

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE

TREINAMENTO CONCORRENTE: EFEITO DE UMA SESSÃO DE
TREINO DE FORÇA EM PARÂMETROS BIOMECÂNICOS DA
CORRIDA

Wilson Pereira Lima

São Paulo
2020

WILSON PEREIRA LIMA

TREINAMENTO CONCORRENTE: EFEITO DE UMA SESSÃO DE
TREINO DE FORÇA EM PARÂMETROS BIOMECÂNICOS DA
CORRIDA

Dissertação apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Área de concentração: Biodinâmica do Movimento Humano.

Orientador: Prof. Dr. Júlio Cerca Serrão.

São Paulo

2020

Catálogo da Publicação
Serviço de Biblioteca
Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo

Lima, Wilson Pereira

Treinamento concorrente: efeito de uma sessão de treino de
força em parâmetros biomecânicos da corrida / Wilson Pereira
Lima. – São Paulo : [s.n.], 2020.

75p.

Dissertação (Mestrado) - -Escola de Educação Física e Esporte
da Universidade de São Paulo.

Orientador: Prof. Dr. Julio Cerca Serrão

1. Biomecânica 2. Treinamento de força 3. Corrida I. Título.

FOLHA DE AVALIAÇÃO

Autor: LIMA, Wilson Pereira

Título: Treinamento concorrente: efeito de uma sessão de treino de força em parâmetros biomecânicos da corrida

Dissertação apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Data: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof. Dr. : _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr. : _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr. : _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

AGRADECIMENTOS

Primeiramente glorifico a Deus. É para Ele que eu peço diariamente sabedoria para tomar as decisões corretas em minha vida. Obrigado Senhor!

Agradeço ao meu saudoso pai Claudionor Pereira Lima, minha mãe Eunice Aparecida Lima e meu saudoso irmão Sérgio Pereira Lima, por contribuírem incrivelmente com meu desenvolvimento pessoal. Amo vocês!

Agradeço aos meus amores. Minha esposa Elisangela de Oliveira Carreiro e minha filha Pietra Carreiro Castellar, que são as meninas lindas do meu coração e transbordam minha vida de orgulho e felicidade. É um privilégio formar uma família com vocês! Inclusive, aproveito o momento para agradecer por suportarem minhas chatices. Eu sei que as vezes fico um pouquinho mais estressado com os estudos e trabalho. Acho que estou precisando surfar.

Agradeço todos amigos do laboratório de Biomecânica da USP, não só pelo que aprendo tecnicamente, mas pelo ambiente descontraído que vocês proporcionam e que faz nossa convivência ser extremamente agradável. Tenho inclusive o prazer de transcender nossa amizade por além das paredes do laboratório. A propósito: café é quente!

Ainda sobre as pessoas maravilhosas as quais eu convivo no laboratório, o universo me presenteou com a possibilidade de poder conhecer, conversar, mas sobretudo ouvir o Professor Alberto Carlos Amadio. Que honra!

Aproveito para tornar público que sou muito grato à Professora Carina Helena Wasen Fraga. Ela quem me convidou para visitar o laboratório de Biomecânica da USP pela primeira vez. Agarrei a oportunidade, e olha eu aqui!

Agradeço ao meu orientador, Professor Júlio Cerca Serrão, que confiou em mim e me deu a grande honra de fazer parte deste seleto grupo de pesquisadores. Aprendo muito com suas observações, questionamentos e indicações. Muitíssimo obrigado Professor!

À Professora Ana Paula da Silva Azevedo, por sua disponibilidade de sempre me ajudar prontamente. Literalmente me ajudou tanto para ingressar no mestrado, quanto para concluí-lo. Você é “fera Prô”!

Especificamente sobre a construção deste trabalho, diversas pessoas contribuíram ao longo da jornada. Muito obrigado Bruno Mascella Rodrigues, Felipe Branco Bonfim, Marcos da Silva Almeida, Pedro Lanza, Matheus Graciano e Maura Arruda; a ajuda de vocês veio sempre em momentos oportunos.

Agradeço ao João Pinho, que me ajudou demais em vários momentos durante a realização deste trabalho. Diga-se de passagem, no exato momento em que estou escrevendo estes agradecimentos ele está me ajudando. Valeu Pépe!

Agradeço à Jaqueline Albuquerque, que foi fundamental para as coletas de dados. Praticamente em todas as coletas chegava mais cedo do que eu, e ainda ligava todos os equipamentos. Muito obrigado Jaque!

Agradeço demais ao Carlos Alberto Cardoso Filho, que além da amizade e grande parceria ao longo de todo mestrado, ainda tornou possível o início das coletas, me ensinando a operar e sincronizar todos equipamentos. Carlitos é meu pastor!

Ao Bruno Mezêncio, minha eterna gratidão. Uma das mentes mais brilhantes que eu já conheci. Sorte minha, poder contar com ele na realização deste trabalho e ainda tê-lo como amigo. De Formiga para o mundo “Fi”! Você é um gênio!

Agradeço aos Professores membros da banca de qualificação e defesa, por todas as observações, pela disponibilidade e pelo interesse em contribuir com este estudo.

Por fim, agradeço aos voluntários que participaram desta pesquisa. Muito obrigado.

RESUMO

LIMA, W.P. **Treinamento concorrente: efeito de uma sessão de treino de força em parâmetros biomecânicos da corrida.** 2020. 75 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo. 2020.

O treinamento concorrente tem por finalidade gerar concomitantemente adaptações neuromusculares e cardiovasculares. Entretanto, no melhor do nosso conhecimento, são poucos estudos que investigaram a influência de uma sessão de treino de força sobre parâmetros biomecânicos da corrida. A hipótese do presente estudo é que o treino de força influencia parâmetros biomecânicos da corrida. Desta forma, o objetivo deste estudo foi investigar as alterações nos parâmetros biomecânicos da corrida realizada após uma sessão de treino de força para membros inferiores. Foram avaliados 24 voluntários, praticantes de musculação, do sexo masculino (Idade: $29,2 \pm 5,0$ anos; Altura: $1,76 \pm 0,04$ m; Massa corporal: $86,7 \pm 11,1$ Kg), que utilizavam a corrida em esteira como parte de seu programa de treinamento. Os participantes foram submetidos a duas sessões experimentais: Sessão Corrida (corrida de 20 minutos) e Sessão Treinamento Concorrente (corrida de 20 minutos após uma sessão de treino de força para membros inferiores). Com uma carga entre 8 a 12 RM, os participantes realizaram os seguintes exercícios: agachamento livre, levantamento terra, *Leg Press* 45° e flexão plantar no *Leg Press* 45°. Foram realizadas 3 séries de cada exercício, com 3 minutos de intervalo entre as séries e 5 minutos entre os exercícios. A corrida foi realizada em velocidade autosselecionada ($8,9 \pm 1,4$ km/h), previamente medida. Os parâmetros biomecânicos foram coletados, nas duas sessões experimentais, no quinto e no vigésimo minuto. Foram analisadas variáveis da força de reação do solo (FRS); variáveis espaço-temporais; cinemática angular de quadril, joelho e tornozelo; atividade eletromiográfica do reto femoral (RF), vasto lateral (VL), tibial anterior (TA), cabeça longa do bíceps femoral (BF), gastrocnêmio lateral (GL) e glúteo médio (GME); e a percepção subjetiva de esforço (PSE). O vigésimo minuto de corrida, comparado com o quinto, apresentou diminuição da frequência de passada ($p=0,010$; $\eta^2=0,69\%$), aumento do tempo de balanço ($p=0,011$; $\eta^2=1,32\%$), aumento da máxima flexão do joelho no apoio ($p=0,026$; $\eta^2=0,41\%$), aumento da variação angular do joelho no apoio ($p=0,020$; $\eta^2=0,47\%$) e redução da atividade eletromiográfica de VL ($p=0,004$; $\eta^2=0,66\%$), TA ($p=0,009$; $\eta^2=1,61\%$), GL ($p=0,013$; $\eta^2=0,40\%$) e GM ($p=0,012$; $\eta^2=2,48\%$) na fase de balanço da corrida. Na corrida após a sessão do treino de força verificou-se um aumento da frequência de passada ($p=0,007$; $\eta^2=1,18\%$), redução do tempo de balanço ($p=0,010$; $\eta^2=1,52\%$), redução da máxima flexão do joelho no apoio ($p=0,009$; $\eta^2=2,06\%$), redução da variação angular do joelho no apoio ($p=0,001$; $\eta^2=2,77\%$), redução do 1º pico ($p=0,027$; $\eta^2=1,05\%$) da FRS e do tempo para o atingir ($p=0,005$; $\eta^2=3,58$), aumento do impulso nos 50 ms ($p=0,003$; $\eta^2=0,92\%$), aumento da taxa de desenvolvimento de força ($p=0,002$; $\eta^2=0,82\%$) e aumento da atividade eletromiográfica de VL e RF durante o apoio ($p=0,043$; $\eta^2=0,72\%$; $p=0,003$; $\eta^2=4,94\%$). Os resultados indicam que uma sessão de treino de força influencia as características biomecânicas da corrida subsequente, no entanto, parece não afetar de forma expressiva a eficiência e segurança desse movimento.

Palavras-chave: Biomecânica; Treinamento Combinado; Fenômeno da Interferência; Força Muscular; Locomoção.

ABSTRACT

LIMA, W.P. **Concurrent training: effects of a strength training session on running biomechanics**. 2020. 75 p. Dissertation (Master of Science) - School of Physical Education and Sport, University of São Paulo. 2020.

Concurrent training aims to simultaneously generate neuromuscular and cardiovascular adaptations. However, to the best of our knowledge, there are a few studies that investigated the acute effects of a strength training session on running biomechanics. We hypothesized that a single strength training session would induce changes on selected biomechanical parameters of running. This study aimed to investigate running biomechanics changes after a lower limbs' strength training session. Twenty-four recreational strength training male practitioners took part of the study (Age: 29.2 ± 5.0 years; Height: 1.76 ± 0.04 m; Body mass: 86.7 ± 11.1 Kg). All volunteers used to use treadmill running as part of their training program. They underwent two experimental sessions in a random fashion: one running session and one running session after a strength training for lower limbs. Strength training consisted of the following exercises: free squat, deadlift, 45° leg press, and plantar flexion (performed in the Leg Press machine). Three sets of each exercise were executed with a load between 8 and 12RM. A 3-minute rest interval between sets were given as well as 5 minutes between exercises. Running assessment was carried out at a self-selected pace (8.9 ± 1.4 km/h), which was previously measured. Biomechanical parameters of running were analyzed at 5 and 20 minutes: ground reaction force (GRF); space-time variables; angular kinematics of the hip, knee and ankle; electromyographic activity of the rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL), anterior tibialis (TA), long head of the femoral biceps (BF), lateral gastrocnemius (GL) and gluteus medius (GME). The Rating of Perceived Exertion (RPE) was also measured. The twentieth minute of running, compared to the fifth, decreased stride frequency ($p = 0.010$; $\eta^2 = 0.69\%$), increased swing time ($p = 0.011$; $\eta^2 = 1.32\%$), increased knee flexion during support ($p = 0.026$; $\eta^2 = 0.41\%$), increased knee angular variation during support phase ($p = 0.020$; $\eta^2 = 0.47\%$) and reduced VL ($p = 0.004$; $\eta^2 = 0.66\%$), TA ($p = 0.009$; $\eta^2 = 1.61\%$), GL ($p = 0.013$; $\eta^2 = 0.40\%$) and GM ($p = 0.012$; $\eta^2 = 2.48\%$) activity in the balance phase of running. After the strength training session, the participants increased stride frequency ($p = 0.007$; $\eta^2 = 1.18\%$), reduced swing time ($p = 0.010$; $\eta^2 = 1.52\%$), reduced knee flexion ($p = 0.009$; $\eta^2 = 2.06\%$) during support phase, reduced knee angular variation during support phase ($p = 0.001$; $\eta^2 = 2.77\%$), reduced GRF 1st peak ($p = 0.027$; $\eta^2 = 1.05\%$), reduced the time to the 1st peak ($p = 0.005$; $\eta^2 = 3.58$), increased impulse until the 50 ms ($p = 0.003$; $\eta^2 = 0.92\%$), increased the rate of force development ($p = 0.002$; $\eta^2 = 0.82\%$) and increased VL and RF activity during support phase ($p = 0.043$; $\eta^2 = 0.72\%$; $p = 0.003$; $\eta^2 = 4.94\%$). The results suggest that a strength training session performed before running influences its biomechanical characteristics, however, without significantly affecting the efficiency and safety of this movement.

Keywords: Biomechanics; Combined Training; Interference Phenomenon; Muscle strength; Locomotion.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	10
2 OBJETIVOS	12
2.1 OBJETIVO GERAL	12
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	12
3 REVISÃO DE LITERATURA	12
3.1 O TREINAMENTO CONCORRENTE	12
3.2 ALTERAÇÕES MECÂNICAS DA CORRIDA	14
3.3 A INFLUÊNCIA AGUDA DO TREINO DE FORÇA NA CORRIDA.....	21
4 MATERIAIS E MÉTODOS	25
4.1 AMOSTRA	25
4.2 PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS	26
4.5 VARIÁVEIS SELECIONADAS PARA ANÁLISE E INSTRUMENTOS DE MEDIÇÃO	33
4.5.1 Variáveis dinâmicas – Sistema Gaitway	33
4.5.2 Variáveis cinemáticas - Sistema OptiTrack.....	33
4.5.3 Variáveis eletromiográficas – Sistema TeleMyo DTS	36
4.5.4 Sincronização	38
4.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	38
5 RESULTADOS	39
6 DISCUSSÃO	59
7 LIMITAÇÕES DA PESQUISA	66
8 CONCLUSÃO	68
9 REFERÊNCIAS	69

1 INTRODUÇÃO

A realização de exercícios destinados à melhoria da aptidão cardiorrespiratória e da força muscular dentro de uma mesma sessão de treino ou programa de treinamento denomina-se treinamento concorrente (FYFE; BISHOP; STEPTO, 2014; MAKANAE; OGASAWARA; FUJITA, 2015), ou ainda, *cross-training* (FOSTER et al., 1995; MILLET et al., 2002).

Essa estratégia se faz relevante e apresenta considerável popularidade, uma vez que a combinação do treinamento da aptidão cardiorrespiratória e da força muscular tem sido altamente recomendada para o aprimoramento da saúde (GARBER et al., 2011), e do desempenho (WILSON et al., 2012; EDDENS; VAN SOMEREN; HOWATSON, 2018). Nesse contexto, os praticantes de exercícios físicos, por uma questão de disponibilidade de tempo, e ou por conveniência, têm por hábito realizar exercícios aeróbios e de força muscular em uma mesma sessão de treino (DRUMMOND et al., 2005; TAIPALE et al., 2014).

No entanto, quando os dois tipos de exercícios são realizados na mesma sessão, o efeito residual da atividade precedente pode interferir negativamente no desempenho da atividade subsequente. Trata-se da hipótese aguda (LEVERITT et al., 1999) do chamado “fenômeno da interferência” (HICKSON, 1980; DOCHERTY; SPORER, 2000). Portanto, se faz relevante a escolha adequada da ordem dos tipos de exercícios dentro de uma sessão de treino, no sentido de possibilitar melhores resultados, em acordo com os objetivos primários dos praticantes.

Embora tenha que se levar em consideração a intensidade que a atividade precedente foi realizada e o local do estímulo no aparelho locomotor (DOCHERTY; SPORER, 2000), a literatura aponta que após exercício cardiorrespiratório, podem ocorrer prejuízos na capacidade de produzir força (ABERNETHY, 1993; LEVERITT; ABERNETHY, 1999; SPORER; WENGER, 2003; DE SOUZA et al., 2007; REED; SCHILLING; MURLASITS, 2013; JONES et al., 2017). Baseado nesses achados, uma alternativa cabível seria inverter a ordem dos exercícios na sessão.

Porém, no melhor do nosso conhecimento, são poucos os estudos que investigaram o efeito de uma sessão de treino de força na corrida realizada subsequentemente. Mais escassos ainda são os estudos que pautaram suas análises

em parâmetros biomecânicos da corrida; o que poderia permitir uma melhor compreensão da sobrecarga aplicada no aparelho locomotor.

A corrida por si só, já merece devida atenção, haja vista as alterações na mecânica do movimento advindas da fadiga da própria corrida (MIZRAHI et al., 2000; DIERKS; DAVIS; HAMILL, 2010; CLANSEY et al., 2012; KOBLBAUER et al., 2014; BAZUELO-RUIZ et al., 2018) e a grande prevalência e incidência de lesões associadas à sua prática (VAN GENT et al., 2007; LIEBERMAN, 2012; VAN DER WORP et al., 2015; DAVIS; BOWSER; MULLINEAUX, 2016).

Sendo assim, levando em consideração que as lesões ocorrem quando a somatória das forças impostas as estruturas biológicas ultrapassa o seu limite de resistência, ou quando o repouso não é adequado para permitir uma adaptação estrutural (WINTER; BISHOP, 1992; DIFIORI et al., 2014), é fundamental conhecer os efeitos ocasionados por essa forma de locomoção, de maneira que ao caracterizar as possíveis alterações na mecânica da corrida, seja possível estabelecer a melhor estratégia de treinamento no sentido de preservar o aparelho locomotor.

Além disso, a maioria dos estudos que analisaram a biomecânica da corrida, não teve como finalidade investigar especificamente estratégias utilizadas por indivíduos que participam de programas típicos de academias, como por exemplo, os praticantes de musculação que usualmente utilizam a corrida em esteira logo após o treino de força.

Dados na literatura apontam que a corrida realizada subsequente a alguma tarefa, como salto (FISCHER; STORNILO; PEYRÉ-TARTARUGA, 2015) e exercícios em aparelho isocinético (KELLIS; LIASSOU, 2009; KELLIS; ZAFEIRIDIS; AMIRIDIS, 2011), sofre alterações mecânicas, nos parâmetros espaço-temporais, na força máxima de reação do solo (FISCHER; STORNILO; PEYRÉ-TARTARUGA, 2015), na cinemática angular de quadril, joelho e tornozelo, e na atividade eletromiográfica (KELLIS; LIASSOU, 2009).

Neste sentido, compreender os parâmetros biomecânicos da corrida após sessão de treino de força pode contribuir para prescrição do treinamento físico de maneira mais segura e eficiente. Diante desse cenário, a intervenção do presente estudo buscou reproduzir uma possível estratégia de treinamento físico utilizada em academias de musculação.

Nossa hipótese é que um possível efeito residual oriundo do treino de força tem influência na mecânica da corrida realizada na mesma sessão de treino.

2 OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

Verificar se em uma sessão de treinamento concorrente, os parâmetros biomecânicos da corrida são alterados após uma sessão de treino de força para membros inferiores.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- a) Analisar a influência aguda do treino de força em parâmetros associados ao desempenho da corrida, por intermédio do monitoramento de variáveis cinemáticas, dinâmicas e eletromiográficas.
- b) Analisar a influência aguda do treino de força em parâmetros associados à sobrecarga mecânica da corrida, por intermédio do monitoramento de variáveis cinemáticas, dinâmicas e eletromiográficas.

3 REVISÃO DE LITERATURA

3.1 O TREINAMENTO CONCORRENTE

O treinamento concorrente é estratégia que tem por finalidade gerar concomitantemente adaptações neuromusculares e cardiovasculares (LEVERITT et al., 1999; FYFE; BISHOP; STEPTO, 2014; MAKANAE; OGASAWARA; FUJITA, 2015).

Trata-se de uma estratégia que ganhou muita popularidade nos programas voltados à promoção da saúde. Atualmente, os praticantes de exercícios físicos, por uma questão de disponibilidade de tempo, e ou por conveniência, têm por hábito realizar exercícios cardiovasculares e neuromusculares em uma mesma sessão de treino (DRUMMOND et al., 2005; TAIPALE et al., 2014). Nesse contexto, o treinamento concorrente também é conhecido como *cross-training*.

Tendo em vista a importância de ambas as capacidades físicas para a promoção de saúde e desempenho esportivo, o treinamento concorrente tem sido tema de diversas pesquisas que buscam identificar a influência de um tipo de

treinamento sobre o outro (DRUMMOND et al., 2005; WILSON et al., 2012; CANTRELL et al., 2014; DOMA; DEAKIN; BENTLEY, 2017).

A eficácia do treinamento concorrente é motivo contumaz de discussão na literatura especializada. Em especial, discute-se a possibilidade de o aprimoramento de uma das capacidades físicas exercer influência negativa no desenvolvimento da outra, ao invés de potencializar ambas. Trata-se do “fenômeno da interferência” (HICKSON, 1980; DOCHERTY; SPORER, 2000).

Acerca do fenômeno da interferência, Leveritt et al. (1999) sugeriram três hipóteses capazes de explicar, ainda que teoricamente, os possíveis efeitos causados pelo treinamento concorrente. São elas:

- a) **hipótese do *overtraining*** que atribui à somatória das cargas de ambos os tipos de treinamento o eventual prejuízo no desenvolvimento das capacidades físicas;
- (b) **hipótese crônica** que sugere a existência de adaptações antagônicas da musculatura esquelética quando submetida simultaneamente aos dois tipos de treinamento (aptidão cardiorrespiratória vs. força);
- (c) **hipótese aguda** a qual sugere que o prejuízo do desempenho subsequente se deve à fadiga residual provocada pela atividade precedente.

Apesar das muitas hipóteses acerca da eficácia desse treinamento, os resultados disponíveis na literatura ainda são diversos. Alguns estudos reportam que em consequência da adoção do treinamento concorrente podem ocorrer resultados inferiores nas respostas fisiológicas em exercícios aeróbicos (DRUMMOND et al., 2005; CONCEIÇÃO et al., 2014; DOMA; DEAKIN, 2014); no desempenho neuromuscular (KRAEMER et al., 1995; JONES et al., 2016); ou ainda nenhum tipo de efeito de uma capacidade sobre a outra (COSTA et al., 2011; DE SOUZA et al., 2011). A inconsistência de resultados pode ser justificada pelo desenho experimental, tendo em conta a notável diferença nas características dos voluntários e nos parâmetros do treinamento (intensidade, duração, frequência, e ordem dos estímulos) utilizados nos diferentes experimentos (DOCHERTY; SPORER, 2000).

Dentre os muitos aspectos do protocolo que podem interferir nos resultados, merece destaque a influência da ordem dos estímulos. Quando se combina a prática de exercícios cardiorrespiratórios e de força muscular em uma mesma sessão de treino, a forma de manipulação desses componentes parece apresentar grande potencial de interferência no resultado do treinamento (MCCARTHY; POZNIAK; AGRE, 2002; LEVERITT et al., 2003; FYFE; BISHOP; STEPTO, 2014; JONES et al.,

2016).

Por além das considerações acerca da eficácia do treinamento concorrente, um outro aspecto que precisa ser ponderado é a sua influência na sobrecarga mecânica, ou seja, nas cargas aplicadas no aparelho locomotor. Estudar a sobrecarga mecânica permite dimensionar o estresse mecânico imposto às estruturas que compõem o aparelho locomotor em decorrência da adoção de determinada estratégia de treinamento, como é o caso do treinamento concorrente (AMADIO; SERRÃO, 2007). Surpreendentemente face à relevância da questão, inexistem dados acerca desse importante aspecto do treinamento na literatura especializada.

Para se investigar as alterações mecânicas da corrida realizada subsequente a uma sessão de treino de força para membros inferiores, é importante conhecer as alterações mecânicas que ocorrem pela própria corrida.

3.2 ALTERAÇÕES MECÂNICAS DA CORRIDA

De maneira simplificada, a redução na capacidade de gerar força ou potência muscular, associada ao aumento da percepção de esforço, pode ser considerada como fadiga muscular (VØLLESTAD, 1997; MORIN et al., 2012; FUHR; CHIU; KENNEDY, 2018).

Qualquer exercício físico realizado por um tempo prolongado leva o aparelho locomotor à um processo de fadiga; e ainda que seja possível manter a realização da tarefa, alterações na técnica do movimento são esperadas (ELLIOT; ACKLAND, 1981; DIERKS; DAVIS; HAMILL, 2010; BAZUELO-RUIZ et al., 2018). Especificamente na corrida, a característica cíclica do movimento, associado com algum nível de fadiga, pode aumentar a sobrecarga mecânica no decorrer da atividade (DIERKS; DAVIS; HAMILL, 2010).

Além disso, diferenças tanto na duração e velocidade da corrida, quanto na condição em que a mesma é realizada, como por exemplo corridas em aclive ou declive; em esteira ou pista, podem acarretar variações no local de maior sobrecarga no corpo e conseqüentemente em características distintas no processo de fadiga (ELLIOT; ACKLAND, 1981; PAAVOLAINEN et al., 1999; ABT et al., 2011; HANLEY; MOHAN, 2014; GARCÍA-PÉREZ et al., 2014; VERNILLO et al., 2015).

