



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA E FISIOTERAPIA**

Victor de Souza Medeiros

**EFEITO DA FADIGA DO TRONCO NOS PADRÕES CINEMÁTICO E
ELETROMIOGRÁFICO DO MEMBRO INFERIOR DURANTE O SINGLE-LEG
DROP-LANDING TEST EM CORREDORAS**

**UBERLÂNDIA
2023**



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA E FISIOTERAPIA

Victor de Souza Medeiros

**EFEITO DA FADIGA DO TRONCO NOS PADRÕES CINEMÁTICO E
ELETROMIOGRÁFICO DO MEMBRO INFERIOR DURANTE O SINGLE-LEG
DROP-LANDING TEST EM CORREDORAS**

Trabalho de Conclusão de
Curso a Universidade Federal
de Uberlândia, como requisito
parcial para obtenção do título
de Bacharel em Fisioterapia.

Orientador(a): Prof. Dr. Valdeci Dionisio

UBERLÂNDIA
2023

Victor de Souza Medeiros

EFEITO DA FADIGA DO TRONCO NOS PADRÕES CINEMÁTICO E
ELETROMIOGRÁFICO DO MEMBRO INFERIOR DURANTE O SINGLE-LEG
DROP-LANDING TEST EM CORREDORAS

Trabalho de Conclusão
de Curso a Universidade
Federal de Uberlândia,
como requisito parcial
para obtenção do título de
Bacharel em Fisioterapia.

Uberlândia, 3 de outubro de 2023.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Valdeci Carlos Dionisio
Universidade Federal de Uberlândia

Franciele Dias Costa
Universidade Federal de Uberlândia

Gina Olivia Brígido Costa Curi
Universidade Federal de Uberlândia

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	7
MATERIAIS E MÉTODOS	8
Participantes	8
Teste Single-Leg Drop Landing	9
Protocolo de Fadiga	10
Análise cinemática.....	10
Análise eletromiográfica.....	10
ANÁLISE ESTATÍSTICA	12
RESULTADOS	12
DISCUSSÃO	8
REFERÊNCIAS	10
AGRADECIMENTOS.....	13

ABSTRACT:

Trunk muscle fatigue could influence the dynamic control of the lower limbs in runners, and the single-leg drop-landing (SLDL) test could simulate the landing and reveal those changes. This study compared the effect of trunk muscle fatigue on the kinematic and electromyographic patterns of the lower limb during SLDL in female novice runners. The kinematics of the main joints and electromyographic (EMG) of the main muscles of the lower limb during SLDL pre- and post-fatigue muscle trunk were registered in 18 female novice runners. The integrated EMG (iEMG) was calculated into 3 phases (F1, before movement starts; F2, eccentric; and F3, concentric). There was an increase in the tibialis anterior and soleus (SO) iEMG in F1, a reduction in tibialis anterior (TA), and gastrocnemius medialis (GM) iEMG in F2, and an increase in the biceps femoris (BF) iEMG in F3. Also, a reduced ankle angle and increased hip angle in the sagittal plane and a reduced knee angle in the frontal plane post-intervention. The induction of trunk muscle fatigue in female novice runners influenced the TA, SO, GM, and BF EMG changes, the kinematic pattern of the ankle and hip in the sagittal plane, and the knee in the frontal plane during the SLDL.

Keywords: Electromyography, single-leg drop-landing, kinematic, runner, core fatigue.

RESUMO

A fadiga muscular do tronco poderia influenciar o controle dinâmico dos membros inferiores em corredores, e o teste de aterrissagem unipodal (SLDL) poderia simular a aterrissagem e revelar essas alterações. Este estudo comparou o efeito da fadiga muscular do tronco nos padrões cinemáticos e eletromiográficos do membro inferior durante SLDL em corredoras amadoras. A cinemática das principais articulações e a eletromiografia (EMG) dos principais músculos do membro inferior durante o SLDL pré e pós-fadiga do tronco muscular foram registradas em 18 corredoras novatas. A EMG integrada (iEMG) foi calculada em 3 fases (F1, antes do início do movimento; F2, excêntrica; e F3,

concêntrica). Houve aumento do iEMG do tibial anterior e sóleo (SO) em F1, redução do iEMG do tibial anterior (TA) e do gastrocnêmio medial (GM) em F2 e aumento do iEMG do bíceps femoral (BF) em F3. Além disso, redução do ângulo do tornozelo e aumento do ângulo do quadril no plano sagital e redução do ângulo do joelho no plano frontal pós-intervenção. A indução da fadiga muscular do tronco em corredoras iniciantes influenciou as alterações EMG do TA, SO, GM, e BF, o padrão cinemático do tornozelo e quadril no plano sagital e do joelho no plano frontal durante o SDLD.

