

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

ANA FLÁVIA DOS SANTOS

**EFEITOS IMEDIATOS DE TRÊS MODIFICAÇÕES DA
TÉCNICA DE CORRIDA NA CINEMÁTICA DO
MEMBRO INFERIOR E TRONCO E NO CONFORTO EM
CORREDORES SADIOS: UM ESTUDO EXPERIMENTAL**

SÃO CARLOS

2014

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

**EFEITOS IMEDIATOS DE TRÊS MODIFICAÇÕES DA TÉCNICA DE
CORRIDA NA CINEMÁTICA DO MEMBRO INFERIOR E TRONCO E NO
CONFORTO EM CORREDORES SADIOS: UM ESTUDO EXPERIMENTAL**

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

Ana Flávia dos Santos¹

ORIENTADOR

Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão²

CO-ORIENTADOR:

Prof^a. Dr^a. Theresa Helissa Nakagawa³

SÃO CARLOS

2014

1. Aluna do curso de Pós-graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar).

2. Professor Associado da UFSCar, Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, Departamento de Fisioterapia; Docente do Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da UFSCar; Coordenador do Laboratório de Avaliação e Intervenção em Ortopedia e Traumatologia (LAIOT).

3. Professora Substituta da UFSCar, Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, Departamento de Fisioterapia.

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

S237et

Santos, Ana Flávia dos.

Efeitos imediatos de três modificações da técnica de corrida na cinemática do membro inferior e tronco e no conforto em corredores saudáveis : um estudo experimental / Ana Flávia dos Santos. -- São Carlos : UFSCar, 2014. 92 f.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal de São Carlos, 2014.

1. Fisioterapia. 2. Biomecânica. 3. Aterrissagem com antepé. 4. Frequência da passada. 5. Flexão do tronco. 6. Conforto humano. I. Título.

CDD: 615.82 (20^a)

FOLHA DE APROVAÇÃO

Membros da Banca Examinadora para Defesa de Dissertação de Mestrado de ANA FLÁVIA DOS SANTOS, apresentada ao programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos, em 21 de fevereiro de 2014.

Banca Examinadora



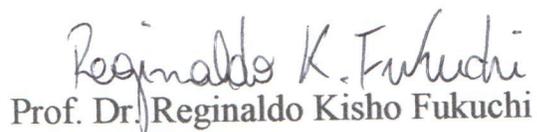
Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão

(UFSCar)



Profa. Dra. Ana Beatriz de Oliveira

(UFSCar)



Prof. Dr. Reginaldo Kisho Fukuchi

(UFABC)

Este trabalho foi realizado com apoio financeiro do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq - Processo nº 132702/2012-6).

*Dedico essa dissertação aos meus pais, Cláudio e
Tiana, que me permitiram sonhar e me
incentivaram em todas as minhas decisões.*

AGRADECIMENTOS

*“Aqueles que passam por nós, não vão sós, não nos deixam sós.
Deixam um pouco de si, levam um pouco de nós.”*

Antoine de Saint-Exupéry

Após dois anos de intensas atividades como mestranda, me deparei com a dificuldade em produzir uma página de agradecimentos a todos àqueles que contribuíram de forma direta ou indireta para meu amadurecimento e concretização deste momento. Meu embaraço é consequência do risco de não enunciar a todos, e cometer qualquer injustiça. Embora esta dissertação seja um trabalho individual, devido sua finalidade acadêmica, muitas pessoas me acompanharam nas situações difíceis e nos momentos de alegria e realização. Assim, desejo expressar aqui os meus sinceros agradecimentos...

Agradeço à minha universidade, a **Universidade Federal de São Carlos (UFSCar)**, pelo acolhimento e por ter sido o palco das minhas maiores conquistas até o momento.

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão**, pela competência científica e oportunidade de aprendizado em seu laboratório nesses últimos cinco anos. Agradeço a sua generosidade e paciência em transmitir seus ensinamentos, seus conselhos e sua motivação com nossas pesquisas. Muito obrigada pela amizade e confiança.

Nada melhor que ter a oportunidade de aprender com pessoas tão excepcionais e tê-las tão perto de nós. Agradeço à minha amiga e co-orientadora, **Prof^a. Dr^a. Theresa Helissa Nakagawa**, pela colaboração em todas as etapas deste trabalho, pela paciência e estímulo ao senso crítico. Aprendi muito com você, *Mãe Theresa*, obrigada!

Aos **professores membros das bancas de qualificação e examinadora**, pela prontidão e aceite em participar dos processos de avaliação e pelas valiosas contribuições para o aprimoramento desta dissertação.

Ao **Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia (PPG-FT) da UFSCar** e seus **secretários** pelo auxílio nas questões burocráticas referentes ao Mestrado.

Aos meus **professores da graduação e pós-graduação**, responsáveis diretos por minha formação profissional.

Ao **Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq)** pela bolsa de estudo concedida.

À **Prof^a. Dr^a. Nelci Adriana Cicuto Ferreira** e às meninas do **Laboratório de Análise e Desenvolvimento Infantil (LADI)**, por disponibilizarem espaço físico e seus equipamentos para a realização das coletas de dados.

Aos **voluntários**, pela boa vontade, atenção, paciência e disponibilidade em contribuir com a realização deste projeto de pesquisa.

Agradeço a colaboração do aluno de Iniciação Científica, **Pedro**, durante o recrutamento de voluntários e coletas de dados. Esta primeira co-orientação, apesar das dificuldades, afirmou meu desejo em continuar na carreira acadêmica.

Aos meus amigos e companheiros do **Laboratório de Avaliação e Intervenção em Ortopedia e Traumatologia (LAIOT)**, **Rodrigo Baldon**, **Ana Luisa** e **Mariana**, e demais colegas da Pós-Graduação, em especial a **Letícia Buá** e **Paulinha Serrão** pelo convívio diário, troca de conhecimento, aflições e experiências nesses anos de Mestrado. Sucesso a todos!

Ao **Rodrigo Scattone**, obrigada pela sua paciência oriental e por partilhar conosco seu arquivo cerebral pessoal. Seus futuros alunos têm muita sorte!

À minha mãe-irmã, **Giovanna**, muito obrigada pela amizade e pelo intenso companheirismo durante esses dois anos. Não tenho palavras para agradecer por todas as “informações quentes”, dicas e conselhos, pelo grande auxílio nas coletas e nas questões burocráticas. Obrigada, *Gi*, principalmente por todos os momentos de gargalhadas que você me proporcionou.

À minhas amigas-irmãs, pessoas especiais que a vida acadêmica trouxe para mim. Obrigada **Letícia Sexta**, pela companhia em casa, pelos quitutes, pelas risadas e por sempre estar tentando a me ensinar a virtude de ser paciente. Obrigada **Nize**, por me fazer sentir em casa a cada visita, por confiar a mim seus desejos e suas dúvidas (e quantas!), me enxergo muito em você! E a pessoa mais doce desse mundo, **Lígia**, obrigada pelo apoio e amizade sincera mesmo a distância. Tenho certeza que vocês serão companhias para vida toda!

Agradeço as pessoas responsáveis pelo meu momento de relaxamento, que na verdade nunca foi mais agitado, às **meninas do time de Handebol da Federal**.

À minha turma **Fisioterapia 08**, pela amizade e incentivo. Como tenho saudade de todos vocês!

À minha família, minha **avó**, meus **primos e tios** que sempre estiveram para mim.

Ao meu namorado e humorista predileto, **Humberto Fio**, obrigada pelo incentivo, conselhos, paciência e carinho. Sua companhia me faz tão bem!

Claro que não posso deixar de citar meus **irmãos**, minha maior saudade de casa. À **Thaís**, que recebeu a responsabilidade de ser a irmã mais velha, obrigada pelos conselhos, exemplos e por sempre compartilhar sua inteligência conosco. Agradeço também, ao **João** e ao **Júnior**, e a maneira divertida com que me encorajam e me auxiliam. Sem notar, vocês sempre deixam meus dias mais alegres. Tenho muito orgulho de vocês.

Por fim, os responsáveis por tudo isso acontecer, que me trouxeram ao mundo, meu pai **Cláudio** e minha mãe **Tiana**. Raros são aqueles que realmente criam seus filhos para o mundo, e eu e meus irmãos tivemos a sorte de tê-los assim. Agradeço aos meus **pais**, em primeiro lugar pelo amor, não menos importante, o esforço e apoio sempre dedicados. A concretização deste momento é uma consequência de todo o incentivo aos estudos e da oportunidade que vocês me ofereceram. Espero poder um dia retribuir tudo o que vocês me proporcionaram. Pai e mãe, vocês são exemplo! Muito obrigada!

*“Mestre não é quem sempre ensina,
mas quem de repente aprende.”*

Grande Sertão: Veredas

Guimarães Rosa

RESUMO

No Brasil, estima-se um aumento de 30 vezes no número de corredores nos últimos 15 anos. Esse crescente número de praticantes é observado em todo o mundo. Sabe-se que o maior número de lesões nesta atividade envolve a articulação do joelho (42,1%) sendo a Dor Patelofemoral (DPF) a disfunção mais comum nessa articulação. Recentemente, têm sido hipotetizado que a modificação da técnica de corrida (tal como a aterrissagem com o antepé no solo [CAA], o aumento de 10% na frequência da passada [CFP10] e o aumento da flexão do tronco [CFT]) apresenta potencial de reduzir a demanda na articulação do joelho. Entretanto, não há estudos que avaliaram a influência dessas técnicas de corrida na cinemática articular tridimensional do membro inferior e do tronco e no conforto relatado por corredores. Dessa forma, o objetivo do presente estudo foi avaliar os efeitos imediatos da CAA, CFP10 e CFT na cinemática do tronco, quadril, joelho e tornozelo e na percepção de conforto durante a corrida. Foram avaliados 31 corredores saudáveis, com padrão de aterrissagem iniciado pelo retropé (20 homens, 11 mulheres). Para tal, a corrida habitual (CHAB) e as 3 técnicas de corrida foram coletadas utilizando o sistema de captura e análise do movimento *Qualisys Motion Capture System* e, uma escala visual analógica foi utilizada para a avaliação do conforto em cada condição. As variáveis de interesse foram obtidas no contato inicial do pé na esteira ergométrica. Para análise estatística foi utilizado o teste de análise de variância multivariada (MANOVA) com medidas repetidas (nível de significância de 5%). Durante a execução da CAA, foi observada diminuição da rotação lateral do joelho ($P < 0,001$), da flexão ($P < 0,001$), da adução ($P = 0,001$), e da rotação medial do quadril ($P < 0,001$) e, aumento da adução ($P = 0,016$) e da flexão de joelho ($P < 0,001$) e da flexão plantar do tornozelo ($P < 0,001$). A CFP10 diminuiu a rotação lateral do joelho ($P = 0,001$) e a rotação medial ($P = 0,008$) e a flexão do quadril ($P = 0,001$), porém aumentou a flexão do joelho ($P = 0,042$). A CFT aumentou a adução do joelho ($P = 0,001$), a flexão do quadril ($P < 0,001$) e a flexão do tronco ($P < 0,001$), mas diminuiu a flexão plantar do tornozelo ($P = 0,003$). A CHAB foi a técnica mais confortável ($P = 0,033 - P = 0,002$). Assim, é possível concluir que as 3 modificações da técnica de corrida são capazes de minimizar os movimentos do joelho e quadril nos planos frontal e transversal relacionados ao aumento do estresse patelofemoral. Além disso, a CAA e a CFP10 resultaram em aumento da flexão do joelho, o que pode contribuir com uma melhor absorção das forças de impacto. Acredita-se que após uma adaptação gradual com as modificações da técnica de corrida, o conforto relatado possa ser aumentado.

Palavras-Chave: Biomecânica. Padrão de corrida. Aterrissagem com o antepé. Frequência da passada. Flexão do tronco. Conforto.

ABSTRACT

In Brazil, it is estimated a 30-fold increase in the number of runners in the last 15 years. This growing number of practitioners has been noticed all over the world. It is known that most of the injuries that occur during this activity involves the knee joint (42,1%) and, the Patellofemoral Pain (PFP) is the commonest. Recently, it has been hypothesized that running technique modification (such as, landing with the forefoot on the ground [FFOOT], increasing 10% of the step rate [10% SR] and increasing the trunk flexion [TFLEX]) has the potential to reduce the demand on the knee joint. However, no study evaluated the effects of these running techniques on the lower limb and trunk three-dimensional joint kinematics and on comfort reported by runners. Thus, this study aimed to evaluate the immediate effects FFOOT, 10% SR and TFLEX on the trunk, hip, knee and ankle kinematics and on the subjective assessment of comfort during running. Thirty-one healthy rearfoot strike-landing runners (20 males, 11 females) were evaluated. For such, the *Qualisys Motion Capture System* was used to collect data during Usual Running (USRUN) and the other three running techniques and, a visual analogue scale was used to evaluate comfort in each condition. The variables of interest were collected during initial foot contact on the treadmill. For statistical analysis, it was used the multivariate analysis of variance (MANOVA) with repeated measures (alpha level of 0.05). During the FFOOT, it was shown reduction in the knee external rotation ($P < 0.001$), hip flexion ($P < 0.001$), adduction ($P = 0.001$), internal rotation ($P < 0.001$), greater knee adduction ($P = 0.016$), knee flexion ($P < 0.001$) and plantar flexion ($P < 0.001$). The 10% SR demonstrated diminished knee external rotation ($P = 0.001$), hip internal rotation ($P = 0.008$) and, hip flexion ($P = 0.001$), however, there was greater knee flexion ($P = 0,042$). The TFLEX increased knee adduction ($P = 0.001$), hip flexion ($P < 0.001$), trunk flexion ($P < 0.001$), but decreased plantar flexion ($P = 0.003$). The USRUN was the most comfortable technique ($P = 0.033 - 0.002$). Therefore, we were to conclude that the three running technique modifications can minimized the knee and hip movements in the frontal and transverse planes that are associated with greater stress on the patellofemoral joint. In addition, the FFOOT and 10% SR techniques resulted in increased knee flexion that could improve the impact forces absorption. It is believed that a gradual transition to these running techniques may improve comfort.

Key-Words: Biomechanics. Running pattern. Forefoot strike landing. Step rate. Trunk flexion. Comfort.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - Visualização da confirmação do padrão de aterrissagem em tempo real. a, Padrão de aterrissagem iniciado no retropé; **b,** Padrão de aterrissagem iniciado no antepé.

FIGURA 2 - Ensaio estático. a, Vista anterior; **b,** Vista lateral; **c,** Vista posterior.

FIGURA 3 - Coleta de dados.

FIGURA 4 - Escala de conforto utilizada no estudo.

FIGURA 5 - Visualização de uma passada durante a corrida. Imagem obtida após processamento do sinal cinemático no *software Visual 3D*. a, Vista anterior; **b.** Vista lateral.

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - Média (DP) das características demográficas da população estudada.

TABELA 2 - Coeficientes de ICC, EPM e IC 95% para as variáveis cinemáticas.

TABELA 3 - Média (DP) dos ângulos articulares (em graus) durante o contato inicial e do conforto para as 4 condições de corrida. Diferença média (Intervalo de Confiança 95% [IC 95%]) das técnicas de corrida em relação a CHAB.

SUMÁRIO

CONTEXTUALIZAÇÃO	13
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	19
TEMA DE INTERESSE	23
ESTUDO	24
1. INTRODUÇÃO	25
2. MÉTODOS.....	30
2.1. Sujeitos.....	30
2.2. Procedimentos.....	32
2.3. Análise dos Dados	37
2.4. Análise Estatística.....	40
3. RESULTADOS.....	41
3.1. Cinemática	41
3.2. Conforto	43
4. DISCUSSÃO.....	45
5. CONCLUSÃO	52
6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	53
APÊNCICE A - FICHA DE AVALIAÇÃO	58
APÊNCICE B - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	62
APÊNDICE C – MANUSCRITO SUBMETIDO AO PERIÓDICO <i>MEDICINE SCIENCE SPORTS AND EXERCISE</i> (VERSÃO INGLÊS).....	65
ANEXO A - PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA EM SERES HUMANOS	88
ANEXO B – COMPROVANTE DE SUBMISSÃO DO MANUSCRITO.....	91

CONTEXTUALIZAÇÃO

A conscientização de que a realização de um esporte está intimamente atrelada à saúde e ao bem-estar do indivíduo, promoveu um aumento significativo do número de praticantes de atividade física nas últimas décadas em todo o mundo (Noehren *et al.*, 2012; Taunton *et al.*, 2002; VanGent *et al.*, 2007). Neste contexto, a corrida de longa distância, esporte olímpico tradicional, obteve grande destaque dentro das opções de escolha da população. Além de promover efeitos benéficos para a saúde como as outras atividades físicas, é uma forma conveniente e economicamente viável de se exercitar (Hespanhol Junior *et al.*, 2012). No Brasil, pesquisas estimam um aumento de 30 vezes o número de corredores nos últimos 15 anos (Corpore Brasil, 2013).

