.; LEWEK, M.; PADUA, D. Effect of limiting ankle-dorsiflexion range of motion on lower extremity kinematics and muscle-activation patterns during a squat. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 21, n. 2, p. 144–150, 2012.
- MANN, R. A. Biomechanics of the foot. **Instructional Course Lectures**, v. 31, p. 167–180, 1982.
- MARTI, B.; VADER, J. P.; MINDER, C. E.; ABELIN, T. On the epidemiology of running injuries. The 1984 Bern Grand-Prix study. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 16, n. 3, p. 285–294, 1988.
- MESSIER, S. P.; PITTALA, K. A. Etiologic factors associated with selected running injuries. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 20, n. 5, p. 501–505, 1988.
- NOEHREN, B.; HAMILL, J.; DAVIS, I. Prospective evidence for a hip etiology in patellofemoral pain. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 45, n. 6, p. 1120–1124. doi: 10.1249/MSS.0b013e31828249d2, 2013.
- POWERS, C. M. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 33, n. 11, p. 639–646. doi: 10.2519/jospt.2003.33.11.639, 2003.
- POWERS, C. M. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 40, n. 2, p. 42–51. doi: 10.2519/jospt.2010.3337, 2010.
- RABIN, A.; KOZOL, Z. Measures of range of motion and strength among healthy women with differing quality of lower extremity movement during the lateral step-down test. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 40, n. 12, p. 792–800. doi: 10.2519/jospt.2010.3424, 2010.
- SALSICH, G. B.; PERMAN, W. H. Patellofemoral joint contact area is influenced by tibiofemoral rotation alignment in individuals who have patellofemoral pain. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 37, n. 9, p. 521–528. doi: 10.2519/jospt.2007.37.9.521, 2007.
- SIGWARD, S. M.; OTA, S.; POWERS, C. M. Predictors of frontal plane knee excursion during a drop land in young female soccer players. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 38, n. 11, p. 661–667. doi: 10.2519/jospt.2008.2695, 2008.
- SOUZA, R. B.; POWERS, C. M. Predictors of hip internal rotation during running: an evaluation of hip strength and femoral structure in women with and without patellofemoral pain. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 37, n. 3, p. 579–587. doi: 10.1177/0363546508326711, 2009.

SOUZA, T. R.; PINTO, R. Z.; TREDE, R. G.; et al. Late rearfoot eversion and lower-limb internal rotation caused by changes in the interaction between forefoot and support surface. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 99, n. 6, p. 503–511, 2009.

TATEUCHI, H.; WADA, O.; ICHIHASHI, N. Effects of calcaneal eversion on three-dimensional kinematics of the hip, pelvis and thorax in unilateral weight bearing. **Human Movement Science**, v. 30, n. 3, p. 566–573. doi: 10.1016/j.humov.2010.11.011, 2011.

TAUNTON, J. E.; RYAN, M. B.; CLEMENT, D. B.; et al. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. **British Journal of Sports Medicine**, v. 36, n. 2, p. 95–101. doi: 10.1136/bjsm.36.2.95, 2002.

TIBERIO, D. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: a theoretical model. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 9, n. 4, p. 160–165, 1987.

WANG, S. S.; WHITNEY, S. L.; BURDETT, R. G.; JANOSKY, J. E. Lower extremity muscular flexibility in long distance runners. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 17, n. 2, p. 102–107. doi: 10.2519/jospt.1993.17.2.102, 1993.

WILLIAMS, D. S.; MCCLAY DAVIS, I.; BAITCH, S. P. Effect of inverted orthoses on lower-extremity mechanics in runners. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 35, n. 12, p. 2060–2068. doi: 10.1249/01.MSS.0000098988.17182.8A, 2003.

ZAZULAK, B. T.; PONCE, P. L.; STRAUB, S. J.; et al. Gender comparison of hip muscle activity during single-leg landing. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 35, n. 5, p. 292–299. doi: 10.2519/jospt.2005.35.5.292, 2005.

ESTUDO

**Relationship between ankle dorsiflexion range of motion
and kinematics of the hip, knee and ankle during running**

Daniel Augusto dos Santos, Guilherme S. Nunes, Fábio Viadanna Serrão

Manuscrito submetido ao periódico *Journal of Orthopaedic and Sports*

***Physical Therapy* (ANEXO A)**

INTRODUCTION

Running is one of the most popular types of physical activity in the world, with more than 30 million people running regularly in the United States (RUNNING USA., 2013). Running was, and remains, the exercise of choice for many people because of its convenience and economical nature (TAUNTON et al., 2002). However, it is estimated that approximately 56% of recreational runners and more than 90% of competitive runners experience injuries each year (GENT et al., 2007). The knee is the most frequently affected joint (GENT et al., 2007), and patellofemoral pain (PFP) is the most common dysfunction of the knee in runners (TAUNTON et al., 2002).

PFP in runners has been linked to abnormal lower limb movement patterns (CHEUNG et al., 2006; LUN et al., 2004). It is thought that excessive knee valgus increases the lateral vector of the quadriceps muscle (Q-angle), predisposing to maltracking of the patella and increased patellofemoral joint stress (PFJS) (POWERS, 2003). Excessive knee valgus consists of hip adduction and internal rotation as well as knee abduction and external rotation (ZAZULAK et al., 2005). Excessive dynamic knee valgus may be due to proximal factors, such as hip muscle weakness (BOLGLA et al., 2008; IRELAND et al., 2003; ROBINSON & NEE, 2007). However, distal factors, such as subtalar hyperpronation, may also be involved in the dynamic alignment of the lower limb (POWERS, 2003; TIBERIO, 1987).

Subtalar pronation is a triplanar movement, which in a closed kinetic chain consists of eversion of the calcaneus, plantar flexion and adduction of the talus (LEVANGIE & NORKIN, 2005). It has been assumed that, during the stance phase of gait cycle, subtalar pronation (commonly measured as eversion around the longitudinal axis of the foot) is coupled with lower-limb internal rotation (MCPOIL & KNECHT, 1985; TIBERIO, 1987). TIBERIO (1987) proposed that subtalar hyperpronation was associated with increased hip internal rotation.

Indeed, the induction of increased rearfoot eversion through lateral wedges resulted in increased hip internal rotation in the orthostatic position (KHAMIS & YIZHAR, 2007; TATEUCHI et al., 2011) and during the midstance of gait (SOUZA et al., 2009).