Palavras-chaves: Eletromiografia, single-leg drop-landing, cinemática, corredora, fadiga do core.

INTRODUÇÃO

A prática de corrida tem apresentado crescimento por diversos fatores como baixo custo, facilidade de correr de forma recreativa em ambientes urbanos, proporcionar melhora na função cardiovascular e redução de adiposidade (Oja et al., 2015). Entretanto, lesões associadas a prática da corrida são comuns, especialmente essas que estão relacionadas ao joelho, as quais são acentuadas pela fraqueza muscular (Ferreira et al., 2012). Analisando os padrões musculares de membros inferiores, percebe-se que há déficit no controle dinâmico, alterando a cinemática (Lephart et al., 2002). Essas alterações favorecem, em geral, maior desvio medial da articulação do joelho em relação aos pés, associada a adução do quadril, abdução da tíbia e a pronação subtalar, movimento definido como valgo dinâmico (Emamvirdi et al., 2019). O valgo dinâmico tem sido sugerido como fator de risco para lesões em corredores (Hewett et al., 2005). As mulheres, são grande parte dos corredores e tem mais propensão a apresentar o valgo dinâmico (Russell et al., 2006).

Além disso, a postura do tronco também se mostrou importante durante a corrida (Behm et al., 2009). A inclinação do tronco para frente reduz o comprimento da passada, o momento extensor do joelho e o momento flexor plantar do tornozelo, mas aumenta a cadência e o momento extensor do quadril (Warrener et al., 2021). Assim, a posição do tronco também poderia influenciar o controle dinâmico dos membros inferiores (Teng & Powers, 2016) principalmente no caso de fadiga muscular do tronco. Em um estudo anterior, observou-se que indivíduos com dor lombar recorrente sofrem fadiga dos músculos paravertebrais e produzem aumento da inclinação anterior do tronco e da curva lordótica (Hart et al., 2009). No entanto, a influência do tronco em corredoras amadoras tem sido pouco estudada (Warrener et al., 2021). Portanto, estudos necessitam de foco na fadiga do tronco diante dessas condições.

Testes funcionais têm sido sugeridos para avaliar o valgo dinâmico e o controle do tronco, focando na avaliação dos músculos envolvidos no ato de correr. Os testes foram desenhados para avaliar o controle postural dinâmico desses músculos (Kockum & Heijne, 2015). A região do tronco também é

chamada de core, que incluem 29 pares de músculos do complexo lombo-pélvico-quadril. Dentre estes, se destacam os abdominais, paravertebrais e músculos do quadril (Shinkle et al., 2012), os quais tem a finalidade de estabilizar a coluna vertebral, pelve e o membro inferior (Fredericson & Moore, 2005).

O teste Single-Leg Drop-Landing (SLDL) pode ser usado como uma simulação da aterrissagem que ocorre durante a corrida, sendo capaz de gerar uma demanda para o controle dinâmico do tronco e membros inferiores (Maniar et al., 2022). Ele consiste na aterrissagem com a perna testada a partir de uma superfície elevada (20cm), onde o indivíduo deve permanecer na posição, com os olhos fixos em um alvo posicionado à frente. A manutenção do equilíbrio deve ser sem assistência do pé contralateral e de movimentos acessórios. Este teste poderia avaliar o comportamento do membro inferior, e possivelmente identificar o valgo na articulação do joelho, durante a aterrissagem (Barrios et al., 2016). Este teste já tem sido utilizado como preditor de lesão do ligamento cruzado anterior em mulheres (Hewett et al., 2005) e tem demonstrado que estas tendem a aterrissar mais com o joelho em valgo (Russell et al., 2006). Neste estudo foi hipotetizado que a fadiga do tronco poderia acentuar alterações em padrão cinemático e eletromiográfico em mulheres corredoras.

Portanto, o objetivo desse estudo foi verificar o efeito da fadiga do tronco nos padrões cinemático e eletromiográfico do membro inferior durante o SLDL em mulheres iniciantes em corrida.