Pesquisas antropológicas recentes defendem o fato que as estruturas ósseas e musculares encontradas nos humanos, tornam nossa espécie ideal para a execução da atividade (Bramble & Lieberman, 2004). Entretanto, como qualquer outro esporte, a corrida apresenta potenciais fatores de risco para lesões que acompanham o ritmo acelerado do crescimento da atividade em nível competitivo e recreacional (Cheung, Ng & Chen, 2006; Lun *et al.*, 2004; Macera *et al.*, 1989). Aproximadamente 56% dos corredores recreacionais e mais de 90% dos maratonistas são alvo de alguma lesão a cada ano (VanGent *et al.*, 2007). As lesões decorrentes da corrida se devem usualmente pela combinação de fatores intrínsecos, como: mau-alinhamento de membros, alteração da força e/ou ativação muscular, flexibilidade muscular diminuída, histórico de lesões prévias, fatores antropométricos, experiência na atividade, gênero e idade do praticante; e fatores extrínsecos, dentre eles: treinamento inadequado (alta frequência, intensidade, volume e duração), superfície de treino irregular e desgaste dos calçados (Nielsen *et al.*, 2012, 2013; Taunton *et al.*, 2002; VanGent *et al.*, 2007). Devido ao crescimento do

número de corredores e consequentemente da incidência de lesões relatadas durante a corrida, houve um aumento no interesse em investigar os fatores associados às lesões durante essa prática (Bennett, Reinking & Rauh, 2012).

Sabe-se que as taxas de incidência e prevalência das lesões musculoesqueléticas na corrida variam de acordo com a população estudada e a definição do termo utilizada (Lopes *et al.*, 2012; VanGent *et al.*, 2007). Destacam-se como as lesões mais comuns: dor patelofemoral (DPF), tendinopatia do tendão calcâneo, a síndrome do estresse medial tibial, a fascíte plantar, a síndrome da banda iliotibial (Ferber *et al.*, 2010; Lopes *et al.*, 2012; Pohl, Hamill & Davis, 2009; Pohl *et al.*, 2008), sendo que cerca de 40% das lesões em corredores estão localizadas no joelho e 50-60% destas correspondem à DPF (Pinshaw, Atlas & Noakes, 1984; Taunton *et al.*, 2002).

Além dos fatores de risco já descritos, as alterações na cinemática articular do membro inferior, tal como o valgo dinâmico do joelho excessivo têm sido relacionado às lesões, incluindo a DPF (Powers, 2010; Stefanyshyn *et al.*, 2006). O comportamento do valgo dinâmico do joelho, que por definição é composto pela abdução e rotação lateral do joelho associada à adução e rotação medial do quadril (Zazulak *et al.*, 2005), passou a ser investigado em estudos cinemáticos durante a execução de tarefas funcionais, já que seu aumento em atividades associadas com descarga de peso aumentaria o ângulo Q (ângulo do quadríceps) e a ação das forças lateralizantes que agem sobre a patela, provocando maior estresse na cartilagem patelar lateral (Huberti & Hayes, 1984; Powers, 2003; Souza *et al.*, 2010)

Embora muitas evidências sugiram que a mecânica do quadril alterada possa contribuir para o desenvolvimento de lesões, como a DPF, resultados divergentes são encontrados na literatura. Em relação à corrida, Willson & Davis (2008) identificaram

aumento da adução e diminuição da rotação medial de quadril durante a fase de apoio da corrida, enquanto Souza & Powers (2009a) e Wirtz *et al.* (2012) encontraram aumento da rotação medial do quadril em mulheres com DPF quando comparadas às saudáveis. Já Dierks *et al.* (2008), ao compararem corredores de ambos os gêneros, confirmaram apenas o aumento da adução do quadril naqueles que apresentavam a DPF. Os movimentos ocorridos nos planos frontal e transversal na articulação do joelho também resultam no aumento do ângulo Q (Nakagawa *et al.*, 2012) e do estresse da articulação patelofemoral (Powers, 2003). Considerando a absorção e dissipação do impacto, a postura do membro inferior e do tronco no plano sagital durante a aterrissagem de atividades funcionais é fundamental (Powers, 2010). O aumento da flexão desses segmentos podem estar diretamente relacionados a melhor distribuição da força de reação do solo, favorecendo o amortecimento da aterrissagem (Blackburn & Padua, 2009; Devita & Skelly, 1992).

Recentemente, no intuito de melhorar os programas de prevenção e tratamento de lesões em corredores, tem sido hipotetizado que determinadas modificações na técnica da corrida podem promover efeitos benéficos na biomecânica do membro inferior. Dentre elas, a técnica de corrida com aterrissagem com antepé (CAA) (Bonacci *et al.*, 2013; Cheung & Davis, 2011; Giandolini *et al.*, 2013; Lieberman, 2012; Lieberman *et al.*, 2010), a técnica de corrida com aumento de 10% da frequência da passada (CFP10) (Chumanov *et al.*, 2012; Heiderscheit *et al.*, 2011) e a técnica de corrida com aumento na flexão do tronco (CFT) (Teng, Ho & Powers, 2012).

Apesar de cerca de 93% dos corredores de longa distância iniciarem o contato no solo com o retropé (Larson *et al.*, 2011), foi observado que estes apresentam uma força de impacto transitória de aproximadamente 1,5 a 3 vezes o valor do peso corporal, nos primeiros 50 ms da fase de apoio, momento considerado mais lesivo da

corrida (Lieberman *et al.*, 2010). Por outro lado, os corredores sem calçado, os quais desenvolvem um padrão de aterrissagem com o médiopé ou antepé apresentam menores forças de colisão contra o solo (Lieberman *et al.*, 2010). Acredita-se que a força de impacto transitória é transmitida rapidamente em alta magnitude às porções proximais do corpo, contribuindo para a elevada incidência de lesões no membro inferior relatadas durante a corrida (Bonacci *et al.*, 2013; Lieberman, 2012; Lieberman *et al.*, 2010). Considerando tal achado, foi proposto que a CAA possa reduzir o risco de desenvolvimento de fraturas por estresse da tíbia (Giandolini *et al.*, 2013; Milner *et al.*, 2006) e de DPF (Bonacci *et al.*, 2013; Cheung & Davis, 2011). De fato, foi observada redução da carga de impacto vertical (quantificada pelo pico, taxa média e taxa instantânea de impacto vertical), além da melhora da dor e função, após um curto programa de treinamento de CAA. Entretanto, no estudo citado foram avaliadas apenas 3 corredoras diagnosticadas com DPF (Cheung & Davis, 2011), sendo necessários estudos com maior tamanho da amostra para confirmar esses resultados. Além disso, ainda não foram investigadas as possíveis alterações cinemáticas do tronco e dos planos frontal e transversal do joelho e quadril durante a execução dessa técnica.

Outra técnica que passou a ser investigada recentemente foi o aumento na frequência da passada (número de passos por minuto), determinado pela diminuição no comprimento dos passos e manutenção da velocidade constante (Chumanov *et al.*, 2012; Heiderscheit *et al.*, 2011; Hobara *et al.*, 2012). O interesse por esta técnica de corrida surgiu subsequente a estudos onde identificou-se menor absorção de energia pelas articulações do membro inferior, principalmente no joelho, devido à redução da velocidade do centro de massa do corpo durante a aterrissagem (Derrick, Hamill & Caldwell, 1998; Hamill, Derrick & Holt, 1995). Foi verificado que o aumento na frequência da passada em 10% reduz em 34% a absorção de energia na articulação do

joelho, diminui o pico de adução do quadril, o pico de flexão do joelho e o momento interno extensor do joelho durante a fase de apoio em corredores saudáveis (Heiderscheit *et al.*, 2011). Também foi demonstrado aumento da ativação muscular do tornozelo, joelho e quadril durante a fase de balanço tardia (Chumanov *et al.*, 2012). Acredita-se que o aumento da ativação muscular precedente ao contato do pé ao solo, altere a postura do membro inferior durante a aterrissagem e conseqüentemente a cinemática e a cinética articular. Na literatura consultada, não foram encontrados estudos que avaliaram o comportamento cinemático do tronco no plano sagital e da articulação do joelho nos três planos de movimento durante a CFP10 corredores saudáveis.

Por fim, tem sido hipotetizado que movimento do tronco no plano sagital pode afetar a articulação patelofemoral (Teng, Ho & Powers, 2012). O tronco é responsável por mais da metade do peso corporal e portanto, o aumento da extensão do tronco ao deslocar o centro de massa e o centro de pressão posteriormente, causaria o aumento significativo do momento extensor do joelho e conseqüentemente do estresse patelofemoral (Powers, 2010). O aumento da extensão do tronco durante atividades funcionais aumenta a extensão do quadril e pode atuar como um mecanismo compensatório para a fraqueza e/ou alteração na ativação dos extensores do quadril. De fato, estudos prévios relataram fraqueza e alteração na ativação dos extensores do quadril voluntários com DPF (Souza & Powers, 2009a; b). Assim, foi proposto que a técnica de corrida com aumento da flexão do tronco possa ser benéfica em corredores. Corroborando com essa hipótese, Teng, Ho & Powers (2012) verificaram que um aumento na angulação de flexão de tronco ($6,9^\circ$) é capaz de diminuir significativamente o estresse na articulação patelofemoral em corredores saudáveis. Contudo, a influência da CFT sobre a cinemática do tornozelo, joelho e quadril ainda não foi estudada.

Como descrito acima, a modificação da técnica de corrida pode auxiliar na prevenção de lesões na corrida. Uma vez que a alteração cinemática das articulações proximais (quadril e tronco) e distais (tornozelo) ao joelho pode contribuir com o melhor alinhamento do membro inferior durante a aterrissagem reduzindo os riscos de lesões durante a atividade. Assim, é possível que a modificação de um componente proximal ao joelho, por exemplo pela CFT, possa provocar alterações cinemáticas do quadril, joelho e tornozelo; assim como a modificação do componente distal ao joelho, como por exemplo, durante a CAA, que altera a cinemática do tornozelo, possa influenciar a cinemática das articulações proximais. Dessa forma, para melhor delinear os programas de tratamento e prevenção de lesão é necessário obter primeiramente, informações cinemáticas durante as três técnicas distintas de corrida em corredores saudáveis.

Apesar da grande importância em se analisar as variáveis biomecânicas durante as diferentes técnicas de corrida, é clinicamente importante avaliar o efeito dessas técnicas sobre a percepção do conforto relatado pelo corredor, ou seja, se as técnicas são confortáveis ao serem executadas. Tal efeito ainda não é conhecido e pode influenciar diretamente na aderência ao treinamento dos atletas.

Tendo em vista todos esses aspectos, foi desenvolvido o estudo a seguir apresentado, com o objetivo de avaliar e analisar as alterações cinemáticas ocorridas no membro inferior e tronco e na percepção do conforto durante a execução de três técnicas de corrida.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BENNETT, J. E.; REINKING, M. F.; RAUH, M. J. The relationship between isotonic plantar flexor endurance, navicular drop, and exercise-related leg pain in a cohort of collegiate cross-country runners. **International Journal of Sports Physical Therapy**, v. 7, n. 3, p. 267–78, 2012.

BLACKBURN, J. T. .; PADUA, D. A. Sagittal-plane trunk position, landing forces, and quadriceps electromyographic activity. **Journal of Athletic Training**, v. 44, p. 174–9, 2009.

BONACCI, J. *et al.* Take your shoes off to reduce patellofemoral joint stress during running. **British Journal of Sports Medicine**, v. 0, p. 1–5, 2013.

BRAMBLE, D. M.; LIEBERMAN, D. E. Endurance running and the evolution of Homo. **Nature**, v. 432, n. 7015, p. 345–52, 2004.

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. 914–9, 2011.

CHEUNG, R. T. H.; NG, G. Y. F.; CHEN, B. F. C. Patellofemoral Pain Syndrome in Runners. **Sports Medicine**, v. 36, n. 3, p. 199–205, 2006.

CHUMANOV, E. S. *et al.* Changes in muscle activation patterns when running step rate is increased. **Gait & Posture**, v. 36, n. 2, p. 231–5, 2012.

CORPORE BRASIL. “Estatística”. Acesso em 16 de Outubro de 2013. Web-page http://www.corpore.org.br/cor_corpore_estatisticas.asp.

DERRICK, T. R.; HAMILL, J.; CALDWELL, G. E. Energy absorption of impacts during running at various stride lengths. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 30, n. 1, p. 128–35, 1998.

DEVITA, P.; SKELLY, W. A. Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 24, n. 1, p. 108–15, 1992.

DIERKS, T. A. *et al.* 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. 448–56, 2008.

FERBER, R. *et al.* Competitive female runners with a history of iliotibial band syndrome demonstrate atypical hip and knee kinematics. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 40, n. 2, p. 52–8, 2010.

GIANDOLINI, M. *et al.* Impact reduction during running: efficiency of simple acute interventions in recreational runners. **European Journal of Applied Physiology**, v. 113, n. 3, p. 599–609, 2013.

HAMILL, J.; DERRICK, T. R.; HOLT, K. G. Shock attenuation and stride frequency during running. **Human Movement Science**, v. 14, n. 1, p. 45–60, 1995.

HEIDERSCHEIT, B. C. *et al.* Effects of step rate manipulation on joint mechanics during running. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 43, n. 2, p. 296–302, 2011.

HESPANHOL JUNIOR, L. C. *et al.* A description of training characteristics and its association with previous musculoskeletal injuries in recreational runners: a cross-sectional study. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 16, n. 1, p. 46–53, 2012.

HOBARA, H. *et al.* Step frequency and lower extremity loading during running. **International Journal of Sports Medicine**, v. 33, n. 4, p. 310–3, 2012.

HUBERTI, H. H. .; HAYES, W. C. Patellofemoral contact pressures. The influence of q-angle and tendofemoral contact. **The Journal of Bone & Joint Surgery**, v. 66, p. 715–24, 1984.

LARSON, P. *et al.* Foot strike patterns of recreational and sub-elite runners in a long-distance road race. **Journal of sports sciences**, v. 29, n. 15, p. 1665–73, 2011.

LIEBERMAN, D. E. *et al.* Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. **Nature**, v. 463, n. 7280, p. 531–5, 28, 2010.

_____. What we can learn about running from barefoot running: an evolutionary medical perspective. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v. 40, n. 2, p. 63–72, 2012.

LOPES, A. D. *et al.* What are the main running-related musculoskeletal injuries? A Systematic Review. **Sports Medicine**, v. 42, n. 10, p. 891–905, 2012.

LUN, V. *et al.* Relation between running injury and static lower limb alignment in recreational runners. **British Journal of Sports Medicine**, v. 38, n. 5, p. 5765–80, 2004.

MACERA, C. A *et al.* Predicting lower-extremity injuries among habitual runners. **Archives of Internal Medicine**, v. 149, n. 11, p. 2565–8, 1989.

MILNER, C. E. *et al.* Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 38, n. 2, p. 323–8, 2006.

NAKAGAWA, T. H. *et al.* Frontal plane biomechanics in males and females with and without patellofemoral pain. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 44, n. 9, p. 1747–55, 2012.

NIELSEN, R. O. *et al.* Training errors and running related injuries: a systematic review. **The International Journal of Sports Physical Therapy**, v. 7, n. 1, p. 58–75, 2012.

_____. Classifying running-related injuries based upon etiology, with emphasis on volume and pace. **The International Journal of Sports Physical Therapy**, v. 8, n. 2, p. 172–9, 2013.

NOEHREN, B. *et al.* Proximal and distal kinematics in female runners with patellofemoral pain. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 27, n. 4, p. 366–71, 2012.

PINSHAW, R.; ATLAS, V.; NOAKES, T. D. The nature and response to therapy of 196 consecutive Injuries seen at a runners ' clinic. v. 65, p. 291–98, 1984.

POHL, M. B. *et al.* Biomechanical predictors of retrospective tibial stress fractures in runners. **Journal of Biomechanics**, v. 41, n. 6, p. 1160–5, 2008.

POHL, M. B.; HAMILL, J.; DAVIS, I. S. Biomechanical and anatomic factors associated with a history of plantar fasciitis in female runners. **Clinical Journal of Sport Medicine**, v. 19, n. 5, p. 372–6, 2009.

POWERS, C. M. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 33, n. 11, p. 639–46, 2003.

_____. 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, 2010.

STEFANYSHYN, D. J. *et al.* Knee angular impulse as a predictor of patellofemoral pain in runners. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 34, n. 11, p. 1844-51, 2006.

SOUZA, R. B. *et al.* Femur rotation and patellofemoral joint kinematics: a weight-bearing magnetic resonance imaging analysis. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 40, n. 5, p. 277–285, 2010.

SOUZA, R. B.; POWERS, C. M. Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 39, n. 1, p. 12–19, 2009a.

_____. 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. 579–87, 2009b.

TAUNTON, J. E. *et al.* A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. **British Journal of Sports Medicine**, v. 36, n. 2, p. 95–101, 2002.