In addition to changing the hip movement in the transverse plane, subtalar hyperpronation can influence components of the dynamic knee valgus in the frontal plane. Increased abduction of the tibia under weight-bearing conditions may result from abnormal pronation of the subtalar joint due to a tight fit of the talus within the ankle mortise (GROSS, 1995; POWERS, 2003). An association between greater rearfoot eversion and greater abduction of the tibia was demonstrated by JOSEPH et al. (2008) and WILLIAMS et al. (2003) during jump landing and running, respectively. Additionally, BARTON et al. (2012) found that a greater rearfoot eversion range of motion was associated with greater hip adduction range of motion (ROM) in subjects with and without PFP.

Several factors can cause subtalar hyperpronation, including a decreased ankle dorsiflexion range of motion (ankle DF ROM) (GROSS, 1995). During the stance phase of running, ankle dorsiflexion (ankle DF) is due to the forward movement of the tibia on the foot, which is necessary for the body to move anteriorly (LEVANGIE & NORKIN, 2005). Running requires approximately 22° of ankle DF (MANN, 1982). In the presence of limitations in ankle DF ROM, increased rearfoot eversion (subtalar hyperpronation) during running may be a mechanism to unlock the midfoot and allow a compensatory increase in midfoot dorsiflexion (LEITCH et al., 2011). Thus, it is possible that a decrease in ankle DF ROM may cause alterations in hip and knee movements related to increased dynamic knee valgus and the development of PFP. Indeed, subjects with lower ankle DF ROM (based on clinical measurements) exhibit greater medial displacement of the knee (greater dynamic knee valgus) during the squat (BELL et al., 2008) and lateral step-down tasks (RABIN & KOZOL, 2010).

In addition to changes in hip and knee movements in the frontal and transverse planes, limitations in ankle DF ROM may result in changes in the sagittal plane. During running, at the moment of foot contact with the ground, a vertical ground reaction force (vGRF) equivalent to two to three times the body weight is quickly generated, inducing a shock wave that propagates throughout the musculoskeletal system (CAVANAGH & LAFORTUNE, 1980). DAVIS et al. (2010) hypothesized that increases in the vertical impact peak, average vertical loading rate, and instantaneous vertical loading rate might be associated with the development of PFP. During functional activities, it is critical that the lower limb is positioned in the sagittal plane during landing for the absorption and dissipation of vertical impact (POWERS, 2010), and a lower ankle DF ROM during landing is accompanied by a lower knee and hip flexion ROM (BLACKBURN & PADUA, 2008; DEVITA & SKELLY, 1992) and greater vGRF (KOVÁCS et al., 1999). FONG et al. (2011) found a significant positive correlation between clinically measured ankle DF ROM and knee flexion ROM during jump landing. Thus, a reduction in ankle DF ROM may be associated with lower knee flexion during the stance phase of running and, consequently, greater vGRF.

Although the studies presented above demonstrate that a clinically measured decrease in ankle DF ROM can result in potentially harmful proximal movements during several functional activities, no published studies have evaluated the relationship between ankle DF ROM and three-dimensional lower limb kinematics during running. This aspect is clinically important and may be related to the development of PFP in runners; WANG et al. (1993) reported that distance runners had greater shortening of the gastrocnemius and soleus muscles compared to non-runners, which was likely associated with hypertrophy.

Thus, the aim of our study was to evaluate the relationship between ankle DF ROM, clinically measured with the lunge test, and the three-dimensional kinematics of the hip, knee

and ankle during the stance phase of running. We hypothesized that a greater ankle DF ROM would be associated with decreases in peak rearfoot eversion, peak hip adduction and internal rotation, peak knee abduction and external rotation, as well as increases in peak ankle dorsiflexion and peak hip and knee flexion during running.

METHODS

DESIGN

This cross-sectional observational study was conducted at the Assessment and Intervention in Orthopaedics and Traumatology Laboratory of Federal University of São Carlos.

PARTICIPANTS

We recruited thirty-nine healthy recreational runners between 18 and 35 years of age (DIERKS et al., 2008; SOUZA & POWERS, 2009) (15 females and 24 males). The sample size calculation was performed according to GATSONIS & SAMPSON (1989). Thus, we used as parameters for 8 correlation analyses a significance level $\alpha = 0.05$, $\beta = 0.2$, and estimated $r = 0.55$, which resulted in a sample size of 37 individuals.

Participants were recruited through flyers posted at a university, running groups and clubs between March and September 2015. Potential participants were screened by a licensed physical therapist, who evaluated the following inclusion criteria: previous experience in running on a treadmill (HEIDERSCHEIT et al., 2011), ran a minimum of 20 km/week for at least the past 3 months (HEIDERSCHEIT et al., 2011) and a rearfoot strike pattern when running (CHEUNG & DAVIS, 2011). Subjects were excluded if they had any of the following: 1) chronic neurological conditions of the lower limb (FONG et al., 2011; SOUZA & POWERS, 2009); 2) a history of injuries in the leg in the past six months (FONG et al., 2011); 3) a history of surgery on a lower limb (FONG et al., 2011; RABIN & KOZOL, 2010); 4) any balance deficits related to vestibular or neurological disorders or medication (RABIN & KOZOL, 2010); 5) pain in the lumbar spine, hip, knee or ankle (RABIN & KOZOL, 2010); 6) reported cardiovascular changes (DIERKS et al., 2008); or 7) musculoskeletal disorders of the lower limbs that could affect the biomechanics of running (such as flat feet or valgus knee,

among others) (FUKUCHI & DUARTE, 2008). Two subjects were excluded because they did not present a rearfoot strike pattern. All the participants provided informed consent, as approved by the University Ethics Committee for Human Investigations.

PROCEDURES

During a single visit to the laboratory, the participants' anthropometric data were collected, and evaluations of ankle DF ROM and a running kinematic analysis were performed. All the evaluations were conducted in the dominant leg, which was determined by asking "Which leg do you use to kick a soccer ball as far as possible?" (FORD et al., 2003).

ASSESSMENT

Ankle DF ROM assessment

Clinical assessments of ankle DF ROM using weight-bearing lunge test were performed by the same examiner. There were three repetitions, and the average was used for statistical analysis. An assessment of weight-bearing ankle DF ROM was performed using the lunge test, as described by BENNELL et al. (1998). For this test, a continuous line on the floor and the wall was designed. A dermatographic pencil was used to mark the anterior aspect of the tibia of each individual 15 cm distal to the tibial tuberosity. To perform the lunge test, the barefoot individual positioned the foot of the dominant leg ahead of the non-dominant leg and along a line marked on the floor so that the bisection of the calcaneus and the second toe remained on the line. Then, the individual was instructed to lead the patella of the dominant lower limb as close as possible to a vertical line drawn on the wall without lifting the heel from the ground. After the subject reached the maximum ankle DF, the examiner positioned an analog inclinometer between the tibial tuberosity and the mark made on the anterior aspect of the tibia (the inclinometer was always positioned at the anteromedial aspect of the leg to avoid any influence of the tibialis anterior muscle on the measurement) and recorded the angle

relative to the vertical. The intraclass correlation coefficient was previously determined in 10 participants with a maximum of 7 days, and a value of 0.94 and a standard error of the mean of 2.12° were obtained.