Dados na literatura apontam que a fadiga advinda da própria corrida causa alterações em sua mecânica (VOLOSHIN et al., 1998; MIZRAHI et al., 2000; MAAS et

al., 2018), no entanto, por motivo das diferenças nos desenhos experimentais, onde incluem-se as características dos protocolos de corrida e dos voluntários, os resultados são diferentes.

Em estudo para verificar se o *stiffness* do tendão de Aquiles é afetado pela sobrecarga repetitiva durante a corrida, 12 corredores amadores correram 30 minutos em esteira, na velocidade estabelecida em 12km/h. O *stiffness* foi avaliado por meio de saltos unipodais antes e após a corrida. Além disso, ao longo da corrida, no 1º minuto, 15º minuto e 30º minuto, dados cinemáticos de variação angular de tornozelo no plano sagital e frequência de passada foram mensurados. Em suma, ao contrário do esperado, os resultados apontaram que o *stiffness* do tendão não alterou com a corrida de 30 minutos e que as variáveis cinemáticas ao longo da corrida mantiveram o padrão (FARRIS; TREWARTHA; MCGUIGAN, 2012).

Por outro lado, em situações de corridas mais severas, as alterações na mecânica são mais evidentes. No estudo de Morin et al. (2011) onde o objetivo foi investigar alterações na mecânica da corrida antes e após ultramaratona em montanha, dos 34 voluntários, somente 22 terminaram a prova e apenas 18 conseguiram manter a velocidade estipulada para o teste (12 km/h), realizado em tapete de contato de 7 metros. Dentre os parâmetros avaliados, o tempo de contato foi mantido, concomitante com a redução do tempo de voo e aumento da frequência de passada; a força máxima de reação do solo e o deslocamento vertical do centro de massa foram menores; e enquanto o *stiffness* de membro inferior (K_{leg}) se manteve, o *stiffness* vertical (K_{vert}) aumentou.

Resultados semelhantes foram observados no estudo de Degache et al. (2013) onde 8 ultramaratonistas tiveram a mecânica da corrida avaliada em esteira (1 minuto em cada velocidade: 10 km/h, 12 km/h e 14 km/h), antes e após corrida montanhosa de 5 horas. Os resultados mostraram que independente da velocidade, após a ultramaratona houve aumento da frequência e diminuição do comprimento de passada, sem alteração no tempo de fase aérea; menor variação vertical do centro de massa; e aumento do *stiffness* tanto vertical, quanto de membro inferior. Além desses achados, houve diminuição no tempo de contato nas velocidades 12 km/h e 14 km/h; e diminuição da força máxima de reação do solo somente na velocidade de 10 km/h.

Nos estudos de Morin et al. (2011) e Degache et al. (2013), a corrida foi realizada com trajeto composto por aclives e declives; já Giovanelli et al. (2016)

investigaram o efeito de uma maratona de montanha com trajeto composto apenas por alicive, e o resultado de algumas variáveis mecânicas analisadas foram diferentes.

No estudo de Giovanelli et al. (2016), 18 ultramaratonistas experientes realizaram testes de salto com contramovimento e de tensiomiografia do músculo vasto lateral, 1 dia antes e imediatamente após a maratona; e foram submetidos à uma avaliação da mecânica da corrida ao longo da prova, no 3º km, 14º km, 30º km e imediatamente após a maratona. O teste de salto com contramovimento apontou uma diminuição na altura do salto após a prova e a tensiomiografia do vasto medial, por meio da diminuição dos parâmetros temporais (tempo de *delay*, tempo de contração, tempo de sustentação da contração e tempo de relaxamento) e aumento do deslocamento radial do ventre muscular, indicou uma redução do *stiffness* e maior sensibilidade do músculo para os estímulos elétricos. Em acordo com o resultado da tensiomiografia, o *stiffness* vertical diminuiu na corrida aos 30 km e após a prova; e o *stiffness* de membro inferior diminuiu ao final da prova. Além desses resultados, embora a frequência de passada não tenha alterado ao longo da corrida; aos 30 km e ao final da prova o tempo de contato aumentou; o tempo de voo diminuiu; a força máxima de reação do solo diminuiu; e a oscilação do centro de gravidade na vertical durante o contato aumentou.

Os resultados diferentes encontrados no estudo de Giovanelli et al. (2016) podem ter relação não só com o trajeto da prova, que foi realizado apenas em alicive, mas também pelo fato da avaliação biomecânica da corrida ser realizada ao longo do percurso da prova, em que os sujeitos não mantiveram a velocidade, diminuindo-a significativamente aos 14 km e 30 km. De fato a diminuição da velocidade por si só, implica em alterações no padrão de movimento da corrida (ELLIOT; ACKLAND, 1981; PAAVOLAINEN et al., 1999).

No estudo de Vernillo et al. (2015) o objetivo foi verificar se a fadiga induzida por uma ultramaratona de montanha acarreta alterações no custo energético e na mecânica da corrida em esteira com diferentes inclinações (0% plano, +5% inclinado e -5% declinado). Para tanto, 1 semana antes e logo após a prova, 14 ultramaratonistas experientes foram avaliados em corrida na esteira, por meio de 5 minutos em cada condição de inclinação. Os resultados para o efeito da fadiga gerada pela prova, apresentaram que algumas variáveis tiveram um padrão semelhante independente das condições de inclinação, entre as quais, aumento do percentual da fase de apoio e da frequência de passada; e diminuição do tempo de balanço, tempo

de passada, comprimento de passada e relação da troca respiratória. Entretanto, outras variáveis apresentaram diferentes comportamentos, de maneira que o tempo de contato aumentou apenas no plano; a taxa de força máxima vertical diminuiu apenas no plano; o VO_2 aumentou nas condições plano e declinado; e o custo energético aumentou apenas na condição declinado.

Mizrahi; Verbitsky; Isakov (2001), avaliaram 14 corredores amadores em corrida de 30 minutos, na velocidade do limiar anaeróbico ($12,7 \pm 0,68$ km/h), em duas condições de inclinação da esteira (0% plano e -4% declinado); e os parâmetros biomecânicos foram coletados ao longo da corrida, em ambas condições. Como resultado, a fadiga gerada durante a corrida não foi capaz de alterar a variação angular (flexão/extensão) de joelho em ambas condições, no entanto, durante a corrida sem inclinação (0% plano) a fadiga gerou maior variação angular de quadril entre a fase aérea, até o pico de aceleração no apoio; e na condição de corrida em declive houve maior variação de dorsiflexão do tornozelo entre o pico de aceleração e a máxima dorsiflexão durante o apoio; maior variação angular de quadril entre o pico de aceleração e a máxima flexão de joelho durante o apoio; e aumento da atividade eletromiográfica do reto femoral durante o apoio.

Especificamente em relação à eletromiografia, de fato parece haver uma tendência de aumento da amplitude do sinal ao longo da corrida em condição de fadiga muscular (VØLLESTAD, 1997; PAAVOLAINEN et al., 1999; SILVA; FRAGA; GOLÇALVES, 2007).

Nos estudos em que a corrida foi realizada em condições de altíssimo volume, como nos casos das maratonas e ultramaratonas, as alterações biomecânicas do movimento podem estar relacionadas não apenas com ajustes por motivo da fadiga, mas também como possível estratégia para reduzir dores acarretadas pela própria corrida (MORIN et al., 2011; DEGACHE et al., 2013).

Alguns estudos com menores volumes de corrida não apresentaram alterações na mecânica da corrida, como o de Farris; Trewartha e Mcguigan (2012) em que 30 minutos de corrida, na velocidade estabelecida em 12 km/h não foi suficiente para alterar o *stiffness* de corredores amadores; e o de Abt et al. (2011) em que uma corrida na velocidade do limiar ventilatório ($11,88 \pm 1,44$ km/h) até a exaustão ($17,8 \pm 5,7$ min) não alterou flexão de joelho, pronação de tornozelo, aceleração da tíbia e aceleração da cabeça em corredores de nível competitivo. Porém, alterações mecânicas geradas

pela fadiga da própria corrida não se restringem apenas para sessões em que a corrida é realizada por período extremamente prolongado.

Hanley e Mohan (2014) submeteram 15 corredores de nível competitivo à uma corrida de 10 km em esteira, na velocidade de 103% da última prova de 10 km ($17,49 \pm 0,62$ km/h). Os dados mecânicos da corrida e a percepção subjetiva de esforço foram coletados em 1,5 km, 3,0 km, 5,0 km, 7,5 km e 9,0 km. A percepção subjetiva de esforço aumentou gradativamente ao longo da corrida, de 11 para 18 na escala até 20; os resultados dos parâmetros espaço-temporais apontaram um aumento no comprimento do passo e no tempo de voo, e diminuição da frequência de passo e tempo de contato, sem alteração na largura do passo; a cinemática angular do joelho mostrou maior flexão no contato do pé com o solo e menor flexão na retirada do pé do solo, sem alterações nos movimentos de quadril e tornozelo; e os parâmetros cinéticos mostraram diminuição do impulso total e força máxima de reação do solo, sem alterações no 1º pico de força na vertical.

Também em um simulado de 10 km em esteira, 9 corredoras de longa distância correram na velocidade de 95% de um *time trial* de 10 km ($43 \pm 03,71$ min). Os dados cinemáticos da corrida e percepção subjetiva de esforço foram coletados ao longo da corrida e a máxima contração isométrica dos extensores de joelho foi mensurada antes e após a corrida. Embora a força isométrica não tenha alterado, a percepção subjetiva de esforço aumentou gradativamente ao longo da corrida, de 12 para 19 na escala até 20. Além disso, o comprimento de passada aumentou, enquanto a frequência de passada diminuiu; e o ângulo de flexão de joelho aumentou durante a fase de balanço (FUHR; CHIU; KENNEDY, 2018).

No estudo de Dierks; Davis e Hamill (2010) o objetivo foi investigar a cinemática da corrida em velocidade autosselecionada. Para tanto, 20 corredores amadores realizaram uma corrida em esteira, na velocidade autosselecionada que representasse a velocidade típica de seus treinos ($9,36 \pm 1,08$ km/h). A corrida foi mantida até que os voluntários alcançassem 85% da frequência cardíaca máxima ou reportassem 17 na escala de percepção subjetiva de esforço até 20 (45 ± 12 min). Os dados de cinemática angular foram coletados antes e após protocolo de corrida. Houve aumento do pico de velocidade de adução do quadril; aumento do ângulo máximo, da variação angular e do pico de velocidade de rotação interna de joelho e de eversão de tornozelo; aumento da rotação interna da tíbia; e diminuição do pico de velocidade de flexão do joelho durante apoio.

Koblbauer et al. (2014), além de verificar variáveis cinemáticas de membros inferiores e tronco durante a corrida, também analisaram a relação entre as alterações cinemáticas com a capacidade de resistência dos músculos da região do *core* (i.e estabilizadores da pelve e do tronco), por meio de testes específicos realizados em dia separado da corrida. De acordo com a hipótese apresentada pelos autores, a fadiga proveniente da corrida aumenta a eversão de tornozelo e flexão do tronco, e tais alterações são mais pronunciadas em indivíduos com menor força dos músculos que compõem o *core*. Nesse estudo, corredores inexperientes (10 mulheres e 7 homens) realizaram um protocolo de corrida em esteira, na velocidade compatível a 13 na escala de percepção subjetiva de esforço até 20 ($9,36 \pm 5,76$ km/h). A corrida foi mantida até que os voluntários alcançassem 90% da frequência cardíaca máxima ou reportassem 17 na escala de percepção subjetiva de esforço ($19,7 \pm 7,8$ min); e os dados cinemáticos foram coletados no 1º minuto de corrida e após fadiga. Os resultados mostraram que os movimentos de flexão e extensão de quadril, joelho e tornozelo não alteraram; e que, conforme o esperado, houve um aumento no pico de flexão do tronco e de eversão do tornozelo durante a corrida. No entanto, contrariando a hipótese, houve relação positiva entre o aumento do pico de flexão do tronco e força de resistência dos músculos extensores.

Nesse estudo de Koblbauer et al. (2014), o aumento na eversão de tornozelo foi estatisticamente significativo apenas para o membro não dominante (1.6°). Ainda assim, a literatura não apresenta uniformidade no que se refere a diferenças na cinemática angular entre membro dominante e não dominante.

Brown; Zifchock e Hillstrom (2014) com o objetivo de estabelecer se a dominância de membro inferior afeta a mecânica da corrida e verificar a interação com a fadiga, submeteram 20 corredoras à uma corrida em velocidade autosselecionada (que representasse a velocidade de uma prova de 5 km, ou que esperassem fadigar em 40 min). A corrida foi mantida até que as voluntárias reportassem 17 na escala de percepção subjetiva de esforço até 20 ($24,6 \pm 7$ min). Os resultados mostraram que não houve diferença entre membro dominante e não dominante tanto na corrida pré quanto pós protocolo de fadiga para cinemática e cinética (torque) das articulações do quadril, joelho e tornozelo.

Percebe-se, portanto, que a literatura traz uma vasta lista de parâmetros biomecânicos analisados durante a corrida. Sendo assim, levando em consideração que a maioria das lesões na prática da corrida ocorrem pelo acúmulo de sobrecargas

repetitivas nos tecidos musculoesqueléticos (MAAS et al., 2018), também se faz importante investigar as variáveis associadas com as forças que surgem na interação do aparelho locomotor com o solo, chamada de força de reação do solo, que se equivale a somatória dos produtos da aceleração da massa de todos os segmentos do corpo, e é considerado um indicativo de sobrecarga mecânica (AMADIO; SERRÃO, 2007).

Nesse sentido, em suma, embora alguns estudos mostrem que na corrida em condição de fadiga o 1º pico de força na vertical não é alterado (PAAVOLAINEN et al., 1999; CLANSEY et al., 2012; HANLEY; MOHAN, 2014; BAZUELO-RUIZ et al., 2018), ou até mesmo tem seus valores reduzidos (GERLACH et al., 2005; BAZUELO-RUIZ et al., 2018), é necessário observar a taxa de desenvolvimento dessa força, já que a mesma pode aumentar (CLANSEY et al., 2012), deixando assim o aparelho locomotor mais exposto a sobrecarga mecânica. Outro aspecto que pode ser ponderado nesse contexto é o pico de aceleração vertical da tíbia, que tem sido um parâmetro associado ao risco de desenvolver lesão (ABT et al., 2011; MILNER et al., 2006; CLANSEY et al., 2012) e em alguns estudos apresentou valores elevados em condição de fadiga (VERBITSKY et al., 1998; VOLOSHIN et al., 1998; MIZRAHI et al., 2000).

Diante desse cenário, percebe-se que a corrida por si só acarreta alterações na mecânica do movimento e que algumas dessas alterações tem sido associada com maior risco de desenvolver lesões (CLANSEY et al., 2012). Além disso, um estudo de Maas et al. (2018) com o objetivo de verificar as diferenças na cinemática da corrida entre corredores inexperientes e competitivos, antes e após um protocolo de corrida até exaustão, observaram que os corredores inexperientes apresentam maiores alterações na cinemática da corrida em condição de fadiga.

Sendo assim, como a corrida é uma das atividades físicas mais comum e largamente utilizada não só como esporte, mas como parte de programas de condicionamento físico (VAN DER WERP et al., 2015; DAVIS; BOWSER; MULLINEAUX, 2016), passa a ser relevante verificar se as alterações na mecânica da corrida são ainda mais pronunciadas quando ela é realizada subsequente a alguma outra tarefa que envolva esforço físico; como por exemplo, nos casos em que a sessão de treino é composta por exercícios de força, seguido de corrida em esteira.

3.3 A INFLUÊNCIA AGUDA DO TREINO DE FORÇA NA CORRIDA

A combinação de programas de corrida com programas de força dentre aqueles que pretendem melhorar a sua condição física é muito frequente (CANTRELL et al., 2014). Entretanto, apesar da popularidade, no melhor do nosso conhecimento, são poucos os estudos que investigaram a influência de uma sessão de treino de força sobre a corrida realizada subsequentemente. Mais escassos ainda são os estudos que pautaram suas análises em parâmetros biomecânicos.

Em estudo realizado por De Souza et al. (2011) com voluntários fisicamente ativos, o exercício *Leg Press* com inclinação de 45° realizado tanto por meio de 5 séries (5RM), quanto por 2 séries (15RM), com 3 minutos de intervalo entre séries, não foi suficiente para alterar variáveis associadas ao desempenho cardiovascular (frequência cardíaca, concentração de lactato, percepção de esforço e VO_2) em corrida de 5km contínuo na velocidade média entre o primeiro e segundo limiar ventilatório, e em corrida de 5km intermitente com 1min vVO_2 max e 1min de descanso.

Por outro lado, Taipale et al. (2014) avaliaram os efeitos de dois protocolos de treinamento concorrente (força/corrída e corrida/força) em corredores amadores (homens e mulheres). Para os homens, houve decréscimo significativo na força isométrica máxima no exercício *Leg Press* em 8% após a corrida e 19% após os exercícios de força; e decréscimo no salto com contramovimento de 4,8 cm após os exercícios de força. Já para as mulheres, enquanto a sessão de corrida não afetou negativamente nenhum dos aspectos avaliados, após os exercícios de força houve diminuição da força isométrica máxima em 12%.

Drummond et al. (2005) realizaram estudo com o objetivo de determinar efeitos fisiológicos da adoção de diferentes ordens de tarefas: somente treino de força, somente corrida, treino de força seguido de corrida, e corrida seguido de treino de força. O protocolo de treino de força utilizava 4 exercícios para membros superiores e 3 para membros inferiores, com 3 séries de 10 repetições, com carga equivalente a 70% de 1RM. A corrida era realizada por 25 minutos, em uma intensidade equivalente a 70% do VO_2 max. Os autores apontaram que a corrida realizada após o treino de força acarretou um aumento na frequência cardíaca, na percepção de esforço e no consumo de oxigênio.

Corroborando a hipótese de que uma sessão de treino de força pode influenciar negativamente a corrida realizada na mesma sessão de treino, tem-se o estudo de

Doma & Deakin (2014). Utilizando como voluntários corredores moderadamente treinados e treinados, os autores estudaram a influência de diferentes protocolos de treino de força. Os protocolos de força foram assim nomeados e estruturados: protocolo de alta intensidade para membros inferiores e superiores: composto por 6 séries (6RM) *Leg Press*, 4 séries (6RM) supino e 4 séries (6RM) puxada no banco horizontal (*benchpulls*), com 3 minutos de intervalo entre séries; protocolo de alta intensidade somente para membros inferiores: composto por 6 séries (6RM) *Leg Press*, com 3 minutos de intervalo entre séries; protocolo de baixa intensidade para membros inferiores e superiores: composto por 6 séries (20 repetições) *Leg Press*, 4 séries (20 repetições) supino e 4 séries (20 repetições) puxada no banco horizontal (*benchpulls*), com 1,5 minuto de intervalo entre séries. O protocolo de avaliação da corrida utilizou um teste incremental em esteira de 10 minutos a 70% do segundo limiar ventilatório, 10 minutos a 90% e até exaustão a 110%, realizado 6 horas após o treino de força. Para os três protocolos, não foram encontradas diferenças tanto para contração isométrica voluntária máxima de extensores de joelho, quanto durante as três fases do teste incremental em esteira no que se refere ao custo de corrida, taxa de troca respiratória, frequência cardíaca e percepção subjetiva de esforço. No entanto, no terceiro estágio do teste incremental em esteira, o tempo até exaustão foi menor (15%) para os protocolos de alta intensidade para membros inferiores e superiores, e alta intensidade somente para membros inferiores. Tais resultados sugerem que quanto maior for a intensidade dos exercícios no treino de força, maior também a possibilidade de implicações na corrida.

Diante da escassez de estudos sobre essa temática, a tentativa de compreender as reais implicações agudas de uma sessão de treino de força na biomecânica da corrida, passa pela análise de estudos que investigaram a corrida realizada após diferentes tarefas, como salto (FISCHER; STORNILO; PEYRÉ-TARTARUGA, 2015) e movimentos isocinéticos (KELLIS; LIASSOU, 2009; KELLIS; ZAFEIRIDIS; AMIRIDIS, 2011), onde observou-se importantes ajustes na mecânica da corrida.

Com o objetivo de analisar o efeito agudo da realização de saltos verticais com contramovimento (60s de duração), em parâmetros biomecânicos da corrida, Fischer; Stornio; Peyré-Tartaruga (2015) verificaram que após o protocolo de saltos, embora não houve alteração no *stiffness* vertical, a mecânica da corrida foi ajustada, de maneira que em velocidade lenta foi observado diminuição do deslocamento vertical

do centro de massa e aumento da frequência de passada. Já para a velocidade autosseleccionada, observou-se o aumento da frequência de passada, e a diminuição do comprimento de passada, do tempo de voo e da força máxima de reação do solo. Para a velocidade rápida, além da diminuição da própria velocidade de corrida em 6,1%, também se observou a diminuição do comprimento de passada, do tempo de voo e do 1º pico de força na vertical.

Kellis & Liassou (2009) em estudo realizado com corredoras de média distância, avaliaram a cinemática no plano sagital e a atividade muscular (EMG do vasto medial, bíceps femoral e gastrocnêmio) durante corrida realizada após protocolo de indução de fadiga por meio de movimento isocinético. Os autores utilizaram dois protocolos, sendo um para os músculos extensores e flexores do joelho, com variação angular de movimento de 0 até 90°, e outro para os músculos do tornozelo, com variação angular de movimento de 20° de dorsiflexão até 50° de flexão plantar. Ambos protocolos foram realizados com velocidade de 120°/s, com o máximo esforço possível, até que as voluntárias não pudessem mais produzir ao menos 30% em relação ao pico de torque produzido em sessão prévia. Enquanto o protocolo para tornozelo induziu uma diminuição da dorsiflexão no início do contato do pé com o solo e maior flexão de joelho durante a retirada do pé no solo, o protocolo para o joelho ocasionou em maior extensão de quadril durante a retirada do pé do solo e maior flexão de joelho tanto na retirada do pé do solo quanto no início do contato do pé com o solo. Em relação à atividade muscular houve aumento da atividade do vasto medial na fase de balanço e na pré-ativação (100 ms) em ambos protocolos; e aumento da atividade do gastrocnêmio durante a fase de balanço em ambos protocolos. Para o bíceps femoral observou-se uma diferença entre os protocolos, sendo que houve aumento da atividade no protocolo de joelho e diminuição dela no protocolo de tornozelo durante a fase de balanço.

No estudo de Christina; White; Gilchrist (2001) com o objetivo de verificar o efeito da fadiga localizada na força de reação do solo e na cinemática angular de tornozelo durante a corrida, 11 corredoras amadoras foram submetidas à uma corrida em esteira, na velocidade estabelecida em 10,4 km/h, antes e após protocolos de exercícios para os músculos dorsiflexores e inversores de tornozelo (em dias separados). Ambos protocolos de exercícios foram realizados por meio de séries de 15 repetições a 75%, 50%, 30% e novamente 50% de 1RM, com 15 segundos de intervalo entre as séries, até que as voluntárias não conseguissem manter a amplitude

de movimento. Como resultado dos parâmetros associados a força de reação do solo, foi observado que no protocolo para fadiga dos músculos dorsiflexores embora o 1º e 2º pico de força na vertical não tenham alterado, a taxa de desenvolvimento de força para o 1º pico foi maior; já para o protocolo de fadiga dos músculos inversores, a taxa de desenvolvimento de força para o 1º pico não foi alterada, enquanto o 1º e 2º pico de força na vertical foram reduzidos. Em relação a cinemática angular de tornozelo (dorsiflexão/flexão plantar e inversão/eversão), houve diferença apenas no protocolo de fadiga para os músculos dorsiflexores em que foi encontrada diminuição da dorsiflexão do tornozelo no momento do contato do pé com o solo.

Considerando que em seus estudos Fischer; Storniolo; Peyré-Tartaruga (2015), Kellis; Liassou (2009) e Christina; White; Gilchrist (2001) inferem que as alterações na mecânica da corrida ocorreram por motivo da fadiga muscular decorrente da atividade precedente, espera-se que a sessão de treino de força também possa ter potencial para alterar os parâmetros biomecânicos da corrida subsequente.

Dos estudos por nós encontrados na literatura, são poucos os que de fato investigaram a influência de uma sessão de treino de força em parâmetros biomecânicos da corrida. Palmer & Sleivert (2001) analisaram em corredores de nível competitivo (homens e mulheres), a influência de uma sessão de treino de força (supino, agachamento livre, remada alta, levantamento terra e remada baixa; 3 séries; 8RM; 2 minutos de intervalo entre séries) na corrida realizada em esteira, em duas velocidades (lenta e rápida), 1 hora, 8 horas e 24 horas após o treino de força. Os resultados apontaram que em ambas velocidades houve aumento do VO_2 submáximo 1 hora e 8 horas após o treino de força e diminuição do pico de torque para extensão de joelho 1 hora após treino de força; no entanto, sem alterações em ambas velocidades para frequência cardíaca, taxa respiratória, concentração de lactato, percepção subjetiva de esforço e nos parâmetros cinemáticos frequência e amplitude de passada.