TENG, S. T. L.; HO, K.-Y.; POWERS, C. M. The influence of sagittal-plane trunk on patellofemoral joint stress during running. In: *Patellofemoral Pain: Proximal, Distal, and Local Factors*. Powers, C. M.; Bolgla, L. A.; Callaghan, M. J.; Collins, N.; Sheehan, F. T. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 42, n. 6, p. A1–A54, 2012.

VANGENT, R. N. *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. 469–80, 2007.

WILLSON, J. D.; DAVIS, I. S. Utility of the frontal plane projection angle in females with patellofemoral pain. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 38, n. 10, p. 606–15, 2008.

WIRTZ, A. D. *et al.* Patellofemoral joint stress during running in females with and without patellofemoral pain. **The Knee**, v. 19, n. 5, p. 703–8, 2012.

ZAZULAK, B. *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. 292–9, 2005.

TEMA DE INTERESSE

Diante do exposto, os temas de interesse desta dissertação foram avaliar os efeitos imediatos de três modificações da técnica de corrida, a saber, corrida com padrão de aterrissagem iniciado com o antepé, corrida com aumento de 10% da frequência da passada e corrida com aumento do ângulo de flexão do tronco na cinemática do tornozelo, joelho, quadril e tronco e na percepção do conforto; além de comparar as alterações ocorridas entre as três técnicas e o padrão habitual de corrida.

**Efeitos imediatos de três modificações da técnica de corrida na
cinemática e conforto**

O artigo submetido ao periódico *Medicine & Science in Sports & Exercise*

(APÊNDICE C)

1. INTRODUÇÃO

O número de praticantes de corrida cresceu significativamente nas últimas décadas, decorrente principalmente do entusiasmo na busca de uma vida saudável e da melhora da qualidade de vida (Noehren *et al.*, 2012; Taunton *et al.*, 2002; VanGent *et al.*, 2007). É estimado que cerca de 38 milhões de norte-americanos corram regularmente (National Sporting Goods Association-NSGA, 2011). Entretanto, este esporte apresenta potencial risco de lesões que acompanha o ritmo acelerado do crescimento da atividade em nível competitivo e recreacional (Cheung, Ng & Chen, 2006; Lun *et al.*, 2004; Macera *et al.*, 1989). A incidência de lesões musculoesqueléticas oscila entre 19,4% a 92,4% (VanGent *et al.*, 2007), porém tais estimativas estão sujeitas a variações de acordo com a população alvo e a definição do termo utilizada. Estudos recentes relatam grandes taxas de incidência e prevalência de tendinopatia do tendão calcâneo, síndrome do estresse medial tibial, fascíte plantar (Lopes *et al.*, 2012), sendo a articulação do joelho o local de maior acometimento (Hespanhol Junior *et al.*, 2012; Taunton *et al.*, 2002; VanGent *et al.*, 2007), e a Dor Patelofemoral (DPF) a disfunção mais comum nessa articulação (prevalência de 7,4% a 15,6%) (Lopes *et al.*, 2012).

Associado ao crescimento do número de corredores houve um aumento no interesse em investigar os fatores associados às lesões durante essa prática (Bennett, Reinking & Rauh, 2012; Hespanhol Junior *et al.*, 2012). Além dos fatores de risco relativos ao treinamento inadequado (duração e volume semanal excessivos), as alterações na cinemática articular do membro inferior, tal como a excessiva rotação medial do quadril, têm sido relacionadas às lesões, incluindo a DPF (Lee, Morris & Csintalan, 2003). Souza & Powers (2009) e Wirtz *et al.* (2012) relataram que

corredores com DPF apresentam maior rotação medial do quadril durante a corrida quando comparados com corredores saudáveis. Esse aumento resulta na diminuição na área de contato patelofemoral (Salsich & Perman, 2007) e aumento do estresse nessa articulação. As alterações cinemáticas nos planos frontal e sagital também podem aumentar o estresse patelofemoral. Por exemplo, o aumento da abdução do joelho e adução do quadril resulta no aumento do ângulo do quadríceps dinâmico (Ângulo Q dinâmico) (Powers, 2003) e, conseqüentemente, maior estresse patelofemoral lateral (Huberti & Hayes, 1984; Noehren, Hamill & Davis, 2013; Powers, 2003; Souza *et al.*, 2010). Por fim, o aumento da flexão do joelho (Derrick, 2004; Lieberman *et al.*, 2010) e do quadril e tronco (Blackburn & Padua, 2009; Zhang, Bates & Dufek, 2000) está diretamente relacionado à dissipação da força de impacto vertical durante a aterrissagem.

Recentemente, tem sido hipotetizado que determinadas modificações da técnica de corrida podem promover efeitos benéficos na biomecânica do membro inferior, como a corrida com aterrissagem iniciada com antepé (Bonacci *et al.*, 2013; Cheung & Davis, 2011; Giandolini *et al.*, 2013; Lieberman, 2012; Lieberman *et al.*, 2010), a corrida com aumento de 10% da frequência da passada (Chumanov *et al.*, 2012; Heiderscheit *et al.*, 2011) e a corrida com aumento na flexão do tronco (Teng, Ho & Powers, 2012).

Durante o ciclo da corrida, no momento do contato do pé com o solo, uma força de reação do solo equivalente a 2-3 vezes o peso corporal é rapidamente gerada, induzindo uma onda de choque que se propaga por todo sistema locomotor (Cavanagh & LaFortune, 1980). Assim, considera-se o contato inicial o momento mais lesivo da corrida (Lieberman *et al.*, 2010). Apesar de mais de 93% dos corredores de longa distância apresentarem um padrão de aterrissagem iniciado pelo retopé (Larson *et al.*,

2011) este padrão resulta em um pico de impacto cerca de 7 vezes maior quando comparado ao padrão de aterrissagem com antepé na corrida sem calçado (Lieberman *et al.*, 2010). Uma vez que a corrida com aterrissagem com retropé tem sido associada ao maior risco de desenvolver lesões no membro inferior, como fraturas por estresse da tíbia (Giandolini *et al.*, 2013; Milner *et al.*, 2006) e DPF (Bonacci *et al.*, 2013; Cheung and Davis, 2011), alguns estudos tem investigado os efeitos da corrida com aterrissagem iniciada com antepé sobre a biomecânica do membro inferior. Estes estudos identificaram atenuação da força de impacto vertical (Cheung & Davis, 2011; Giandolini *et al.*, 2013; Lieberman *et al.*, 2010), maior absorção do impacto durante o contato inicial (Lieberman *et al.*, 2010; Shih, Lin & Shiang, 2013), além da melhora dos sintomas de dor e função associados à DPF (Cheung & Davis, 2011).

Com relação à frequência da passada durante a corrida, foi verificado que o aumento em 10% promove redução de aproximadamente 34% da absorção de energia na articulação do joelho, bem como diminui o pico de flexão e o momento interno extensor do joelho durante a fase de apoio (Heiderscheit *et al.*, 2011). A articulação do quadril também foi sensível às alterações, sendo observada diminuição do pico de adução (Heiderscheit *et al.*, 2011). Além disso, Chumanov *et al.* (2012) também observaram maior ativação da musculatura glútea precedente ao contato do pé com o solo, o que favorece o melhor alinhamento dinâmico do membro inferior.

Por fim, tem sido hipotetizado que o movimento do tronco no plano sagital pode afetar o estresse patelofemoral (Teng, Ho & Powers, 2012). Uma vez que o tronco é responsável por mais da metade do peso corporal, o aumento da sua flexão desloca o centro de massa corporal anteriormente, resultando na diminuição no momento extensor do joelho e, conseqüentemente, redução do estresse patelofemoral (Powers, 2010). O estudo de Teng, Ho & Powers (2012), realizado em corredores saudáveis, verificou que o

aumento da flexão do tronco em 6,9° durante a corrida reduz em 9% o estresse na articulação patelofemoral, embora não ocorra alteração no ângulo de flexão do joelho.

Embora tais estudos tenham fornecido importantes informações sobre a influência da modificação da técnica de corrida na biomecânica do membro inferior, a maioria deles focou a cinética articular. Além disso, de acordo com a literatura consultada, nenhum estudo avaliou os efeitos das modificações da técnica de corrida na cinemática articular do tronco, quadril, joelho e tornozelo nos 3 planos de movimento.

Tendo em vista a influência dos movimentos do quadril e joelho nos planos frontal e transversal no estresse patelofemoral e a influência dos movimentos dessas articulações no plano sagital na dissipação do impacto vertical, torna-se importante avaliar os efeitos das modificações da técnica de corrida na cinemática tridimensional dessas articulações. Informações detalhadas da cinemática proximal, local e distal nas diferentes técnicas de corrida analisadas podem auxiliar na escolha da melhor técnica de corrida a ser utilizada em programas de prevenção e reabilitação de lesões dos membros inferiores. Ademais, é de grande importância clínica avaliar a influência das modificações da técnica de corrida no conforto relatado pelos corredores. Tal efeito ainda não é conhecido, entretanto pode influenciar diretamente na aderência dos corredores às diferentes técnicas de corrida.

Sendo assim, o objetivo deste estudo foi avaliar os ângulos de flexão plantar do tornozelo; flexão, abdução e rotação lateral do joelho; flexão, adução e rotação medial do quadril e; flexão do tronco durante o contato inicial para as corridas habitual, com aterrissagem iniciada com antepé, com aumento de 10% da frequência da passada e com aumento na flexão do tronco. Além disso, foi objetivo do estudo avaliar a influência das diferentes técnicas de corrida no conforto subjetivo dos corredores. Foi hipotetizado que, quando comparadas à corrida habitual, as modificações da técnica de

corrida não agravassem os movimentos lesivos para a articulação do joelho nos planos frontal e transversal das articulações do joelho e quadril, além de ser esperado um aumento nos ângulos de flexão dessas articulações. Foi também hipotetizado que a corrida habitual resultasse em maior conforto subjetivo que as 3 modificações da técnica de corrida.

2. MÉTODOS

2.1. Sujeitos

Baseado nos dados de adução do quadril do estudo de Heiderscheit *et al.* (2011) (diferença média: 1,7; diferença do desvio padrão: 3,1 e tamanho do efeito: 0,54) foi realizado o cálculo amostral (usando $\alpha = 0,05$, $\beta = 0,20$). Os resultados indicaram que 29 indivíduos seriam necessários para que o estudo tivesse poder adequado para análise das variáveis de interesse. Participaram do estudo 31 corredores recreacionais sendo 20 homens e 11 mulheres (**TABELA 1**), recrutados através da divulgação do estudo no campus da Universidade, clubes, grupos de corrida e parques da cidade de São Carlos.

Para inclusão no estudo, os voluntários deveriam apresentar padrão de aterrissagem iniciado pelo retropé durante a corrida habitual, experiência prévia com corrida em esteira ergométrica, volume de treino superior a 20 km/semana há no mínimo 3 meses prévios ao estudo. Foram excluídos todos aqueles que apresentavam histórico de lesões musculoesqueléticas nos últimos 3 meses, intervenções cirúrgicas no membro inferior (Heiderscheit *et al.*, 2011) ou utilizavam-se de órteses que poderiam interferir no padrão da corrida durante a avaliação (Giandolini *et al.*, 2013). Após a avaliação física criteriosa realizada por um fisioterapeuta licenciado (APÊNDICE A), os voluntários incluídos no estudo assinaram um termo de consentimento (APÊNDICE B) aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Federal de São Carlos (Parecer nº 112.511) (ANEXO A).

TABELA 1 – Média (DP) das características demográficas da população estudada.

Idade (anos)	Massa (kg)	Altura (m)	Volume de treino (km/semana)	Experiência (anos)
27,67 (5,43)	72,05 (13,61)	1,73 (0,09)	35,70 (18,25)	4,13 (4,02)

2.2. Procedimentos

O protocolo de avaliação foi composto de duas sessões, com um intervalo máximo de três dias: sessão de inclusão e familiarização (sessão 1), e sessão de coleta de dados (sessão 2). A sessão 1 foi iniciada com aquecimento em esteira ergométrica (*modelo LX 160 GIII, Movement, Brasil*) por 5 minutos a 1,38 m/s (Dierks *et al.*, 2008; Giandolini *et al.*, 2013). Todos os voluntários utilizaram um calçado neutro, do mesmo fabricante e modelo (*Asics Gel-Equation 5, Asics, Japão*), fornecido pelo avaliador. Em sequência, foram orientados a iniciarem a corrida na velocidade confortável, determinada pelo próprio voluntário e ajustada pelo avaliador. A corrida nessa velocidade constituiu a corrida habitual (CHAB) e foi mantida por 2 minutos (Noehren, Scholz & Davis, 2011), em que se realizou o cálculo da frequência da passada a partir da contagem do número de contatos sucessivos do membro direito na esteira durante 30 segundos e a multiplicação por 4 (Heiderscheit *et al.*, 2011). A confirmação do PAR foi realizada por meio da análise, em tempo real, das distribuições plantares através de palmilhas compostas por sensores capacitivos de pressão (*Pedar-System, Novel GMBH, Alemanha*) na frequência de 100 Hz (**FIGURA 1**).

Após a execução da CHAB, foi dado um intervalo de 2 minutos de descanso em que o voluntário permanecia caminhando (1,38 m/s). Em seguida, os voluntários foram familiarizados, em ordem aleatória, com as três modificações da técnica de corrida: 1) corrida com aterrissagem iniciada com antepé (CAA) - instruções verbais foram fornecidas ao voluntário, visando o contato inicial na esteira com o antepé, sendo a confirmação do padrão de aterrissagem realizada pela visualização, em tempo real, da distribuição da pressão plantar fornecida pelo equipamento *Pedar-System* (Cheung & Davis, 2011); 2) corrida com aumento de 10% da frequência da passada (CFP10) -

controlada por um metrônomo digital e confirmada visualmente pelo avaliador (Chumanov *et al.*, 2012; Heiderscheit *et al.*, 2011) e, 3) corrida com aumento na flexão do tronco (CFT) – estímulo verbal foi dado ao voluntário para que fosse executada a corrida com aumento da flexão do tronco, a condição foi confirmada visualmente (Teng, Ho & Powers, 2012). A velocidade estabelecida durante a CHAB não foi alterada na execução das 3 modificações da técnica de corrida. Cada técnica foi executada corretamente por um tempo mínimo de 1 minuto (Giandolini *et al.*, 2013; Heiderscheit *et al.*, 2011). Foram fornecidos intervalos de 2 minutos de descanso entre as técnicas (Giandolini *et al.*, 2013), período o qual o voluntário permanecia caminhando a uma velocidade de 1,38 m/s.

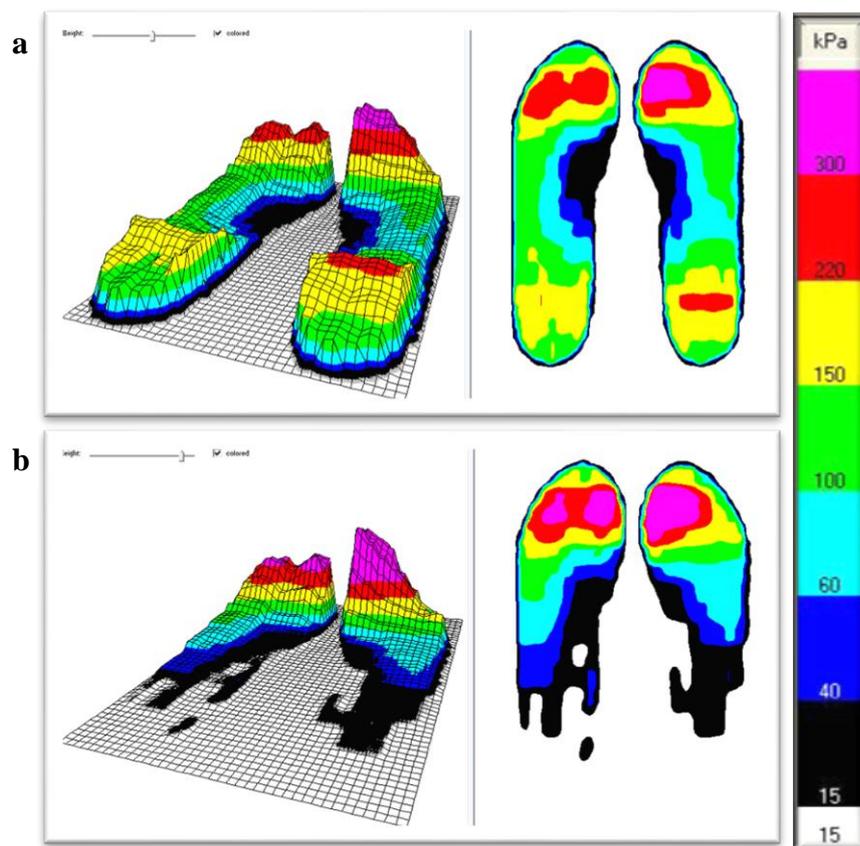


FIGURA 1 - Visualização da confirmação do padrão de aterrissagem em tempo real. a, Padrão de aterrissagem iniciado no retropé; b, Padrão de aterrissagem iniciado no antepé.