KINEMATIC ANALYSIS

The capture and analysis of the kinematic data during running was performed using the Qualisys Motion Capture System (Qualisys Medical AB, Göteborg, Sweden). This study used seven cameras (Qualisys Oqus 300) at a sample rate of 240 Hz. A neutral running shoe (Nike Flex Experience, Nike, Indonesia) was provided for all the participants. The participants used a neutral running shoe during testing to reduce the variability that may be caused by shoes with different characteristics (WILLSON et al., 2012).

After the weight-bearing ankle DF ROM assessment, double-sided tape was used to attach seventeen reflective passive markers (anatomical and tracking) 15 mm in diameter on the following anatomical structures of the volunteer: 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 metatarsals, the dorsal aspect of the head of the 2nd metatarsal and the distal phalanx 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 subjects using Velcro straps. Another cluster consisting of three non-collinear markers fixed to a rigid base was attached to the rearfoot, directly in the calcaneus, using double-sided adhesive tape. For this step, the shoes were customized by making an opening in the posterior region to allow this cluster to be attached directly to the calcaneus (Figure 1). Previous studies have shown that the placement of calcaneal markers on shoes may overestimate the

movements of the rearfoot (STACOFF et al., 2000). The same researcher placed the markers on all of the participants. A static standing trial was performed to align the subject with the global coordinates and to provide a reference for further analysis.

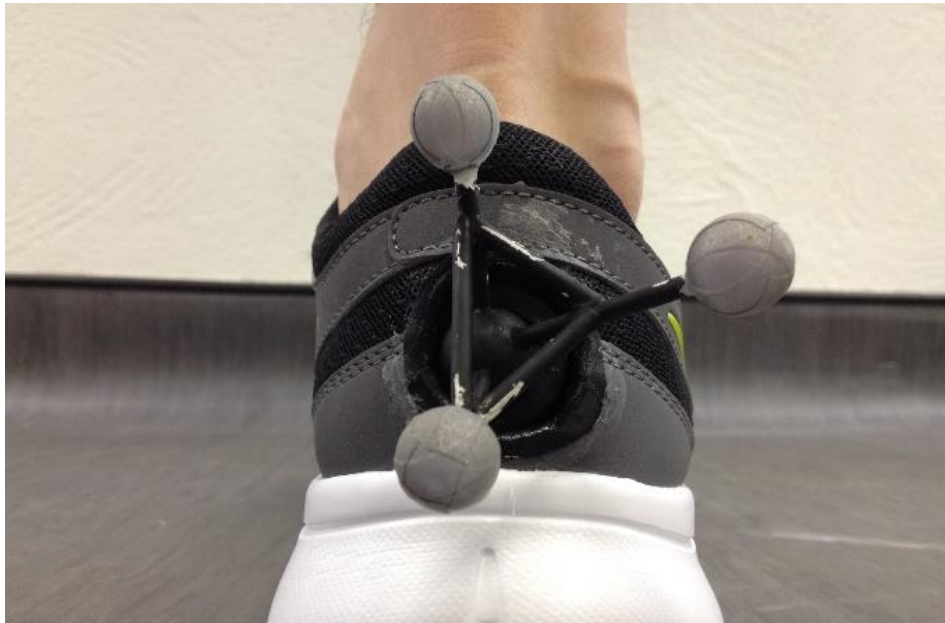


FIGURE 1. Customized shoe with opening in the posterior region to place the cluster

Initially, all the subjects warmed up on a treadmill (model LX 160 GIII, Movement, Brazil) at a constant speed of 4.5 km/h for five minutes (DIERKS et al., 2008). Then, it was determined that the subjects preferred speed running following the protocol proposed by HEIDERSCHEIT et al. (2011). For this, the volunteer remained running for two minutes at a speed of 8 km/h and was then instructed to increase or decrease the speed to the preferred speed. For this, the volunteer was not allowed to see the panel of the treadmill. The volunteer continued running at this speed for 5 minutes and then was again asked to adjust the speed of the treadmill. After doing so, the volunteer ran at this new speed for 2 minutes. The average of the two speeds chosen by the volunteer was the speed at which the kinematic analysis was performed (HEIDERSCHEIT et al., 2011). After the speed at which the kinematic analysis would be performed was determined, there was a 3-minute interval for active rest period, during which the volunteer remained walking at a speed of 4.5 km/h. Then, kinematic data

were collected. After the volunteer had remained running for two minutes at the preferred speed, at least five consecutive steps of the dominant lower limb were recorded (FUKUCHI & DUARTE, 2008).

DATA REDUCTION

Initially, we determined the runners' strike patterns using the method proposed by ALTMAN & DAVIS (2012). Two of the participants were excluded due to a forefoot strike pattern. Anatomical markers and clusters of tracking markers were used to determine coordinate systems and motions of the pelvis, thigh, shank and rearfoot segments. Each coordinate system comprised a longitudinal axial axis (Z axis), an anterior-posterior axis (Y axis) and a medial-lateral axis (X axis). The Cardan angles were calculated relative to the static standing trial. Visual 3D™ software (C-Motion, Inc., Rockville, MD, USA) was used to calculate the following: hip flexion (X axis), adduction (Y axis) and internal rotation (Z axis), considering the movements of the thigh with respect to the pelvis; knee flexion (X axis), abduction (Y axis) and external rotation (Z axis), considering the shank movements in relation to the thigh; ankle DF (X axis), considering the movements the foot with respect to the shank; and rearfoot eversion (Y axis), considering the movements of the rearfoot relative to the shank. 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. This method is widely used in running kinematics (FERBER et al., 2003; MILNER et al., 2007; WILLSON & DAVIS, 2008). The kinematic data were filtered using a 4th-order, zero lag, low-pass Butterworth filter at 12 Hz.