Por outro lado, o estudo de Doma & Deakin (2013), realizado com corredores entre moderadamente treinados e treinados, apontou que uma sessão de treino de força composta por *Leg Press* (6 séries, 6RM), flexão de joelhos (4 séries, 6RM) e extensão de joelhos (4 séries, 6RM) foi capaz de aumentar o custo de corrida e promover diminuição da variação angular do quadril na corrida realizada 6 horas após o treino de força; sem alterações para variação angular de joelho e tornozelo. Os

resultados obtidos evidenciam a possibilidade de o efeito residual do treino de força não ficar restrito aos parâmetros fisiológicos.

Da análise dos principais estudos disponíveis na literatura conclui-se que os resultados acerca do tema ainda são poucos, fazendo com que muitas e importantes questões ainda careçam de maiores esclarecimentos. Ainda assim, consideramos a existência de indícios que sugerem que, em acordo com a nossa hipótese, o treino de força pode exercer influência em parâmetros biomecânicos relacionados a eficiência e a segurança da corrida.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 AMOSTRA

O cálculo amostral foi efetuado por meio do *software* GPower v3.1.92. O software calcula qual o menor número de voluntários necessários para que se atinja o poder desejado pelo usuário para o teste estatístico a ser utilizado, para isso também é necessário informar os dados de dispersão e tamanho de efeito para variável de interesse baseando-se na literatura. Neste estudo adotou-se um tamanho de efeito (d) de 0,59 na variável frequência de passada, verificado em estudo anterior (FISCHER; STORNILO; PEYRÉ-TARTARUGA, 2015), e erro do tipo I (α) de 5% e do tipo II (β) de 20%. O resultado apontou 20 elementos como número mínimo de voluntários. Participaram deste estudo, 24 voluntários do sexo masculino (Idade: $29,2 \pm 5,0$ anos; Altura: $1,76 \pm 0,04$ m; Massa corporal: $86,7 \pm 11,1$ Kg); praticantes de musculação, com frequência semanal de treino de $4,8 \pm 0,9$ dias, sendo $1,9 \pm 0,5$ dias de treino para membros inferiores; e que utilizam a corrida em esteira como parte de seu programa de treinamento, com frequência semanal de $2,5 \pm 1,2$ dias e duração de $21,7 \pm 9,5$ min por sessão de corrida.

Previamente ao início da etapa de testes experimentais, todos os voluntários preencheram um questionário, disponibilizado via internet, como forma de aferir o atendimento dos critérios de inclusão estabelecidos. Para inclusão dos indivíduos na amostra foram adotados os seguintes critérios:

- a) Sexo masculino;
- b) Ter entre 18 e 40 anos de idade;
- c) Possuir experiência com o treinamento de força por um período superior a um ano;

- d) Executar semanalmente os exercícios propostos no estudo (agachamento livre, levantamento terra, *Leg Press* 45° e flexão plantar no *Leg Press* 45°) na rotina de treinamento por pelo menos um ano;
- e) Utilizar a corrida em esteira como parte do programa de condicionamento físico por pelo menos um ano;
- f) Não apresentar alguma desordem neuromuscular, cardiovascular, ou qualquer outra patologia que limitasse a realização dos exercícios.

Os critérios de exclusão foram:

- a) A ocorrência de dores ou desconfortos durante a realização do protocolo, que tivessem potencial para inviabilizar a realização dos exercícios propostos e ou afetar a segurança do voluntário;
- b) A incapacidade de concluir o treino de força planejado;
- c) A incapacidade de realizar a corrida após a execução do treino de força;
- d) A impossibilidade de manter a velocidade planejada de corrida pelo tempo estipulado.

Os voluntários convidados foram devidamente informados sobre os objetivos, riscos e benefícios da investigação, orientados sobre as atividades a serem realizadas durante o experimento e assinaram Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE). Todos os procedimentos da pesquisa foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade (CAAE 13315519.3.0000.5391).

4.2 PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS

Trata-se de um estudo experimental no qual todos os voluntários realizaram uma sessão de corrida em esteira e uma sessão de treinamento concorrente composta por treino de força e corrida em esteira.

Os voluntários foram avaliados em pelo menos quatro sessões, sendo pelo menos duas sessões para procedimentos prévios, compostas pela determinação da velocidade de corrida em esteira instrumentada e ajuste da carga do treino de força, e duas sessões experimentais, sendo uma sessão para obtenção dos parâmetros biomecânicos da corrida em esteira, sem exercício físico prévio (i.e. Sessão corrida) e a outra para obtenção desses parâmetros após a realização de uma sessão de treino de força (i.e. Sessão treinamento concorrente). A ordem de realização das sessões

experimentais foi randomizada e balanceada, de maneira que metade dos voluntários realizaram primeiramente a Sessão corrida e metade primeiramente a Sessão treinamento concorrente. A representação esquemática dos procedimentos experimentais adotados é apresentada na Figura 1.

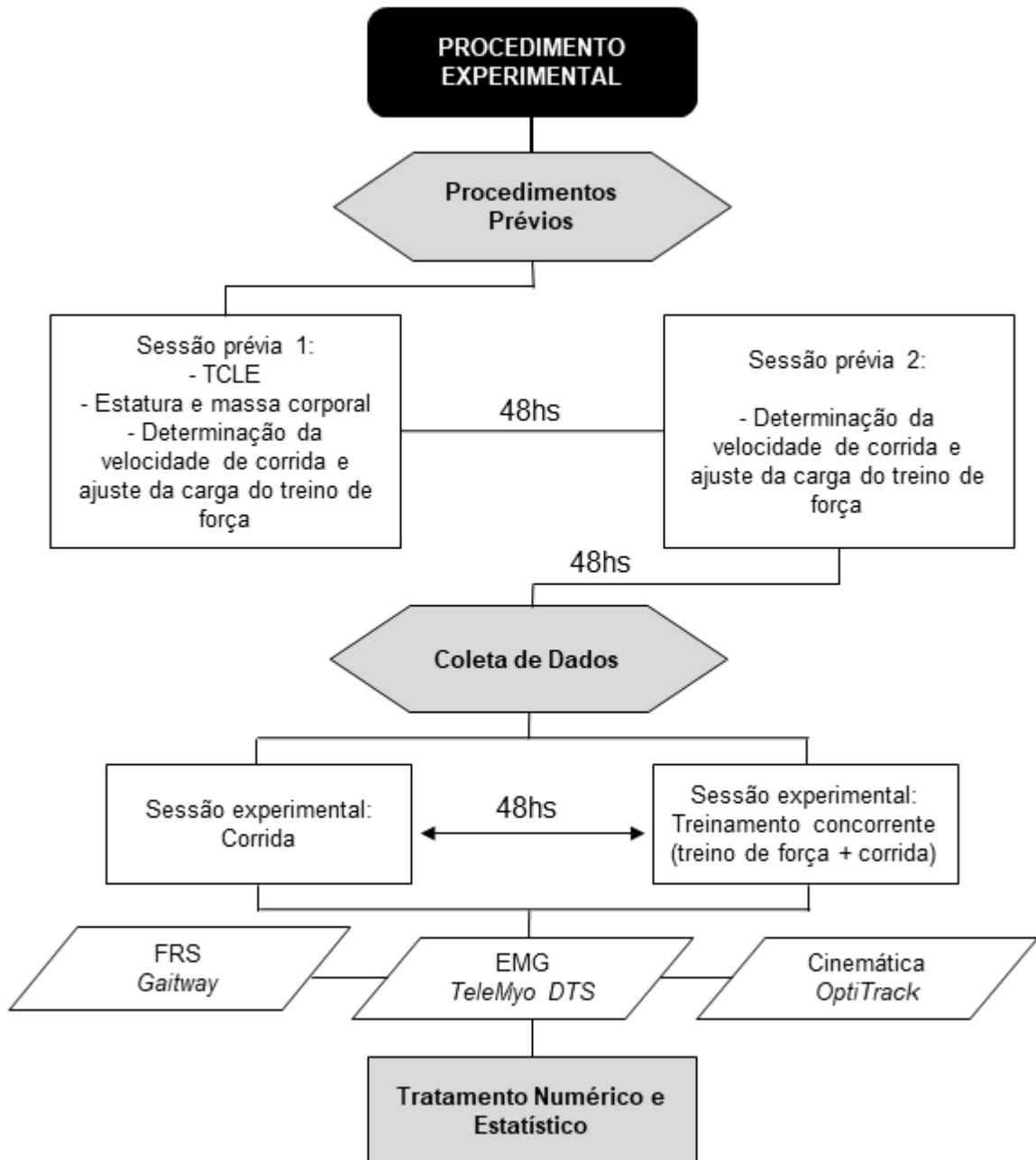


Figura 1 - Fluxograma representativo do procedimento experimental. Onde: TCLE – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido; FRS – Força de Reação do Solo; EMG – Eletromiografia.

Procedimentos prévios

Determinação da velocidade de corrida

Nas sessões para procedimentos prévios, com intervalo mínimo de 48 horas ($80,0 \pm 28,9$ h) entre as sessões, foi realizado o teste de corrida em esteira, onde foi determinada a velocidade autosselecionada e a carga do treino de força utilizada nas duas sessões de coleta de dados.

Inicialmente era mesurada a estatura e massa corporal do voluntário. Em seguida foi determinada a velocidade de corrida autosselecionada. Os voluntários primeiramente realizavam uma familiarização com a esteira por um período de 3 minutos, na velocidade inicial de 6 km/h, com incrementos de velocidade a critério do voluntário. Além disso, eram devidamente instruídos sobre a escala de percepção subjetiva de esforço (Figura 2). A referida escala foi adaptada a partir de Foster et al. (2001).

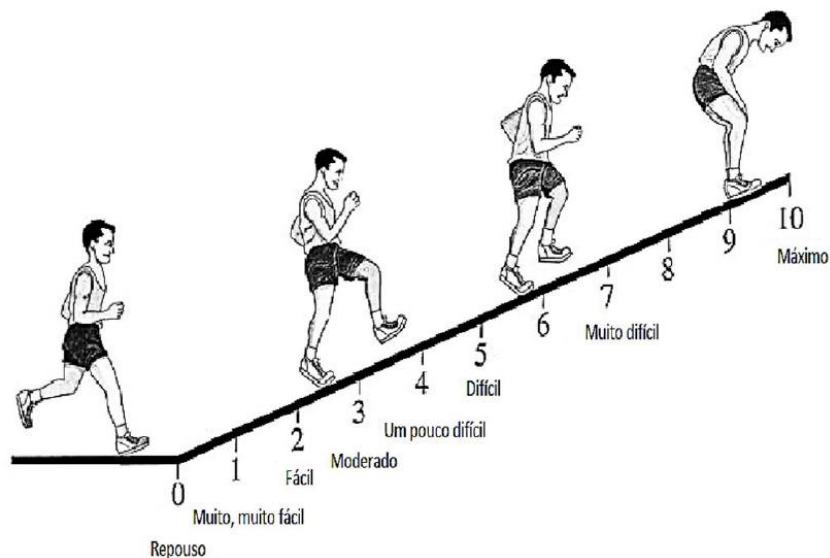


Figura 2 - Escala de percepção subjetiva de esforço (PSE) (adaptada de FOSTER et al., 2001).

Após a familiarização, os voluntários foram orientados a alcançar uma velocidade na qual pudessem correr em intensidade moderada por 20 minutos, intensidade semelhante à utilizada nos estudos de Nawoczenski; Ludewig (1999), Lavcanska; Taylor Schache (2005), Queen; Gross; Liu (2006), Adams et al. (2016). Os ajustes de velocidade eram realizados sem que os voluntários tivessem acesso a velocidade da esteira. Para isso, durante o teste, o painel da esteira era coberto para que a progressão da velocidade fosse baseada apenas na percepção do sujeito e não pela influência das velocidades utilizadas em seus treinamentos. A esteira era

inicializada na velocidade de 6 km/h e de acordo com a instrução do próprio sujeito a velocidade era gradualmente aumentada. Quando o voluntário relatava ter atingido velocidade que lhe permitia correr em intensidade moderada por 20 minutos, a velocidade era mantida por 1 minuto. Após este período, quando a velocidade era confirmada pelo voluntário, ela era considerada estabilizada. Do contrário, novos ajustes de velocidade eram permitidos e ela era novamente mantida por 1 minuto, este procedimento era repetido até se atingir a estabilização da velocidade. Ao final do teste de corrida, o voluntário indicava a percepção subjetiva de esforço como forma de familiarização com a escala.

O tempo médio gasto pelos voluntários neste processo foi de $3,03 \pm 1,25$ min na primeira Sessão prévia e $2,42 \pm 0,53$ min na segunda Sessão prévia; as velocidades anotadas foram $9,1 \pm 1,5$ km/h na primeira Sessão prévia e $8,8 \pm 1,3$ km/h na segunda Sessão prévia; os valores indicados para percepção subjetiva de esforço foram $2,4 \pm 0,5$ na primeira Sessão prévia e $2,6 \pm 0,5$ na segunda Sessão prévia. Desta forma, a velocidade de corrida utilizada em todas as coletas de dados foi a média das velocidades obtidas em cada sessão para procedimentos prévios ($8,9 \pm 1,4$ km/h).

Determinação das cargas para os exercícios de força

Após o teste de corrida, foi realizado ajuste das cargas dos exercícios de força (entre 8 e 12RM). Os exercícios foram realizados sempre na mesma ordem, para que se evitasse uma possível interferência da ordem dos exercícios, como demonstrado em estudos anteriores (SIMÃO et al., 2012; SONCIN et al., 2014). A ordem dos exercícios foi estabelecida com base em recomendações do American College of Sports Medicine (2009): agachamento livre, levantamento terra, *Leg Press* 45° e flexão plantar no *Leg Press* 45°. Foram realizadas 3 séries de cada exercício, com intervalo de 3 minutos entre as séries, e 5 minutos entre os exercícios. A velocidade de movimento não foi controlada, mantendo assim a característica de execução individual dos sujeitos. Os exercícios foram realizados até a falha concêntrica, ou interrompidos quando o participante reportasse fadiga, ou pela incapacidade de manter a execução de movimento de acordo com os critérios estabelecidos. Um profissional experiente, previamente treinado, observou e orientou os voluntários ao longo do teste com o propósito de assegurar os critérios de execução de movimento determinados para cada exercício.

O Agachamento foi realizado com pesos livres. Os voluntários deveriam apoiar a barra na região posterior dos ombros, posicionar os pés da maneira mais confortável e com afastamento equivalente à largura dos ombros. Ao longo da execução do movimento eles deveriam manter a coluna na posição mais estável possível. Na fase descendente do movimento, os joelhos deveriam flexionar até que o ângulo entre a coxa e a tíbia atingisse 90°. Foi considerado como um movimento completo quando na fase ascendente os sujeitos estendiam completamente os joelhos e quadril.

O Levantamento Terra também foi executado com pesos livres. Os voluntários deveriam se colocar de frente para a barra, com os pés posicionados da maneira mais confortável e com afastamento equivalente a largura dos ombros. Com os joelhos e quadril flexionados, eles deveriam segurar a barra com afastamento maior do que o afastamento dos joelhos. A partir da posição em pé, era considerado um movimento completo quando a barra ultrapassava a altura dos joelhos na fase descendente e retornava à posição em pé com os joelhos e quadril completamente estendidos. Ao longo da execução do movimento os sujeitos deveriam manter a coluna na posição mais estável possível.

O *Leg Press* foi realizado em máquina de inclinação de 45°. Os voluntários deveriam posicionar os pés da maneira mais confortável e com afastamento equivalente a largura dos ombros. Foi considerado um movimento completo quando os sujeitos flexionavam os joelhos em 90° e retornavam para posição de extensão completa.

A Flexão Plantar foi realizada na mesma máquina em que se executou o *Leg Press*. Os voluntários deveriam posicionar os pés na borda inferior da plataforma, com afastamento equivalente a largura do quadril, apoiando somente a região do antepé, deixando os calcanhares para fora da plataforma. Foi considerado um movimento completo quando os sujeitos a partir da posição de máxima dorsiflexão, realizavam a máxima flexão plantar possível e retornavam para posição inicial. A máxima amplitude de movimento de cada voluntário foi determinada pelo avaliador experiente, baseado no exercício realizado no aquecimento e por meio de uma fita métrica fixada no cursor da plataforma do equipamento.

A primeira sessão para ajustar a carga do treino de força foi iniciada com um aquecimento específico efetivado por meio de 10 repetições com aproximadamente 50% da carga previamente reportada pelo voluntário em questionário disponível via internet (carga para aproximadamente 10RM) para cada exercício, com um minuto de

intervalo entre os exercícios. Após aquecimento, a primeira série de cada exercício foi realizada com a carga previamente reportada pelo voluntário, para aproximadamente 10RM. Quando o voluntário realizava um número de repetições menor do que 8 ou maior do que 12, as cargas eram ajustadas para a próxima série. A carga da terceira série de cada exercício foi anotada com a finalidade de ser replicada na próxima sessão de ajuste da carga do treino de força.

A segunda sessão para ajustar a carga do treino de força foi iniciada com um aquecimento específico efetivado de forma idêntica ao utilizado na sessão anterior. Após aquecimento, a primeira série de cada exercício foi realizada de acordo com a carga determinada na primeira sessão. Quando o voluntário mantinha entre 8 e 12RM para a carga previamente determinada, ela era considerada como ajustada; do contrário, mais uma sessão prévia de determinação da carga era realizada. A carga média obtida durante os procedimentos de ajuste para o agachamento livre, o levantamento terra, o *Leg Press* 45° e a flexão plantar no *Leg Press* 45° foi de 125,4 ± 24,3 kg; 103,8 ± 20,0 kg; 276,3 ± 67,5 kg; 228,8 ± 52,0 kg; respectivamente.

Coleta de dados

Após um intervalo mínimo de 48 horas (100,0 ± 23,1 h) da última sessão de procedimentos prévios, deu-se início as sessões experimentais, sendo uma Sessão corrida e uma Sessão treinamento concorrente. A ordem de realização das sessões experimentais foi randomizada e balanceada, de forma que metade dos voluntários realizou primeiramente a Sessão corrida e os demais realizaram inicialmente a Sessão treinamento concorrente. O intervalo entre as sessões foi de pelo menos 48 horas (90,0 ± 23,7 h).

Ambas as sessões experimentais eram iniciadas com um breve aquecimento na própria esteira, efetivado por meio de 2 minutos na intensidade de 70% da velocidade estabelecida para o teste de corrida (6,3 ± 1,0 km/h); e 3 minutos na velocidade estabelecida para o teste de corrida. Durante o último minuto, foi coletado o sinal eletromiográfico dos músculos selecionados, com o propósito de normalização da EMG.

Sessão experimental 1: Corrida

Após o aquecimento de corrida e coleta dos dados para posterior normalização do sinal EMG, o teste de corrida foi realizado durante 20 minutos, na velocidade

estabelecida para cada voluntário. Os parâmetros dinâmicos, cinemáticos e eletromiográficos foram coletados durante 20 segundos, nos seguintes intervalos de tempo: 5^o minuto e 20^o minuto. Além dos parâmetros biomecânicos, foi avaliada a percepção subjetiva de esforço.

Sessão experimental 2: Treinamento concorrente

Após o aquecimento de corrida e coleta dos dados para normalização do sinal EMG, o treino de força foi iniciado com um aquecimento específico efetivado por meio de 10 repetições com 50% da carga determinada nas sessões prévias, para cada exercício, com um minuto de intervalo entre os exercícios.

Após o aquecimento específico foi realizada a sessão do treino de força, na mesma ordem das sessões prévias: agachamento livre, levantamento terra, *Leg Press* 45° e flexão plantar no *Leg Press* 45°. Foram realizadas 3 séries de cada exercício, com a carga determinada nas sessões prévias para cada voluntário, com intervalo de 3 minutos entre as séries, e 5 minutos entre os exercícios. A velocidade de movimento não foi controlada, mantendo assim a característica de execução individual dos sujeitos. Os exercícios foram realizados até a falha concêntrica, ou interrompidos quando o participante reportou fadiga, ou pela incapacidade de manter a execução de movimento de acordo com os critérios desejados. Em acordo com as cargas previamente ajustadas, todas as séries foram realizadas entre 8 até 12RM. Os dados do treino de força são apresentados na Tabela 1.

Tabela 1 - Dados de carga e volume do treino de força – Sessão experimental.

	Carga estabelecida (kg)	Volume parcial (nº de repetições)			Exercício
		1ª série	2ª série	3ª série	
Agachamento livre	125,4 ± 24,3	10,9 ± 0,9	10,3 ± 0,6	9,9 ± 0,8	31,1 ± 1,6
Levantamento terra	103,8 ± 20,0	10,6 ± 0,8	10,0 ± 0,7	9,5 ± 0,8	30,0 ± 1,6
Leg press 45°	276,3 ± 67,5	10,4 ± 0,7	10,3 ± 0,7	10,0 ± 0,9	30,7 ± 1,7
Flexão plantar no leg press 45°	228,8 ± 52,0	10,7 ± 0,8	10,2 ± 1,1	9,8 ± 0,7	30,6 ± 2,1

Após 23,53 ± 3,35 min (mínimo de 15,03 min, máximo de 28,6 min) do término do treino de força, o teste de corrida foi realizado durante 20 minutos, na velocidade estabelecida para cada voluntário. Os parâmetros dinâmicos, cinemáticos e eletromiográficos foram coletados durante 20 segundos, nos seguintes intervalos de tempo: 5^o minuto e 20^o minuto. Além dos parâmetros biomecânicos, foi avaliada a percepção subjetiva de esforço.

4.5 VARIÁVEIS SELECIONADAS PARA ANÁLISE E INSTRUMENTOS DE MEDIÇÃO

4.5.1 Variáveis dinâmicas – Sistema Gaitway

A corrida foi realizada na esteira instrumentada Gaitway HP Cosmos, que consiste em uma esteira convencional com duas plataformas de força piezelétricas (Kistler) localizadas no deck e um amplificador Kistler Z16118B. A frequência de amostragem utilizada pelas plataformas foi de 250 Hz.

As plataformas fizeram os registros dos dados de força de reação do solo vertical. Os dados foram armazenados em um computador via interface e posteriormente tratados e analisados no *software* MatLab R2015a (Mathworks, EUA). Os dados foram filtrados utilizando um filtro passa-baixa recursivo do tipo Butterworth de quarta ordem, com frequência de corte de 60 Hz. Os parâmetros calculados a partir da curva força-tempo foram: 1º e 2º pico de força, tempo para o 1º e 2º pico de força, taxa de desenvolvimento de força, impulso total e impulso nos primeiros 50 ms. Além destes parâmetros a força foi normalizada pelo peso corporal e o tempo de passada normalizado entre 0 a 100% com incremento de 1%, assim foram calculadas as curvas normalizadas médias de força-tempo, com seus respectivos desvios padrões.

4.5.2 Variáveis cinemáticas - Sistema OptiTrack

Para aquisição das imagens e obtenção dos parâmetros cinemáticos na realização da corrida foi utilizado o OptiTrack (NaturalPoint, EUA), composto por 8 câmeras óptico-eletrônicas (Flex 3) com resolução de 0,3 Mpixels e frequência de amostragem de 100 fps conectadas ao módulo OptiHub. O sistema era calibrado de acordo com as instruções do fabricante antes de cada coleta de dados, apresentando erro RMS inferior a 1.6 mm em todas as coletas. As coordenadas globais do sistema foram determinadas sobre o deck da esteira sendo o eixo X a direção látero-lateral orientado à esquerda, o eixo Z a direção ântero-posterior, orientado à frente e o eixo Y a direção vertical, orientado para cima. As câmeras possuem uma unidade estroboscópica que emitem um *flash* de luz e iluminam os marcadores reflexivos presos ao sujeito. Desta forma, os rastros de luz são capturados pelas câmeras durante a realização do movimento, permitindo assim, sua reconstrução. Marcadores

reflexivos (14 mm Ø) foram colocados nas articulações e pontos de interesse dos membros inferiores direito e esquerdo (Quadro 1 e Figura 3).

A coleta e o tratamento inicial dos dados foram realizados no *software* Motive (Tracker 2.0.2) e consistia na captura dos movimentos, nomeação dos pontos e cálculos das coordenadas de quadril, coxa, perna e pé com 6 graus de liberdade (Translação X,Y e Z e rotações de Euler XZY).