A coleta de dados cinemáticos e a avaliação subjetiva do conforto foram realizadas durante a sessão 2, nos mesmos moldes da sessão 1. Para a análise cinemática utilizou-se o sistema de captura e análise do movimento *Qualisys Motion Capture System* (*Qualisys Medical AB*, Suécia), composto por seis câmeras (*Qualisys Oqus 300*) com uma frequência de amostragem de 240 Hz. A avaliação foi realizada no membro inferior dominante (26 direitos e 5 esquerdos), determinado através da pergunta: “Qual perna você utiliza para chutar uma bola de futebol o mais longe possível?” (Ford, Myer & Hewett, 2003). A sessão era iniciada pela fixação de 20 marcadores anatômicos passivos refletivos, posicionados no esterno, processo espinhoso da sétima vértebra cervical, quinta vértebra lombar/sacro, bilateralmente sobre os acrômios, trocânteres maiores do fêmur, ponto mais alto das cristas ilíacas, espinhas ilíacas ântero-superiores e pósterio-superiores, epicôndilos lateral e medial do fêmur, maléolos lateral e medial, cabeças do 1° e 5° metatarsos, ponta do pé. Também foram utilizados cinco marcadores de rastreamento (*clusters*) posicionados na face pósterio-lateral da perna e coxa, coluna lombar, tórax e calcâneo. Após um ensaio estático (**FIGURA 2**), os marcadores anatômicos foram retirados e, para a coleta de dados durante a corrida (**FIGURA 3**) utilizou-se apenas os marcadores de rastreamento.

A ordem de execução das técnicas seguiu a ordem aleatória estabelecida durante a familiarização, sendo a CHAB a primeira a ser executada em ambas as sessões devido a possibilidade de ocorrer um efeito de memória após as instruções fornecidas pelo avaliador para a execução das três técnicas de corrida (Giandolini *et al.*, 2013). Após a execução correta e manutenção de cada técnica de corrida por 1 minuto, foram coletados 30 segundos da corrida.

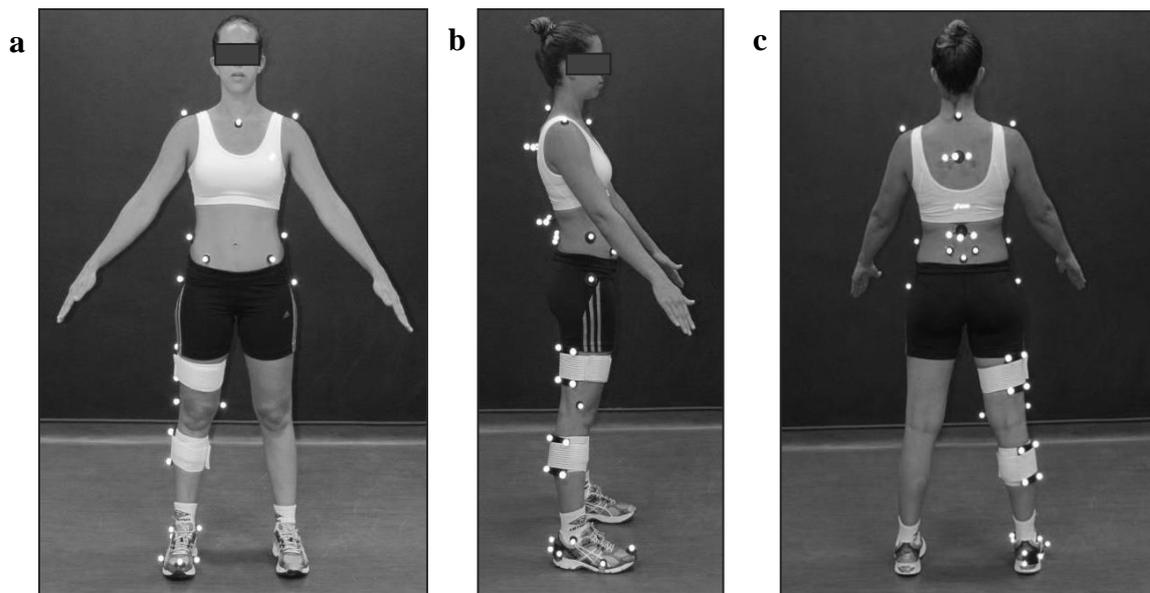


FIGURA 2 - Ensaio estático. a, Vista anterior; b, Vista lateral; c, Vista posterior.

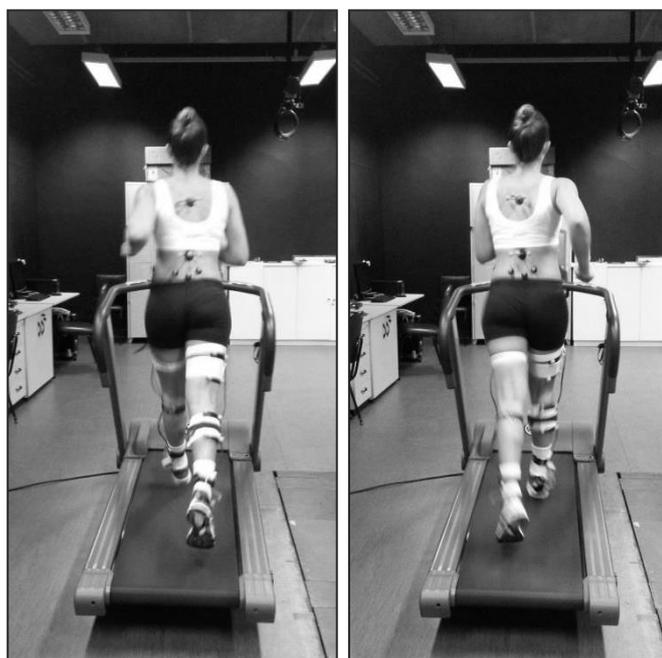


FIGURA 3 - Coleta de dados.

A avaliação subjetiva do conforto foi realizada imediatamente após a execução de cada técnica de corrida, inclusive após a CHAB, utilizando-se uma Escala Visual Analógica (EVA) graduada em 10 cm, nas quais correspondiam as classificações “desconfortável” para o valor mínimo (zero) e “muito confortável” para o valor máximo (dez) (Mündermann, Stefanyshyn & Nigg, 2001) (**FIGURA 4**).



FIGURA 4 - Escala de conforto utilizada no estudo.

2.3. Análise dos Dados

Todas as variáveis cinemáticas foram analisadas no instante do contato inicial (Cheung & Davis, 2011; Heiderscheit *et al.*, 2011), identificado pela posição vertical mínima do marcador fixado no calcâneo (Fellin *et al.*, 2010) para corrida com PAR e, posição vertical mínima do marcador fixado na ponta do pé (Heiderscheit *et al.*, 2005; Kellis, Zafeiridis & Amiridis, 2011) para corrida com padrão de aterrissagem iniciado com antepé. A média da sequência dos 10 primeiros passos consecutivos das variáveis cinemáticas do membro em análise foi utilizada para a análise estatística (Hobara *et al.*, 2012; Noehren, Scholz & Davis, 2011).

A cinemática articular foi calculada utilizando o sistema de coordenada articular recomendada pela Sociedade Internacional de Biomecânica (Wu *et al.*, 2002) relativa a posição anatômica estática utilizando o *software Visual 3D (C-Motion Inc., EUA)* (FIGURA 5). O software também foi utilizado para filtragem dos dados cinemáticos (filtro de quarta-ordem, zero-lag, passa-baixa *Butterworth* a 12 Hz). Por fim, as posições articulares no contato inicial foram determinadas utilizando-se o *software Matlab* (versão 2008; *The MathWorks Inc., Natick, EUA*). As variáveis cinemáticas de interesse foram flexão plantar; flexão, abdução e rotação lateral de joelho; flexão, adução e rotação medial de quadril; e flexão do tronco, durante o contato inicial do pé com a esteira. Os valores em graus (°) foram considerados por convenção: flexão (+)/extensão (-); abdução (+)/ adução (-) e; rotação medial (+)/ lateral (-).

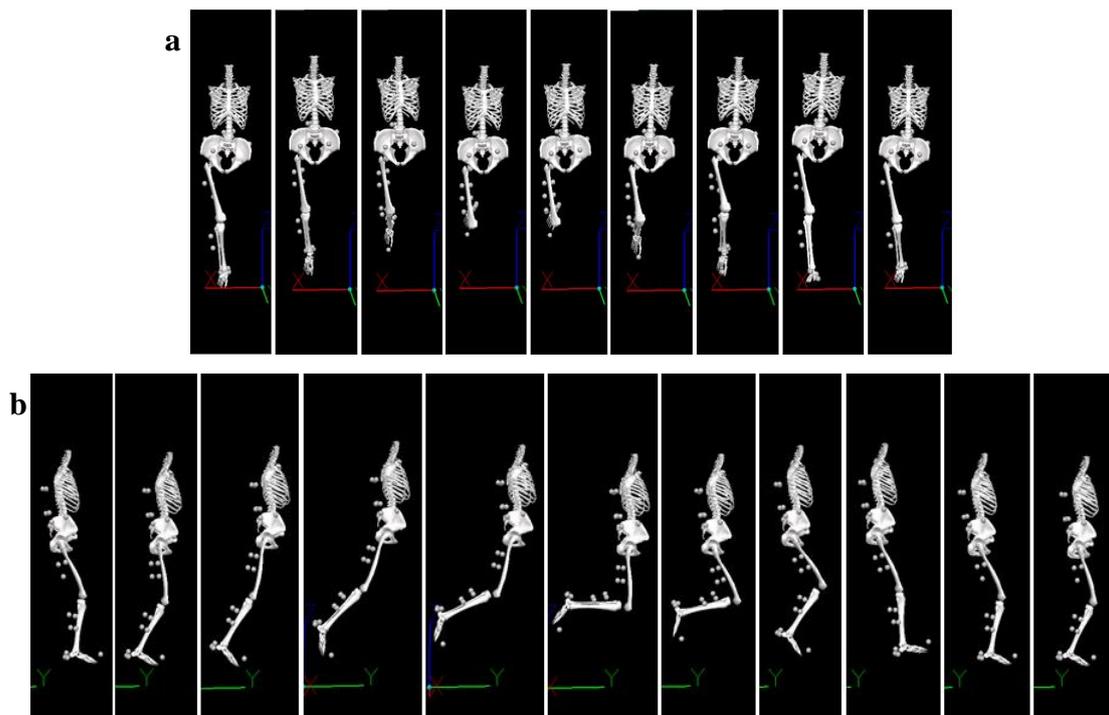


FIGURA 5 - Visualização de uma passada durante a corrida. Imagem obtida após processamento do sinal cinemático no *software Visual 3D*. a, Vista anterior; b. Vista lateral.

Previamente ao período de coleta de dados, foi avaliada a confiabilidade teste-reteste das medidas cinemáticas em 9 indivíduos em duas ocasiões distintas separadas por um intervalo de 3-7 dias. O cálculo do coeficiente de correlação intraclassa [ICC (3,1)] foi realizado no *software SPSS* (versão 17.0; *SPSS Inc, EUA*). O erro padrão da medida (EPM) foi calculado para cada variável utilizando o *software Excel 2010* (*Microsoft, Redmond, WA*). Os coeficientes de ICC, EPM e o Intervalo de confiança 95% (IC 95%) para cada variável cinemática estão representados na **TABELA 2**.

TABELA 2 -Coeficientes de ICC, EPM e IC 95% para as variáveis cinemáticas.

Variáveis	ICC	EPM	IC 95%
Tornozelo			
Flexão plantar	0,73	2,30°	-0,16; 0,94
Joelho			
Flexão	0,88	3,42°	0,44; 0,97
Abdução	0,91	1,44°	0,60; 0,98
Rotação lateral	0,80	2,42°	0,12; 0,95
Quadril			
Flexão	0,74	2,82°	-0,14; 0,94
Adução	0,79	1,46°	0,05; 0,95
Rotação medial	0,81	1,73°	0,16; 0,95
Tronco			
Flexão	0,91	1,76°	0,59; 0,97

ICC, Coeficiente de Correlação Intraclasse; EPM, Erro Padrão da Medida; IC 95%, Intervalo de Confiança 95%.

2.4. Análise Estatística

Toda análise estatística foi realizada utilizando o *software* estatístico *SPSS*. Os dados descritivos (média, desvio-padrão) foram obtidos para cada variável e então, analisados em relação a sua distribuição estatística e esfericidade utilizando os testes Shapiro-Wilk e Mauchly's respectivamente. Os dados cinemáticos foram comparados entre a CHAB e as 3 diferentes técnicas de corrida (CAA, CFP10 e CFT) utilizando uma análise de variância multivariada (MANOVA) com medidas repetidas. Na presença de efeitos multivariados significativos, os efeitos univariados foram examinados. Para a análise do conforto, foi utilizado o teste de análise de variância unifatorial (*One-Way ANOVA*) com medidas repetidas e Testes *t* com ajuste de Bonferroni foram aplicados para analisar as diferenças específicas entre as técnicas. Para ambas as análises, a técnica de corrida foi considerada como fator. O nível de alfa considerado foi de 0,05.

3. RESULTADOS

3.1. Cinemática

Durante a execução da CHAB na sessão 1 foram obtidos os valores de velocidade confortável ($2,67 \pm 0,39$ m/s) e a frequência da passada ($167,35 \pm 7,08$ passadas/minuto). Para a execução da CFP10 houve um incremento de 10% sobre a quantidade de passadas obtidas na sessão 1 ($183,58 \pm 7,55$ passadas/minuto). Os dados cinemáticos do membro inferior e tronco estão apresentados na **TABELA 3** para cada condição de corrida avaliada.

Com relação às variáveis cinemáticas, o teste MANOVA revelou diferença significativa para a técnica de corrida para os voluntários avaliados (Wilks' $\lambda=0,018$; $F=8,077$, $P=0,027$).

Considerando os movimentos ocorridos nos planos frontal e transversal do joelho e quadril, testes univariados revelaram que durante a CAA houve aumento na adução do joelho ($P=0,016$) e reduções na rotação lateral do joelho ($P<0,001$), adução ($P=0,001$) e rotação medial do quadril ($P<0,001$) quando comparada a CHAB. Durante a CFP10, houve redução significativa na rotação lateral do joelho ($P=0,001$) e na rotação medial do quadril ($P=0,008$), porém não foi encontrada diferença significativa para a abdução do joelho ($P=0,628$) e adução do quadril ($P=0,384$) comparada a CHAB. Por fim, o aumento na flexão do tronco em $6,18^\circ$ (aumento superior a 77% da CHAB) resultou em aumento significativo na adução do joelho ($P=0,001$). Não foi observada alteração na rotação lateral do joelho ($P=0,489$), bem como na adução ($P=0,263$) e rotação medial ($P=0,636$) do quadril entre a CFT e CHAB.

Com relação aos ângulos articulares do membro inferior e tronco no plano sagital, os testes univariados mostraram que a CAA resultou no aumento significativo na flexão plantar ($P < 0,001$) e flexão do joelho ($P < 0,001$) e, redução da flexão do quadril ($P < 0,001$) comparada a CHAB. Entretanto, não foi observada diferença significativa na angulação do tronco entre as duas técnicas de corrida ($P = 0,752$). Na comparação entre a CHAB e a CFP10 observou-se que a CFP10 resultou em aumento na flexão do joelho ($P = 0,042$) e redução na flexão do quadril ($P = 0,001$), porém sem diferença significativa nos ângulos do tornozelo ($P = 0,171$) e tronco ($P = 0,578$). Por último, na CFT houve redução significativa na flexão plantar ($P = 0,003$) e aumento nas flexões do quadril ($P < 0,001$) e tronco ($P < 0,001$). Esta foi a única técnica a não alterar a angulação no joelho no plano sagital ($P = 0,861$).

3.2. Conforto

Em relação ao conforto, o teste ANOVA revelou diferença para a técnica de corrida ($F=6,831$; $P=0,002$) (**TABELA 3**). A CHAB apresentou maior conforto subjetivo comparada à CAA ($P=0,033$), à CFP10 ($P=0,021$) e à CFT ($P=0,002$). Não houve diferença significativa do conforto entre as modificações da técnica de corrida quando comparadas entre si: CAA e CFP10, CAA e CFT e; CFP10 e CFT ($P=1,00$).

TABELA 3 - Média (DP) dos ângulos articulares (em graus) durante o contato inicial e do conforto para as 4 condições de corrida. Diferença média (Intervalo de Confiança 95% [IC 95%]) das técnicas de corrida em relação a CHAB.