The analysis to determine the kinematic variables was performed using a custom program in Matlab (Mathworks, Natick, MA). The kinematic variables of interest included the

peak angles during the stance phase. The kinematic angles of interest included the following: hip flexion, adduction and internal rotation; knee flexion, abduction and external rotation; ankle DF; and rearfoot eversion. The stance phase was considered from the initial contact to toe-off. The initial contact was identified by the minimum vertical position of the distal heel marker, and the toe-off was determined by the second knee extension peak (FELLIN et al., 2010).

STATISTICAL ANALYSIS

The data were analyzed using the Statistical Package for the Social Sciences (SPSS). Initially, the statistical distribution and homoscedasticity of the data were checked with the Shapiro-Wilk test and Levene's test, respectively. Pearson's bivariate correlation analysis was performed to evaluate the relationships between the ankle DF ROM obtained during the lunge test and the kinematic variables obtained during the stance phase of running. In a secondary analysis, we divided the participants into two groups based on the ankle DF ROM during the lunge test. Participants who were more than one standard deviation (relative to average) composed the flexible group ($n = 9$) while participants who were below a standard deviation constituted the restricted group ($n = 9$). We compared the kinematic variables between groups using Student's t-test for independent samples. The alpha level was .05.

RESULTS

The demographic data are shown in table 1. The correlation analysis showed that three kinematic variables were significantly associated with ankle DF ROM during the lunge test: the peak knee flexion ($r = .510$; $p = .001$), peak knee external rotation ($r = -.527$; $p = .001$) and peak ankle DF ($r = .377$; $p = .022$). No other kinematic variables showed significant correlations with ankle DF ROM ($p > .05$) (Table 2). Indeed, a comparison of the groups revealed that the peak knee flexion was greater in the flexible group (mean difference = 6.37, $p < .007$, 95% confidence interval = 1.81–10.9), whereas the peak knee external rotation was lower in the flexible group (mean difference = 9.33, $p = .0001$, 95% confidence interval = 6–12.65). There were no significant differences between the groups in the other kinematic variables (Table 3).

TABLE 1. Demographic characteristics of the subjects (data are mean \pm SD).

Demographic Variables	
Age (y)	28.70 \pm 4.40
Body Mass (Kg)	70.50 \pm 11.87
Height (m)	1.73 \pm .10
Body mass index (kg/m²)	22.71 \pm 5.38
Weekly mileage (Km/week)	32.46 \pm 11.82
Weekly frequency (times/week)	3.92 \pm .99
Lunge test (degrees)	41.04 \pm 6.38

TABLE 2. Relationship between ankle DF ROM and kinematics variables.

Kinematics Variables	Pearson (r)	P value
Peak Ankle Dorsiflexion	.377	.022*
Peak Rearfoot Eversion	-.130	.445
Peak Knee Flexion	.510	.001*
Peak Knee Abduction	-.172	.308
Peak Knee External Rotation	-.527	.001*
Peak Hip Flexion	.209	.214
Peak Hip Adduction	-.140	.409
Peak Hip Internal Rotation	.287	.085

* Indicates significant correlation between variables.

TABLE 3. Comparison of the kinematic variables between groups (mean \pm SD deg).

	Flexible Group (n=9)	Restricted Group (n=9)	P value
Peak Ankle Dorsiflexion	22.38 \pm 2.67	20.39 \pm 1.12	.57
Peak Rearfoot Eversion	7.31 \pm 3.58	9.88 \pm 2.78	.108
Peak Knee Flexion	40.03 \pm 5.77	33.66 \pm 2.87	.009*
Peak Knee Abduction	4.49 \pm 3.87	5.69 \pm 2.08	.422
Peak Knee External Rotation	11.11 \pm 4.19	20.44 \pm 2.12	.0001*
Peak Hip Flexion	27.74 \pm 8.86	22.42 \pm 5.14	.139
Peak Hip Adduction	14.05 \pm 6.48	17.06 \pm 5.06	.288
Hip Medial Rotation	14.44 \pm 4.94	11.37 \pm 3.70	.156

*Flexible Group significantly different from Restricted Group (P < 0.05).

DISCUSSION

The aim of this study was to evaluate the relationship between clinically measured ankle DF ROM and lower limb kinematics during the stance phase of running. In support of our initial hypothesis, we found that a greater clinically measured ankle DF ROM was correlated with greater peak knee flexion and peak ankle DF and with lower peak knee external rotation during the stance phase of running. However, contrary to our hypothesis, a greater ankle DF ROM was not correlated with lower hip adduction and internal rotation or with lower knee abduction and rearfoot eversion.

In the present study, significant positive correlations were observed between the ankle DF ROM during the lunge test and the peak knee flexion and peak ankle dorsiflexion during running. In addition, the flexible group presented greater peak knee flexion than the restricted group. Several studies have evaluated the relationship between clinically measured ankle DF ROM and sagittal plane knee and ankle kinematics during the jump landing and squat tasks (DILL et al., 2014; FONG et al., 2011; MACRUM et al., 2012; MALLOY et al., 2015). However, to the best of our knowledge, no study has previously verified this relationship during running. As well as in the present study, a significant positive correlation was also found between the ankle DF ROM and the peak knee flexion (FONG et al., 2011; MACRUM et al., 2012), and knee flexion displacement (MALLOY et al., 2015) during the jump landing phase. Similarly, DILL et al. (2014) found that individuals with greater ankle DF ROM during the weight-bearing lunge test displayed greater knee flexion displacement and peak knee flexion during the overhead-squat and single-legged squat tasks. Those authors also found that individuals with greater ankle DF ROM during the weight-bearing lunge test showed greater dorsiflexion displacement during the squat tasks. During functional activities, the sagittal plane lower limb posture during landing is crucial for the absorption and dissipation of vertical impact (POWERS, 2010). Runners who land with the rearfoot absorb approximately 41% of

the energy in the knee by knee flexion (HAMILL et al., 2014; KULMALA et al., 2013; RODRIGUES et al., 2013) Therefore, reduced knee flexion on landing may increase lower limb stiffness and increase the risk of injury (BISSELING et al., 2008; WANG, 2009; WILLIAMS et al., 2004) Regarding the ankle position in the sagittal plane, a recent systematic review (MASON-MACKAY et al., 2015) found some support for increased peak vGRF in individuals with reduced DF ROM during landing. Regarding the association between the increase in vertical impact and the development of PFP (DAVIS et al., 2010), a decreased ankle DF ROM can produce kinematic changes in the sagittal plane (less knee flexion and ankle dorsiflexion), which may be involved in the etiology of this disease in runners.