MATERIAIS E MÉTODOS

Participantes

Com aprovação do Comitê de ética em pesquisa da Universidade Federal de Uberlândia, desenvolvido no laboratório de Neuromecânica e Fisioterapia – LANEF da Faculdade de Educação Física e Fisioterapia – FAEFI, participaram deste estudo transversal 18 mulheres ($25,7 \pm 3,63$) (Tabela 1). Os participantes receberam informações sobre cada procedimento da pesquisa e assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – TCLE, baseado na Resolução 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde – CNS. Foram recrutadas através de redes sociais e telejornais. Os critérios de elegibilidade foram mulheres entre 20

e 35 anos e corredores com média de que correm até 20 km/semana por semana (Maas et al., 2018; Mo & Chow, 2018). Voluntários com lesões musculoesqueléticas nos últimos três meses, dor anterior no joelho, cinesiofobia, cirurgias de membros inferiores e tronco, doenças cardíacas, histórico de dor lombar, disfunções do sistema nervoso e índice de massa corporal (IMC) superior a 30 não eram elegíveis antes das avaliações.

Tabela 1. Características dos participantes (n=18).

Dados	Média (DP)
<i>Idade</i>	25,7 (3,63)
<i>Altura</i>	1,63 (0.05)
<i>Peso (Kg)</i>	59,9 (9.69)
<i>IMC</i>	22,4 (3.85)
<i>Km Semanal</i>	13,3 (4.21)
<i>Frequência semanal (repetições)</i>	2,83(0.85)
<i>Duração(min)</i>	30,1 (8,5)
<i>vFRS (pré-/ pós intervenção)</i>	143,71/153, 97

IMC: índice de massa corporal; Kg: quilogramas; min: minutos; Km: quilômetros; vFRS: força vertical de reação do solo.

Teste Single-Leg Drop Landing

O SLDL é um teste validado e confiável, que avalia possíveis déficit do controle neuromuscular dos membros inferiores. Para sua realização é necessário estar com os dois pés elevado a uma superfície (Fransz et al., 2018) e aterrissar com a perna de teste, estabilizando o mais rápido possível e manter o equilíbrio por 15 segundos sem assistência do pé contralateral e movimentos acessórios mínimos, com os olhos fixos em um alvo visual na parede. A tentativa era considerada inválida caso a voluntária tocasse o chão com a perna contralateral ou se o movimento do braço fosse usado para recuperar o equilíbrio e caso não permanecesse por 15 segundos com o membro o contralateral (Fransz et al., 2018).

Protocolo de Fadiga

O protocolo de fadiga envolve três exercícios isométricos (Chaudhari et al., 2020) e três exercícios dinâmicos (Roth et al., 2021) realizados consecutivamente até a exaustão voluntária (Chaudhari et al., 2020). Os exercícios isométricos consistem em manter o máximo de tempo que o participante puder. Nos exercícios dinâmicos, cada repetição deve durar em torno de 2 segundos, realizada de acordo com o ritmo do metrônomo, sem pausa entre os exercícios. Os critérios para descontinuação do protocolo foram: 1) incapacidade de realizar os exercícios corretamente e 2) incapacidade de realizar cada repetição dos exercícios dinâmicos em dois segundos. Para verificar o estado de fadiga ao final do protocolo, foi utilizada a escala de percepção de esforço de Borg de 15 pontos, representada como “muito difícil” na escala. (classificação 6-20). O ponto seis definiu ausência de fadiga e os pontos 17 e 20 indicaram falha na execução dos exercícios. Quando o participante informava um número igual ou superior a 17, era considerado apto para reavaliação. Quando foi relatada pontuação inferior a 17, o ciclo de exercícios foi repetido até atingir a pontuação alvo (Askari & Esmaeili, 2021).

Força de reação do solo

Consiste na força que é exercida quando há o contato da superfície de contato (plataforma) com o corpo, gerada através das ações musculares e do peso corporal que são transmitidos por meio dos membros inferiores (pés como contato), que apresenta influência do centro de massa do corpo. (Nilsson, J. and Thorstensson, 1989) A força de reação de solo é coletada através de uma plataforma de força, que apresenta duas superfícies que computam os dados gerados através do contato. Durante o teste foi utilizada uma plataforma de força (BIOMEC 410 -EMG System Brazil software - version 2013) para capturar a força vertical de reação do solo (vFRS) a uma frequência de 100 Hz.