Variáveis	Condições de corrida						
	CHAB	CAA	CHAB-CAA	CFP10	CHAB-CFP10	CFT	CHAB-CFT
	Média (DP)	Média (DP)	Diferença média (IC 95%)	Média (DP)	Diferença média (IC 95%)	Média (DP)	Diferença média (IC 95%)
Tornozelo							
Flexão plantar (+)	8,27 (6,43)	16,82 (4,93)**	-8,55 (-10,96; -6,14)	9,63 (6,06)	-1,36 (-3,34; 0,62)	6,40 (6,11)*	1,86 (0,69; 3,03)
Joelho							
Flexão (+)	25,73 (9,03)	34,39 (6,38)**	-8,65 (-11,94; -5,37)	28,10 (7,29)*	2,37 (-4,65; -0,90)	25,85 (9,26)	-0,12 (-1,55; 1,30)
Abdução (+)	-2,95 (5,25)	-4,15 (4,62)*	1,19 (0,23; 2,15)	-2,80 (4,81)	-0,15 (-0,79; 0,48)	-3,68 (5,06)*	0,72 (0,32; 1,12)
Rotação lateral (-)	-13,86 (6,13)	-8,45 (5,09)**	-5,40 (6,97; -3,84)	-11,73 (5,72)*	-2,12 (-3,34; -0,90)	-14,12 (6,33)	0,26 (-0,50; 1,03)
Quadril							
Flexão (+)	30,82 (8,63)	18,14 (10,13)**	12,67 (10,46; 14,88)	27,43 (9,00)*	3,38 (1,51; 5,26)	34,98 (10,00)**	-4,16 (5,37; -2,94)
Adução (-)	-8,80 (3,56)	-6,84 (3,31)*	-1,96 (-3,02; -0,89)	-8,52 (3,22)	0,28 (-0,93; 0,37)	-8,41 (2,84)	-0,39 (-1,10; 0,31)
Rotação medial (+)	12,80 (3,85)	8,39 (4,91)**	4,41 (2,99; 5,83)	11,44 (3,82)*	1,35 (0,37; 2,33)	12,61 (3,98)	0,19 (-0,62; 0,99)
Tronco							
Flexão (+)	7,96 (5,41)	8,10 (5,24)	-0,13 (-1,01; 0,73)	8,12 (5,10)	-0,16 (-0,74; 0,42)	14,14 (5,57)**	-6,17 (-7,43; -4,91)
Conforto							
	7,85 (2,22)	6,26 (2,14)*	1,59 (0,09; 3,09)	6,75 (2,12)*	1,10 (0,12; 2,08)	6,29 (2,12)*	1,56 (0,47; 2,64)

*Diferença significativa comparada a CHAB (P<0,05)

**Diferença significativa comparada a CHAB (P<0,001)

CHAB, corrida habitual; CAA, corrida com aterrissagem iniciada com antepé; CFP10, corrida com aumento de 10% da frequência da passada; CFT, corrida com aumento na flexão do tronco

4. DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi avaliar as alterações imediatas na cinemática do membro inferior e tronco durante o instante do contato inicial após a aplicação de 3 modificações da técnica de corrida no intuito de contribuir para a identificação da(s) condição(ões) de corrida que poderia(m) auxiliar com os programas de prevenção e reabilitação de lesões em corredores. Além disso, também foi realizada a avaliação subjetiva do conforto relatado pelos voluntários após a execução de cada uma das técnicas. De acordo com a hipótese inicial, nenhuma modificação da técnica de corrida agravou os ângulos de abdução e rotação lateral do joelho e de adução e rotação medial do quadril durante o contato inicial, movimentos estes que quando excessivos causam aumento no estresse patelofemoral. Em relação ao plano sagital, observou-se aumento na flexão do joelho na CAA e na CFP10, enquanto maior flexão do quadril e tronco foi observada na CFT. Assim, provavelmente, o joelho é a articulação responsável pela absorção do impacto vertical na CAA e na CFP10, enquanto na CFT essa absorção é feita principalmente pelas articulações proximais.

A maioria das pesquisas realizadas abrangendo a modificação da técnica de corrida envolveu análise cinética, especialmente associada à atenuação da magnitude da taxa de impacto vertical transitória durante o contato inicial (Bonacci *et al.*, 2013; Cheung & Davis, 2011; Giandolini *et al.*, 2013; Hobara *et al.*, 2012; Lieberman *et al.*, 2010), à diferença de geração e absorção de energia nas articulações do membro inferior (Heiderscheit *et al.*, 2011) e à redução do estresse na articulação patelofemoral (Giandolini *et al.*, 2013; Teng, Ho & Powers, 2012). Entretanto, até o momento, nenhum estudo havia proposto avaliar as alterações cinemáticas no joelho e quadril nos 3 planos de movimento e, no plano sagital para o tornozelo e tronco durante o contato inicial,

além da inexistência de resultados referentes ao conforto relatado pelo corredor para tais modificações da técnica de corrida.

Considerando os achados do presente estudo, a CAA apresentou mais alterações na cinemática articular do membro inferior. Foi observado aumento significativo na adução do joelho e, redução na rotação lateral do joelho e na adução e rotação medial do quadril, tais alterações resultam em diminuição no Ângulo Q e, conseqüentemente no estresse patelofemoral (Huberti & Hayes, 1984; Noehren, Hamill & Davis, 2013; Souza *et al.*, 2010). De acordo com esta hipótese, Cheung & Davis (2011) verificaram melhora da dor e função após um curto programa de treinamento de corrida com padrão de aterrissagem no antepé em 3 corredoras diagnosticadas com DPF crônica.

Entretanto, acreditamos que essa técnica tenha sido mais sensível a tais alterações em decorrência do momento escolhido para análise. Sabe-se que nos primeiros 30% da fase de apoio, a articulação subtalar sofre pronação para a acomodação e dissipação de energia (Tiberio, 1987). A hiperpronação subtalar está diretamente relacionada à redução na adução do joelho durante a corrida (McClay & Manal, 1998) e o aumento na rotação medial do quadril em atividades com o pé fixo no chão (Souza *et al.*, 2009). Sabe-se que corredores com padrão de aterrissagem no antepé apresentam maior inversão do pé durante o contato inicial (Stackhouse, Davis & Hamill, 2003; Williams, McClay & Manal, 2000), enquanto corredores com padrão de aterrissagem iniciadas no retropé se caracterizam por maior pico de eversão durante o apoio (Kleindienst *et al.*, 2007), o que explica os resultados obtidos do aumento na adução do joelho e da redução na rotação medial de quadril. Considerando que durante a extensão do joelho, a tíbia permanece rodada lateralmente em relação ao fêmur (mecanismo de aparafusamento do joelho) (Hamill & Knutzen, 2009), a redução na

rotação lateral dessa articulação observada no estudo pode ser decorrente do aumento acentuado no ângulo de flexão do joelho durante a CAA.

O aumento da frequência da passada em 10% resultou em redução na rotação lateral do joelho e na redução na rotação medial do quadril, movimentos que contribuem na redução do Ângulo Q dinâmico (Powers, 2003). A redução da rotação medial do quadril, também verificada por Heiderscheit *et al.* (2011), pode ser explicada pelo aumento da ativação da musculatura glútea na fase de balanço tardio (80-100% do ciclo da corrida) durante a CFP10 (Chumanov *et al.*, 2012). Considerando a ação do glúteo máximo e das fibras posteriores do glúteo médio na rotação lateral do quadril (Neumann, 2002), sugere-se que o aumento da ativação dessa musculatura no balanço tardio contribua no controle da rotação medial do quadril durante o apoio. Assim, a associação de reduzida rotação lateral do joelho e de rotação medial do quadril possibilita um alinhamento do membro inferior que minimizaria o estresse patelofemoral lateral.

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 ângulo de flexão do joelho tem sido tradicionalmente utilizado para caracterizar as aterrissagens como macias ou rígidas, sendo as aterrissagens macias caracterizadas por maior flexão do joelho acompanhada de menor pico da força vertical de reação do solo (Devita & Skelly, 1992; Nigg, 1985). Lieberman *et al.* (2010) destacaram que corredores com padrão de aterrissagem no retropé iniciam o contato com o pé a frente do joelho e, portanto, apresentam maior extensão de joelho e menor complacência na absorção do impacto por esta articulação (Shih, Lin & Shiang, 2013). Nesse caso, a articulação do quadril permanece em maior flexão, contribuindo então para a absorção do impacto. Por outro lado, os resultados do

presente estudo revelam um aumento da flexão do joelho durante a CAA (Lieberman, 2012; Shih, Lin & Shiang, 2013; Williams, Mcclay & Manal, 2000), o que proporciona um maior efeito de amortecimento por essa articulação.

Outro aspecto importante é o aumento na flexão plantar ocorrido na CAA. Estudos prévios (Butler, Crowell & Davis, 2003; Dufek & Bates, 1990; Schot & Dufek, 1993; Self & Paine, 2001) reportaram que a aterrissagem sobre o antepé (maior flexão plantar) reduziu a força vertical de reação do solo quando comparada à aterrissagem com o pé plano. Durante o padrão de aterrissagem no antepé, a força de reação do solo gera um momento externo dorsiflexor, que é resistido por um momento interno flexor plantar produzido pelos músculos flexores plantares (Shimokochi *et al.*, 2009). Assim, é possível que a maior flexão plantar e, conseqüentemente, maior ativação dos músculos flexores plantares também contribua para a absorção do impacto na CAA. Nota-se que na corrida com padrão de aterrissagem no antepé há maior exigência da musculatura do tríceps sural e do pé (Williams, Mcclay & Manal, 2000), portanto, quando a transição da CHAB para a CAA não é feita de forma adequada, paralelamente a um programa de fortalecimento dessa musculatura, a adesão da técnica pode ser acompanhada de dor e lesões na panturrilha e/ou tendinopatia do tendão do calcâneo (Lieberman, 2012).

Assim como a CAA, a CPT10 também produziu aumento na flexão do joelho e diminuição na flexão do quadril. Heiderscheit *et al.* (2011) e Hobara *et al.* (2012) hipotetizaram que as semelhanças nos ângulos de flexão do joelho e quadril entre a CAA e CFP10 poderiam ser decorrentes de uma alteração na inclinação do tornozelo em relação a horizontal no contato inicial durante a CFP10. Ou seja, durante a CPT10 os corredores poderiam adotar um padrão de aterrissagem no antepé. Entretanto, os resultados do presente estudo não confirmam essa hipótese, sendo que não houve diferença no ângulo de flexão plantar entre a CHAB e CFP10. Além disso, a análise da

distribuição da pressão plantar, revelou que apenas quatro corredores adotaram a aterrissagem com antepé na execução desta técnica. Assim, uma possível explicação é a alteração no comprimento do passo, já que, comparado à CHAB, na CPT10 os corredores aumentaram a frequência de passos enquanto a velocidade foi mantida constante. Para diminuir o comprimento do passo os corredores aumentaram a flexão do joelho e diminuíram a flexão do quadril. Heiderscheit *et al.* (2011) demonstraram que o aumento da frequência passada em 10% resultou em diminuição no comprimento do passo e aumento da flexão do joelho no contato inicial. Assim como durante a CAA, é possível que o aumento da flexão do joelho no contato inicial da CPT10 contribua para a diminuição das forças de impacto que atuam no membro inferior durante o apoio.

A CFT foi a técnica que resultou em menores alterações na cinemática do membro inferior. Foi observado que o aumento da flexão do tronco em $6,18^\circ$ produziu somente aumento significativo na adução do joelho. O aumento da adução do joelho, sem alterações na rotação lateral do joelho e adução do quadril contribui para a diminuição no Ângulo Q dinâmico e, conseqüentemente, diminuição do estresse no compartimento lateral da articulação patelofemoral (Huberti & Hayes, 1984). Ao contrário das outras modificações da técnica de corrida, a CFT não diminuiu a rotação medial do quadril. Porém, isso era esperado, pois a inclinação anterior da pelve que ocorre com a flexão do tronco restringe a rotação lateral do quadril (Hruska, 1998). Com relação aos movimentos no plano sagital, foi demonstrado que a CFT foi a técnica que mais aumentou a flexão do quadril, sem alterar a flexão do joelho no contato inicial. Teng, Ho & Powers (2012) também não encontraram alteração na flexão do joelho durante a corrida com aumento da flexão do tronco, porém relataram diminuição em 9% no estresse patelofemoral. Embora a flexão do tronco, com conseqüente flexão do quadril, não resulte em alteração no ângulo de flexão do joelho, ela desloca o centro de

massa corporal e o centro de pressão anteriormente resultando em diminuição do momento extensor do joelho e, conseqüentemente, do estresse patelofemoral (Teng, Ho & Powers, 2012). Entretanto, poderia ocorrer uma alta demanda na musculatura extensora do tronco, decorrente do aumento do momento extensor do quadril. Portanto, o fortalecimento da musculatura do quadril e da região lombar poderia ser relevante quando se deseja aderir à CFT.

Considerando a população estudada, formada por corredores recreacionais, um dos requisitos básicos para aceitação das modificações da técnica propostas está relacionado ao conforto, nunca antes avaliado nestas condições. Como esperado, a CHAB foi percebida como a mais confortável. Não houve diferença na percepção do conforto entre as três técnicas, sugerindo que não houve interferência do conforto nas alterações cinemáticas. Além disso, esse resultado sugere que o potencial para aderência às 3 técnicas de corrida parece ser similar.

Este foi o primeiro estudo a avaliar as alterações na cinemática articular tridimensional do joelho e do quadril e na cinemática do tornozelo e do tronco no plano sagital durante a execução de 3 modificações distintas da técnica de corrida. Entretanto, os autores reconhecem algumas limitações do estudo. Apesar da realização de uma sessão de familiarização (sessão 1) previamente a avaliação, alguns fatores como o ambiente laboratorial, a presença de marcadores afixados sobre o corpo e, a avaliação realizada em esteira ergométrica pode ter subestimado os valores obtidos. A utilização de uma esteira ergométrica durante o protocolo de avaliação, limita a generalização para corridas em outros pisos. Além do fato das avaliações apenas se restringirem aos efeitos imediatos das modificações da técnica de corrida na cinemática articular e no conforto dos corredores.

Acredita-se que para implementar a modificação da técnica de corrida ao treinamento do corredor, visando à prevenção ou reabilitação de lesões no membro inferior, esta transição deve ser realizada de forma gradual, com acompanhamento supervisionado associado à realização de exercícios educativos para a correta execução da técnica. Além disso, sugere-se que concomitantemente à modificação da técnica de corrida seja implementado um programa de fortalecimento muscular considerando a técnica de corrida e o segmento em maior sobrecarga. Por exemplo, durante a adaptação dos corredores com a CAA e a CFT, a inclusão de exercícios de fortalecimento para os músculos da panturrilha e para os estabilizadores da coluna lombar, respectivamente, pode contribuir para o menor risco de lesão e maiores chances de sucesso na transição da técnica. A longo prazo, adotando-se essas condutas, a modificação da técnica de corrida pode se tornar mais confortável para o corredor.

Assim, são necessários estudos que avaliem os efeitos de treinamentos realizados por um período de tempo maior e com corredores já familiarizados com as técnicas, para que se possa concluir definitivamente sobre os efeitos das modificações da técnica de corrida no conforto e na cinemática do membro inferior. Por fim, são necessários estudos que avaliem a cinemática articular e o conforto em corredores com DPF, visto que até o momento há apenas um estudo, com tamanho da amostra limitado, que avaliou os efeitos tardios da CAA na cinética do membro inferior (Cheung & Davis, 2011). Acreditamos que tais informações possam ser consideradas para o uso em programas de prevenção e reabilitação de lesões, bem como complementar os protocolos de treinamento para essa população de atletas.

5. CONCLUSÃO

De uma forma geral, os resultados do estudo indicaram que as três modificações da técnica de corrida minimizaram os movimentos do quadril e joelho nos planos frontal e transversal relacionados ao aumento do estresse patelofemoral. Além disso, a CAA e a CFP10 resultam em aumento da flexão do joelho durante o contato inicial, possibilitando assim uma melhor absorção das forças de impacto. Desta forma, do ponto de vista cinemático, as 3 modificações da técnica de corrida podem ser consideradas para uso em programas de reabilitação da DPF em corredores, visto a combinadas ao preparo de grupos musculares específicos. Porém, com relação ao conforto subjetivo, os corredores relataram maior conforto durante a CHAB. Assim, sugere-se que a implementação de modificações da técnica de corrida seja realizada de forma gradual, com acompanhamento supervisionado e em paralelo à realização de exercícios educativos para adaptação e treinamento da forma de execução correta.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BENNETT, J. E.; REINKING, M. F.; RAUH, M. J. The relationship between isotonic plantar flexor endurance, navicular drop, and exercise-related leg pain in a cohort of collegiate cross-country runners. **International Journal of Sports Physical Therapy**, v. 7, n. 3, p. 267–78, 2012.