Considering movements in the frontal plane, we found no relationship between the ankle DF ROM during the lunge test and the peak hip adduction, peak knee abduction or peak rearfoot eversion. In contrast to our results, RABIN & KOZOL (2010) demonstrated that individuals with moderate movement patterns, characterized by a greater medial displacement of the knee (due to greater hip adduction and knee abduction), on the lateral step down had an average DF of 46° in the lunge test, which was significantly less than the individuals who performed the task with good-quality movement (DF of 54°). Similarly, STIFFLER et al. (2015) found that a group with medial displacement of the knee during the overhead squat exhibited less active and passive ankle DF. MALLOY et al. (2015) reported a significant correlation between reduced ankle DF ROM and greater peak knee abduction during the drop vertical jump. Finally, SIGWARD et al. (2008) demonstrated that the ankle DF ROM was a predictor of frontal plane knee excursion during drop landing maneuvers, explaining 10.8% of the overall variance. One possible explanation for the different results found by these previous studies and the present study is a discrepancy in the assessed tasks. The tasks evaluated in the previous studies required increased ankle DF. It is thought that limited sagittal plane motion causes the foot to move more in the frontal plane (subtalar hyperpronation) to achieve greater

mobility and successful movement (GROSS, 1995). Talar head movement during pronation may cause medial knee displacement (BELL et al., 2008; MACRUM et al., 2012; RABIN & KOZOL, 2010). Thus, compensatory subtalar hyperpronation secondary to limitations in ankle DF may have contributed to the increased medial knee displacement observed in these studies. In contrast, the runners in our study had an ankle DF ROM during the lunge test (mean = 41.04 degrees) that allowed adequate ankle DF during the stance phase of running (20.93 degrees) without the need for compensatory subtalar hyperpronation. This hypothesis is strengthened by the observation that, although the participants in the restricted group possessed lower ankle DF ROM during the lunge test, they exhibited no greater peak rearfoot eversion, peak knee abduction or peak hip adduction during running compared to the flexible group.

In the transverse plane, a significant negative correlation was observed between the ankle DF ROM during the lunge test and the peak knee external rotation. In addition, the restricted group presented greater peak knee external rotation. Knee external rotation may result from the internal rotation of the femur or the external rotation of the tibia. Regardless, the Q angle increases in both cases (POWERS, 2003) increasing the stress on the lateral compartment of the patellofemoral joint (HUBERTI & HAYES, 1984). Thus, in addition to changes in the sagittal plane, this may be another mechanism involved in the etiology of PFP due to limitations in ankle DF.

The results of our study showed that a reduction in the ankle DF ROM is related to kinematic alterations in the sagittal (lower peak knee flexion and peak ankle DF) and transverse planes (greater knee external rotation), which may increase patellofemoral joint loading. Thus, our findings are extremely relevant because the lunge test is a clinical measure that is easy to apply and interpret, has good intra- and inter-rater reliability, and can be included in evaluation programs to identify limitations in ankle DF ROM and thus implement strategies (e.g., calf muscle stretching and/or joint mobilization) for PFP prevention in runners.

Some limitations of this study must be acknowledged. We evaluated a cohort of healthy runners only, so we suggest caution in extrapolating our results to individuals with PFP. The sample for the secondary analysis of differences between groups was small. All the participants ran in standardized footwear, regardless of their usual footwear or foot type, to minimize potential effects due to differences between shoe types. The change in footwear may have facilitated altered kinematics in participants who were not accustomed to the characteristics of the standardized shoes. Finally, skin movement artifacts may have influenced the positions of motion analysis markers during running, leading to random hip, knee and ankle joint kinematic errors in both groups.

CONCLUSION

Clinically measured ankle DF ROM was positively correlated with peak knee flexion and peak ankle DF and was negatively correlated with peak knee external rotation during the stance phase of running. Therefore, during weight-bearing activities, because decreases in knee flexion and ankle DF as well as increased knee external rotation lead to increased patellofemoral joint loading, limitations in ankle DF ROM may be related to the origin of PFP in runners.

REFERENCES

- ALTMAN, A. R.; DAVIS, I. S. A kinematic method for footstrike pattern detection in barefoot and shod runners. **Gait & Posture**, v. 35, n. 2, p. 298–300. doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.09.104, 2012.
- BARTON, C. J.; LEVINGER, P.; CROSSLEY, K. M.; WEBSTER, K. E.; MENZ, H. B. The relationship between rearfoot, tibial and hip kinematics in individuals with patellofemoral pain syndrome. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 27, n. 7, p. 702–705. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2012.02.007, 2012.
- BELL, D. R.; PADUA, D. A.; CLARK, M. A. Muscle Strength and Flexibility Characteristics of People Displaying Excessive Medial Knee Displacement. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 89, n. 7, p. 1323–1328. doi: 10.1016/j.apmr.2007.11.048, 2008.
- BENNELL, K. L.; TALBOT, R. C.; WAJSWELNER, H.; et al. Intra-rater and inter-rater reliability of a weight-bearing lunge measure of ankle dorsiflexion. **The Australian Journal of Physiotherapy**, v. 44, n. 3, p. 175–180, 1998.
- BISSELING, R. W.; HOF, A. L.; BREDEWEG, S. W.; ZWERVER, J.; MULDER, T. Are the take-off and landing phase dynamics of the volleyball spike jump related to patellar tendinopathy? **British Journal of Sports Medicine**, v. 42, n. 6, p. 483–489. doi: 10.1136/bjism.2007.044057, 2008.
- BLACKBURN, J. T.; PADUA, D. A. Influence of trunk flexion on hip and knee joint kinematics during a controlled drop landing. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 23, n. 3, p. 313–319. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2007.10.003, 2008.
- BOLGLA, L. A.; MALONE, T. R.; UMBERGER, B. R.; UHL, T. L. Hip strength and hip and knee kinematics during stair descent in females with and without patellofemoral pain syndrome. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 38, n. 1, p. 12–18. doi: 10.2519/jospt.2008.2462, 2008.
- CAVANAGH, P. R.; LAFORTUNE, M. A. Ground reaction forces in distance running. **Journal of Biomechanics**, v. 13, n. 5, p. 397–406, 1980.
- CHEUNG, R. T. H.; DAVIS, I. S. Landing pattern modification to improve patellofemoral pain in runners: a case series. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 41, n. 12, p. 914–919. doi: 10.2519/jospt.2011.3771, 2011.
- CHEUNG, R. T. H.; NG, G. Y. F.; CHEN, B. F. C. Association of footwear with patellofemoral pain syndrome in runners. **Sports Medicine (Auckland, N.Z.)**, v. 36, n. 3, p. 199–205, 2006.
- DAVIS, I. S.; BOWSER, B.; HAMMIL, J. Vertical impact loading in runners with a history of patellofemoral pain syndrome. **Abstract**, v. 42, p. 682, 2010.
- DEVITA, P.; SKELLY, W. A. Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 24, n. 1, p. 108–115, 1992.