PONTO	DEFINIÇÃO
ASI	Posicionado diretamente sobre a espinha íliaca ântero-superior
PSI	Posicionado diretamente sobre a espinha íliaca pósterio-superior
THI	Lateralmente posicionado sobre a coxa. Deve estar sobre a linha formada pelo trocânter maior e pelo epicôndilo lateral do fêmur.
KNE	Posicionado sobre o epicôndilo lateral do fêmur.
TIB	Lateralmente posicionado sobre a perna. Deve estar sobre a linha formada pelo epicôndilo lateral do fêmur e pelo maléolo lateral da fíbula.
ANK	Posicionado sobre o maléolo lateral da fíbula.
HEE	Posicionado sobre o calcâneo, posteriormente e na mesma altura do marcador sobre a cabeça do segundo metatarso (TOE).
TOE	Posicionado sobre a cabeça do segundo metatarso, na mesma altura do marcador do calcâneo (HEE).

Quadro 1 - Descrição da localização anatômica de cada marcador reflexivo.

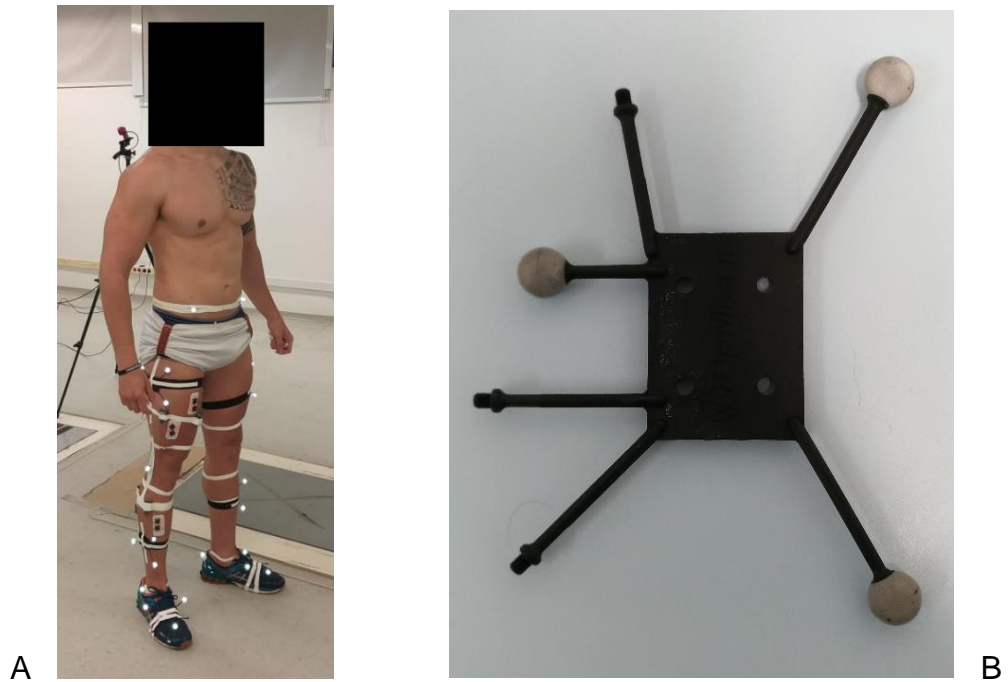


Figura 3 - Foto ilustrativa dos marcadores reflexivos colocados nos pontos de interesse para reconstrução do movimento (imagem A); Cluster utilizado nos pontos THI, TIB e TOE (imagem B).

Posteriormente os dados foram tratados no MatLab R2015a (Mathworks, EUA). Os dados foram filtrados utilizando um filtro passa-baixa recursivo do tipo Butterworth de segunda ordem, com frequência de corte de 10 Hz. Foram extraídas para análise as variáveis apresentadas na Tabela 2. Também foram mensurados os parâmetros tempo de passada, tempo de contato, tempo de balanço, tempo de voo, frequência de passada, comprimento de passada, largura de passada e a distância do pé à projeção do quadril no momento do contato. As curvas das posições angulares das articulações selecionadas foram normalizadas no tempo de 0 a 100%, com incrementos de 1% e calculados as curvas médias com seus respectivos desvios padrões.

Tabela 2 - Seleção das variáveis cinemáticas das articulações do quadril, joelho e tornozelo avaliadas na corrida.

	<i>Flexão (+) / Extensão (-)</i>	<i>Adução (+) / Abdução (-)</i>
Quadril	ângulo no momento de contato ângulo no momento da retirada do pé do solo	ângulo no momento de contato variação angular durante apoio máxima adução durante apoio tempo para máxima adução durante apoio
Joelho	ângulo no momento de contato variação angular durante apoio máxima flexão durante apoio tempo para máxima flexão durante apoio ângulo no momento da retirada do pé do solo máxima flexão durante balanço tempo para máxima flexão durante balanço	ângulo no momento de contato variação angular durante apoio máxima abdução durante apoio tempo para máxima abdução durante apoio velocidade máxima de abdução durante apoio tempo para velocidade máxima de abdução durante apoio
	<i>Dorsiflexão (+) / Flexão plantar (-)</i>	<i>Inversão (+) / Eversão (-)</i>
Tornozelo	ângulo no momento de contato ângulo no momento da retirada do pé do solo	ângulo no momento de contato variação angular durante apoio máxima eversão durante apoio tempo para máxima eversão durante apoio velocidade máxima de eversão durante apoio tempo para velocidade máxima de eversão durante apoio

4.5.3 Variáveis eletromiográficas – Sistema TeleMyo DTS

A aquisição do sinal eletromiográfico foi realizada por intermédio do equipamento TeleMyo DTS (NORAXON USA inc.). Foram utilizados 6 canais de entrada. Cada canal possui um amplificador diferencial (Rejeição de Modo Comum >100 dB) com ganho fixo de valor nominal 500 e impedância de entrada >100 Mohm.

Para a captação do sinal foram utilizados eletrodos descartáveis de superfície do tipo Ag/Cl, sendo que a distância entre o centro dos dois eletrodos foi fixada em 20 mm. A frequência de amostragem utilizada foi de 1500 Hz.

Por intermédio destes instrumentos de medição, foram monitorados os seguintes músculos durante a corrida: reto femoral (RF), vasto lateral (VL), tibial anterior (TA), bíceps femoral cabeça longa (BF), gastrocnêmio lateral (GL) e glúteo médio (GME). Tais músculos foram selecionados por sua importância no controle mecânico das articulações do membro inferior durante as fases de execução da corrida. O monitoramento da atividade elétrica muscular foi executado para o membro inferior direito.

A identificação do local a ser posicionado o eletrodo em cada músculo foi baseada em critérios estabelecidos pela SENIAM (*Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*) (Figura 4 – adaptado de (HERMENS et al., 2000)). Foi realizada tricotomia, abrasão da pele e assepsia com álcool no local de fixação dos eletrodos. Uma caneta dermatográfica foi utilizada para demarcação do posicionamento dos eletrodos, com o propósito de garantir o mesmo local de fixação durante as duas sessões experimentais. Para tanto, os voluntários foram instruídos para não limpar o local demarcado durante os dias de coleta.

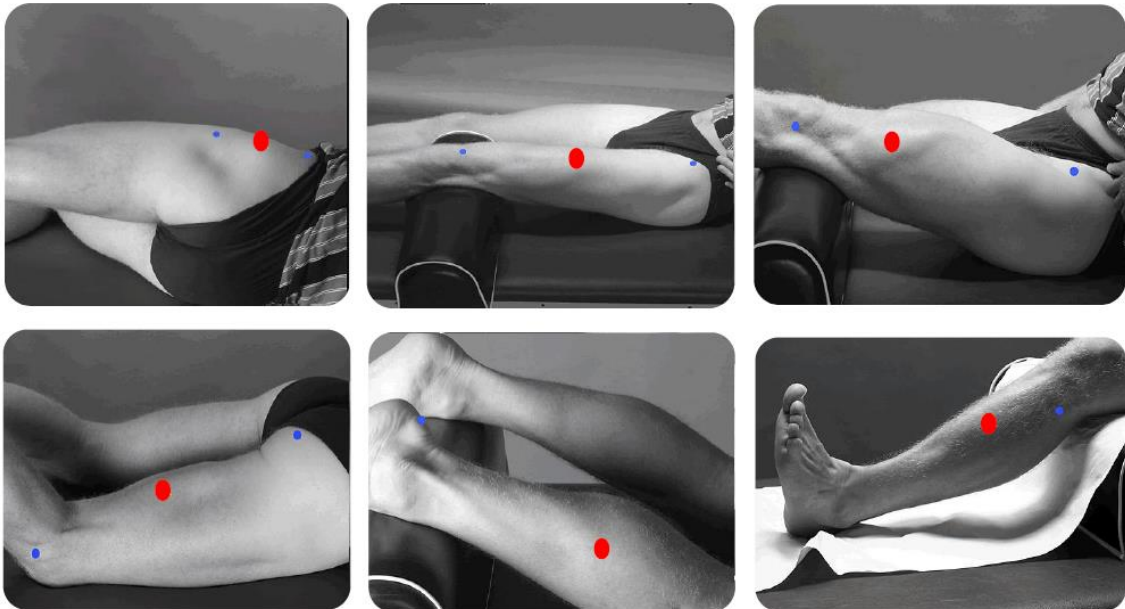


Figura 4 - Ilustração dos locais para posicionamento dos eletrodos de superfície de acordo com as recomendações do SENIAM (adaptado de HERMENS et al., 2000).

Os dados foram tratados e analisados no software MatLab R2015a (Mathworks, EUA), onde foram filtrados utilizando um filtro passa-faixa recursivo do tipo Butterworth de quarta ordem com frequência de corte de 20 a 400 Hz. A normalização dos dados foi realizada pela própria tarefa de corrida, executada no início de cada sessão experimental, onde após o tratamento inicial dos dados, foram utilizados janelamentos de 200 ms, com 50% de sobreposição para calcular o RMS (*Root Mean Square*) de cada janela. O maior valor de RMS dessas janelas foi utilizado para normalizar o sinal para cada músculo. Foram analisados a intensidade de ativação do sinal eletromiográfico, calculada através do RMS no contato e balanço; e o envoltório linear (Butterworth, segunda ordem, 5 Hz), o qual caracterizou o comportamento de ativação

temporal de cada músculo durante a realização da corrida. Também foram calculadas as taxas de cocontração muscular dos músculos envolvidos nas articulações do joelho (RF+VL / BF) e tornozelo (TA / GL), durante os primeiros 50 ms após contato do pé com o solo e durante o pré-contato do pé com o solo (-50 ms).

4.5.4 Sincronização

A saída de sincronização do TeleMyo DTS (NORAXON, EUA) e do Optihub (NaturalPoint, EUA) foram conectadas a uma placa de aquisição analógica NI USB6210 (National Instruments, EUA) de 16 canais, amostragem de 250 kHz, 16 bits. O início das aquisições de dados da esteira era determinado pelo sinal de saída do OptiHub conectado ao amplificador Kistler, garantindo assim a sincronização de todos os sistemas.

4.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

A normalidade dos dados foi verificada pelo teste de Kolmogorov-Smirnov e a esfericidade pelo teste de Mauchly. Confirmados os pressupostos foi utilizada uma Anova two way para medidas repetidas, tendo como fatores as sessões experimentais (com ou sem treinamento concorrente) e o momento de avaliação (5^o ou 20^o minuto). Quando necessário foi utilizado o teste post-hoc de Student-Newman-Keuss (SNK) para identificar as diferenças e calculado tamanho do efeito das diferenças, eta-square (η^2). O nível de significância adotado foi de 5%. Todas as análises foram realizadas no software SigmaStat 3.5 (Systat).

5 RESULTADOS

A tabela 3 apresenta os dados das variáveis relativas à componente vertical da força de reação do solo durante a corrida, nas duas sessões experimentais (Sessão corrida e Sessão treinamento concorrente), em 2 momentos (5 min e 20 min).

Tabela 3 - Variáveis da componente vertical da força de reação do solo durante a corrida, nas duas sessões experimentais (Sessão corrida e Sessão treinamento concorrente), no momento inicial (5 min) e final da corrida (20 min).

	Sessão corrida		Sessão treinamento concorrente		Momento	p	
	5 min	20 min	5 min	20 min		Sessão	Interação
Fy1 (pc)	1,78±0,42	1,81±0,45	1,71±0,38	1,72±0,38	0,491	0,046 ^C	0,626
tFy1 (s)	0,066±0,023	0,065±0,023	0,056±0,022	0,058±0,024	0,685	0,010 ^C	0,567
TDF (pc/s)	73,18±24,21	72,05±20,71	76,49±23,49	76,80±21,97	0,726	0,001 ^D	0,535
imp50 (pc.s)	0,050±0,011	0,049±0,010	0,052±0,012	0,052±0,011	0,193	0,006 ^D	0,836
impT (pc.s)	0,366±0,020	0,364±0,020	0,363±0,025	0,361±0,025	0,171	0,421	0,951
Fy2 (pc)	2,30±0,28	2,29±0,23	2,30±0,29	2,28±0,25	0,382	0,906	0,605
tFy2 (s)	0,112±0,025	0,112±0,021	0,104±0,026	0,107±0,025	0,129	<0,001 ^C	0,442

Onde: Fy1 – 1º pico de força; tFy1 – tempo para o 1º pico de força; TDF – taxa de desenvolvimento de força; imp50 - impulso nos primeiros 50 ms; impT – impulso total; Fy2 – 2º pico de força; tFy2 – tempo para o 2º pico de força. ^C – indica Sessão corrida maior que Sessão treinamento concorrente; ^D – indica Sessão treinamento concorrente maior que Sessão corrida.

A análise de variância não identificou variações significativas para a interação entre os fatores (momento e sessão) e para o efeito principal do momento em nenhuma variável da componente vertical da força de reação do solo. Em relação ao efeito principal da sessão, o treino de força reduziu os valores de 1º pico de força ($p=0,027$ e $\eta^2=1,05\%$), tempo para o 1º pico de força ($p=0,005$ e $\eta^2=3,58\%$) e tempo para o 2º pico de força ($p=0,001$ e $\eta^2=1,77\%$); e aumentou os valores de impulso nos primeiros 50 ms ($p=0,003$ e $\eta^2=0,92\%$) e taxa de desenvolvimento de força ($p=0,002$ e $\eta^2=0,82\%$). Na figura 5 são apresentados os resultados das variáveis da componente vertical da força de reação do solo que sofreram alterações para o efeito principal da sessão.

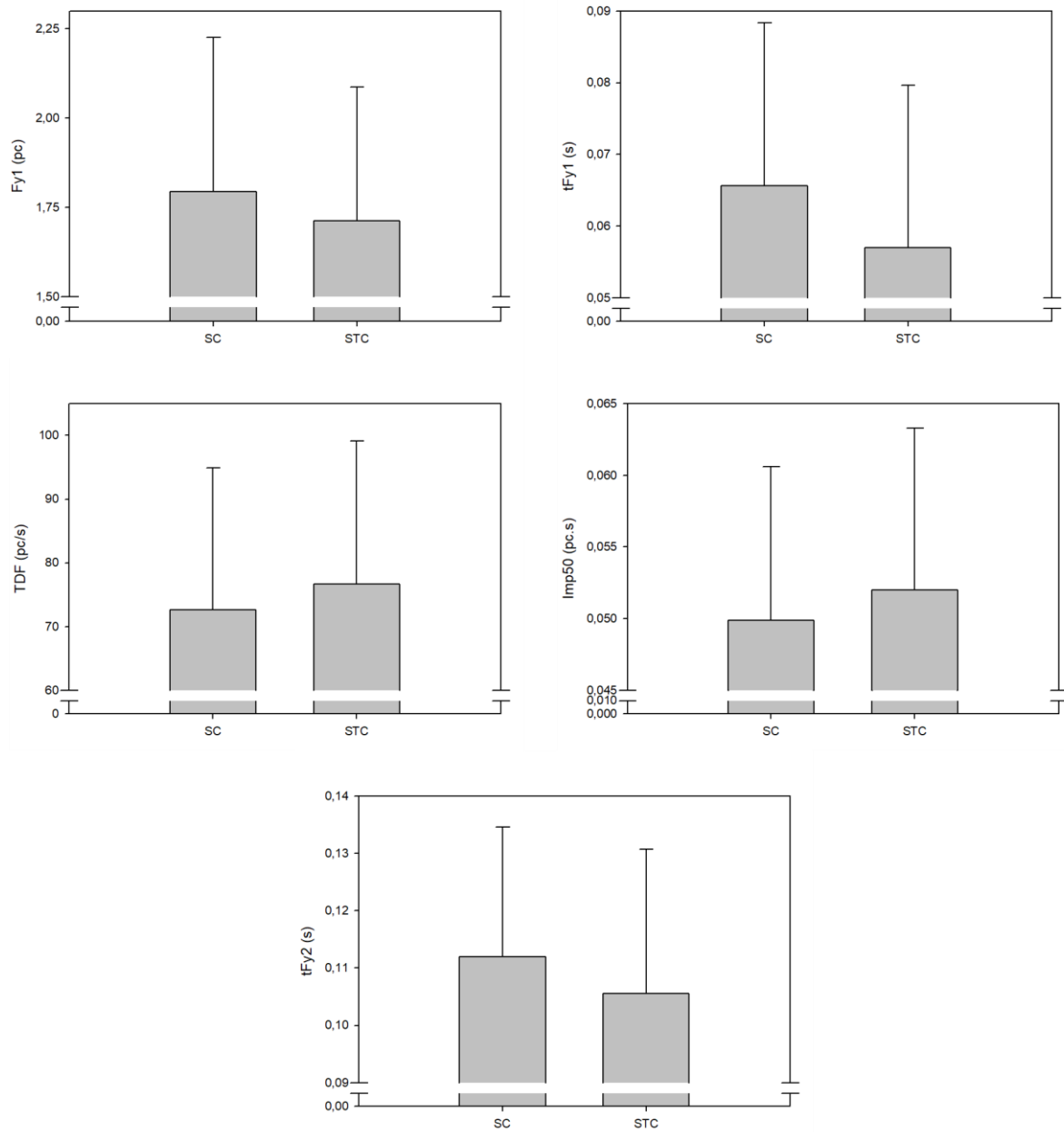


Figura 5 - Resultados das variáveis da componente vertical da força de reação do solo que sofreram alterações para o efeito principal da sessão. Onde: SC – Sessão corrida; STC – Sessão treinamento concorrente; Fy1 – 1º pico de força; tFy1 – tempo para o 1º pico de força; TDF – taxa de desenvolvimento de força; imp50 - impulso nos primeiros 50 ms; tFy2 – tempo para o 2º pico de força.

Os dados das variáveis cinemáticas durante a corrida são apresentados na tabela 4.

Tabela 4 - Variáveis espaço-temporais durante a corrida, nas duas sessões experimentais (Sessão corrida e Sessão treinamento concorrente), no momento inicial (5 min) e final da corrida (20 min).

	Sessão corrida		Sessão treinamento concorrente		Momento	p	
	5 min	20 min	5 min	20 min		Sessão	Interação
t_pass (s)	0,730±0,039	0,734±0,036	0,719±0,040	0,727±0,037	0,007 ^B	0,009 ^C	0,379
t_cont (s)	0,263±0,049	0,261±0,040	0,260±0,047	0,259±0,041	0,334	0,353	0,760
t_balan (s)	0,469±0,032	0,474±0,032	0,459±0,032	0,469±0,028	0,010 ^B	0,016 ^C	0,377
t_voo (s)	0,111±0,024	0,113±0,023	0,107±0,023	0,110±0,023	0,077	0,029 ^C	0,643
freq (passada/s)	1,341±0,075	1,333±0,071	1,361±0,078	1,344±0,074	0,009 ^A	0,020 ^D	0,303
comp (m)	1,877±0,256	1,860±0,260	1,847±0,241	1,849±0,264	0,683	0,031 ^C	0,608
larg (m)	0,180±0,040	0,179±0,038	0,184±0,039	0,179±0,034	0,407	0,591	0,434
dist_pé_quad (m)	0,317±0,038	0,318±0,032	0,311±0,036	0,319±0,034	0,035 ^B	0,283	0,113

Onde: t_pass – tempo de passada; t_cont – tempo de contato; t_balan – tempo de balanço; t_voo – tempo de voo; freq – frequência de passada; comp – comprimento de passada; larg – largura de passada; dist_pé_quad – distância do pé à projeção do quadril no momento do contato. ^A – indica 5 min maior que 20 min; ^B - indica 20 min maior que 5 min; ^C – indica Sessão corrida maior que Sessão treinamento concorrente; ^D – indica Sessão treinamento concorrente maior que Sessão corrida.

Não foi identificado interação em nenhuma das variáveis espaço-temporais. Para o efeito principal da sessão, o treino de força reduziu os valores de tempo de passada ($p=0,003$ e $\eta^2=1,46\%$), tempo de balanço ($p=0,010$ e $\eta^2=1,52\%$), tempo de voo ($p=0,027$ e $\eta^2=0,43\%$) e comprimento de passada ($p=0,049$ e $\eta^2=0,17\%$); e aumentou o valor da frequência de passada ($p=0,007$ e $\eta^2=1,18\%$). Já para o efeito principal do momento, os valores das variáveis tempo de passada ($p=0,008$ e $\eta^2=0,75\%$), tempo de balanço ($p=0,011$ e $\eta^2=1,32\%$), e distância do pé à projeção do quadril no momento do contato ($p=0,036$ e $\eta^2=0,40\%$) aumentaram nos 20 minutos; e a frequência de passada diminuiu nos 20 minutos ($p=0,010$ e $\eta^2=0,69\%$). Na figura 6 são apresentados os resultados das variáveis espaço-temporais que sofreram alterações para o efeito principal do momento; e na figura 7 são apresentados os resultados das variáveis espaço-temporais que sofreram alterações para o efeito principal da sessão.

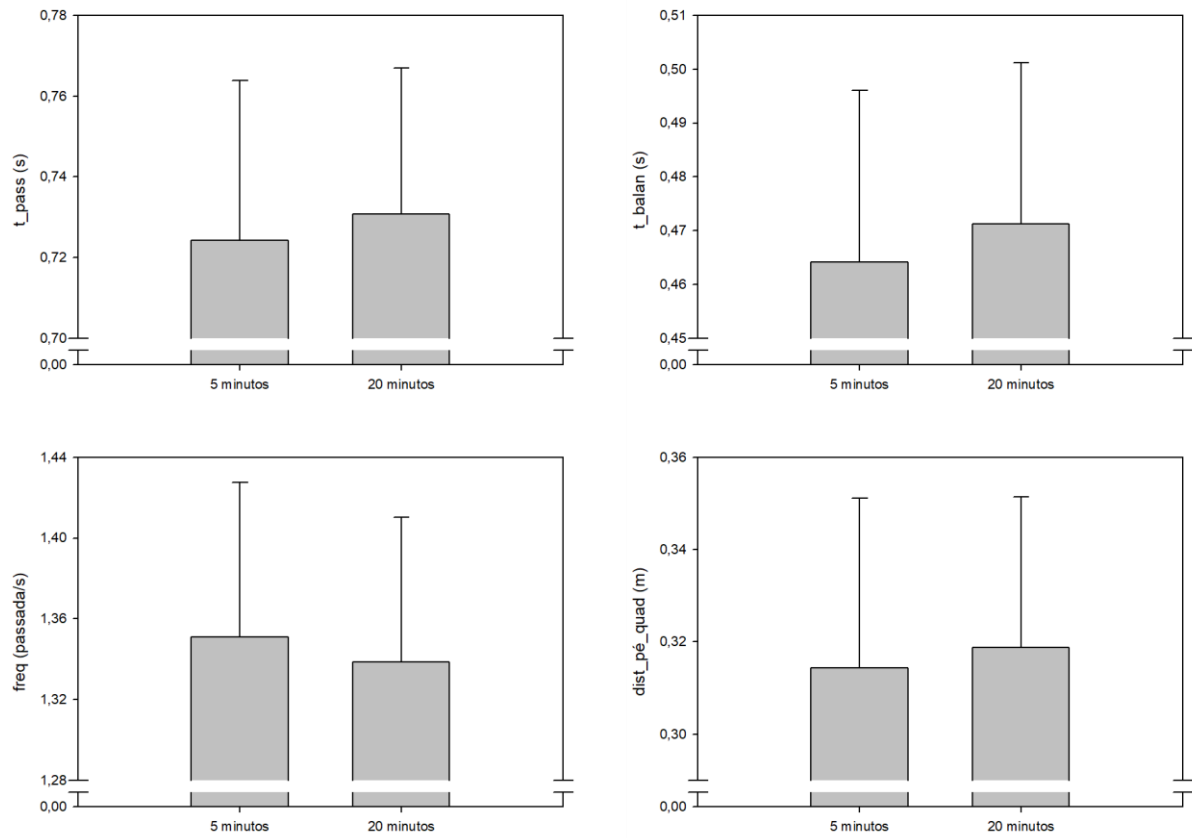


Figura 6 - Resultados das variáveis espaço-temporais que sofreram alterações para o efeito principal do momento. Onde: t_{pass} – tempo de passada; t_{balan} – tempo de balanço; $freq$ – frequência de passada; $dist_{pé_quad}$ – distância do pé à projeção do quadril no momento do contato.