BLACKBURN, J. T. .; PADUA, D. A. Sagittal-plane trunk position, landing forces, and quadriceps electromyographic activity. **Journal of Athletic Training**, v. 44, p. 174–9, 2009.

BONACCI, J. *et al.* Take your shoes off to reduce patellofemoral joint stress during running. **British Journal of Sports Medicine**, v. 0, p. 1–5, 2013.

BUTLER, R. J.; CROWELL, H. P.; DAVIS, I. M. Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. **Clinical Biomechanics**, v. 18, n. 6, p. 511–7, 2003.

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. 914–9, 2011.

CHEUNG, R. T. H.; NG, G. Y. F.; CHEN, B. F. C. Patellofemoral Pain Syndrome in Runners. **Sports Medicine**, v. 36, n. 3, p. 199–205, 2006.

CHUMANOV, E. S. *et al.* Changes in muscle activation patterns when running step rate is increased. **Gait & Posture**, v. 36, n. 2, p. 231–5, 16 mar. 2012.

DERRICK, T. R. The effect of knee contact angle on impact forces and accelerations. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 36, n. 5, p. 832–7, 2004.

DEVITA, P.; SKELLY, W. A. Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 24, n. 1, p. 108–15, jan. 1992.

DIERKS, T. A. *et al.* 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. 448–56, ago. 2008.

DUFEK, J. S.; BATES, B. T. The evaluation and prediction of impact forces during landings. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 22, n. 3, p. 370–7, 1990.

FELLIN, R. E. *et al.* 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. 646–50, nov. 2010.

FORD, K.; MYER, G.; HEWETT, T. Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 35, p. 1745–50, 2003.

GIANDOLINI, M. *et al.* Impact reduction during running: efficiency of simple acute interventions in recreational runners. **European Journal of Applied Physiology**, v. 113, n. 3, p. 599–609, 2013.

HAMILL, J. .; KNUTZEN, K. M. **Biomechanical basis of human movement**. 3^a Ed. Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins, 2009, p. 223–57

HEIDERSCHEIT, B. C. *et al.* Identifying the time of occurrence of a hamstring strain injury during treadmill running: a case study. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 20, n. 10, p. 1072–8, 2005.

_____. Effects of step rate manipulation on joint mechanics during running. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 43, n. 2, p. 296–302, 2011.

HESPANHOL JUNIOR, L. C. *et al.* A description of training characteristics and its association with previous musculoskeletal injuries in recreational runners: a cross-sectional study. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 16, n. 1, p. 46–53, 2012.

HOBARA, H. *et al.* Step frequency and lower extremity loading during running. **International Journal of Sports Medicine**, v. 33, n. 4, p. 310–3, 2012.

HRUSKA, R. Pelvics influences lower-extremity kinematics.pdf. **Biomechanics**, v. 5, n. 6, p. 23–9, 1998.

HUBERTI, H. H. .; HAYES, W. C. Patellofemoral contact pressures. The influence of q-angle and tendofemoral contact. **The Journal of Bone & Joint Surgery**, v. 66, p. 715–24, 1984.

KELLIS, E.; ZAFEIRIDIS, A.; AMIRIDIS, I. G. Muscle coactivation before and after the impact phase of running following isokinetic fatigue. **Journal of Athletic Training**, v. 46, n. 1, p. 11–9, 2011.

KLEINDIENST, F. I. *et al.* Differences between fore- and rearfoot strike running patterns on kinetics and kinematics. In: *XXV Int. Soc. Biomech. Sport Symposium*. 2007; Ouro Preto (Brazil). p. 252-5.

LARSON, P. *et al.* Foot strike patterns of recreational and sub-elite runners in a long-distance road race. **Journal of sports sciences**, v. 29, n. 15, p. 1665–73, 2011.

LEE, T. Q.; MORRIS, G.; CSINTALAN, R. P. The influence of tibial and femoral rotation on patellofemoral contact area and pressure. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 33, n. 11, p. 686–93, 2003.

LIEBERMAN, D. E. *et al.* Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. **Nature**, v. 463, n. 7280, p. 531–5, 2010.

_____. What we can learn about running from barefoot running: an evolutionary medical perspective. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v. 40, n. 2, p. 63–72, 2012.

LOPES, A. D. *et al.* What are the main running-related musculoskeletal injuries? A Systematic Review. **Sports Medicine**, v. 42, n. 10, p. 891–905, 2012.

LUN, V. *et al.* Relation between running injury and static lower limb alignment in recreational runners. **British Journal of Sports Medicine**, v. 38, n. 5, p. 5765–80, 2004.

MACERA, C. A. *et al.* Predicting lower-extremity injuries among habitual runners. **Archives of Internal Medicine**, v. 149, n. 11, p. 2565–8, 1989.

MCCLAY, I.; MANAL, K. A comparison of three-dimensional lower extremity kinematics during running between excessive pronators and normals. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 13, n. 3, p. 195–203, 1998.

MILNER, C. E. *et al.* Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 38, n. 2, p. 323–8, 2006.

MÜNDERMANN, A.; STEFANYSHYN, D. J.; NIGG, B. M. Relationship between footwear comfort of shoe inserts and anthropometric and sensory factors. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 33, n. 11, p. 1939–45, 2001.

NATIONAL SPORTING GOODS ASSOCIATION-NSGA. Sports Participation 2008. [Web page]. <http://http://www.nsga.org/i4a/pages/index.cfm?pageid=3346>, 2011. Acesso em 2013.

NEUMANN, D. **Kinesiology of the Musculoskeletal System**. 1º Ed. St Louis, MO: Mosby Inc.; 2002. p. 423.

NIGG, B. M. Biomechanics, load analysis and sports injuries in the lower extremities. **Sports Medicine**, v. 2, n. 5, p. 367–79, 1985.

NOEHREN, B. *et al.* Proximal and distal kinematics in female runners with patellofemoral pain. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 27, n. 4, p. 366–71, maio 2012.

NOEHREN, B.; HAMILL, J.; DAVIS, I. Prospective evidence for a hip etiology in patellofemoral pain. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 45, n. 6, p. 1120–4, 2013.

NOEHREN, B.; SCHOLZ, J.; DAVIS, I. S. The effect of real-time gait retraining on hip kinematics, pain and function in subjects with patellofemoral pain syndrome. **British Journal of Sports Medicine**, v. 45, n. 9, p. 691–6, 2011.

POWERS, C. M. The Influence of Altered Lower-Extremity Kinematics on Patellofemoral Joint Dysfunction : A Theoretical Perspective. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 33, n. 11, p. 639–46, 2003.

_____. 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, 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. 521–8, 2007.

SCHOT, P.; DUFEK, J. S. Landing performance, Part 1: Kinematic, kinetic and neuromuscular aspects. **Medicine, Exercise, Nutrition and Health**, v. 2, p. 69–83, 1993.

SELF, B.; PAINE, D. Ankle biomechanics during four landing techniques. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 33, p. 1338–44, 2001.

SHIH, Y.; LIN, K.-L.; SHIANG, T.-Y. Is the foot striking pattern more important than barefoot or shod conditions in running? **Gait & posture**, v. 38, n. 3, p. 490–4, 2013.

SHIMOKOCHI, Y. *et al.* The relationships among sagittal-plane lower extremity moments: implications for landing strategy in anterior cruciate ligament injury prevention. **Journal of Athletic Training**, v. 44, n. 1, p. 33–8, 2009.

SOUZA, R. B. *et al.* Femur rotation and patellofemoral joint kinematics: a weight-bearing magnetic resonance imaging analysis. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 40, n. 5, p. 277–285, 2010.

_____. 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. 503–11, 2009.

STACKHOUSE, C. L.; DAVIS, I. M.; HAMILL, J. Orthotic intervention in forefoot and rearfoot strike running patterns. **Clinical Biomechanics**, v. 19, p. 64–70, 2003.

TAUNTON, J. E. *et al.* A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. **British Journal of Sports Medicine**, v. 36, n. 2, p. 95–101, 2002.

TENG, S. T. L.; HO, K.-Y.; POWERS, C. M. The influence of sagittal-plane trunk on patellofemoral joint stress during running. In: *Patellofemoral Pain: Proximal, Distal, and Local Factors*. Powers, C. M.; Bolgla, L. A.; Callaghan, M. J.; Collins, N.; Sheehan, F.T. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 42, n. 6, p. A1–A54, 2012.

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. 160–5, 1987.

VANGENT, R. N. *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. 469–80, 2007.

WILLIAMS, D. S.; MCCLAY, I. S.; MANAL, K. T. Lower extremity in runners with a converted forefoot strike pattern. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 16, p. 210–8, 2000.

WIRTZ, A. D. *et al.* Patellofemoral joint stress during running in females with and without patellofemoral pain. **The Knee**, v. 19, n. 5, p. 703–8, 2012.

WU, G. *et al.* ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion-part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. **Journal of Biomechanics**, v. 35, n. 4, p. 543–8, 2002.

ZHANG, S.; BATES, B. T.; DUFEK, J. S. Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 32, n. 4, p. 812–9, 2000.

APÊNCICE 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 de treino: _____ por semana

Tempo de prática: _____ anos

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	() Medializada

	() Lateralizada	() Lateralizada
Palpação das facetas/bordas	() Medial () Lateral () Superior () Inferior	() Medial () Lateral () Superior () Inferior
Aprensão		
Compressão (Clarck)		
Presença de derrame		
Crepitação		
Palpação	Membro Inferior Direito	Membro Inferior Esquerdo
Retináculo Medial		
Retináculo Lateral		
Tendão Patelar		
Tendão Tratoiltibial		
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: Efeito da modificação da técnica de corrida sobre a cinemática e ativação muscular dos membros inferiores em corredores com e sem dor patelofemoral

Responsáveis:

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

Ft. Ana Flávia dos Santos – Aluna 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:

Os objetivos desse estudo são: avaliar e comparar o efeito imediato da modificação entre três técnicas de corrida (aterrissagem do antepé ao solo; aumento de 10% na taxa de passo e; corrida com aumento da flexão de tronco) sobre a cinemática de tronco e membro inferior, atividade elétrica do membro inferior e a avaliação subjetiva da dor e conforto em corredores saudáveis e portadores da dor patelofemoral (DPF).

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.

Caso selecionado(a) para participar do estudo, você realizará primeiramente a familiarização das atividades que serão posteriormente executadas durante a avaliação. Inicialmente será solicitado que você corra em sua velocidade confortável em uma esteira ergométrica durante 1 minuto, após isso, a corrida será modificada, utilizando 3 técnicas de corrida em ordem aleatória: aterrissagem do antepé, aumento 10% na taxa de passo e corrida com aumento de flexão de tronco, todas as técnicas deverão ser mantidas por no mínimo de 1 minuto, e entre cada técnica haverá um tempo de descanso de 2 minutos, onde você permanecerá andando a uma velocidade de 4,5 km/h. Após a familiarização, a avaliação composta por: avaliação cinemática (avaliação dos movimentos), atividade eletromiográfica (avaliação da atividade elétrica dos músculos) e avaliação de dor e conforto deverá ser realizada em até 3 dias, tal como a familiarização. Ambas as sessões serão realizadas no Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos. Sendo que sua participação não é obrigatória.

Essas avaliações fornecerão maiores informações sobre os efeitos de diferentes técnicas de corrida sobre a biomecânica e comportamento da dor e conforto em corredores saudáveis e com DPF. 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.

Os resultados das avaliações cinemática, eletromiográfica e de dor e conforto, serão disponibilizados e esclarecidos para você, ao final de sua participação neste estudo.

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.

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.

Os riscos aos quais você estará 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. Você participará das avaliações de acordo com os seus limites físicos, sempre respeitados pelos pesquisadores.

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.

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.

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.

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 ____.

Responsáveis:

Assinatura do voluntário

Ft. Ana Flávia dos Santos

Aluna de Pós-Graduação em Fisioterapia – PPGFt UFSCar

Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão

Orientador e Coordenador do Projeto

**APÊNDICE C – MANUSCRITO SUBMETIDO AO PERIÓDICO
MEDICINE SCIENCE SPORTS AND EXERCISE (VERSÃO INGLÊS)**

The immediate effects of three running techniques on kinematics and comfort

--Manuscript Draft--

Manuscript Number:	
Full Title:	The immediate effects of three running techniques on kinematics and comfort
Short Title:	Kinematic effects of running techniques
Article Type:	Clinical Investigation/Case Study
Keywords:	running pattern; forefoot strike landing; step rate; trunk flexion.
Corresponding Author:	Fábio Viadanna Serrão, Ph.D São Carlos Federal University São Carlos, São Paulo BRAZIL
Corresponding Author Secondary	
Corresponding Author's Institution:	São Carlos Federal University
Corresponding Author's Secondary	
First Author:	Ana Flávia Santos
First Author Secondary Information:	
Order of Authors:	Ana Flávia Santos Theresa Helissa Nakagawa, PHD Fábio Viadanna Serrão, PHD
Order of Authors Secondary Information:	
Abstract:	<p>Purpose: This study aimed to compare the immediate effects of three running technique modifications on the ankle, knee, hip and trunk kinematics and on the subjective assessment of comfort in healthy runners. The modification were: 1) landing with the forefoot (FFOOT); 2) increasing 10% of the step rate (10% SR); and 3) increasing trunk flexion (TFLEX).</p> <p>Methods: Thirty-one rearfoot strike-landing runners (11 females, 20 males) participated in the present study. The lower limb and trunk kinematics were evaluated during usual running (USRUN) and when using the three techniques of running at landing. The subjective comfort was evaluated after each condition.</p> <p>Results: The FFOOT technique resulted in a reduction in knee external rotation ($P < 0.001$), hip flexion ($P < 0.001$), adduction ($P = 0.001$), internal rotation ($P < 0.001$), greater knee adduction ($P = 0.016$), knee flexion ($P < 0.001$) and plantar flexion ($P < 0.001$). The 10% SR demonstrated less knee external rotation ($P = 0.001$), hip internal rotation ($P = 0.008$), hip flexion ($P = 0.001$), and there was greater knee flexion ($P = 0,042$). The TFLEX increased knee adduction ($P = 0.001$), hip flexion ($P < 0.001$), trunk flexion ($P < 0.001$), and it decreased plantar flexion ($P = 0.003$). The USRUN was the most comfortable technique ($P = 0.033 - 0.002$).</p> <p>Conclusion: The three running technique modifications minimized the knee and hip movements in the frontal and transverse planes that are associated with greater stress on the patellofemoral joint. The FFOOT and 10% SR techniques resulted in a higher knee flexion angle during landing, thus improving the absorption of impact forces. A gradual transition to these running techniques may improve comfort.</p>

TITLE PAGE

The immediate effects of three running techniques on kinematics and comfort

Ana Flávia dos Santos¹, Theresa Helissa Nakagawa¹, Fábio Viadanna Serrão¹

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

Disclosure of conflict of interest:

I, Ana Flávia dos Santos, certify that there is no conflict of interest with any company or manufacturer who would benefit from the results of the present study.

I, Theresa Helissa Nakagawa, certify that there is no conflict of interest with any company or manufacturer who would benefit from the results of the present study.

I, Fábio Viadanna Serrão certify that there is no conflict of interest with any company or manufacturer who would benefit from the results of the present study.

Direct correspondence to:

Fábio Viadanna Serrão

Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de São Carlos

Rodovia Washington Luis, km 235, CEP: 13565-905, São Carlos, SP, Brasil

Telephone number: +55 16 3306-6575

Fax number: +55 16 3361 2081

E-mail address: fserrao@ufscar.br

Running Title: Kinematic effects of running techniques

The first author of this article was financially supported with a scholarship from the *Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) (CNPq scholarship – Proc. nº 132702/2012-6)*.

ABSTRACT

Purpose: This study aimed to compare the immediate effects of three running technique modifications on the ankle, knee, hip and trunk kinematics and on the subjective assessment of comfort in healthy runners. The modification were: 1) landing with the forefoot (FFOOT); 2) increasing 10% of the step rate (10% SR); and 3) increasing trunk flexion (TFLEX).

Methods: Thirty-one rearfoot strike-landing runners (11 females, 20 males) participated in the present study. The lower limb and trunk kinematics were evaluated during usual running (USRUN) and when using the three techniques of running at landing. The subjective comfort was evaluated after each condition.

Results: The FFOOT technique resulted in a reduction in knee external rotation ($P < 0.001$), hip flexion ($P < 0.001$), adduction ($P = 0.001$), internal rotation ($P < 0.001$), greater knee adduction ($P = 0.016$), knee flexion ($P < 0.001$) and plantar flexion ($P < 0.001$). The 10% SR demonstrated less knee external rotation ($P = 0.001$), hip internal rotation ($P = 0.008$), hip flexion ($P = 0.001$), and there was greater knee flexion ($P = 0.042$). The TFLEX increased knee adduction ($P = 0.001$), hip flexion ($P < 0.001$), trunk flexion ($P < 0.001$), and it decreased plantar flexion ($P = 0.003$). The USRUN was the most comfortable technique ($P = 0.033 - 0.002$).