- DIERKS, T. A.; MANAL, K. T.; HAMILL, J.; DAVIS, I. S. Proximal and distal influences on hip and knee kinematics in runners with patellofemoral pain during a prolonged run. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 38, n. 8, p. 448–456. doi: 10.2519/jospt.2008.2490, 2008.
- DILL, K. E.; BEGALLE, R. L.; FRANK, B. S.; ZINDER, S. M.; PADUA, D. A. Altered knee and ankle kinematics during squatting in those with limited weight-bearing-lunge ankle-dorsiflexion range of motion. **Journal of Athletic Training**, v. 49, n. 6, p. 723–732. doi: 10.4085/1062-6050-49.3.29, 2014.
- FELLIN, R. E.; ROSE, W. C.; ROYER, T. D.; DAVIS, I. S. Comparison of methods for kinematic identification of footstrike and toe-off during overground and treadmill running. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 13, n. 6, p. 646–650. doi: 10.1016/j.jsams.2010.03.006, 2010.
- FERBER, R.; DAVIS, I. M.; WILLIAMS, D. S. Gender differences in lower extremity mechanics during running. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 18, n. 4, p. 350–357, 2003.
- FONG, C.-M.; BLACKBURN, J. T.; NORCROSS, M. F.; MCGRATH, M.; PADUA, D. A. Ankle-dorsiflexion range of motion and landing biomechanics. **Journal of Athletic Training**, v. 46, n. 1, p. 5–10. doi: 10.4085/1062-6050-46.1.5, 2011.
- FORD, K. R.; MYER, G. D.; HEWETT, T. E. Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 35, n. 10, p. 1745–1750. doi: 10.1249/01.MSS.0000089346.85744.D9, 2003.
- FUKUCHI, R. K.; DUARTE, M. Comparison of three-dimensional lower extremity running kinematics of young adult and elderly runners. **Journal of Sports Sciences**, v. 26, n. 13, p. 1447–1454. doi: 10.1080/02640410802209018, 2008.
- GATSONIS, C.; SAMPSON, A. R. Multiple correlation: Exact power and sample size calculations. **Psychological Bulletin**, v. 106, n. 3, p. 516–524. doi: 10.1037/0033-2909.106.3.516, 1989.
- GENT, R. N. VAN; SIEM, D.; MIDDELKOOP, M. VAN; et al. Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. **British Journal of Sports Medicine**, v. 41, n. 8, p. 469–480. doi: 10.1136/bjism.2006.033548, 2007.
- GROSS, M. T. Lower quarter screening for skeletal malalignment--suggestions for orthotics and footwear. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 21, n. 6, p. 389–405. doi: 10.2519/jospt.1995.21.6.389, 1995.
- HAMILL, J.; GRUBER, A. H.; DERRICK, T. R. Lower extremity joint stiffness characteristics during running with different footfall patterns. **European Journal of Sport Science**, v. 14, n. 2, p. 130–136. doi: 10.1080/17461391.2012.728249, 2014.
- HEIDERSCHEIT, B. C.; CHUMANOV, E. S.; MICHALSKI, M. P.; WILLE, C. M.; RYAN, M. B. Effects of step rate manipulation on joint mechanics during running. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 43, n. 2, p. 296–302. doi: 10.1249/MSS.0b013e3181ebedf4, 2011.

HUBERTI, H. H.; HAYES, W. C. Patellofemoral contact pressures. The influence of q-angle and tendofemoral contact. **The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume**, v. 66, n. 5, p. 715–724, 1984.

IRELAND, M. L.; WILLSON, J. D.; BALLANTYNE, B. T.; DAVIS, I. M. Hip strength in females with and without patellofemoral pain. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 33, n. 11, p. 671–676. doi: 10.2519/jospt.2003.33.11.671, 2003.

JOSEPH, M.; TIBERIO, D.; BAIRD, J. L.; et al. Knee valgus during drop jumps in National Collegiate Athletic Association Division I female athletes: the effect of a medial post. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 36, n. 2, p. 285–289. doi: 10.1177/0363546507308362, 2008.

KHAMIS, S.; YIZHAR, Z. Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. **Gait & Posture**, v. 25, n. 1, p. 127–134. doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.02.005, 2007.

KOVÁCS, I.; TIHANYI, J.; DEVITA, P.; et al. Foot placement modifies kinematics and kinetics during drop jumping. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 31, n. 5, p. 708–716, 1999.

KULMALA, J.-P.; AVELA, J.; PASANEN, K.; PARKKARI, J. Forefoot strikers exhibit lower running-induced knee loading than rearfoot strikers. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 45, n. 12, p. 2306–2313. doi: 10.1249/MSS.0b013e31829efcf7, 2013.

LEITCH, J.; REILLY, K.; STEBBINS, J.; ZAVATSKY, A. Lower-limb and foot kinematics in distance runners with patellofemoral pain syndrome. Proceedings of the 2nd Patellofemoral Pain Syndrome International Research Retreat. , v. 42, n. 6, p. A31, 2011.

LEVANGIE PK, N. C. **Joint structure and function. A comprehensive analysis**. 4th ed. Philadelphia: F.A. Davis Company, 2005.

LUN, V.; MEEUWISSE, W. H.; STERGIOU, P.; STEFANYSHYN, D. Relation between running injury and static lower limb alignment in recreational runners. **British Journal of Sports Medicine**, v. 38, n. 5, p. 576–580. doi: 10.1136/bjism.2003.005488, 2004.

MACRUM, E.; BELL, D. R.; BOLING, M.; LEWEK, M.; PADUA, D. Effect of limiting ankle-dorsiflexion range of motion on lower extremity kinematics and muscle-activation patterns during a squat. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 21, n. 2, p. 144–150, 2012.

MALLOY, P.; MORGAN, A.; MEINERZ, C.; GEISER, C.; KIPP, K. The association of dorsiflexion flexibility on knee kinematics and kinetics during a drop vertical jump in healthy female athletes. **Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA**, v. 23, n. 12, p. 3550–3555. doi: 10.1007/s00167-014-3222-z, 2015.

MANN, R. A. Biomechanics of the foot. **Instructional Course Lectures**, v. 31, p. 167–180, 1982.