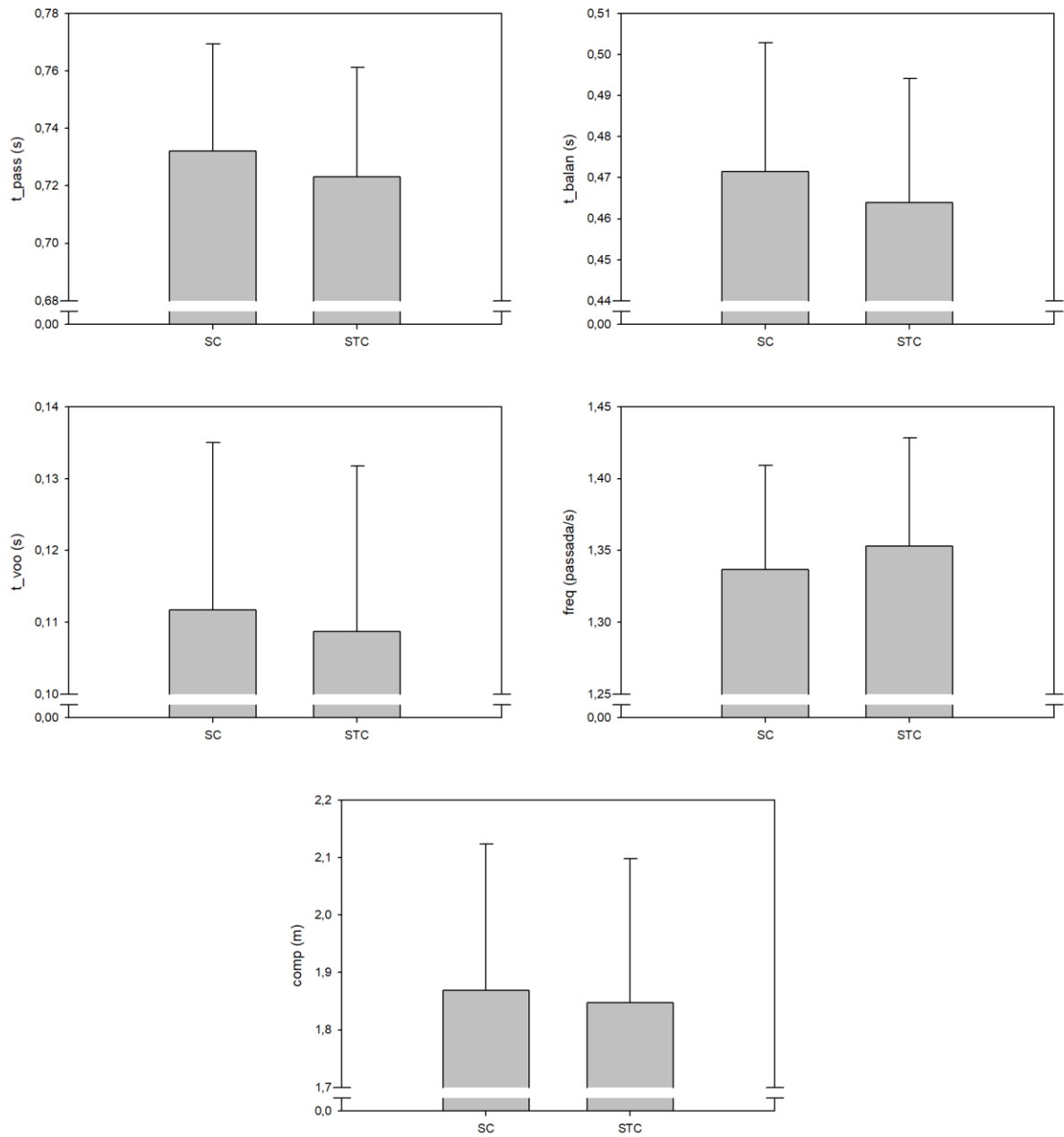


Figura 7 - Resultados das variáveis espaço-temporais que sofreram alterações para o efeito principal da sessão. Onde: SC – Sessão corrida; STC – Sessão treinamento concorrente; t_{pass} – tempo de passada; t_{balan} – tempo de balanço; t_{voo} – tempo de voo; $freq$ – frequência de passada; $comp$ – comprimento de passada.

Na tabela 5 são apresentadas as variáveis cinemáticas da articulação do quadril durante a corrida. Valores positivos indicam flexão e adução; e valores negativos indicam extensão e abdução.

Tabela 5 - Variáveis cinemáticas do quadril durante a corrida, nas duas sessões experimentais (Sessão corrida e Sessão treinamento concorrente), no momento inicial (5 min) e final da corrida (20 min).

QUADRIL	Sessão corrida		Sessão treinamento concorrente		p		
	5 min	20 min	5 min	20 min	Momento	Sessão	Interação
quad_fe_c (°)	24,4±4,9	24,1±5,1	24,9±5,2	24,7±5,4	0,431	0,521	0,755
quad_fe_r (°)	-0,8±5,9	-0,9±5,6	0,0±4,5	0,1±4,9	0,954	0,524	0,654
quad_aa_c (°)	1,6±4,2	1,8±4,2	1,8±3,1	2,6±2,9	0,031 ^B	0,436	0,210
Δquad_aa_a (°)	8,3±2,9	8,1±3,2	7,8±2,4	8,0±2,5	0,944	0,299	0,089
máx_adu_quad_a (°)	4,2±3,5	4,5±3,5	4,3±2,8	5,0±3,0	0,010 ^B	0,656	0,279
tmáx_adu_quad_a (s)	0,103±0,043	0,103±0,035	0,117±0,056	0,108±0,043	0,170	0,317	0,190

Onde: quad_fe_c – ângulo de flexão/extensão no momento do contato; quad_fe_r – ângulo de flexão/extensão no momento de retirada do pé do solo; quad_aa_c – ângulo de adução/abdução no momento do contato; Δquad_aa_a – variação angular de adução/abdução durante apoio; máx_adu_quad_a – máxima adução durante apoio; tmáx_adu_quad_a – tempo para máxima adução durante apoio. Valores positivos indicam flexão e adução; valores negativos indicam extensão e abdução. ^B - indica 20 min maior que 5 min.

Não foram identificadas variações significativas para a interação entre os fatores e para o efeito principal da sessão em nenhuma variável cinemática da articulação do quadril. Em relação ao efeito principal do momento, os valores de ângulo de adução no momento do contato ($p=0,032$ e $\eta^2=0,48\%$) e máxima adução durante apoio ($p=0,011$ e $\eta^2=0,64\%$) aumentaram nos 20 minutos. Na figura 8 são apresentados os resultados das variáveis cinemáticas do quadril que sofreram alterações para o efeito principal do momento.

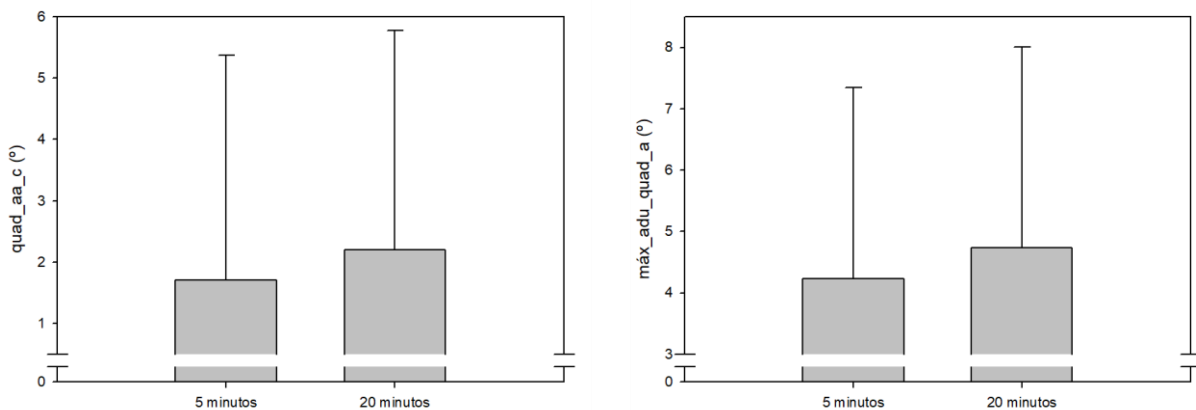


Figura 8 - Resultados das variáveis cinemáticas do quadril que sofreram alterações para o efeito principal do momento. Onde: quad_aa_c – ângulo de adução/abdução no momento do contato; máx_adu_quad_a – máxima adução durante apoio.

A tabela 6 apresenta os dados cinemáticos da articulação do joelho durante a corrida. Valores positivos indicam flexão e adução; e valores negativos indicam extensão e abdução.

Tabela 6 - Variáveis cinemáticas do joelho durante a corrida, nas duas sessões experimentais (Sessão corrida e Sessão treinamento concorrente), no momento inicial (5 min) e final da corrida (20 min).

JOELHO	Sessão corrida		Sessão treinamento concorrente		p		
	5 min	20 min	5 min	20 min	Momento	Sessão	Interação
joel_fe_c (°)	1,2±6,8	1,0±6,8	1,8±6,5	1,9±6,4	0,943	0,345	0,652
Δjoel_fe_a (°)	29,4±5,7	30,2±5,6	27,7±5,1	28,3±5,2	0,019 ^B	0,002 ^C	0,866
máx_flex_joel_a (°)	30,5±5,4	31,1±5,9	28,9±4,9	29,6±5,6	0,025 ^B	0,044 ^C	0,727
tmáx_flex_joel_a (s)	0,140±0,021	0,140±0,018	0,140±0,024	0,135±0,024	0,366	0,118	0,495
joel_fe_r (°)	16,9±7,2	17,2±6,6	15,6±6,0	16,4±6,5	0,209	0,215	0,577
máx_flex_joel_b (°)	72,5±10,1	72,6±10,5	70,4±8,9	71,6±9,9	0,239	0,054	0,343
tmáx_flex_joel_b (s)	0,257±0,029	0,262±0,024	0,244±0,040	0,251±0,040	0,008 ^B	0,162	0,683
joel_aa_c (°)	2,0±3,1	2,0±3,6	2,0±2,2	1,5±2,8	0,182	0,543	0,172
Δjoel_aa_a (°)	5,5±2,3	5,7±2,0	5,4±1,9	5,7±1,9	0,071	0,875	0,514
máx_abd_joel_a (°)	-0,1±2,2	0,0±2,8	0,4±1,9	-0,1±2,6	0,251	0,742	0,085
tmáx_abd_joel_a (s)	0,162±0,079	0,152±0,084	0,154±0,087	0,129±0,074	0,007 ^A	0,323	0,243
vmáx_abd_joel_a (°/s)	65,95±20,27	66,94±22,43	62,41±15,16	64,17±16,38	0,212	0,317	0,725
t_vmáx_abd_joel_a (s)	0,199±0,056	0,196±0,053	0,192±0,058	0,194±0,060	0,781	0,519	0,442

Onde: joel_fe_c – ângulo de flexão/extensão no momento do contato; Δjoel_fe_a – variação angular de flexão/extensão durante apoio; máx_flex_joel_a – máxima flexão durante apoio; tmáx_flex_joel_a – tempo para máxima flexão durante apoio; joel_fe_r – ângulo de flexão/extensão no momento de retirada do pé do solo; máx_flex_joel_b – máxima flexão durante balanço; tmáx_flex_joel_b – tempo para máxima flexão durante balanço; joel_aa_c – ângulo de adução/abdução no momento do contato; Δjoel_aa_a – variação angular de adução/abdução durante apoio; máx_abd_joel_a – máxima abdução durante apoio; tmáx_abd_joel_a – tempo para máxima abdução durante apoio; vmáx_abd_joel_a – velocidade máxima de abdução durante apoio; t_vmáx_abd_joel_a – tempo para velocidade máxima de abdução durante apoio. Valores positivos indicam flexão e adução; valores negativos indicam extensão e abdução. ^A – indica 5 min maior que 20 min; ^B - indica 20 min maior que 5 min; ^C – indica Sessão corrida maior que Sessão treinamento concorrente.

A análise de variância não identificou interação significativa entre os fatores para as variáveis cinemáticas da articulação do joelho. Em relação ao efeito principal da sessão, o treino de força reduziu os valores de variação angular de flexão/extensão durante apoio ($p=0,001$ e $\eta^2=2,77\%$) e máxima flexão durante apoio ($p=0,009$ e $\eta^2=2,06\%$). Para o efeito principal do momento, a variação angular de flexão/extensão durante apoio ($p=0,020$ e $\eta^2=0,47\%$), a máxima flexão durante apoio ($p=0,026$ e $\eta^2=0,41\%$), e o tempo para máxima flexão durante o balanço ($p=0,009$ e $\eta^2=0,82\%$) tiveram os valores aumentados nos 20 minutos; e o tempo para máxima abdução durante o apoio ($p=0,008$ e $\eta^2=1,12\%$) foi menor nos 20 minutos. Na figura 9 são apresentados os resultados das variáveis cinemáticas do joelho que sofreram alterações para o efeito principal do momento; e na figura 10 são apresentados os

resultados das variáveis cinemáticas do joelho que sofreram alterações para o efeito principal da sessão.

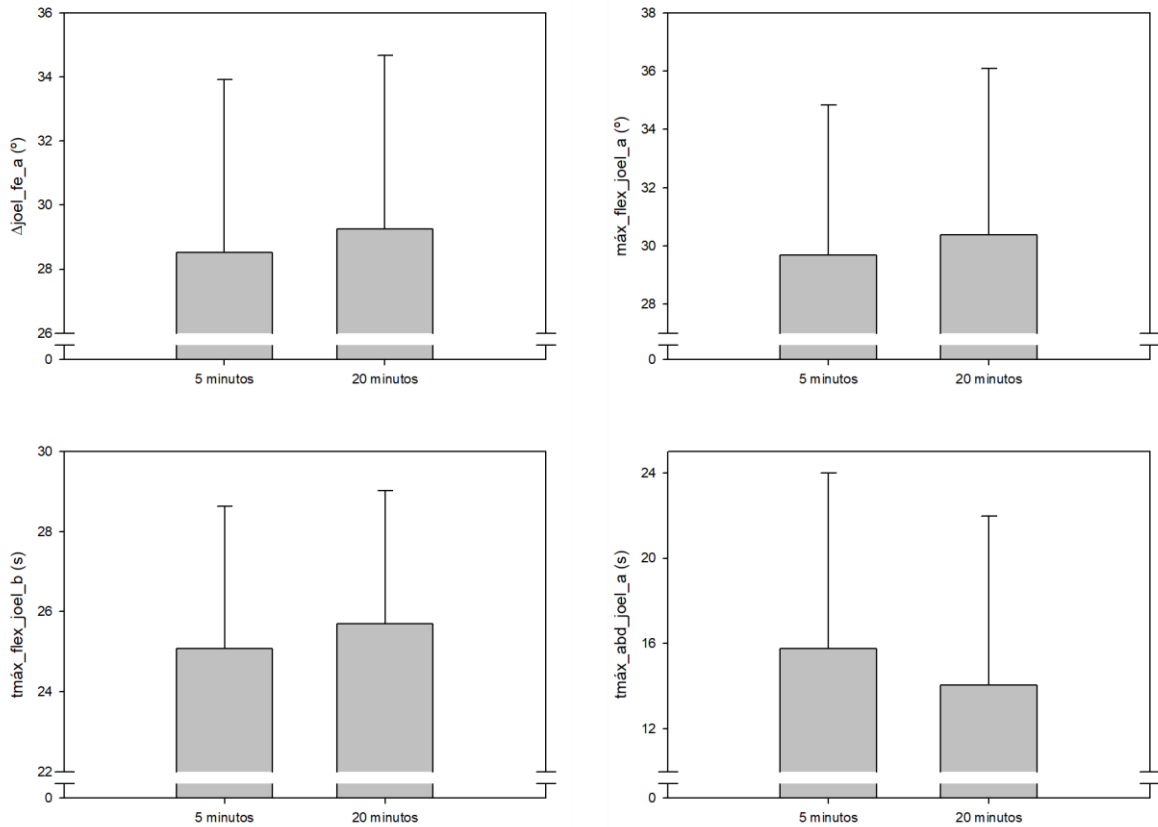


Figura 9 - Resultados das variáveis cinemáticas do joelho que sofreram alterações para o efeito principal do momento. Onde: $\Delta\text{joel_fe_a}$ – variação angular de flexão/extensão durante apoio; máx_flex_joel_a – máxima flexão durante apoio; t máx_flex_joel_b – tempo para máxima flexão durante balanço; t máx_abd_joel_a – tempo para máxima abdução durante apoio.

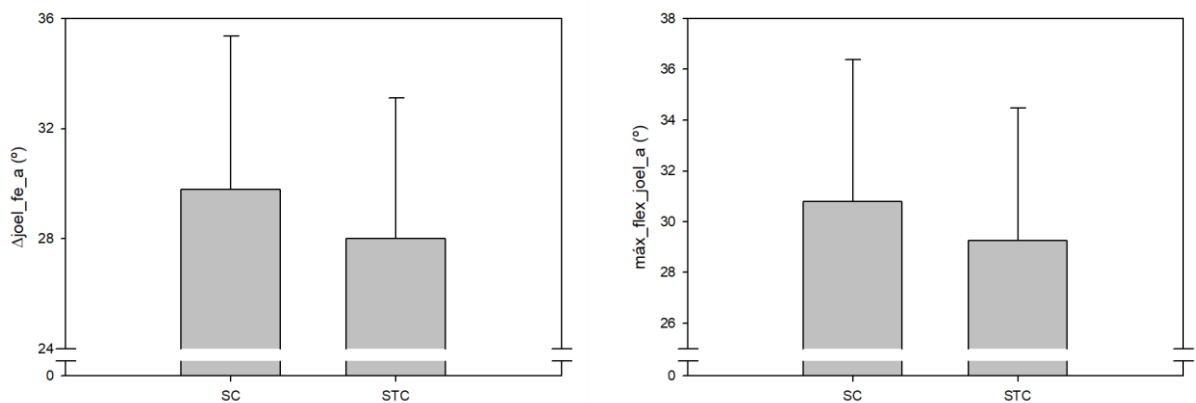


Figura 10 - Resultados das variáveis cinemáticas do joelho que sofreram alterações para o efeito principal da sessão. Onde: SC – Sessão corrida; STC – Sessão treinamento concorrente; $\Delta\text{joel_fe_a}$ – variação angular de flexão/extensão durante apoio; máx_flex_joel_a – máxima flexão durante apoio.

Os dados cinemáticos da articulação do tornozelo são apresentados na tabela 7. Valores positivos indicam dorsiflexão e inversão; e valores negativos indicam flexão plantar e eversão.

Tabela 7 - Variáveis cinemáticas do tornozelo durante a corrida, nas duas sessões experimentais (Sessão corrida e Sessão treinamento concorrente), no momento inicial (5 min) e final da corrida (20 min).

TORNOZELO	Sessão corrida		Sessão treinamento concorrente		p		
	5 min	20 min	5 min	20 min	Momento	Sessão	Interação
torn_df_c (°)	8,8±6,0	8,9±6,1	8,1±4,5	8,5±4,8	0,452	0,453	0,669
torn_df_r (°)	5,7±5,2^F	5,9±6,2	4,6±5,4	6,5±5,9^E	0,004	0,774	0,027
torn_ie_c (°)	4,3±4,5	4,0±5,0	3,4±5,4	3,7±5,1	0,929	0,382	0,424
Δtorn_ie_a (°)	15,7±4,0	16,1±4,6	14,9±4,4	16,3±4,5	0,003^B	0,555	0,111
max_eve_torn_a (°)	-11,1±2,2	-11,9±2,3	-11,2±2,1	-12,3±2,6	<0,001^A	0,554	0,163
tmáx_eve_torn_a (s)	0,130±0,028	0,127±0,024	0,126±0,037	0,122±0,029	0,081	0,226	0,923
vmáx_eve_torn_a (°/s)	230,35±75,64	239,15±81,33	224,57±86,93	243,90±80,40	0,003^B	0,935	0,253
t_vmáx_eve_torn_a (s)	0,052±0,012	0,050±0,012	0,050±0,018	0,048±0,014	0,148	0,336	0,854

Onde: torn_df_c – ângulo de dorsiflexão/flexão plantar no momento do contato; torn_df_r – ângulo de dorsiflexão/flexão plantar no momento de retirada do pé do solo; torn_ie_c – ângulo de inversão/eversão no momento do contato; Δtorn_ie_a – variação angular de inversão/eversão durante apoio; máx_eve_torn_a – máxima eversão durante apoio; tmáx_eve_torn_a – tempo para máxima eversão durante apoio; vmáx_eve_torn_a – velocidade máxima de eversão durante apoio; t_vmáx_eve_torn_a – tempo para velocidade máxima de eversão durante apoio. Valores positivos indicam dorsiflexão e inversão; valores negativos indicam flexão plantar e eversão. ^A – indica 5 min maior que 20 min; ^B - indica 20 min maior que 5 min; ^E – indica significativamente maior na comparação entre momentos de uma sessão; ^F – indica significativamente maior na comparação entre as sessões para o mesmo momento.

Foi identificado interação entre os fatores na variável ângulo de dorsiflexão/flexão plantar no momento de retirada do pé do solo ($p=0,027$ e $\eta^2=0,54\%$), de maneira que aos 5 minutos na Sessão treinamento concorrente os valores foram menores do que em 20 minutos da mesma sessão ($p=0,004$) e menores do que em 5 minutos na Sessão corrida ($p=0,037$). No que se refere ao efeito principal para o momento, a variação angular de inversão/eversão durante apoio ($p=0,004$ e $\eta^2=1,13$), a angulação de eversão ($p<0,001$ e $\eta^2=4,10\%$) e a velocidade máxima de eversão durante apoio ($p=0,004$ e $\eta^2=0,78\%$) foram maiores em 20 minutos. Na figura 11 são apresentados os resultados das variáveis cinemáticas do tornozelo que sofreram alterações para o efeito principal do momento; e na figura 12 são apresentados os resultados da variável cinemática do tornozelo onde foi identificado interação entre os fatores.

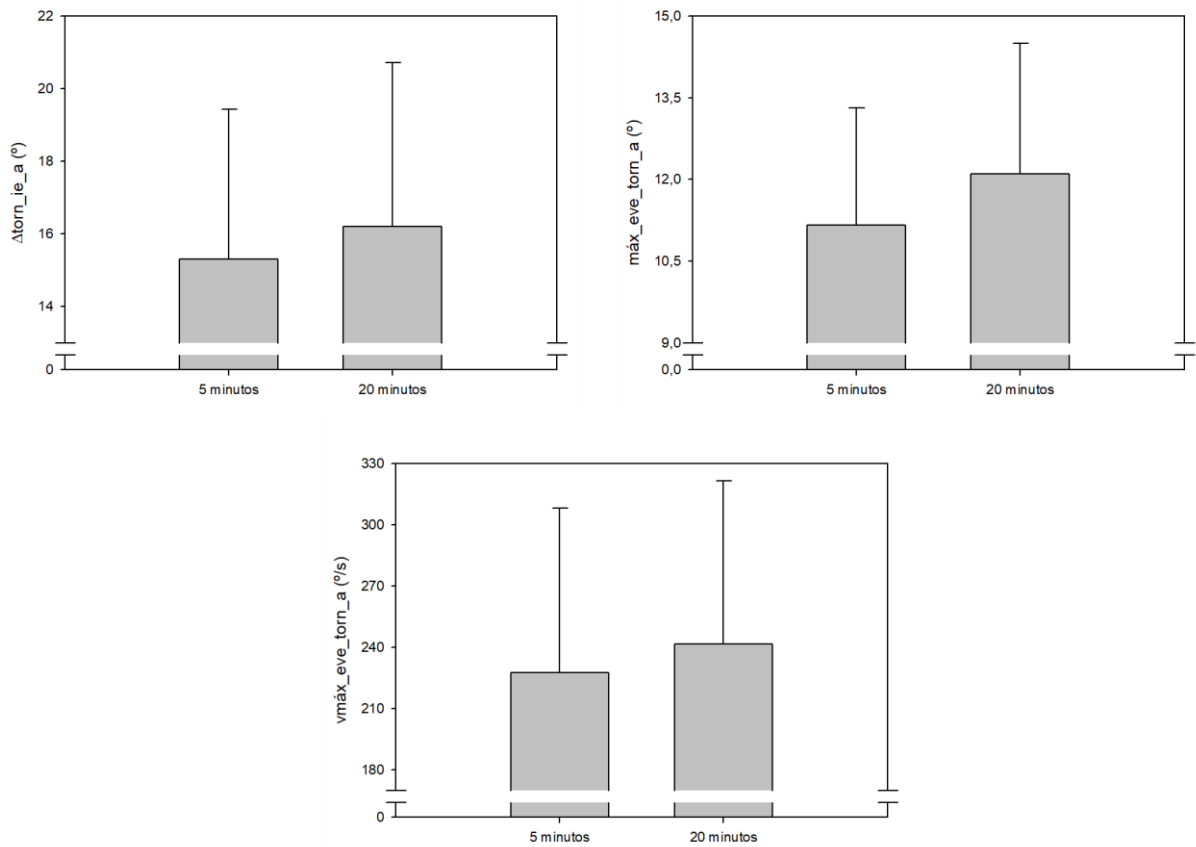


Figura 11 - Resultados das variáveis cinemáticas do tornozelo que sofreram alterações para o efeito principal do momento. Onde: $\Delta\text{torn_ie_a}$ – variação angular de inversão/eversão durante apoio; máx_eve_torn_a – máxima eversão durante apoio; vmáx_eve_torn_a – velocidade máxima de eversão durante apoio.