Análise cinemática

Marcadores passivos foram posicionados em membro dominante, avaliado através do teste de chutar uma bola (Coren, 1978) correm até 20 km/semana nos seguintes pontos anatômicos: aspecto lateral do acrômio (bilateral), espinha ilíaca antero-superior (bilateral), trocânter maior do fêmur, epicôndilos medial e lateral do fêmur, maléolos medial e lateral, e quinta articulação metatarsfalangeana. A trajetória dos marcadores foi capturada por 10 câmeras infravermelho e um sistema em 3D (OptiTrack FLEX V100R2, Natural Point, Corvallis, Oregon), a uma frequência de 100 Hz. O movimento foi capturado durante a execução do teste SLDL, sendo realizadas 3 repetições.

Análise eletromiográfica

Eletrodos de superfície foram colocados em membro dominante, nos músculos tibial anterior (TA), gastrocnêmio medial (GM), vasto medial oblíquo (VM), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), semitendinoso (ST), sóleo (SO) glúteo médio (Gmed) e glúteo máximo (Gmax) de acordo com SENIAM - Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles - BIOMED II (Hermens et al., 2000). Um condicionador de sinais (EMG System Brazil Ltda®) de 12 canais com filtro análogo (Butterworth - 4th order), banda de frequência de corte (20–500 Hz) e amplificação de 2000x foi utilizado para análise eletromiográfica com frequência de 2 kHz. A impedância foi 109 Ohms e modo de rejeição comum > 100 dB.

Processamento de dados

Os dados cinemáticos e EMG foram tratados a partir de uma rotina em MatLab (Mathworks, versão 2015a). Os dados cinemáticos foram filtrados e a posição das marcas foi utilizada para o cálculo dos ângulos. Foram extraídos valores angulares médios da excursão de movimento (EXC), valores máximos (MAX) e mínimos (MIN) do tornozelo, joelho e quadril, no plano sagital, e, do joelho e quadril no plano frontal. Os dados cinéticos (vFRS) foram filtrados (5 Hz) e referenciados no início da análise do movimento. A atividade EMG integrada (iEMG) foi calculada em fases com base no deslocamento angular do joelho. Os dados EMG foram retificados, filtrados e normalizados pelo pico de atividade de cada músculo. A iEMG foi calculada em fases com base na vFRS e no deslocamento angular do joelho. A primeira fase (F1) representa o período entre 100ms antes do início do movimento e o início (considerado a partir do toque na plataforma de força); a segunda fase (F2) representa o período entre o início do movimento ao pico de flexão do joelho (fase excêntrica); e a terceira fase (F3) representa o período entre o pico de flexão do joelho ao retorno a extensão, ou seja, o final do movimento (fase concêntrica).

ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os valores médios, máximo e mínimos da cinemática e da iEMG de três tentativas de cada participante foram utilizados para a análise estatística. Os dados tiveram sua normalidade testada e confirmada pelo teste de Shapiro-Wilk. Em seguida foi utilizado o teste t pareado para testar a hipótese de que após a intervenção haveria alteração nos padrões cinemático e EMG. Para todos os testes foi utilizado o JASP Team (2023). JASP (Version 0.17.1) [Computer software]. O valor de alpha foi 0.05.

RESULTADOS

Os resultados mostraram que a vFRS normalizada não apresentou diferença de intervenção pontual ($p = 0,108$). No entanto, os padrões musculares TA, GM, SO e BF mudaram após a intervenção. O TA e SO apresentou maior atividade média em F1 (Tabela 2, Figura 1 A e B), e após o pouso, em F2, o TA e o GM tiveram suas atividades médias reduzido (Tabela 3; Figura 1 C e D). Além disso, a atividade máxima de TA EMG foi observada em F1 (Tabela 3), enquanto a atividade mínima de BF foi aumentada em F2 (Tabela 4, Figura 1 E e F). Nos demais músculos, os valores médios, máximos e mínimos em todas as fases não apresentaram alterações significativas pós-intervenção.

Os resultados para o padrão cinemático mostraram que pós-intervenção houve a redução do ângulo máximo do tornozelo no plano sagital, ângulo máximo do joelho no plano frontal, ângulo mínimo do joelho no plano frontal e excursão angular do tornozelo no plano sagital . O plano sagital (Tabela 5) por outro lado, houve aumento da excursão angular do quadril no plano sagital (Tabela 5). Não houve alterações significativas pós-intervenção nas demais articulações e planos.

Tabela 2. Atividade eletromiográfica integrada nas fases de movimento pré e pós-intervenção.