MASON-MACKAY, A. R.; WHATMAN, C.; REID, D. The effect of reduced ankle dorsiflexion on lower extremity mechanics during landing: A systematic review. **Journal of Science and Medicine in Sport / Sports Medicine Australia**. doi: 10.1016/j.jsams.2015.06.006, 2015.

MCPOIL, T. G.; KNECHT, H. G. Biomechanics of the foot in walking: a function approach. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 7, n. 2, p. 69–72, 1985.

MILNER, C. E.; HAMILL, J.; DAVIS, I. Are knee mechanics during early stance related to tibial stress fracture in runners? **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 22, n. 6, p. 697–703. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2007.03.003, 2007.

POWERS, C. M. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 33, n. 11, p. 639–646. doi: 10.2519/jospt.2003.33.11.639, 2003.

POWERS, C. M. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 40, n. 2, p. 42–51. doi: 10.2519/jospt.2010.3337, 2010.

RABIN, A.; KOZOL, Z. Measures of range of motion and strength among healthy women with differing quality of lower extremity movement during the lateral step-down test. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 40, n. 12, p. 792–800. doi: 10.2519/jospt.2010.3424, 2010.

ROBINSON, R. L.; NEE, R. J. Analysis of hip strength in females seeking physical therapy treatment for unilateral patellofemoral pain syndrome. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 37, n. 5, p. 232–238. doi: 10.2519/jospt.2007.2439, 2007.

RODRIGUES, P.; CHANG, R.; TENBROEK, T.; HAMILL, J. Medially posted insoles consistently influence foot pronation in runners with and without anterior knee pain. **Gait & Posture**, v. 37, n. 4, p. 526–531. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.09.027, 2013.

RUNNING USA. State of the Sport – Part II: Running Industry Report. , 2013.

SIGWARD, S. M.; OTA, S.; POWERS, C. M. Predictors of frontal plane knee excursion during a drop land in young female soccer players. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 38, n. 11, p. 661–667. doi: 10.2519/jospt.2008.2695, 2008.

SOUZA, R. B.; POWERS, C. M. Predictors of hip internal rotation during running: an evaluation of hip strength and femoral structure in women with and without patellofemoral pain. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 37, n. 3, p. 579–587. doi: 10.1177/0363546508326711, 2009.

SOUZA, T. R.; PINTO, R. Z.; TREDE, R. G.; et al. Late rearfoot eversion and lower-limb internal rotation caused by changes in the interaction between forefoot and support surface. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 99, n. 6, p. 503–511, 2009.

STACOFF, A.; NIGG, B. M.; REINSCHMIDT, C.; VAN DEN BOGERT, A. J.; LUNDBERG, A. Tibiocalcaneal kinematics of barefoot versus shod running. **Journal of Biomechanics**, v. 33, n. 11, p. 1387–1395, 2000.

STIFFLER, M. R.; PENNUTO, A. P.; SMITH, M. D.; OLSON, M. E.; BELL, D. R. Range of motion, postural alignment, and LESS score differences of those with and without excessive medial knee displacement. **Clinical Journal of Sport Medicine: Official Journal of the**

Canadian Academy of Sport Medicine, v. 25, n. 1, p. 61–66. doi: 10.1097/JSM.000000000000106, 2015.

TATEUCHI, H.; WADA, O.; ICHIHASHI, N. Effects of calcaneal eversion on three-dimensional kinematics of the hip, pelvis and thorax in unilateral weight bearing. **Human Movement Science**, v. 30, n. 3, p. 566–573. doi: 10.1016/j.humov.2010.11.011, 2011.

TAUNTON, J. E.; RYAN, M. B.; CLEMENT, D. B.; et al. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. **British Journal of Sports Medicine**, v. 36, n. 2, p. 95–101. doi: 10.1136/bjism.36.2.95, 2002.

TIBERIO, D. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: a theoretical model. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 9, n. 4, p. 160–165, 1987.

WANG, L.-I. Lower extremity stiffness modulation : effect of impact load of a landing task from different drop heights : original research article. . Retrieved October 15, 2015, from http://reference.sabinet.co.za/sa_epublication_article/ismj_v10_n4_a3, 2009.

WANG, S. S.; WHITNEY, S. L.; BURDETT, R. G.; JANOSKY, J. E. Lower extremity muscular flexibility in long distance runners. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 17, n. 2, p. 102–107. doi: 10.2519/jospt.1993.17.2.102, 1993.

WILLIAMS, D. S.; DAVIS, I. M.; SCHOLZ, J. P.; HAMILL, J.; BUCHANAN, T. S. High-arched runners exhibit increased leg stiffness compared to low-arched runners. **Gait & Posture**, v. 19, n. 3, p. 263–269. doi: 10.1016/S0966-6362(03)00087-0, 2004.

WILLIAMS, D. S.; MCCLAY DAVIS, I.; BAITCH, S. P. Effect of inverted orthoses on lower-extremity mechanics in runners. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 35, n. 12, p. 2060–2068. doi: 10.1249/01.MSS.0000098988.17182.8A, 2003.

WILLSON, J. D.; DAVIS, I. S. Lower extremity mechanics of females with and without patellofemoral pain across activities with progressively greater task demands. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 23, n. 2, p. 203–211. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2007.08.025, 2008.

WILLSON, J. D.; PETROWITZ, I.; BUTLER, R. J.; KERNOZEK, T. W. Male and female gluteal muscle activity and lower extremity kinematics during running. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 27, n. 10, p. 1052–1057. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2012.08.008, 2012.

ZAZULAK, B. T.; PONCE, P. L.; STRAUB, S. J.; et al. Gender comparison of hip muscle activity during single-leg landing. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 35, n. 5, p. 292–299. doi: 10.2519/jospt.2005.35.5.292, 2005.

APÊNDICES

APÊNDICE A – FICHA DE AVALIAÇÃO FÍSICA

FICHA DE AVALIAÇÃO FÍSICA**Voluntário Número:** _____

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

Nome: _____

Data de nascimento: ____/____/____ Telefone: _____

Email: _____

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: _____

_____Se houve lesão, quanto tempo você teve que reduzir/interromper a distância percorrida semanalmente (Lun *et al.* 2004) ? _____

Você já sofreu algum entorse de tornozelo? _____ Há quanto tempo? _____

Realizou algum tratamento? _____

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 doença cardiovascular, respiratória, vestibular, neurológica ou metabólica?