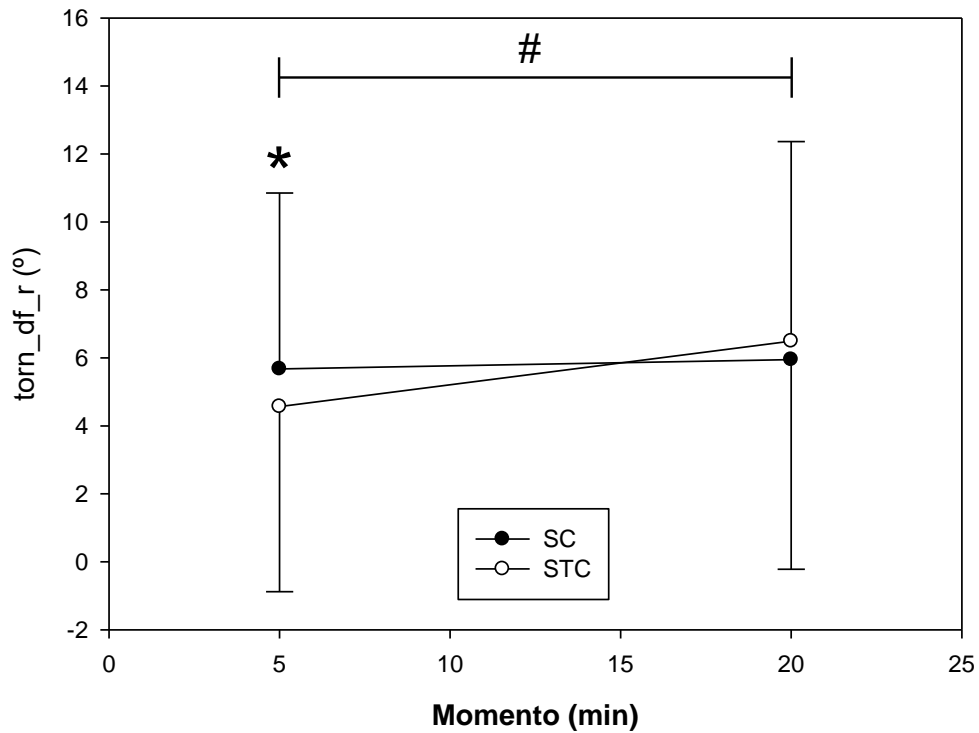


Figura 12 - Resultados da variável cinemática do tornozelo onde foi identificado interação entre os fatores. Onde: SC – Sessão corrida; STC – Sessão treinamento concorrente; torn_df_r – ângulo de dorsiflexão/flexão plantar no momento de retirada do pé do solo; * indica diferença significativa na comparação entre as sessões para o mesmo momento; # indica diferença significativa na comparação entre momentos para STC. Valores positivos indicam dorsiflexão e valores negativos indicam flexão plantar.

A figura 13 apresenta o comportamento médio dos dados de cinemática angular 3D, do quadril, joelho e tornozelo, nas duas sessões experimentais (Sessão corrida e Sessão treinamento concorrente), em 2 momentos (5 min e 20 min).

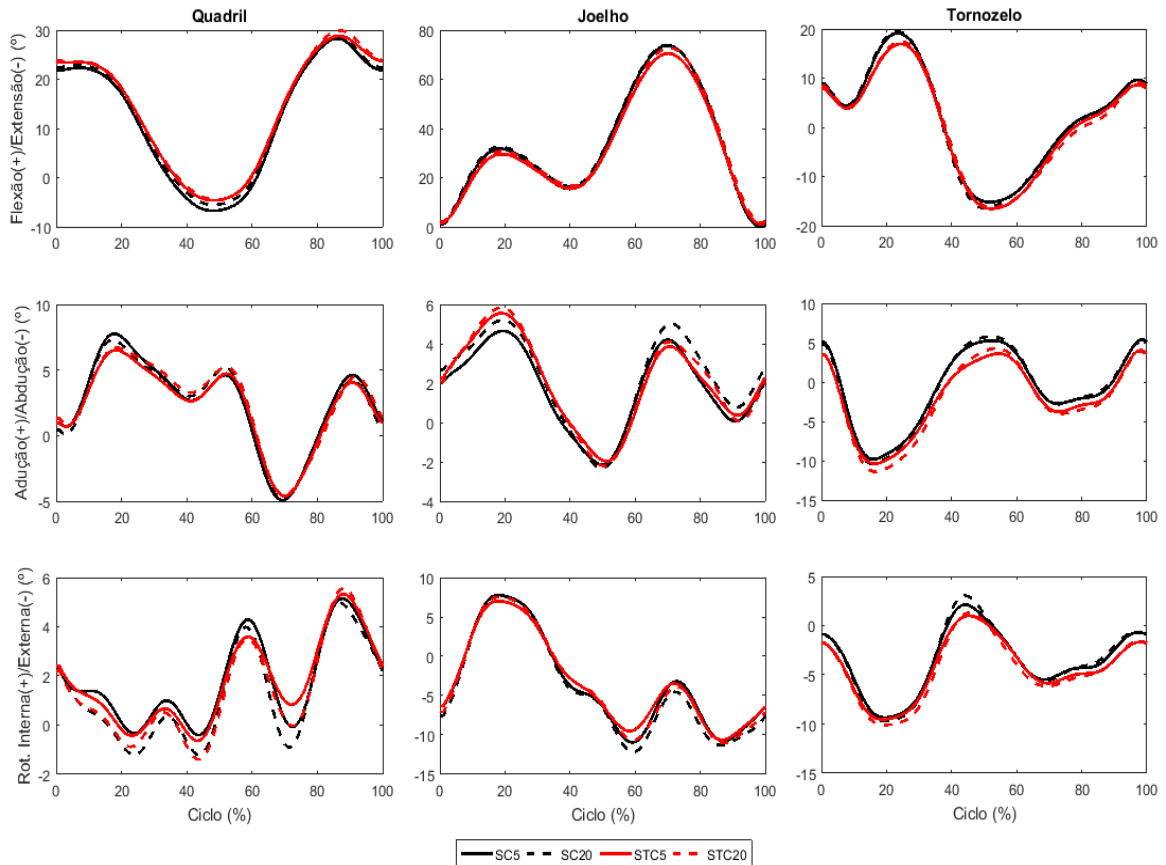


Figura 13 – Comportamento médio dos parâmetros cinemáticos do quadril, joelho e tornozelo nas duas sessões experimentais (Sessão corrida e Sessão treinamento concorrente), em 2 momentos (5 min e 20 min). Onde: SC5 – 5 minutos da Sessão corrida; SC20 – 20 minutos da Sessão corrida; STC5 – 5 minutos da Sessão treinamento concorrente; STC – 20 minutos da Sessão treinamento concorrente. Para o tornozelo flexão indica dorsiflexão; extensão indica flexão plantar; adução indica inversão; e abdução indica eversão.

A tabela 8 apresenta os dados eletromiográficos de RMS durante a fase de apoio da corrida, dos músculos analisados.

Tabela 8 - Variáveis eletromiográficas - RMS durante a fase de apoio da corrida, nas duas sessões experimentais (Sessão corrida e Sessão treinamento concorrente), no momento inicial (5 min) e final da corrida (20 min).

RMS	Sessão corrida		Sessão treinamento concorrente		Momento	p	
	5 min	20 min	5 min	20 min		Sessão	Interação
RF	0,403±0,118	0,409±0,147	0,479±0,177	0,478±0,197	0,784	0,018 ^D	0,751
VL	0,444±0,055	0,457±0,082	0,540±0,099 ^F	0,522±0,096 ^F	0,714	0,002	0,043
TA	0,142±0,074	0,136±0,077	0,154±0,084	0,160±0,096	0,987	0,122	0,401
BF	0,293±0,143	0,296±0,136	0,313±0,191	0,268±0,138	0,134	0,867	0,080
GL	0,486±0,101	0,489±0,129	0,504±0,131	0,484±0,132	0,378	0,809	0,261
GME	0,434±0,054	0,421±0,078	0,421±0,095	0,401±0,083	0,121	0,403	0,765

Onde: RF – reto femoral; VL – vasto lateral; TA – tibial anterior; BF – bíceps femoral cabeça longa; GL – gastrocnêmio lateral; GME – glúteo médio. ^D – indica Sessão treinamento concorrente maior que Sessão corrida; ^F – indica significativamente maior na comparação entre as sessões para o mesmo momento.

Houve interação entre os fatores para o músculo vasto lateral ($p=0,043$ e $\eta^2=0,72\%$), sendo que os valores tanto em 5 minutos ($p=0,001$), quanto em 20 minutos ($p=0,001$) foram maiores na Sessão treinamento concorrente em comparação com os respectivos momentos da Sessão corrida. Para o efeito principal da sessão, o treino de força aumentou os valores do músculo reto femoral ($p=0,003$ e $\eta^2=4,94\%$). Na figura 14 é apresentado o resultado da variável eletromiográfica - RMS durante a fase de apoio da corrida que sofreu alteração para o efeito principal da sessão; e na figura 15 são apresentados os resultados da variável eletromiográfica – RMS durante a fase de apoio da corrida onde foi identificado interação entre os fatores.

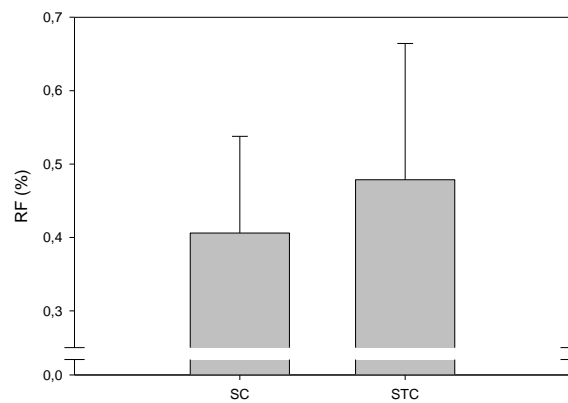


Figura 14 - Resultado da variável eletromiográfica – RMS durante a fase de apoio da corrida que sofreu alteração para o efeito principal da sessão. Onde: SC – Sessão corrida; STC – Sessão treinamento concorrente; RF – reto femoral.

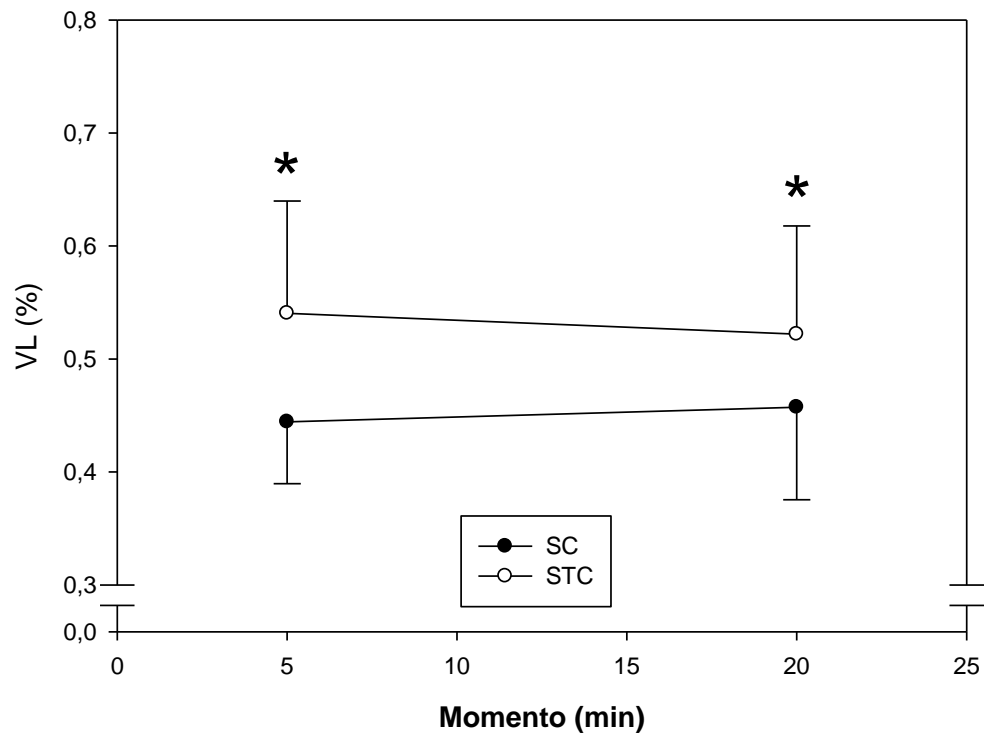


Figura 15 - Resultados da variável eletromiográfica – RMS durante a fase de apoio da corrida onde foi identificado interação entre os fatores. Onde: SC – Sessão corrida; STC – Sessão treinamento concorrente; VL – vasto lateral; * indica diferença significativa na comparação entre as sessões para o mesmo momento.

Na tabela 9 são apresentados os dados eletromiográficos – RMS durante a fase de balanço da corrida.

Tabela 9 - Variáveis eletromiográficas - RMS durante a fase de balanço da corrida, nas duas sessões experimentais (Sessão corrida e Sessão treinamento concorrente), no momento inicial (5 min) e final da corrida (20 min).

RMS	Sessão corrida		Sessão treinamento concorrente		Momento	p	
	5 min	20 min	5 min	20 min		Sessão	Interação
RF	0,223±0,096	0,200±0,096	0,223±0,092	0,257±0,224	0,806	0,310	0,239
VL	0,132±0,044	0,122±0,041	0,153±0,049	0,148±0,051	0,003 ^A	0,006 ^D	0,225
TA	0,452±0,121	0,412±0,159	0,470±0,116	0,445±0,109	0,008 ^A	0,303	0,501
BF	0,345±0,091	0,339±0,095	0,398±0,147 ^{EF}	0,357±0,140	<0,001	0,118	0,002
GL	0,076±0,037	0,067±0,029	0,093±0,090	0,086±0,077	0,012 ^A	0,287	0,725
GME	0,235±0,100	0,206±0,066	0,227±0,075	0,207±0,068	0,011 ^A	0,810	0,603

Onde: RF – reto femoral; VL – vasto lateral; TA – tibial anterior; BF – bíceps femoral cabeça longa; GL – gastrocnêmio lateral; GME – glúteo médio. ^A – indica 5 min maior que 20 min; ^D – indica Sessão treinamento concorrente maior que Sessão corrida; ^E – indica significativamente maior na comparação entre momentos de uma sessão; ^F – indica significativamente maior na comparação entre as sessões para o mesmo momento.

A análise de variância identificou interação significativa entre os fatores para o músculo bíceps femoral cabeça longa ($p=0,002$ e $\eta^2=0,56\%$), onde o valor em 5 minutos, na Sessão treinamento concorrente foi maior tanto em comparação com 20 minutos da mesma sessão ($p=0,001$), quanto em comparação com 5 minutos da Sessão corrida ($p=0,001$). Em relação ao efeito principal da sessão, o treino de força aumentou os valores do músculo vasto lateral ($p=0,001$ e $\eta^2=6,33\%$). Já para o efeito principal do momento, os músculos vasto lateral ($p=0,004$ e $\eta^2=0,66\%$), tibial anterior ($p=0,009$ e $\eta^2=1,61\%$), gastrocnêmio lateral ($p=0,013$ e $\eta^2=0,40\%$) e glúteo médio ($p=0,012$ e $\eta^2=2,48\%$) apresentaram valores menores nos 20 minutos. Na figura 16 são apresentados os resultados das variáveis eletromiográficas - RMS durante a fase de balanço da corrida que sofreram alterações para o efeito principal do momento; na figura 17 é apresentado o resultado da variável eletromiográfica - RMS durante a fase de balanço da corrida que sofreu alteração para o efeito principal da sessão; e na figura 18 são apresentados os resultados da variável eletromiográfica – RMS durante fase de balanço da corrida onde foi identificado interação entre os fatores.

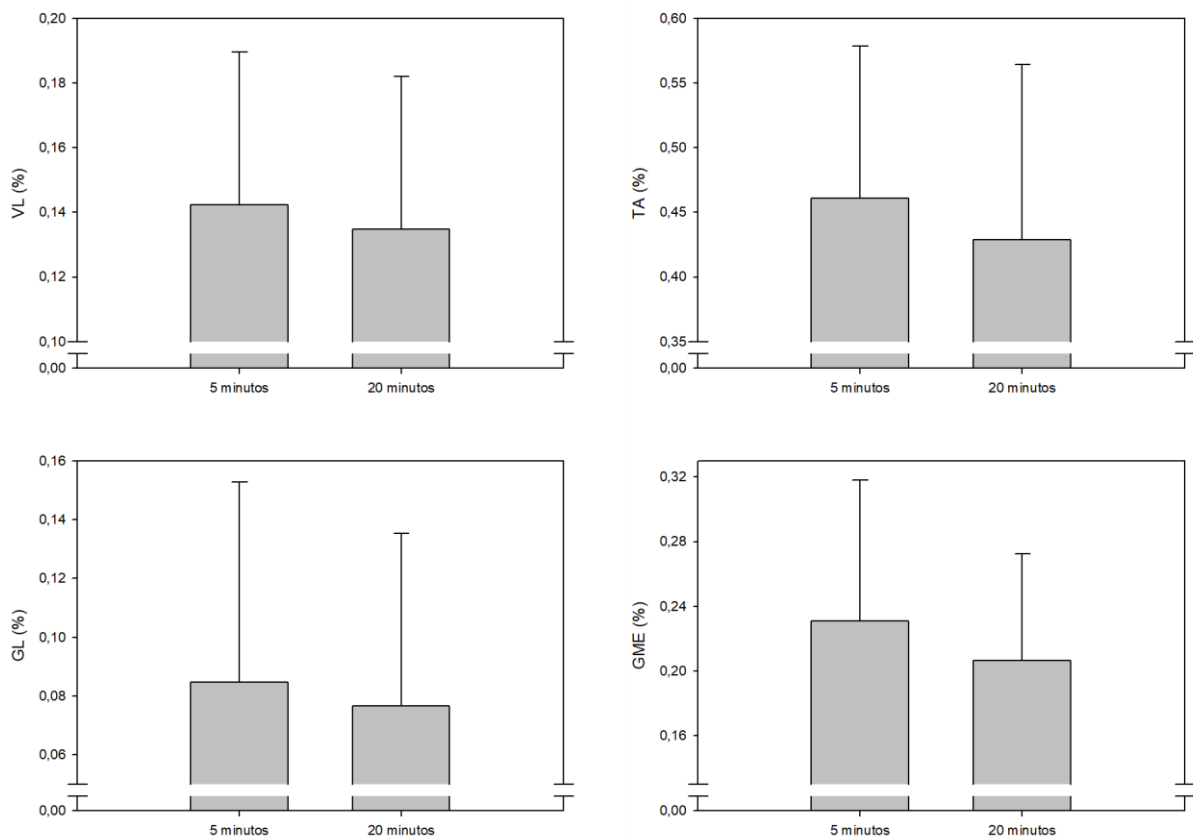


Figura 16 - Resultados das variáveis eletromiográficas – RMS durante a fase de balanço da corrida que sofreram alterações para o efeito principal do momento. Onde: VL – vasto lateral; TA – tibial anterior; GL – gastrocnêmio lateral; GME – glúteo médio.

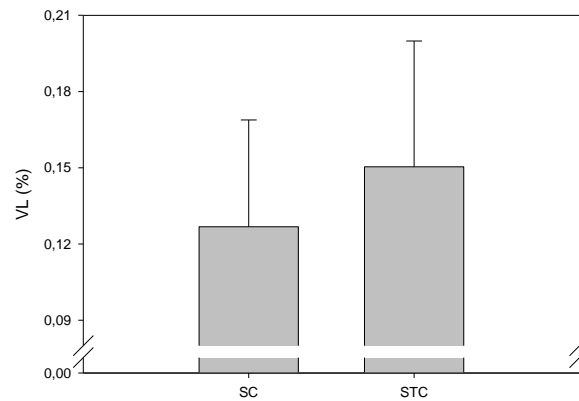


Figura 17 - Resultado da variável eletromiográfica – RMS durante a fase de balanço da corrida que sofreu alteração para o efeito principal da sessão. Onde: SC – Sessão corrida; STC – Sessão treinamento concorrente; VL – vasto lateral.

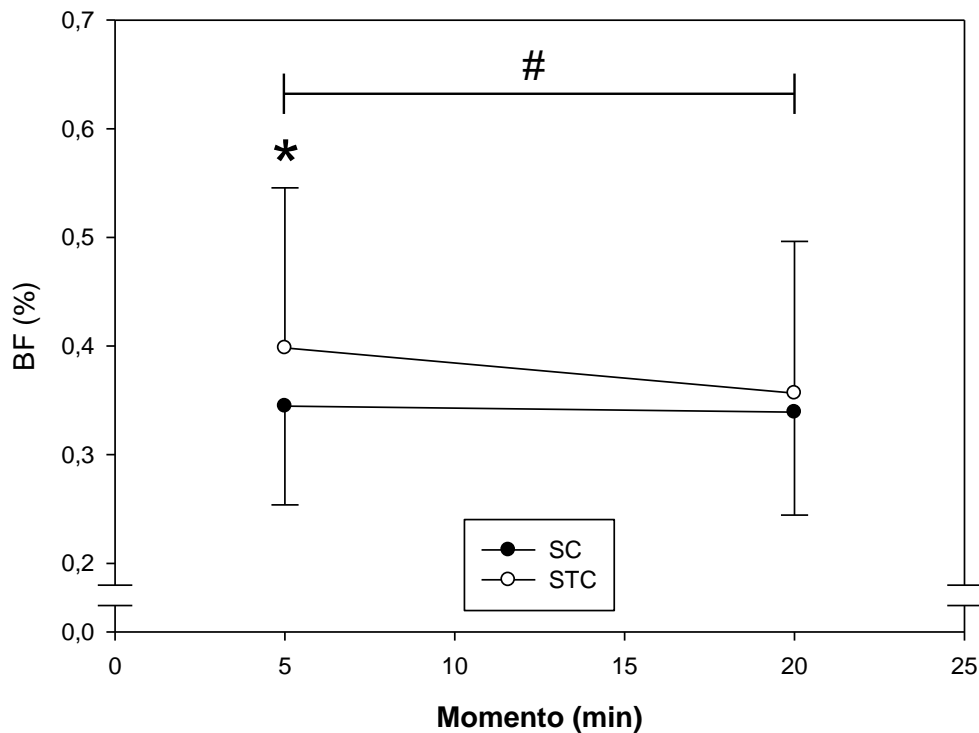


Figura 18 - Resultados da variável eletromiográfica – RMS durante a fase de balanço da corrida onde foi identificado interação entre os fatores. Onde: SC – Sessão corrida; STC – Sessão treinamento concorrente; BF – bíceps femoral cabeça longa; * indica diferença significativa na comparação entre as sessões para o mesmo momento; # indica diferença significativa na comparação entre momentos para STC.

A figura 19 apresenta os dados da força de reação do solo e envoltório linear da atividade eletromiográfica dos músculos analisados nas duas sessões experimentais (Sessão corrida e Sessão treinamento concorrente), em 2 momentos (5 min e 20 min).