Conclusion: The three running technique modifications minimized the knee and hip movements in the frontal and transverse planes that are associated with greater stress on the patellofemoral joint. The FFOOT and 10% SR techniques resulted in a higher knee flexion angle during landing, thus improving the absorption of impact forces. A gradual transition to these running techniques may improve comfort.

Key-words: running pattern; forefoot strike landing; step rate; trunk flexion.

INTRODUCTION

The number of runners has grown significantly in recent decades, mainly because of the enthusiasm for a healthy lifestyle and life quality improvement (37). It is estimated that approximately 38 million Americans run regularly (23). This sport has the potential risk of injury that comes with the activity growth at recreational and competitive levels. The incidence of musculoskeletal injuries ranges from 19.4% to 92.4% (37), but this large variation changes according to population characteristics and the definitions of the term injury that are used. Recent studies have reported high incidence and prevalence rates of Achilles tendinopathy, medial tibia stress syndrome and plantar fasciitis (20). The knee is the most affected anatomic site (10, 37), and patellofemoral pain (PFP) is the most common dysfunction in this joint (prevalence ranging from 7.4% to 15.6%) (20).

Associated with the growth in the popularity of running, there has been an increase in the interest of investigating the factors associated with injury during this practice (10). In addition to the risk factors previously described as inadequate training (excessive weekly running volume and duration), changes in lower limb joint kinematics, such as excessive medial rotation of the hip, have been related to injuries, including PFP (17). Some authors reported increased hip internal rotation in PFP runners (33, 39). This excessive motion causes a reduction in the patellofemoral joint contact area, resulting in increased patellofemoral joint stress (28). It is known that the lower limb and trunk kinematic changes in the frontal and sagittal planes can increase the lateral patellofemoral stress (13, 25, 27, 32). The increase in the knee abduction and hip adduction angles results in greater dynamic quadriceps angle (Q-angle) (27). Greater

knee (18), hip and trunk flexion angles (1) are directly related to the vertical impact force absorption during landing.

In recent years, it has been hypothesized that certain running technique modifications might promote beneficial effects on the lower limb biomechanics, including the forefoot strike landing pattern (FFOOT) (3, 7, 18, 19), the 10% step rate increased (10% SR) (4, 9) and the trunk flexion increased (TFLEX) (35).

When the foot contacts the ground, a reaction force equivalent to 2-3 times the body weight is rapidly generated, inducing a shock wave that propagates throughout the locomotor system (2). The initial contact is considered the most potential moment for injury during running (18). Although more than 93% of distance runners are rear-foot strikers (RFS) (16), this pattern results in seven times greater impact peak compared to a forefoot strike landing pattern (FFS) without shoes (18). RFS running has been linked to a higher risk of lower limb injuries such as tibial stress fracture (7) and PFP (3), and some studies have investigated the effects of FFOOT running on the lower limb biomechanics. These studies identified vertical impact force attenuation (3, 7, 18), more shock impact absorption (18, 30), and pain and function improvement associated with PPF (3).

Recently, Heiderscheit et al. (9) observed that a 10% increase in step rate causes a 34% reduction of knee energy absorption and reduces the peak knee flexion, the knee extension moment and the peak hip adduction during landing. Furthermore, Chumanov et al. (4) observed increased activity in the gluteus muscles at late swing (90-100% of gait cycle), which may improve the lower limb dynamic alignment.

It has been hypothesized that the sagittal plane trunk posture can affect the patellofemoral joint stress (35). The trunk is responsible for over half of the body weight, and the increased trunk flexion results in a forward displacement of the body's

center of mass, resulting in a decrease in the knee extension moment and a reduction in the patellofemoral joint stress (26). Teng et al. (35) found that a slight trunk flexion increase (6.9°) during running causes a 9% reduction in the patellofemoral joint stress without changing the knee flexion angle.

These studies have provided important information about the influence of the running technique modification on lower limb biomechanics, but most of the studies were focused on the kinetics of the joints. According to the literature, no studies have evaluated the effects of the running technique on trunk, hip, knee and ankle on three-dimensional kinematics. Considering the hip and knee movements in the frontal and transverse planes on patellofemoral joint stress and the influence of the flexion angles on the vertical impact dissipation, it is important to evaluate the effects of running technique modifications on three-dimensional kinematics. The proximal, local and distal kinematic information changes can help in choosing the best running technique for the prevention and rehabilitation of lower limb injuries. The comfort perception has not been measured in these conditions, but it can directly influence the adherence to the different running techniques.

The purposes of this study were to evaluate the angles of ankle plantar flexion, knee flexion, abduction and external rotation, hip flexion, adduction and internal rotation, and trunk flexion during initial contact at usual running (USRUN), FFOOT, 10% SR and TFLEX. The comfort perception was compared among the different running techniques. It was hypothesized that the running technique modification would result in less knee abduction and external rotation and hip adduction and medial rotation and in increases in these joint flexion angles. The USRUN comfort perception would be greater than the three running technique modifications.

METHODS

Subjects. Thirty-one recreational runners (11 females, 20 males) (**Table 1**) participated in this study. The a priori sample size was calculated on the basis of hip adduction (9) (using $\alpha = 0.05$, $\beta = 0.20$). On the basis of the results, 29 subjects were required to adequately power the study for the variables of interest. All the subjects were recruited through posted flyers in common areas in the university, parks and running clubs. The participants were between 18 and 35 years of age and met the following criteria: they were rearfoot strikers (RFS), were familiar with treadmill running and ran a minimum of 20 km/wk at least 3 months prior to study enrollment. The exclusion criteria were the presence of bone, joint, and ligament injury for at least 3 months prior the assessment, lower limb surgery, the presence of pain in the ankle, knee, hip or trunk while running or wearing orthotics that could interfere with their running pattern. The subjects were evaluated by a licensed physical therapist to screen for the inclusion and exclusion criteria. The testing protocol was approved by the Federal University of São Carlos Ethics Committee for Human Investigations, and the subjects signed a written informed consent form to participate in this study.

Table 1: Mean (SD) of subjects demographics

Age (years)	Mass (kg)	Height (m)	Average running distance (km/week)	Running experience (years)
27.67 (5.43)	72.05 (13.61)	1,73 (0.09)	35.70 (18.25)	4.13 (4.02)

Procedure. The protocol was composed of two sessions separated by three days: a familiarization and inclusion session (session 1) and an evaluation session (session 2). The first session started with a 5-minute warm-up on a treadmill (model LX 160 GIII, Movement, Manaus, Brazil) at $1.38 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. In sequence, the subjects were instructed to start running at a comfortable speed (USRUN), determined by the volunteer and adjusted by the assessor for 2 minutes. The step rate was visually determined by counting the number of right foot strikes and multiplying by four over a 30-s period (9), and the foot strike pattern (RFS) was confirmed by the real-time analysis of plantar pressure distribution using insole sensors (Pedar-System, Novel GMBH, Munich, Germany) operating at 100 Hz. A neutral running shoe (Asics Gel-Equation 5, ASICS, Kobe, Japan) was provided for all the runners. The order of the three running techniques was randomized. For the FFOOT, verbal instructions to adopt a forefoot strike were provided to subjects, and the Pedar System was used for confirmation of the landing pattern in real-time (3). The 10% SR was controlled by a digital audio metronome (4, 9). For the TFLEX, the subjects were verbally stimulated to run with an increase in flexed trunk posture, and this was confirmed by visual inspection (35). Each technique was performed correctly for a minimum of 1 min separated by 2 min of rest that consisted of walking at $1.38 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. The velocity established during USRUN was not altered in the three conditions.

The kinematic data and subjective assessments were collected during session 2. The dominant lower limb (5 left, 26 right) and trunk kinematics were recorded at 240 Hz during all the running conditions with a six-camera Qualisys motion analysis system (Qualisys Inc., Gothenburg, Sweden). Twenty reflective markers located on anatomical landmarks and five cluster tracking markers were placed on each subject. The order of running techniques execution followed the random order

established during session 1. The USRUN was the first technique performed in both sessions to limit the potential “memory effect” of some conditions (7). After the correct execution and maintenance of each running technique for 1 minute, 30-s samplings of data were performed without informing subjects about the exact moment of sampling or the variables studied.

A visual analog scale (VAS) was used to assess the subjective comfort after each condition, including the USRUN. The left end of the scale was labeled “not comfortable” and corresponded to a comfort rating of 0; the right end of the scale was labeled “very comfortable” (comfort rating 10) (22) .

Data analysis. All the kinematic data were analyzed at the initial contact (3, 9) identified by a minimum vertical position of the distal heel marker (6) for the RFS conditions and the distal phalange of the second metatarsal for FFS conditions (14). Ten successive strides of the dominant limb for each subject were analyzed during each step condition. The Euler angles were calculated using the joint coordinate system definitions recommended by the International Society of Biomechanics (40) relative to the static standing trial using the Visual 3D software (C-Motion Inc, Rockville, MD). The kinematic data were filtered with the Visual 3D software using a fourth order, zero lag, low-pass Butterworth filter at 12 Hz. The joint positions at the initial contact were determined using Matlab software (version 2008; MathWorks Inc., Natick, MA). The kinematic variables of interest consisted of the plantar flexion; knee flexion, abduction and external rotation; hip flexion, adduction and internal rotation; and trunk flexion. By convention, positive kinematic values represented flexion, abduction and internal rotation excursions.

The evaluator assessed the a priori test-retest reliability of the kinematic measurements. Intraclass correlation coefficients [ICC (3,1)] and standard errors of

measurement (SEM) for the kinematic measurements evaluated in nine subjects on two occasions separated by 3-7 days. The results were 0.73 (2.30°) for plantar flexion, 0.88 (3.42°) for knee flexion, 0.91 (1.44°) for knee abduction, 0.80 (2.42°) for knee external rotation, 0.74 (2.82°) for hip flexion, 0.79 (1.46°) for hip adduction, 0.81 (1.73°) for hip internal rotation and 0.91 (1.76°) for trunk flexion.

Statistical analysis. All the statistical analyses were carried out using SPSS statistical software (version 17.0; SPSS Inc, Chicago, IL). Descriptive values (means, standard deviations) were first obtained for each variable, and these data were then analyzed with respect to their statistical distribution and sphericity using the Shapiro-Wilk and Mauchly's test, respectively. The kinematic data were compared between the USRUN and the three running techniques (FFOOT, 10% SR and TFLEX) using a multivariate analysis of variance (MANOVA) with repeated measures. Univariate tests were conducted as follow-up tests to the MANOVA on each dependent variable in the presence of significant multivariate effects. Analysis of variance (One-Way ANOVA) with repeated measures and Bonferroni correction was used to detect a significant difference between the overall comfort ratings of the four running conditions. All the analyses were conducted with an alpha level of 0.05.

RESULTS

Kinematics. During session 1, the values of the preferred running speed ($2.67 \pm 0.39 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) and step rate (167.35 ± 7.08 steps per minute) were obtained. For 10% SR, there was a 10% increase in the number of steps obtained in session 1 (183.58 ± 7.55 steps per minute). The lower limb and trunk kinematics results are reported in **Table 2** for each running condition.

The MANOVA identified significant differences for the running technique (Wilks' $\lambda = 0.018$; $F = 8.077$, $P = 0.027$). The follow-up univariate tests compared each running technique to USRUN. Considering frontal and transverse planes, the FFOOT resulted greater knee adduction ($P = 0.016$) and decreased knee external rotation ($P < 0.001$), hip adduction ($P = 0.001$) and hip internal rotation ($P < 0.001$). The 10% SR reduced the knee external rotation ($P = 0.001$) and hip internal rotation ($P = 0.008$), but there was no difference in knee abduction ($P = 0.628$) or hip adduction ($P = 0.384$). The 6.18° increase in trunk flexion (increase of more than 77% of USRUN) resulted in greater knee adduction ($P = 0.001$). No significant differences were observed in knee external rotation ($P = 0.489$), hip adduction ($P = 0.263$) and hip internal rotation ($P = 0.636$).

The joint angle alterations on the lower limb and trunk in the sagittal plane were similar for the FFOOT and 10% SR conditions. The strike pattern modification and the higher step frequency demonstrated greater knee flexion ($P < 0.001$; $P = 0.042$), less hip flexion ($P < 0.001$; $P = 0.001$) and no difference in the trunk flexion angle ($P = 0.752$; $P = 0.578$) compared to USRUN. As expected, the plantar flexion was greater in FFOOT ($P < 0.001$). No ankle adaptation was identified between the USRUN and 10% SR ($P = 0.171$). The TFLEX resulted in less plantar flexion ($P = 0.003$) and greater hip

flexion ($P < 0.001$). This was the only technique that did not alter the knee flexion angle in the sagittal plane ($P = 0.861$).

Comfort. The ANOVA test revealed a significant difference in the comfort of the running techniques ($F = 6.831$; $P = 0.002$). The USRUN showed greater subjective comfort compared to the FFOOT ($P = 0.033$), 10% SR ($P = 0.021$) and TFLEX ($P = 0.002$). No significant differences were found between the running conditions when compared to each other ($P = 1.000$) (**Table 2**).

TABLE 2: Mean (SD) joint angle and comfort measures during each running condition. Mean difference (95% Confidence Interval [95% CI]) of running techniques compared to USRUN.

Measures	Running Condition						
	USRUN	FFOOT	USRUN-FFOOT	10% SR	USRUN-10% SR	TFLEX	USRUN-TFLEX
	Mean (SD)	Mean (SD)	Mean difference (95% CI)	Mean (SD)	Mean difference (95% CI)	Mean (SD)	Mean difference (95% CI)
Ankle							
Plantar flexion (+)	8.27 (6.43)	16.82 (4.93)**	-8.55 (-10.96; -6.14)	9.63 (6.06)	-1.36 (-3.34; 0.62)	6.40 (6.11)*	1.86 (0.69; 3.03)
Knee							
Flexion (+)	25.73 (9.03)	34.39 (6.38)**	-8.65 (-11.94; -5.37)	28.10 (7.29)*	2.37 (-4.65; -0.90)	25.85 (9.26)	-0.12 (-1.55; 1.30)
Abduction (+)	-2.95 (5.25)	-4.15 (4.62)*	1.19 (0.23; 2.15)	-2.80 (4.81)	-0.15 (-0.79; 0.48)	-3.68 (5.06)*	0.72 (0.32; 1.12)
External rotation (-)	-13.86 (6.13)	-8.45 (5.09)**	-5.40 (6.97; -3.84)	-11.73 (5.72)*	-2.12 (-3.34; -0.90)	-14.12 (6.33)	0.26 (-0.50; 1.03)
Hip							
Flexion (+)	30.82 (8.63)	18.14 (10.13)**	12.67 (10.46; 14.88)	27.43 (9.00)*	3.38 (1.51; 5.26)	34.98 (10.00)**	-4.16 (5.37; -2.94)
Adduction (-)	-8.80 (3.56)	-6.84 (3.31)*	-1.96 (-3.02; -0.89)	-8.52 (3.22)	0.28 (-0.93; 0.37)	-8.41 (2.84)	-0.39 (-1.10; 0.31)
Internal rotation (+)	12.80 (3.85)	8.39 (4.91)**	4.41 (2.99; 5.83)	11.44 (3.82)*	1.35 (0.37; 2.33)	12.61 (3.98)	0.19 (-0.62; 0.99)
Trunk							
Flexion (+)	7.96 (5.41)	8.10 (5.24)	-0.13 (-1.01; 0.73)	8.12 (5.10)	-0.16 (-0.74; 0.42)	14.14 (5.57)**	-6.17 (-7.43; -4.91)
Comfort							
	7.85 (2.22)	6.26 (2.14)*	1.59 (0.09; 3.09)	6.75 (2.12)*	1.10 (0.12; 2.08)	6.29 (2.12)*	1.56 (0.47; 2.64)

*Significantly different from USRUN (P<0.05)

** Significantly different from USRUN (P<0.001)

USRUN, usual running; FFOOT, forefoot strike running; 10% SR, running with a 10% step rate greater; TFLEX, increased trunk flexion during running.

DISCUSSION

The purpose of the present study was to assess the immediate effects of three running technique modifications on lower limb extremity and trunk kinematics to help identify running condition(s) that could improve the programs of prevention and rehabilitation of runners' injuries. A subjective assessment of comfort was performed after the execution of each technique. In support of our hypothesis, no running conditions caused increases in knee abduction, external rotation, hip adduction or internal rotation. These excessive movements are related to increased patellofemoral stress. Considering the sagittal plane, the FFOOT and 10% SR conditions increased the knee flexion, and the TFLEX caused an increase in hip and trunk flexion. The greater absorption of the vertical impact likely occurs at the knee for FFOOT and 10% SR and at the proximal joints for the TFLEX.

Most research conducted regarding the modifications of running technique involved kinetic analysis. To the best of the author's knowledge, no study has previously verified these effects on knee and hip three-dimensional motions and in the sagittal plane for the ankle and trunk at foot strike. No studies have evaluated the relationship between the running technique and the comfort rating during the activity.