() Não () Sim Qual? _____

Comprimento do MI	Membro Inferior Direito	Membro Inferior Esquerdo	
Medida Real (cm)			
Medida Aparente (cm)			
Instabilidades do joelho			
Gaveta anterior do joelho			
Gaveta posterior do joelho			
Lachman			
Stress valgo no joelho			
Stress varo no joelho			
Meniscos			
Appley			
McMurray			
Patela			
Aprensão patelar			
Compressão (Clarck)			
Presença de derrame patelar			
Crepitação patelar			
Tornozelo			
Estresse em inversão do tornozelo			
Estresse em eversão do tornozelo			
Gaveta anterior do tornozelo			
Gaveta posterior do tornozelo			
Prova de retração muscular			
Ângulo poplíteo	/	/	
Teste de Thomas	/	/	
Teste de Ober	/	/	
ADM Dorsiflexão			
Joelho em extensão completa	/	/	
Joelho em flexão	/	/	
Tensão Passiva			
Rotadores Laterais do Quadril	/	/	
Flexores Plantares	/	/	
Hiperpronação Subtalar			
Ângulo do retropé	/	/	
Queda do navicular	/	/	
Força Muscular			
Abdutores do Quadril	/	/	
Extensores do Quadril	/	/	
Rotadores Laterais do Quadril	/	/	
Velocidade Confortável	1ª	2ª	Média

Observações

APÊNDICE B – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

TERMO DE CONSETIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título do Projeto: Associação entre a amplitude de dorsiflexão do tornozelo e a cinemática do membro inferior durante a corrida.

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

Daniel Augusto dos Santos – Aluno de Pós-Graduação em Fisioterapia – PPGFt USFCar

Eu, _____, RG n.º _____, residente à _____, n.º _____, bairro _____, na cidade de _____, estado de _____, declaro ser conhecedor das condições sob as quais me submeterei no experimento acima citado, detalhado a seguir:

O **objetivo** desse estudo é avaliar a associação entre a amplitude de dorsiflexão do tornozelo, obtida por meio de medidas clínicas realizadas sem e com o suporte do peso corporal, e a cinemática do quadril, joelho e tornozelo no momento do contato inicial e no momento do pico de dorsiflexão do tornozelo durante a corrida em esteira ergométrica. Além disso, é objetivo do estudo determinar em qual grau a amplitude de dorsiflexão do tornozelo mensurada clinicamente prediz a cinemática do membro inferior.

- a) Inicialmente, você será submetido (a) a uma avaliação física, segundo a ficha de avaliação específica desse trabalho, para sua inclusão (ou não) no presente estudo.
- b) Se selecionado (a), inicialmente será realizado um aquecimento prévio em esteira ergométrica a uma velocidade constante de 4,5 km/h durante cinco minutos. Em seguida, será então determinada a velocidade confortável de corrida. Para isso, você deverá permanecer dois

minutos correndo em uma velocidade de 8 km/h, e após esse período, será instruído a aumentar ou diminuir a velocidade até a velocidade que você julgue confortável. Para isso, não será permitido visualizar o painel da esteira que mostra a velocidade escolhida. Você permanecerá correndo nesta velocidade por 5 minutos, e então, será solicitado novamente a ajustar à velocidade da esteira de forma que ela fique confortável. Após fazer isso, correrá nessa nova velocidade por mais 2 minutos. A média das duas velocidades escolhidas por você será a velocidade na qual a análise cinemática será realizada. Após a determinação da velocidade na qual será feita a análise cinemática. Será dado um intervalo de 3 minutos de repouso ativo, período o qual você permanecerá caminhando a uma velocidade de 4,5 km/h. Em seguida, será realizada a coleta dos dados cinemáticos. Todas as sessões serão realizadas no Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos. Sendo que sua participação não é obrigatória.

c) As avaliações fornecerão maiores informações sobre os efeitos da limitação da amplitude de dorsiflexão do tornozelo em relação ao alinhamento biomecânico do membro inferior durante a corrida. Essas novas informações ajudarão na elaboração de outros novos estudos sobre o tema e poderão beneficiar diretamente a atenção fisioterapêutica primária e secundária, em relação à prevenção e ao tratamento de lesões do joelho em corredores.

d) Os resultados das avaliações cinemáticas 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) Estou ciente de que os riscos aos quais estarei exposto serão mínimos. Entretanto, as avaliações do presente experimento poderão ou não provocar uma possível dor muscular devido ao esforço físico realizado. Embora exista a possibilidade de ocorrência de pequena dor muscular (imediate ou tardia) devido alguma etapa da avaliação, a dor terá condições de ser bem suportada, pois se assemelha àquela decorrente de qualquer prática inicial de exercícios de força e resistência muscular.

h) Sua participação no presente estudo envolve riscos mínimos de lesões. Mesmo assim, caso ocorram lesões não previstas, os próprios pesquisadores se responsabilizarão pelas condutas de primeiros socorros ou qualquer tipo de avaliação fisioterapêutica. Se constatados danos de maior gravidade, os pesquisadores se responsabilizam em acompanhar-lhe a um médico, para a realização do tratamento adequado.

i) Não haverá qualquer tipo de comparação direta ou indireta, em sua presença, do 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. Por fim, sua participação neste estudo obedecerá rigorosamente a sua disponibilidade de horários livres, para tanto, em nenhuma hipótese será solicitado que você desmarque algum compromisso ou atividade social para a participação no estudo.

j) Sua participação nesse estudo é estritamente voluntária. A sua recusa em participar de qualquer procedimento não lhe trará qualquer prejuízo, estando livre para abandonar o experimento a qualquer momento em que achar necessário.

Se houver qualquer questionamento neste momento ou futuramente, por favor, pergunte ao avaliador.

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 20____.

Assinatura do voluntário (a)

Responsáveis:

Daniel Augusto dos Santos

Aluno de Pós-Graduação em Fisioterapia - PPGFt UFScar

Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão

Orientador e Coordenador do Projeto

ANEXOS

ANEXO A - CARTA DE SUBMISSÃO



Submission Confirmation

Print

Thank you for your submission

Submitted to

Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy

Manuscript ID

02-16-6878-RR

Title

Relationship between ankle dorsiflexion range of motion and kinematics of the hip, knee and ankle during running

Authors

dos Santos, Daniel

Nunes, Guilherme

Serrão, Fábio

Date Submitted

08-Feb-2016

[Author Dashboard](#)

© Thomson Reuters | © ScholarOne, Inc., 2015. All Rights Reserved.

ScholarOne Manuscripts and ScholarOne are registered trademarks of ScholarOne, Inc.

ScholarOne Manuscripts Patents #7,257,767 and #7,263,655.

[@ScholarOneNews](#) | [System Requirements](#) | [Privacy Statement](#) | [Terms of Use](#)