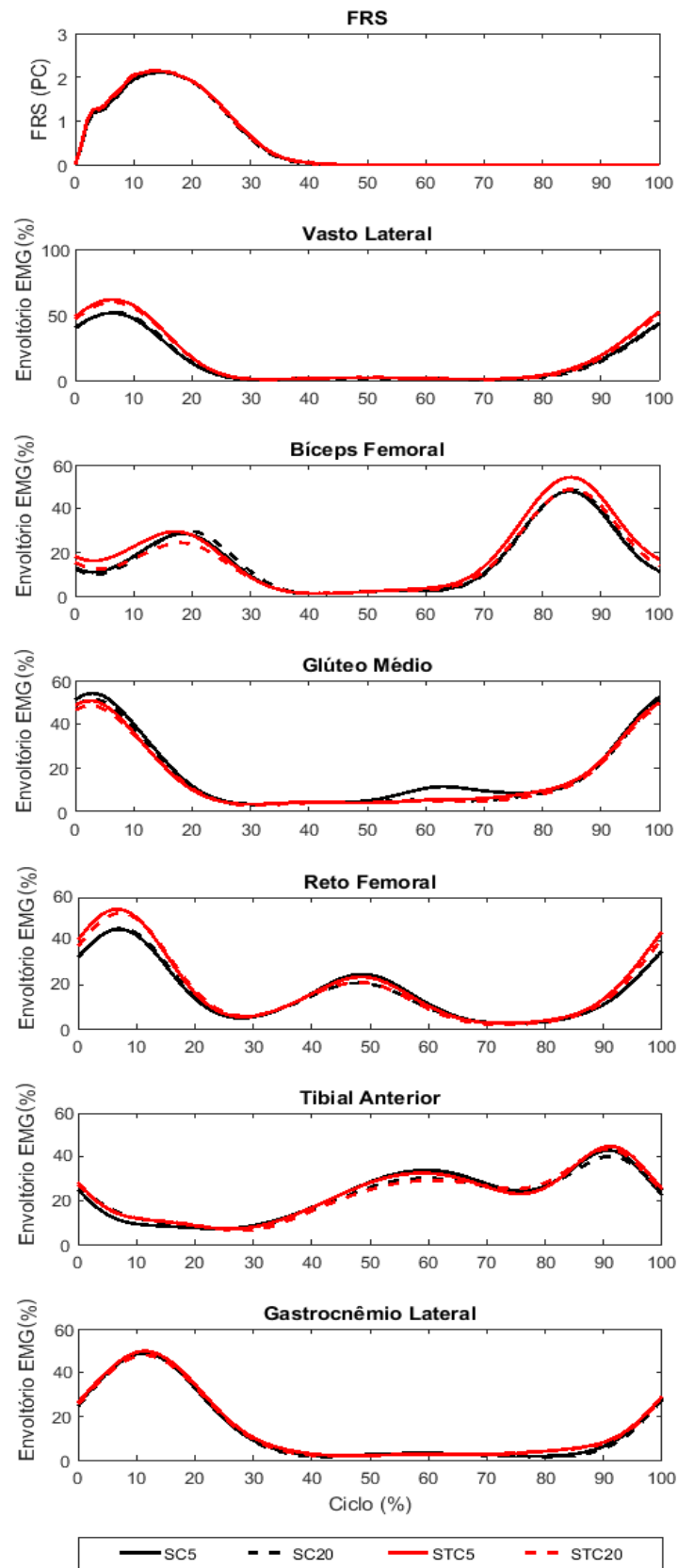


Figura 19 – Média da força de reação do solo e envoltório linear da atividade eletromiográfica normalizado pelo RMS da corrida pré protocolo, dos músculos analisados durante a corrida, nas duas sessões experimentais (Sessão corrida e Sessão treinamento concorrente), em 2 momentos (5 min e 20 min). Onde: SC5 – 5 minutos da Sessão corrida; SC20 – 20 minutos da Sessão corrida; STC5 – 5 minutos da Sessão treinamento concorrente; STC – 20 minutos da Sessão treinamento concorrente.

A figura 20 apresenta os dados médios da força de reação do solo durante o apoio nas duas sessões experimentais (Sessão corrida e Sessão treinamento concorrente), em 2 momentos (5 min e 20 min).

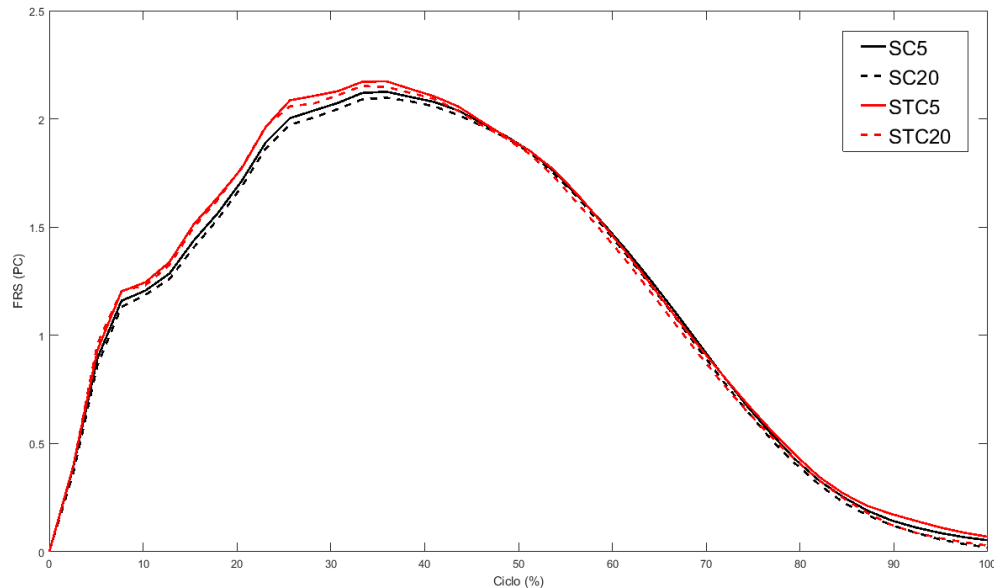


Figura 20 – Média da força de reação do solo durante o apoio nas duas sessões experimentais (Sessão corrida e Sessão treinamento concorrente), em 2 momentos (5 min e 20 min). Onde: SC5 – 5 minutos da Sessão corrida; SC20 – 20 minutos da Sessão corrida; STC5 – 5 minutos da Sessão treinamento concorrente; STC – 20 minutos da Sessão treinamento concorrente

Os dados de cocontração muscular, no joelho e tornozelo, nos momentos pré-contato (-50 ms) e pós contado (50 ms) do pé com o solo durante a corrida, são apresentados na tabela 10.

Tabela 10 - Variáveis eletromiográficas - cocontração dos músculos envolvidos nas articulações do joelho (RF+VL / BF) e tornozelo (TA / GL) durante a corrida, nas duas sessões experimentais (Sessão corrida e Sessão treinamento concorrente), no momento inicial (5 min) e final da corrida (20 min).

COCONTRAÇÃO	Sessão corrida		Sessão treinamento concorrente		p		
	5 min	20 min	5 min	20 min	Momento	Sessão	Interação
joel_pré	0,683±0,320	0,713±0,332	0,760±0,370	0,755±0,366	0,580	0,130	0,441
torn_pré	1,475±0,302	1,497±0,297	1,471±0,317	1,471±0,324	0,532	0,700	0,541
joel_pós	0,268±0,107	0,242±0,109	0,295±0,169	0,280±0,117	0,142	0,141	0,677
torn_pós	0,480±0,359	0,554±0,405	0,534±0,371	0,595±0,383	0,049^B	0,313	0,853

Onde: joel_pré – cocontração no joelho durante o pré-contato do pé com o solo (-50ms); torn_pré – cocontração no tornozelo durante o pré-contato do pé com o solo (-50ms); joel_pós – cocontração no joelho durante os primeiros 50 ms após contato do pé com o solo; torn_pós - cocontração no tornozelo durante os primeiros 50 ms após contato do pé com o solo. ^B - indica 20 min maior que 5 min.

Em relação à cocontração muscular, a análise de variância não identificou interação entre os fatores e efeito principal para sessão. Para efeito principal do momento, a cocontração no tornozelo durante os primeiros 50 ms após contato do pé com o solo, aumentou nos 20 minutos ($p=0,049$ e $\eta^2=0,80\%$). Na figura 21 é apresentado o resultado da variável eletromiográfica – cocontração dos músculos envolvidos na articulação do tornozelo (TA / GL) durante a corrida que sofreu alteração para o efeito principal do momento.

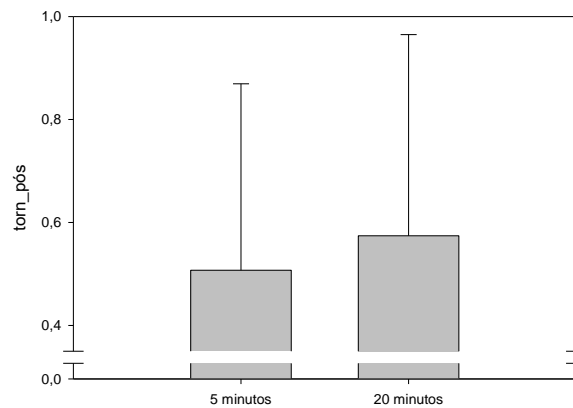


Figura 21 - Resultado da variável eletromiográfica – cocontração dos músculos envolvidos na articulação do tornozelo (TA / GL) durante a corrida que sofreu alteração para o efeito principal do momento. Onde: torn_pós - cocontração no tornozelo durante os primeiros 50 ms após contato do pé com o solo.

Na tabela 11 são apresentados os valores de PSE durante a corrida, nas duas sessões experimentais (Sessão corrida e Sessão treinamento concorrente), em 2 momentos (5 min e 20 min).

Tabela 11 - Valores de PSE durante a corrida, nas duas sessões experimentais (Sessão corrida e Sessão treinamento concorrente), no momento inicial (5 min) e final da corrida (20 min).

	Sessão corrida		Sessão treinamento concorrente		p		
	5 min	20 min	5 min	20 min	Momento	Sessão	Interação
PSE	2,7±1,0	4,5±1,6^E	3,0±1,0	5,8±1,8^{E F}	<0,001	<0,001	0,035

Onde: ^E – indica significativamente maior na comparação entre momentos de uma sessão; ^F – indica significativamente maior na comparação entre as sessões para o mesmo momento.

Para PSE foi identificado interação entre os fatores ($p=0,035$; $\eta^2=1,28\%$), sendo que, os valores em 20 minutos foram maiores do que aos 5 minutos, tanto na Sessão corrida, quanto na Sessão treinamento concorrente ($p=0,001$ e $p=0,001$ respectivamente). Ainda em relação à interação, os valores em 20 minutos na Sessão

treinamento concorrente foram maiores do que em 20 minutos na Sessão corrida ($p=0,001$). Na figura 22 são apresentados os resultados de PSE onde foi identificado interação entre os fatores.

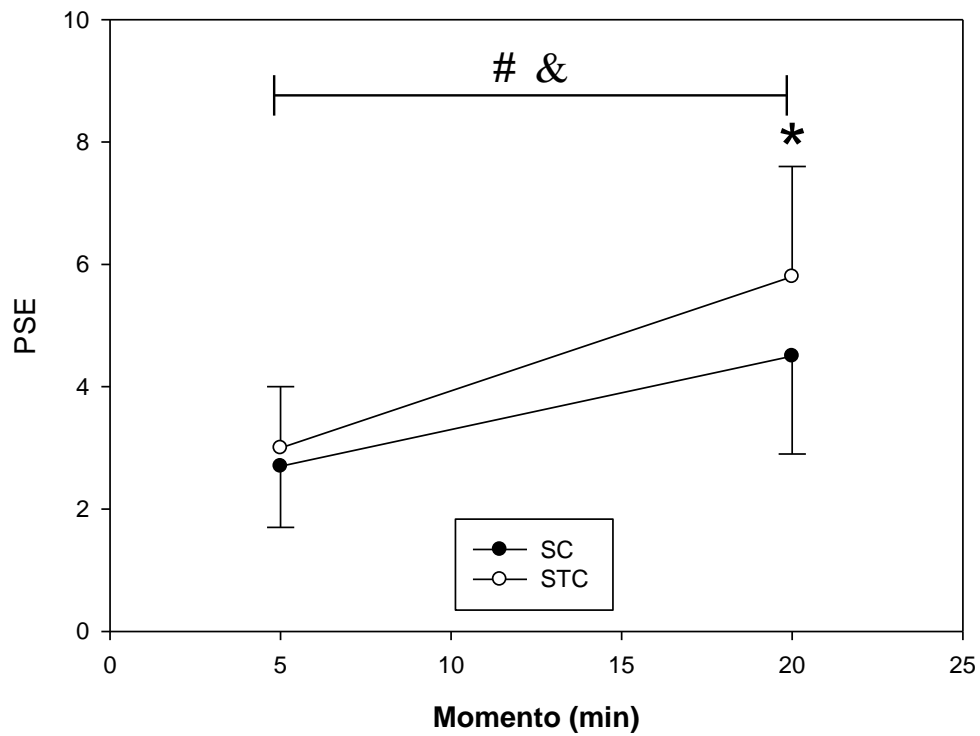


Figura 22 - Resultados de PSE onde foi identificado interação entre os fatores. Onde: SC – Sessão corrida; STC – Sessão treinamento concorrente; * indica diferença significativa na comparação entre as sessões para o mesmo momento; # indica diferença significativa na comparação entre momentos para STC; & indica diferença significativa na comparação entre momentos para SC.

6 DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi verificar uma possível interferência de uma sessão de treinamento concorrente nas características biomecânicas da corrida. Para tanto, os parâmetros cinemáticos, dinâmicos e eletromiográficos de uma corrida de 20 minutos foram monitorados após a realização de uma sessão de treino de força para membros inferiores.

Como forma de assegurar uma maior validade ecológica, optamos pela realização de uma corrida de intensidade moderada. Os resultados obtidos da PSE, calculada a partir da escala de percepção subjetiva de esforço adaptada por Foster et al. (2001), sugerem que no início da corrida a intensidade almejada foi alcançada. Conforme esperado, os resultados mostraram que ao longo da própria corrida a percepção de esforço é aumentada, e que, com a adição do treino de força esse aumento foi ainda mais pronunciado.

Para avaliar se esse aumento adicional da percepção de esforço teve influência significativa nas condições mecânicas da corrida, analisamos inicialmente os seus parâmetros temporais, haja vista que, alterações no seu comportamento podem indicar a ocorrência de alterações biomecânicas dignas de análise mais aprofundada.

Nossos resultados apontam a ocorrência de pequenas alterações no comportamento das variáveis espaço-temporais na corrida realizada após o treino de força. Neste sentido, destacamos uma discreta diminuição no tempo total de passada, associada a uma diminuição do tempo de balanço e do tempo de voo. Como resultado, observamos uma pouco expressiva alteração que apontou para redução do comprimento e aumento da frequência da passada. Essas alterações observadas foram diferentes das produzidas apenas pelos 20 minutos de corrida, onde houve um pequeno aumento do tempo total de passada, concomitante com o aumento do tempo de balanço e diminuição da frequência de passada. Destacamos que a análise do tamanho do efeito apontou serem tais alterações de pequeno espectro.

Outra variável espaço-temporal avaliada em nosso estudo foi a distância do pé à projeção do quadril no momento do contato, o qual apresentou um pequeno aumento pela própria corrida. O aumento da distância do pé à projeção do quadril no momento do contato pode estar associado com maior frenagem no sentido ântero-posterior (HEIDERSCHEIT et al., 2011; LIEBERMAN et al., 2015). Entretanto, como o tamanho de efeito encontrado em nosso estudo foi muito pequeno para esta variável, é bastante

improvável que tenha ocorrido aumento do custo metabólico durante a corrida de 20 minutos.

Ainda no que se refere aos parâmetros espaço-temporais, não foram encontradas alterações na largura do passo; o que pode ser um indicativo de que no eixo médio-lateral o equilíbrio durante a corrida não foi afetado. Hanley e Mohan (2014) também não encontraram alterações na largura do passo, durante corrida de 10 km na esteira, na velocidade de 103% da última prova de 10 km ($17,49 \pm 0,62$ km/h) dos voluntários.

Desta forma, podemos concluir preliminarmente que o treino de força não teve potencial suficiente para promover alterações relevantes dessas variáveis.

Ainda que inexistam indícios primários de interferência no desempenho, resta considerar a existência de eventuais ajustes que poderiam ter sido efetivados para permitir a referida manutenção da velocidade.

Tome-se como exemplo a análise da interação entre o pé e o solo. No momento de contato do pé com o solo, a geometria entre o fêmur e a tíbia é um aspecto que pode ser relacionado com a potência muscular que precisa ser gerada para absorver a energia mecânica; já o momento de retirada do pé do solo é um aspecto que pode ser relacionado com a direção que a propulsão será gerada. Em ambas as condições de corrida no presente estudo, não foram encontradas adaptações nesses parâmetros.

Em relação à cinemática da articulação do tornozelo, durante a fase de apoio na corrida, entre o momento de retirada do calcanhar do solo, até a retirada dos dedos, tem-se a fase de propulsão (KYRÖLÄINEN; AVELA; KOMI, 2005), ou seja, durante esse período o aparelho locomotor gera as forças para acelerar e projetar o corpo para frente e para cima.

O resultado do presente estudo apontou que na Sessão treinamento concorrente, aos 5 minutos de corrida, o movimento de flexão plantar na retirada do pé do solo foi maior que aos 5 minutos na Sessão corrida, o que pode ser explicado como um possível ajuste do aparelho locomotor para manter a velocidade constante de corrida após o treino de força. No entanto, aos 20 minutos de corrida da Sessão treinamento concorrente, os indivíduos não conseguiram manter esse padrão de maior movimento de flexão plantar e retornaram aos valores encontrados na Sessão corrida. Esse resultado observado aos 5 minutos da Sessão treinamento concorrente é diferente do encontrado no estudo de Kellis; Liassou (2009), em que a corrida foi

realizada após exercícios em aparelho isocinético, tanto para os músculos da articulação do joelho, quanto para do tornozelo, onde não houve alteração para o ângulo de dorsiflexão/flexão plantar na retirada do pé do solo.

No presente estudo, embora com pequeno tamanho de efeito, também foram observadas adaptações diferentes na comparação entre Sessão corrida e Sessão treinamento concorrente para a máxima flexão e a variação angular do joelho durante o apoio, sendo que o treino de força reduziu essas variáveis. Essas alterações estão relacionadas com a oscilação vertical do centro de massa durante o apoio e conseqüentemente com a rigidez articular, no entanto, não evidente porque essas adaptações foram diversas.

Considere-se na sequência os parâmetros dinâmicos, que, em tese, poderiam indicar alterações na capacidade de gerar forças impossíveis de serem detectadas nas avaliações cinemáticas. Para o 2º pico de força na vertical, que ocorre na fase ativa da curva de força de reação do solo, onde há a propulsão do corpo para cima (KYRÖLÄINEN; AVELA; KOMI, 2005; BAZUELO-RUIZ et al., 2018), no presente estudo não foram encontradas alterações expressivas. Outros estudos da literatura, de modo igual, não observaram alterações para essa variável tanto em corrida após exercício para os músculos dorsiflexores do tornozelo (CHRISTINA; WHITE; GILCHRIST, 2001), quanto em protocolo realizado por meio da própria corrida (GERLACH et al., 2005; MORIN et al., 2012; DEGACHE et al., 2013). Em nosso estudo, embora o valor do 2º pico de força na vertical não tenha alterado, houve uma redução pouco expressiva do tempo até o 2º pico após o treino de força.

No que se refere ao impulso total, não foram observadas alterações tanto na corrida realizada sem exercício prévio, quanto na corrida realizada após o treino de força; condição que evidencia não ter havido alterações na oscilação vertical do centro de massa.

Outro aspecto importante para ser considerado na corrida é a capacidade de absorver o choque mecânico gerado pela interação entre o aparelho locomotor e o solo. Nesse sentido, especificamente sobre o 1º pico de força na vertical, os resultados mostraram que apenas a corrida de 20 minutos não foi suficiente para alterar os valores; no entanto, o treino de força reduziu discretamente os valores de 1º pico de força na vertical.

Estudos anteriores, embora com protocolos diferentes, também encontraram redução do 1º pico de força na vertical em corrida realizada após uma tarefa. No

estudo de Christina; White; Gilchrist (2001), foi observado em corredoras amadoras, que após protocolo de exercícios para os músculos inversores do tornozelo, o 1º pico de força foi reduzido na corrida em esteira, com velocidade estabelecida em 10,4km/h. Já no estudo de Bazuelo-Ruiz et al. (2018), após intervenção composta por corrida, subir e descer escada, e saltos, corredoras amadoras tiveram redução do 1º pico de força em corrida no solo, com velocidade estabelecida em 11,9 km/h ($\pm 5\%$). Deve-se frisar que o tamanho do efeito calculado para essas variáveis foi, em nosso estudo, bastante discreto.

A redução do 1º pico de força observada no presente estudo, se analisada isoladamente, pode acarretar interpretação inadequada de que na corrida realizada após uma sessão de treino de força para membros inferiores, a sobrecarga recebida pelo aparelho locomotor é diminuída. Para estimar a sobrecarga recebida pelo aparelho locomotor baseado na força vertical de reação do solo, a análise deve ser realizada levando em consideração não apenas o 1º pico de força, mas o conjunto de parâmetros relacionados com essa variável, como o tempo até chegar ao 1º pico, a taxa de desenvolvimento dessa força e o impulso gerado nos primeiros milissegundos após o contato do pé com o solo. A análise do comportamento em conjunto desses parâmetros permite dimensionar melhor a sobrecarga mecânica imposta pelas forças externas.

Em nosso estudo, embora o 1º pico de força e o tempo para atingi-lo tenham sido menores após a sessão de treino de força, a taxa de desenvolvimento de força e o impulso gerado nos primeiros 50 ms aumentaram. Em relação à taxa de desenvolvimento de força, estudos anteriores já apontaram aumento nos valores tanto após protocolo de fadiga pela própria corrida, em duas séries de 20 minutos de corrida na velocidade correspondente ao limiar ventilatório (CLANSEY et al., 2012) quanto em protocolo de fadiga para os músculos dorsiflexores do tornozelo (CHRISTINA; WHITE; GILCHRIST, 2001).

Ainda assim, devido a pequena magnitude das alterações observadas nas variáveis associadas à sobrecarga mecânica, infere-se que após a sessão de treino de força para membros inferiores a capacidade de atenuar a sobrecarga da força na vertical não foi significativamente alterada.

Os resultados dos dados cinemáticos analisados neste estudo, reforçam essa interpretação. Tome-se como exemplo o comportamento cinemático da articulação do joelho, articulação que está intimamente associada à absorção de energia mecânica

gerada na corrida (MILLER; BRENT EDWARDS; DELUZIO, 2015). Em relação aos movimentos de flexão e extensão do joelho, as angulações tanto no momento de contato, quanto no momento de retirada do pé do solo não sofreram alterações.

A máxima flexão do joelho e a variação angular durante o apoio apresentaram pequenas, porém diferentes adaptações na comparação entre a Sessão corrida e a Sessão treinamento concorrente. De maneira que, enquanto a adaptação pela própria corrida acarretou aumento da máxima flexão do joelho e maior variação angular durante o apoio, com a adição do treino de força os valores dessas variáveis diminuíram.

No melhor do nosso conhecimento, o único estudo em que foi avaliado a variação angular do joelho durante corrida realizada após uma sessão de treino de força, não apresentou alteração (DOMA; BEDE DEAKIN, 2013). Entretanto, a diferença entre os resultados dos estudos pode ser atribuída não apenas ao protocolo do treino de força e características dos voluntários, mas principalmente ao tempo de intervalo entre o treino de força e a corrida, pois enquanto no presente estudo o intervalo foi de $23,53 \pm 3,35$ min, no estudo de Doma; Bede Deakin (2013) foi de 6 hs.

Já a adaptação ocorrida pela própria corrida, o aumento da máxima flexão do joelho e conseqüente maior variação angular durante o apoio também foi encontrado no estudo de Dierks; Davis; Hamill (2010), onde a corrida foi realizada na esteira, em velocidade autosselecionada ($9,36 \pm 1,08$ km/h), e mantida até que os voluntários alcançassem 85% da frequência cardíaca máxima ou reportassem 17 na escala de percepção subjetiva de esforço até 20 (45 min \pm 12).

A sessão do treino de força também não alterou a cinemática do quadril, articulação de vital importância para a manutenção da integridade do aparelho locomotor. O aumento do ângulo de adução do quadril durante o contato do pé com o solo na corrida tem sido relacionado com maior risco de desenvolver lesão, especialmente dor patelofemoral (WILLSON; DAVIS, 2008; NOEHREN et al., 2012; NOEHREN; HAMILL; DAVIS, 2013). O aumento da adução do quadril pode gerar um alinhamento inadequado entre a patela e o fêmur, acarretando maior compressão no compartimento lateral da patela (HUBERTI; HAYES, 1984; POWERS, 2010). Nossos resultados apontaram apenas um discreto aumento do ângulo de adução no momento do contato do pé com o solo, e da máxima adução durante o apoio na corrida realizada sem a interferência do treino de força. Este possível alinhamento inadequado entre a patela e o fêmur, pode ser ainda mais acentuado caso o aumento da adução do quadril

ocorra em conjunto com aumento da abdução do joelho durante a fase de apoio. No entanto, no presente estudo, os valores para angulação da abdução de joelho não foram alterados. Observou-se apenas, ao longo da própria corrida, uma discreta diminuição do tempo até a máxima abdução do joelho durante o apoio. Ainda assim, como em nosso estudo o tamanho de efeito foi pequeno para essas alterações de quadril e joelho ao longo da própria corrida, é improvável que tais alterações predisponham o aparelho locomotor a um maior risco de lesão.