Our results suggested that the FFOOT was the technique with larger kinematic changes. There was a significant increase in knee adduction and a reduction in knee external rotation and hip adduction and internal rotation. These changes have been associated with reductions in the dynamic Q-angle and subsequent increased patellofemoral joint stress (13, 25, 32). According to these hypotheses, in a case series study, Cheung and Davis (3), verified improvement in pain and function in female runners with PFP. The authors recognize that the FFOOT was more sensitive to changes

at the moment of analysis. At the first 30% of the stance phase of gait, subtalar pronation occurs to absorb and dissipate impact energy (36). Subtalar hyperpronation is directly related to the reduction of the knee adduction during running (21) and the hip internal rotation in weight-bearing activities (34). The FFS runners start the foot strike with a more inverted foot (38), and the RFS exhibits greater eversion peak angle during the stance (15). This explains the results of the increase in the knee adduction and the reduction in medial hip rotation. It is known that to extend the knee, the tibia must be externally rotated in relation to the femur (screw-home mechanism) (8), so the reduction of the external rotation showed in our results may be related to the 33% increase of the knee flexion during the FFOOT.

The 10% SR resulted in less knee and hip excessive movements in the transverse plane, which contribute to reducing the dynamic Q-angle (27). The hip internal rotation reduction that was also found by Heiderscheit *et al.* (9) is explained by the increase of the gluteus activity during the terminal swing phase (80-100% of gait cycle) when the step rate was increased by 10% (4). Because the gluteus maximus and the posterior fibers of the gluteus medius perform hip external rotation (24), it is suggested that the anticipatory pre-activation of this muscles before the foot strike contributes to controlling the internal rotation of the hip during the stance phase. Associated with less knee external rotation, the step rate 10% greatly improves the lower limb alignment, suggesting that this running condition could minimize the lateral patellofemoral stress.

During functional activities, landing the lower limb posture in the sagittal plane is essential for the absorption and dissipation of vertical impact (26). The knee flexion angle has traditionally been used to characterize soft or stiff landings; soft landings are performed with greater knee flexion and are accompanied by lower peak

vertical ground reaction force (5). Lieberman *et al.* (18) showed that RFS runners initiate contact with the foot in front of the knee and have greater knee extension and less compliance in absorbing the impact (30). In this case, the hip joint is in higher flexion, contributing to the absorption of the impact. The results of this study show an increase in knee flexion during the FFOOT (18, 19, 30, 38), which provides a greater cushion effect to this joint. Another important aspect is the increase in plantar flexion with FFOOT. Previous studies (29) reported that the FFS reduced the vertical ground reaction force compared to landing with a flat foot. During the forefoot landing, the ground reaction force creates an external dorsiflexor moment that is resisted by a countermoment (plantar flexor internal moment) produced by the plantar flexor muscles (31). The greater plantar flexion and activation of the plantar flexor muscles contributes to the absorption of the impact with the FFOOT. It is observed that running with the forefoot-landing pattern requires greater triceps surae and foot muscles activity (38). When the transition from the USRUN to the FFOOT is not performed gradually and associated with a program of this musculature strengthening, the acceptance of this technique can be accompanied by pain and injury in the calf and/or Achilles tendinopathy (19).

Similar to the FFOOT, the 10% SR produced an increase in knee flexion and decreased hip flexion. Heiderscheit *et al.* (9) and Hobara *et al.* (11) hypothesized that the similarities in the knee and hip flexion angles between these two techniques could be related to the foot inclination angle at initial contact during 10% SR. The runners could adopt the FFS during the 10% greater step rate. Our results do not confirm this hypothesis, and there was no difference in the angle of plantar flexion between the USRUN and the 10% SR at the initial contact. The plantar pressure distribution analysis revealed that only four runners adopted the FFS with the 10% SR.

A possible explanation is a reduction in the stride length, because the runners increased the step frequency with a constant running speed (9). As with the FFOOT, it is possible that increased knee flexion at the initial contact with the 10% SR contributed to a reduction of the impact forces on the lower limb during stance.

The TFLEX was the technique that resulted in fewer changes on the lower limb kinematics. A slight increase on trunk flexion (6.18°) resulted in a significant increase in knee adduction, which contributes to the decrease in the dynamic Q-angle and reduces the stress on the lateral compartment of the patellofemoral joint (13). No transverse plane changes were observed in TFLEX, and as expected, the anterior pelvic tilt that occurs with trunk flexion restricts the hip external rotation (12). In the sagittal plane, the TFLEX was the only technique that increased hip flexion and did not cause changes in knee flexion angle at initial contact. Our results are in agreement with a previous study (35), which found a 9% decrease in the peak PFP stress without significant changes in the knee flexion angle. The slight trunk flexion moves the body center of mass forward, resulting in a decreased knee extensor moment and patellofemoral joint stress (35). A high demand in the trunk extensor musculature that result from the increased hip extensor moment shows the importance of hip and lumbar region muscle strength for adherence to this running technique.

Considering the study population of recreational runners, one basic requirement for the acceptance of the running modifications is associated with comfort, which was never reported in these conditions before. As expected, the USRUN was perceived as the most comfortable technique. There were no related differences in comfort perception among the three techniques, suggesting that there was no interference in the comfort with the kinematic changes. This result suggests that the potential for adherence to the three running techniques seems similar.

This was the first study to assess the knee and hip three-dimensional kinematics and, ankle and trunk flexion during three different running modifications. The authors recognize that there were some limitations in this study. Despite conducting a familiarization session (session 1) prior to assessment, some factors including the laboratory environment, the presence of markers attached on the body and the evaluation performed on a treadmill might have underestimated the values obtained. The evaluation protocol on a treadmill might limit the generalizability to overground running. The evaluations were restricted only to immediate kinematics and comfort effects.

The implementation of the running technique to a runner's training program should be done gradually and is ideally supervised by a knowledgeable professional. It is suggested that conducting the transition period with educational and strengthening exercises considering the running technique and the segment increased overload might contribute to a lower risk of injury and to greater chances of success in the running transition. We believe that after a prolonged period of training, the running technique could become more comfortable for runners. Further studies are needed to assess the effects of training conducted for a longer period of time and in runners already familiar with the techniques. It will be possible to make conclusions about the effects of running technique modification on lower limb kinematics and comfort in healthy runners. Studies are needed to assess these variables in PFP runners, because there is only one study with limited sample size that evaluated the kinetic effects at FFOOT running. We believe that this information can be considered for use in prevention and injury rehabilitation programs and for complementing the training protocols for this population of athletes.

CONCLUSION

The results indicated that the three running technique modifications minimized movements of the hip and knee in the frontal and transverse planes related to increased patellofemoral stress. The FFOOT and 10% SR techniques result in increased knee flexion during initial contact, allowing for better absorption of the impact forces. The three running technique modifications might be considered for use in PFP runner's rehabilitation programs associated with the specific preparation of muscle groups. It is speculated that the comfort perception could improve after a correct transition program.

ACKNOWLEDGMENTS

The authors are grateful for the financial support (scholarship) obtained from the Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) (CNPq scholarship – Proc. nº 132702/2012-6).

The authors have no conflict of interest to report.

REFERENCES

1. Blackburn JT, Padua DA. Sagittal-plane trunk position, landing forces, and quadriceps electromyographic activity. *J. Athl. Train.* 2009;44:174–9.
2. Cavanagh PR, LaFortune MA. Ground reaction forces in distance running. *J. Biomech.* 1980;13(5):397–406.
3. Cheung RTH, Davis IS. Landing pattern modification to improve patellofemoral pain in runners: a case series. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 2011;41(12):914–9.
4. Chumanov ES, Wille CM, Michalski MP, Heiderscheit BC. Changes in muscle activation patterns when running step rate is increased. *Gait Posture.* 2012;36(2):231–5.
5. Devita P, Skelly WA. Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Med. Sci. Sport. Exerc.* 1992;24(1):108–15.
6. 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):646–50.
7. Giandolini M, Arnal PJ, Millet GY, et al. Impact reduction during running: efficiency of simple acute interventions in recreational runners. *Eur. J. Appl. Physiol.* 2013;113(3):599–609.
8. Hamill J, Knutzen KM. *Biomechanical basis of human movement*. 3rd ed. Baltimore, MD: Lippincott Williams and Wilkins; 2009. 223-47 p.
9. Heiderscheit BC, Chumanov ES, Michalski MP, Wille CM, Ryan MB. Effects of step rate manipulation on joint mechanics during running. *Med. Sci. Sport. Exerc.* 2011;43(2):296–302.
10. 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. *Brazilian J. Phys. Ther.* 2012;16(1):46–53.
11. Hobara H, Sato T, Sakaguchi M, Nakazawa K. Step frequency and lower extremity loading during running. *Int. J. Sports Med.* 2012;33(4):310–3.
12. Hruska R. Pelvic influences lower-extremity kinematics. *Biomechanics* 1998;5(6):23–9.
13. Huberti HH, Hayes WC. Patellofemoral contact pressures. The influence of q-angle and tendofemoral contact. *J. Bone Jt. Surg.* 1984;66:715–24.
14. Kellis E, Zafeiridis A, Amiridis IG. Muscle coactivation before and after the impact phase of running following isokinetic fatigue. *J. Athl. Train.* 2011;46(1):11–9.
15. Kleindienst FI, Campe S, Graf E., Michel KJ, Witte K. Differences between fore- and rearfoot strike running patterns on kinetics and kinematics. In: XXV *Int. Soc. Biomech. Sport Symposium*. 2007; Ouro Preto (Brazil). p. 252-5.
16. Larson P, Higgins E, Kaminski J, et al. Foot strike patterns of recreational and sub-elite runners in a long-distance road race. *J. Sports Sci.* 2011;29(15):1665–73.
17. Lee TQ, Morris G, Csintalan RP. The influence of tibial and femoral rotation on patellofemoral contact area and pressure. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 2003;33(11):686–93.

18. Lieberman DE, Venkadesan M, Werbel WA, et al. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature* 2010;463(7280):531–5.
19. Lieberman DE. What we can learn about running from barefoot running: an evolutionary medical perspective. *Exerc. Sport Sci. Rev.* 2012;40(2):63–72.
20. Lopes AD, Hespanhol Júnior LC, Yeung SS, Costa LOP. What are the main running-related musculoskeletal injuries? A Systematic Review. *Sport. Med.* 2012;42(10):891–905.
21. McClay I, Manal K. A comparison of three-dimensional lower extremity kinematics during running between excessive pronators and normals. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*. 1998;13(3):195–203.
22. Mündermann A, Stefanyshyn DJ, Nigg BM. Relationship between footwear comfort of shoe inserts and anthropometric and sensory factors. *Med. Sci. Sport. Exerc.* 2001;33(11):1939–45.
23. National Sporting Goods Association-NSGA. Sports Participation Web site [Internet]. *Sport Participation 2008*; [cited 2011]. Available from: <http://www.nsga.org>.
24. Neumann DA. *Kinesiology of the Musculoskeletal System: foundations for physical rehabilitation*. 1st ed. St Louis, MO: Mosby Inc.; 2002. 423 p.
25. Noehren B, Hamill J, Davis I. Prospective evidence for a hip etiology in patellofemoral pain. *Med. Sci. Sport. Exerc.* 2013;45(6):1120–4.
26. Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 2010;40(2):42–51.
27. Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 2003;33(11):639–46.
28. 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):521–8.
29. Self B, Paine D. Ankle biomechanics during four landing techniques. *Med. Sci. Sport. Exerc.* 2001;33:1338–44.
30. Shih Y, Lin K-L, Shiang T-Y. Is the foot striking pattern more important than barefoot or shod conditions in running? *Gait Posture* 2013;38(3):490–4.
31. Shimokochi Y, Yong Lee S, Shultz SJ, Schmitz R. The relationships among sagittal-plane lower extremity moments: implications for landing strategy in anterior cruciate ligament injury prevention. *J. Athl. Train.* 2009;44(1):33–8.
32. Souza RB, Draper CE, Fredericson M, Powers CM. Femur rotation and patellofemoral joint kinematics: a weight-bearing magnetic resonance imaging analysis. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 2010;40(5):277–85.
33. 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):579–87.

34. 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.
35. Teng STL, Ho K-Y, Powers CM. The influence of sagittal-plane trunk on patellofemoral joint stress during running. In: Patellofemoral pain: proximal, distal, and local factors. Powers CM, Bolgla LA, Callaghan MJ, Collins N, Sheehan FT. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 2012;42(6):A1–A54.
36. Tiberio D. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: a theoretical model. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 1987;9(4):160–5.
37. VanGent RN, Siem D, VanMiddelkoop M, VanOs 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):469–80.
38. Williams DS, McClay IS, Manal KT. Lower extremity in runners with a converted forefoot strike pattern. *J. Appl. Biomech.* 2000;16:210–8.
39. Wirtz AD, Willson JD, Kernozek TW, Hong D-A. Patellofemoral joint stress during running in females with and without patellofemoral pain. *Knee* 2012;19(5):703–8.
40. Wu G, Siegler S, Allard P, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion-part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. *J. Biomech.* 2002;35(4):543–8.

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

PROJETO DE PESQUISA

Título: Efeito da modificação da técnica de corrida sobre a cinemática e ativação muscular dos membros inferiores em corredores com e sem dor patelofemoral

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 06008612.5.0000.5504

Pesquisador: Fábio Viadanna Serrão

Instituição: Universidade Federal de São Carlos/UFSCar

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

Número do Parecer: 112.511

Data da Relatoria: 14/08/2012

Apresentação do Projeto:

O projeto apresenta-se bem redigido relacionando dados bibliográficos com os objetivos do estudo. A metodologia proposta e o número de indivíduos a serem utilizados no estudo são adequados

Objetivo da Pesquisa:

adequados

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Os riscos apesar de mínimos estão descritos tanto no projeto quanto no TCLE assim como para os benefícios.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

A pesquisa visa estabelecer uma relação entre a modificação da técnica de corrida com a presença ou ausência de dor em atletas

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

adequado

Recomendações:

nada a declarar

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

O projeto trata de uma temática interessante cujos resultados deverão contribuir no entendimento de fatores que levam a dor em atletas praticantes de corrida, podendo com isso modificar a técnica empregada de acordo com cada indivíduo

Situação do Parecer:

Aprovado

Endereço: WASHINGTON LUIZ KM 235

Bairro: JARDIM GUANABARA

CEP: 13.565-905

UF: SP

Município: SAO CARLOS

Telefone: 1633-5180

Fax: 1633-6180

E-mail: cephumanos@power.ufscar.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
SÃO CARLOS/UFSCAR



Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

SAO CARLOS, 01 de Outubro de 2012

Assinado por:
Daniel Vendruscolo

(Coordenador)

Endereço: WASHINGTON LUIZ KM 235

Bairro: JARDIM GUANABARA

CEP: 13.565-905

UF: SP

Município: SAO CARLOS

Telefone: 1633-5180

Fax: 1633-6180

E-mail: cephumanos@power.ufscar.br

ANEXO B – COMPROVANTE DE SUBMISSÃO DO MANUSCRITO

MEDICINE & SCIENCE IN SPORTS & EXERCISE Official Journal of the American College of Sports Medicine

Editorial Manager Role: Author Username: Serrao

HOME • LOG OUT • HELP • REGISTER • UPDATE MY INFORMATION • JOURNAL OVERVIEW
 MAIN MENU • CONTACT US • SUBMIT A MANUSCRIPT • INSTRUCTIONS FOR AUTHORS

Submissions Being Processed for Author Fábio Viadanna Serrão, Ph.D

Page: 1 of 1 (1 total submissions) Display 10 results per page.

Action	Manuscript Number	Title	Initial Date Submitted	Status Date	Current Status
Action Links		The immediate effects of three running techniques on kinematics and comfort	Jan 09, 2014	Jan 09, 2014	Submitted to Journal

Page: 1 of 1 (1 total submissions) Display 10 results per page.

[<< Author Main Menu](#)

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

Assunto: MSSE Submission Confirmation
 De: "Medicine & Science in Sports & Exercise" <msse@acsm.org>
 Data: Qui, Janeiro 9, 2014 9:49 am
 Para: Fábio Viadanna Serrão <fserrao@ufscar.br>

Dr. Serrão,

Your submission, "The immediate effects of three running techniques on kinematics and comfort," has been received by the Medicine & Science in Sports & Exercise Editorial Office.

You will be able to check on the progress of your paper by logging on to Editorial Manager as an Author.

<http://msse.edmgr.com/>

Your manuscript will be given a reference number once an Associate Editor has been assigned. You will receive notice of the acting Associate Editor when he/she accepts the assignment.

Thank you for submitting your work to this journal.

Regards,

Medicine & Science in Sports & Exercise

MSSE Editorial Office
 401 West Michigan Street
 Indianapolis, IN 46202-3233
 USA
 P (317) 634-8932
 F (317) 634-8927
msse@acsm.org