A maioria das alterações significativas para a articulação do joelho foram encontradas na fase de apoio da corrida. A única variável durante a fase de balanço que apresentou alteração ocorreu pela própria corrida. Os resultados mostraram que ao longo de 20 minutos de corrida, houve um pequeno aumento do tempo para máxima flexão. Entende-se que a flexão do joelho durante a fase de balanço permite reduzir o momento de inércia do membro inferior, fazendo com que haja um menor esforço para projetar o membro inferior para frente. Sendo assim, esta alteração poderia estar associada com uma menor eficiência mecânica de movimento aos 20 minutos de corrida, no entanto, devido a pequena magnitude da variação, não é possível afirmar que isto aconteceu.

Resta considerar a articulação do tornozelo. Movimentos excessivos, principalmente os relacionados com a pronação e a supinação, constituem risco para a integridade do aparelho locomotor (CLANSEY et al., 2012). Em nosso estudo, o treino de força não apresentou potencial para alterar os movimentos de inversão/eversão do tornozelo. No entanto, o movimento de eversão durante o apoio apresentou pequenas alterações pela própria corrida, onde houve aumento do ângulo de máxima eversão, da velocidade máxima de eversão e aumento da variação angular de inversão/eversão durante o apoio. Tal resultado é semelhante aos de outros estudos que observaram em voluntários corredores, aumento da eversão de tornozelo, induzido pela própria corrida (DIERKS; DAVIS; HAMILL, 2010; CLANSEY et al., 2012; KOBLBAUER et al., 2014). Deve-se destacar que as alterações reportadas são pouco expressivas, condição que sugere uma desprezível influência na condição de realização da corrida. Desta forma, levando-se em consideração que no momento de contato do pé com o solo, não foram encontradas alterações para os ângulos de tornozelo, tanto de dorsiflexão/flexão plantar, quanto de inversão/eversão, nossos resultados permitem inferir que a geometria de colocação do pé no solo foi mantida em todas as condições experimentais exploradas.

Portanto, considerados os dados sobre a cinemática articular, no geral, o efeito do treino de força parece não ter sido capaz de modificar os movimentos realizados no plano frontal para o quadril, joelho e tornozelo na corrida. Ainda que muito discretos, condição que sugere que eles têm pouco potencial para causar danos ao aparelho locomotor, o treino de força teve potencial para acarretar apenas algumas alterações no joelho e tornozelo, nos movimentos realizados no plano sagital da corrida. O fato de o treino de força ter influenciado apenas nos movimentos realizados no plano sagital, possivelmente pode ter relação com a característica dos exercícios que compuseram o protocolo proposto, já que em todos eles os movimentos igualmente são realizados no plano sagital. Nesse sentido, estudos futuros devem investigar se o aumento da intensidade e ou do volume do treino de força e de corrida não poderiam incrementar essas alterações, caracterizando uma situação de potencial risco à integridade do aparelho locomotor.

Consideradas a manutenção das condições cinemáticas e dinâmicas da corrida realizada após uma sessão de treino de força, resta considerar a existência de uma possível alteração no comportamento do acionamento muscular dos principais músculos agonistas envolvidos no movimento. Tais alterações são esperadas tendo em conta que a estrutura do treino de força utilizado no presente estudo afeta de forma reconhecida o recrutamento dos músculos em questão (CATERISANO et al., 2002; ESCAMILLA et al., 2002; DA SILVA et al., 2008). Dentre as principais alterações encontradas, destacamos o aumento do recrutamento do vasto lateral e do reto femoral durante a fase de apoio, na corrida realizada após treino de força. Observou-se ainda, após treino de força, uma maior ativação do vasto lateral também durante o balanço, sem alteração para os demais músculos. Ainda na fase de balanço da corrida, o treinamento concorrente acarretou pequeno aumento do recrutamento do bíceps femoral aos 5 minutos, que, no entanto, retornou ao valor de base aos 20 minutos. No entanto, todas essas variáveis apresentaram pequeno tamanho de efeito.

Os resultados obtidos sugerem que o treino de força acabou por induzir pequenos ajustes no padrão de recrutamento muscular. Ajustes que afetaram principalmente os músculos mais solicitados nos exercícios de força utilizados (CATERISANO et al., 2002; ESCAMILLA et al., 2002; DA SILVA et al., 2008). Ainda assim, os dados da cinemática e da dinamometria apontam que tais alterações não foram capazes de afetar significativamente o controle de choque propiciado pela musculatura esquelética.

Como evidência que reforça essa proposição, considere-se o comportamento da cocontração. Aponta a literatura que o aumento da cocontração muscular nos instantes que antecedem e logo após o contato do pé com o solo, exercem importante função mecânica ao aumentar a rigidez articular e conseqüentemente conferir maior estabilidade ao aparelho locomotor (KYRÖLÄINEN; AVELA; KOMI, 2005).

No presente estudo, o treino de força não alterou os valores relacionados à cocontração muscular. Nestes termos, não se observou alteração significativa na taxa de cocontração muscular dos músculos envolvidos nas articulações do joelho (RF+VL / BF) e tornozelo (TA / GL), durante os primeiros 50 ms após contato do pé com o solo e durante o pré-contato do pé com o solo (-50 ms). Tais resultados discordam dos obtidos por Kellis; Zafeiridis; Amiridis (2011) que descrevem um aumento da taxa de cocontração muscular, nos primeiros 50 ms após contato do pé com o solo tanto para os músculos vasto medial e bíceps femoral, quanto para tibial anterior e gastrocnêmio lateral, em corrida realizada após a realização de exercícios de extensão e flexão de joelho em aparelho isocinético.

7 LIMITAÇÕES DA PESQUISA

Os resultados dessa pesquisa devem ser interpretados levando em consideração suas limitações:

Sobre as características do protocolo utilizado

Os resultados obtidos são dependentes do protocolo utilizado. De maneira que outra estrutura do treino de força, tais como, os exercícios selecionados, a ordem e critério de execução dos exercícios, o volume e a intensidade da tarefa, ou até mesmo pela frequência de treino ou tempo de descanso entre uma sessão e outra, poderiam acarretar resultados diferentes na mecânica da corrida.

Também se deve levar em conta que a corrida foi realizada durante 20 minutos, de maneira contínua, e em velocidade autosselecionada que representasse uma corrida com intensidade moderada, não sendo possível esperar os mesmos resultados para protocolos com duração e/ou critério de velocidade diferente.

Há de se considerar ainda uma possível influência do tempo de intervalo entre o término do treino de força até o início da corrida, tendo em conta que tal condição pode ter permitido ao voluntário alguma recuperação em relação ao efeito residual do

treino de força, não refletindo exatamente o mesmo nível de fadiga caso a corrida fosse realizada imediatamente após a sessão do treino de força. Tal limitação inevitavelmente ocorreu por motivo da instrumentação específica dos estudos em biomecânica que envolvem a eletromiografia e a cinemática angular. Tendo em vista que para a coleta dos dados é necessário fixar o eletromiógrafo na região dos músculos selecionados e os marcadores reflexivos nas articulações e pontos anatômicos de interesse.

Embora os equipamentos tenham sido fixados com o máximo cuidado nos voluntários, com a finalidade de não limitar os movimentos durante a corrida, a presença desses instrumentos, somado ao fato das coletas de dados serem realizadas em ambiente laboratorial, faz com que o efeito retroativo seja mais uma limitação da pesquisa com potencial para interferir nos resultados obtidos.

Sobre a característica da amostra

Como o estudo foi realizado com indivíduos praticantes de musculação, por motivo do nível de condicionamento físico, é preciso ter cautela na extrapolação dos dados para atletas.

Como o estudo foi realizado com indivíduos do sexo masculino, é preciso ter cautela na extrapolação dos dados para indivíduos do sexo feminino, já que pode haver diferenças na mecânica da corrida entre homens e mulheres (BAZUELO-RUIZ et al., 2018).

8 CONCLUSÃO

Baseado nos resultados encontrados em nosso estudo é possível afirmar que uma sessão de treino de força destinada aos membros inferiores não tem potencial para alterar os mecanismos envolvidos no controle do choque e na geração de energia mecânica da corrida realizada subsequentemente.

9 REFERÊNCIAS

- ABERNETHY, P. J. Influence of Acute Endurance Activity on Isokinetic Strength. **Journal of strength and conditioning research**, v. 7, n. 3, p. 141–146, 1993.
- ABT, J. P. et al. Running Kinematics and Shock Absorption Do Not Change After Brief Exhaustive Running. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 25, n. 6, p. 1479–1485, jun. 2011.
- ADAMS, D. et al. Validity and reliability of a commercial fitness watch for measuring running dynamics. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 46, n. 6, p. 471–476, 2016.
- AMADIO, A. C.; SERRÃO, J. C. Contextualização da biomecânica para a investigação do movimento : fundamentos , métodos e aplicações para análise da técnica esportiva. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, v. 21, p. 61–85, 2007.
- AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE. Progression Models in Resistance Training for Healthy Adults. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 41, n. 3, p. 687–708, mar. 2009.
- BAZUELO-RUIZ, B. et al. Effect of fatigue and gender on kinematics and ground reaction forces variables in recreational runners. **PeerJ**, v. 2018, n. 3, p. 1–12, 2018.
- BROWN, A. M.; ZIFCHOCK, R. A.; HILLSTROM, H. J. The effects of limb dominance and fatigue on running biomechanics. **Gait & Posture**, v. 39, n. 3, p. 915–919, mar. 2014.
- CANTRELL, G. S. et al. Maximal strength, power, and aerobic endurance adaptations to concurrent strength and sprint interval training. **European Journal of Applied Physiology**, v. 114, n. 4, p. 763–771, 2014.
- CATERISANO, A. et al. The Effect of Back Squat Depth on the EMG Activity of 4 Superficial Hip and Thigh Muscles. **Journal of strength and conditioning research**, v. 16, n. 3, p. 428–432, 2002.
- CHRISTINA, K. A.; WHITE, S. C.; GILCHRIST, L. A. Effect of localized muscle fatigue on vertical ground reaction forces and ankle joint motion during running. **Human Movement Science**, v. 20, n. 3, p. 257–276, 2001.
- CLANSEY, A. C. et al. Effects of fatigue on running mechanics associated with tibial stress fracture risk. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 44, n. 10, p. 1917–1923, 2012.
- CONCEIÇÃO, M. et al. Strength training prior to endurance exercise: Impact on the neuromuscular system, endurance performance and cardiorespiratory responses. **Journal of Human Kinetics**, v. 44, n. 1, p. 171–181, 2014.

COSTA, L. S. DA et al. Efeito do exercício aeróbico sobre o desempenho da força de membros inferiores. **Brazilian Journal of Sports and Exercise Research**, v. 1, n. 2, p. 116–120, 2011.

DA SILVA, E. M. et al. Analysis of muscle activation during different leg press exercises at submaximum effort levels. **Journal of strength and conditioning research**, v. 22, n. 4, p. 1059–1065, 2008.

DAVIS, I. S.; BOWSER, B. J.; MULLINEAUX, D. R. Greater vertical impact loading in female runners with medically diagnosed injuries: A prospective investigation. **British Journal of Sports Medicine**, v. 50, n. 14, p. 887–892, 2016.

DE SOUZA, E. O. et al. Acute effect of two aerobic exercise modes on maximum strength and strength endurance. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 21, n. 4, p. 1286–1290, 2007.

DE SOUZA, E. O. et al. The acute effects of varying strength exercises bouts on 5km running. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 10, n. 3, p. 565–570, 2011.

DEGACHE, F. et al. Changes in running mechanics and spring-mass behaviour induced by a 5-hour hilly running bout. **Journal of Sports Sciences**, v. 31, n. 3, p. 299–304, 2013.

DIERKS, T. A.; DAVIS, I. S.; HAMILL, J. The effects of running in an exerted state on lower extremity kinematics and joint timing. **Journal of Biomechanics**, v. 43, n. 15, p. 2993–2998, 2010.

DIFIORI, J. P. et al. Overuse injuries and burnout in youth sports: A position statement from the American Medical Society for Sports Medicine. **British Journal of Sports Medicine**, v. 48, n. 4, p. 287–288, 2014.

DOCHERTY D.; SPORER B. A Proposed Model for Examining the Interference Phenomenon between Concurrent Aerobic and Strength Training. **Sports Medicine**, v. 30, n. 6, p. 385–394, 2000.

DOMA, K.; BEDE DEAKIN, G. The Effects of Combined Strength and Endurance Training on Running Performance the Following Day. **International Journal of Sport and Health Science**, v. 11, n. 0, p. 1–9, 2013.

DOMA, K.; DEAKIN, G. B. The acute effects intensity and volume of strength training on running performance. **European Journal of Sport Science**, v. 14, n. 2, p. 107–115, 2014.

DOMA, K.; DEAKIN, G. B.; BENTLEY, D. J. Implications of Impaired Endurance Performance following Single Bouts of Resistance Training: An Alternate Concurrent Training Perspective. **Sports Medicine**, v. 47, n. 11, p. 2187–2200, 2017.

DRUMMOND, M. J. et al. Aerobic and Resistance Exercise Sequence Affects Excess Postexercise Oxygen Consumption. **The Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 19, n. 2, p. 332, 2005.

EDDENS, L.; VAN SOMEREN, K.; HOWATSON, G. The Role of Intra-Session Exercise Sequence in the Interference Effect: A Systematic Review with Meta-Analysis. **Sports Medicine**, v. 48, n. 1, p. 177–188, 2018.

ELLIOT, B.; ACKLAND, T. Biomechanical effects of fatigue on 10, 000 meter running technique. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 52, n. 2, p. 160–166, 1981.

ESCAMILLA, R. F. et al. An electromyographic analysis of sumo and conventional style deadlifts. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 34, n. 4, p. 682–688, 2002.

FARRIS, D. J.; TREWARTHA, G.; MCGUIGAN, M. P. The effects of a 30-min run on the mechanics of the human Achilles tendon. **European Journal of Applied Physiology**, v. 112, n. 2, p. 653–660, 2012.

FISCHER, G.; STORNILO, J. L. L.; PEYRÉ-TARTARUGA, L. A. Effects of fatigue on running mechanics: Spring-mass behavior in recreational runners after 60 seconds of countermovement jumps. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 31, n. 6, p. 445–451, 2015.

FOSTER, C. et al. Effects of specific versus cross-training on running performance. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 70, n. 4, p. 367–372, 1995.

FOSTER, C. et al. A new approach to monitoring exercise training. **Journal of strength and conditioning research**, v. 15, n. 1, p. 109–115, fev. 2001.

FUHR, D. P.; CHIU, L. Z. F.; KENNEDY, M. D. Compensatory changes in female running mechanics during a simulated 10 km race. **Journal of Human Sport and Exercise**, v. 13, n. 1, p. 89–98, 2018.

FYFE, J. J.; BISHOP, D. J.; STEPTO, N. K. Interference between concurrent resistance and endurance exercise: Molecular bases and the role of individual training variables. **Sports Medicine**, v. 44, n. 6, p. 743–762, 2014.

GARBER, C. E. et al. Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: Guidance for prescribing exercise. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 43, n. 7, p. 1334–1359, 2011.

GARCÍA-PÉREZ, J. A. et al. Effects of treadmill running and fatigue on impact acceleration in distance running. **Sports Biomechanics**, v. 13, n. 3, p. 259–266, 2014.

GERLACH, K. E. et al. Kinetic changes with fatigue and relationship to injury in female runners. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 37, n. 4, p. 657–663, 2005.

GIOVANELLI, N. et al. Effects of an Uphill Marathon on Running Mechanics and

Lower-Limb Muscle Fatigue. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 11, n. 4, p. 522–529, 2016.

HANLEY, B.; MOHAN, A. K. Changes in Gait During Constant Pace Treadmill Running. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 28, n. 5, p. 1219–1225, maio 2014.

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.

HERMENS, H. J. et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, n. 5, p. 361–374, out. 2000.

HICKSON, R. C. Interference of strength development by simultaneously training for strength and endurance. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 45, n. 2–3, p. 255–263, 1980.

HUBERTI, H. H.; HAYES, W. C. Patellofemoral contact pressures. The influence of q-angle and tendofemoral contact. **The Journal of bone and joint surgery. American volume**, v. 66, n. 5, p. 715–24, jun. 1984.

JONES, T. W. et al. Performance and Endocrine Responses to Differing Ratios of Concurrent Strength and Endurance Training. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 30, n. 3, p. 693–702, mar. 2016.

JONES, T. W. et al. Effects of strength and endurance exercise order on endocrine responses to concurrent training. **European Journal of Sport Science**, v. 17, n. 3, p. 326–334, 2017.

KELLIS, E.; LIASSOU, C. The effect of selective muscle fatigue on sagittal lower limb kinematics and muscle activity during level running. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 39, n. 3, p. 210–220, 2009.

KELLIS, E.; ZAFEIRIDIS, A.; AMIRIDIS, L. G. Muscle coactivation before and after the impact phase of running following isokinetic fatigue. **Journal of Athletic Training**, v. 46, n. 1, p. 11–19, 2011.

KOBLBAUER, I. F. et al. Kinematic changes during running-induced fatigue and relations with core endurance in novice runners. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 17, n. 4, p. 419–424, jul. 2014.

KRAEMER, W. J. et al. Compatibility of high-intensity strength and endurance training on hormonal and skeletal muscle adaptations. **Journal of Applied Physiology**, v. 78, n. 3, p. 976–989, 1995.

KYRÖLÄINEN, H.; AVELA, J.; KOMI, P. V. Changes in muscle activity with increasing running speed. **Journal of Sports Sciences**, v. 23, n. 10, p. 1101–1109, 2005.

LAVCANSKA, V.; TAYLOR, N. F.; SCHACHE, A. G. Familiarization to treadmill running in young unimpaired adults. **Human Movement Science**, v. 24, n. 4, p. 544–557, 2005.

LEVERITT, M. et al. Concurrent strength and endurance training. A review. **Sports Medicine**, v. 28, n. 6, p. 413–427, 1999.

LEVERITT, M. et al. Concurrent strength and endurance training: the influence of dependent variable selection. **Journal of strength and conditioning research**, v. 17, n. 3, p. 503–8, ago. 2003.

LEVERITT, M.; ABERNETHY, P. J. Acute Effects of High-Intensity Endurance Exercise on Subsequent Resistance Activity. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 13, n. 1, p. 47–51, 1999.

LIEBERMAN, D. E. 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.

LIEBERMAN, D. E. et al. Effects of stride frequency and foot position at landing on braking force , hip torque , impact peak force and the metabolic cost of running in humans. **The Journal of Experimental Biology**, p. 3406–3414, 2015.

MAAS, E. et al. Novice runners show greater changes in kinematics with fatigue compared with competitive runners. **Sports Biomechanics**, v. 17, n. 3, p. 350–360, 2018.

MAKANAE, Y.; OGASAWARA, R.; FUJITA, S. Skeletal muscle signaling response to concurrent endurance and resistance exercise. **The Journal of Physical Fitness and Sports Medicine**, v. 4, n. 2, p. 217–221, 2015.

MCCARTHY, J. P.; POZNIAK, M. A.; AGRE, J. C. Neuromuscular adaptations to concurrent strength and endurance training. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 34, n. 3, p. 511–519, mar. 2002.

MILLER, R. H.; BRENT EDWARDS, W.; DELUZIO, K. J. Energy expended and knee joint load accumulated when walking, running, or standing for the same amount of time. **Gait and Posture**, v. 41, n. 1, p. 326–328, 2015.

MILLET, G. P. et al. Modelling the transfers of training effects on performance in elite triathletes. **International Journal of Sports Medicine**, v. 23, n. 1, p. 55–63, 2002.

MILNER, C. E. et al. Biomechanical Factors Associated with Tibial Stress Fracture in Female Runners. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, n. 5, p. 323–328, 2006.

MIZRAHI, J. et al. Effect of fatigue on leg kinematics and impact acceleration in long distance running. **Human Movement Science**, v. 19, n. 2, p. 139–151, 2000.

MIZRAHI, J.; VERBITSKY, O.; ISAKOV, E. Fatigue-induced changes in decline running. **Clinical Biomechanics**, v. 16, n. 3, p. 207–212, mar. 2001.

MORIN, J. B. et al. Changes in running mechanics and spring–mass behavior induced by a mountain ultra-marathon race. **Journal of Biomechanics**, v. 44, n. 6, p. 1104–1107, abr. 2011.

MORIN, J. B. et al. High-intensity sprint fatigue does not alter constant-submaximal velocity running mechanics and spring-mass behavior. **European Journal of Applied Physiology**, v. 112, n. 4, p. 1419–1428, 2012.

NAWOCZENSKI, D. A.; LUDEWIG, P. M. Electromyographic effects of foot orthotics on selected lower extremity muscles during running. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 80, n. 5, p. 540–544, 1999.

NOEHREN, B. et al. Proximal and distal kinematics in female runners with patellofemoral pain. **Clinical Biomechanics**, v. 27, n. 4, p. 366–371, maio 2012.

NOEHREN, B.; HAMILL, J.; DAVIS, I. Prospective evidence for a hip etiology in patellofemoral pain. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 45, n. 6, p. 1120–1124, 2013.

PAAVOLAINEN, L. et al. Neuromuscular characteristics and fatigue during 10 km running. **International Journal of Sports Medicine**, v. 20, n. 8, p. 516–521, 1999.

PALMER, C. D.; SLEIVERT, G. G. Running economy is impaired following a single bout of resistance exercise. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 4, n. 4, p. 447–459, dez. 2001.

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

QUEEN, R. M.; GROSS, M. T.; LIU, H. Y. Repeatability of lower extremity kinetics and kinematics for standardized and self-selected running speeds. **Gait and Posture**, v. 23, n. 3, p. 282–287, 2006.

REED, J. P.; SCHILLING, B. K.; MURLASITS, Z. Acute Neuromuscular and Metabolic Responses to Concurrent Endurance and Resistance Exercise. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 27, n. 3, p. 793–801, mar. 2013.

SILVA, S. R. D.; FRAGA, C. H. W.; GOLÇALVES, M. Efeito da fadiga muscular na biomecânica da corrida: uma revisão. **Motriz**, v. 13, n. 3, p. 225–235, 2007.

SIMÃO, R. et al. Exercise order in resistance training. **Sports Medicine**, v. 42, n. 3, p. 251–265, 2012.

SONCIN, R. et al. Influence of exercise order on electromyographic activity during upper body resistance training. **Journal of Human Kinetics**, v. 44, n. 1, p. 203–209, 2014.

SPORER, B. C.; WENGER, H. A. Effects of Aerobic Exercise on Strength Performance Following Various Periods of Recovery. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 17, n. 4, p. 638–644, 2003.

TAIPALE, R. S. et al. Acute neuromuscular and metabolic responses to combined strength and endurance loadings: The “order effect” in recreationally endurance trained runners. **Journal of Sports Sciences**, v. 32, n. 12, p. 1155–1164, 2014.

VAN DER WORP, M. P. et al. Injuries in runners; a systematic review on risk factors and sex differences. **PLoS ONE**, v. 10, n. 2, p. 1–18, 2015.

VAN GENT, 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. 469–480, 8 mar. 2007.

VERBITSKY, O. et al. Shock transmission and fatigue in human running. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 14, n. 3, p. 300–311, 1998.

VERNILLO, G. et al. Energy cost and kinematics of level, uphill and downhill running: Fatigue-induced changes after a mountain ultramarathon. **Journal of Sports Sciences**, v. 33, n. 19, p. 1998–2005, 2015.

VØLLESTAD, N. K. Measurement of human muscle fatigue. **Journal of Neuroscience Methods**, v. 74, n. 2, p. 219–227, 1997.

VOLOSHIN, A. S. et al. Dynamic loading on the human musculoskeletal system effect of fatigue. **Clinical Biomechanics**, v. 13, n. 7, p. 515–520, 1998.

WILLSON, J. D.; DAVIS, I. S. Lower extremity mechanics of females with and without patellofemoral pain across activities with progressively greater task demands. **Clinical Biomechanics**, v. 23, n. 2, p. 203–211, 2008.

WILSON, J. M. et al. Concurrent Training. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 26, n. 8, p. 2293–2307, ago. 2012.

WINTER, D. A.; BISHOP, P. J. Lower extremity injury. Biomechanical factors associated with chronic injury to the lower extremity. **Sports Medicine**, v. 14, n. 3, p. 149–156, 1992.