	Pré-intervenção		Pós-intervenção		Teste T pareado	
	<i>Média (DP)</i>	<i>IC 95%</i>	<i>Média (DP)</i>	<i>IC 95%</i>	<i>t</i>	<i>p</i>
TA_F1	0,94 (0,66)	0,631 a 1,249	1,135 (0,79)	0,769 a 1,501	-2,128	0,048*
GM_F1	2,098 (1,19)	1,546 a 2,651	2,102 (1,25)	1,523 a 2,680	-0,011	0,991
VM_F1	1,743 (0,91)	1,320 a 2,167	1,762 (1,01)	1,291 a 2,232	-0,083	0,935
VL_F1	1,300 (0,89)	0,887 a 1,713	1,357 (1,03)	0,877 a 1,836	-0,284	0,780
BF_F1	1,353 (0,75)	1,006 a 1,700	1,792 (1,01)	1,325 a 2,259	-1,840	0,083
ST_F1	1,820 (1,04)	1,339 a 2,301	1,911 (1,18)	1,362 a 2,459	-0,031	0,760
SO_F1	1,156 (0,62)	0,867 a 1,445	1,476 (0,93)	1,045 a 1,906	-2,399	0,032*
Gmed_F1	1,436 (0,86)	1,307 a 1,834	1,408 (0,81)	1,030 a 1,785	0,139	0,891
Gmax_F1	1,579 (0,89)	1,171 a 1,988	1,404 (0,87)	1,000 a 1,809	0,114	0,281
TA_F2	74,057 (21,69)	64,037 a 84,077	65,485 (22,25)	55,206 a 75,764	2,191	0,043
GM_F2	67,132 (26,44)	54,914 a 74,349	60,022 (26,88)	47,603 a 72,441	2,109	0,050
VM_F2	74,531 (31,34)	60,051 a 89,010	72,113 (32,69)	57,007 a 87,218	0,571	0,575
VL_F2	81,564 (34,05)	65,832 a 97,296	74,913 (34,75)	58,857 a 90,970	2,076	0,053
BF_F2	72,016 (26,85)	59,608 a 84,424	67,946 (31,57)	53,360 a 82,531	1,025	0,320
ST_F2	63,198 (26,42)	50,989 a 75,406	63,249 (29,76)	49,501 a 76,998	-0,009	0,993
SO_F2	67,951 (27,43)	55,278 a 80,264	66,244 (27,67)	53,461 a 79,027	0,385	0,705
Gmed_F2	74,022(26,20)	61,916 a 86,128	68,561 (28,12)	55,569 a 81,552	1,525	0,146
Gmax_F2	72,892 (29,33)	59,340 a 86,444	69,192 (32,40)	54,221 a 84,164	0,797	0,436
TA_F3	65,394(21,23)	55,586 a 75,202	61,588 (22,29)	51,288 a 71,887	0,870	0,396
GM_F3	55,411(17,12)	47,498 a 63,323	53,476 (23,03)	42,836 a 64,116	0,287	0,777
VM_F3	47,305 (18,40)	74,305 a 38,802	49,791 (22,15)	39,556 a 60,025	-0,433	0,664
VL_F3	46,026 (19,15)	46,026 a 37,177	49,384 (22,79)	38,854 a 59,914	-0,571	0,576
BF_F3	51,202 (32,28)	51,202 a 36,288	58,982 (24,52)	47,562 a 70,313	-1,107	0,284
ST_F3	63,605 (72,25)	50,769 a 63,605	65,924 (16,78)	58,172 a 73,676	-0,444	0,662
SO_F3	72,258 (18,77)	63,585 a 72,258	74,410 (17,93)	66,127 a 82,693	-0,473	0,642
Gmed_F3	71,356 (20,41)	61,923 a 80,788	74,101 (23,29)	63,341 a 84,861	-0,404	0,691

Gmax_F3	69,312(17,55)	61,204 a 77,420	60,319 (24,92)	48,805 a 71,833	1,254	0,227
----------------	---------------	-----------------	----------------	-----------------	-------	-------

*IC: Intervalo de confiança; TA: tibial anterior, GM: gastrocnêmio medial, VM: vasto medial oblíquo, VL: vasto lateral, BF: bíceps femoral, ST: semitendinoso, SO: sóleo, Gmed: glúteo médio, Gmax: glúteo máximo. F1: fase 1; F2: fase 2; F3: fase 3; *: valor significativo*

Tabela 3. Valores máximos da eletromiografia integrada nas fases de movimento pré e pós-intervenção

	Pré-intervenção		Pós-intervenção		Teste T pareado	
	<i>Média (DP)</i>	<i>IC 95%</i>	<i>Média (DP)</i>	<i>IC 95%</i>	<i>t</i>	<i>p</i>
TA_maxF1	24,068 (16,48)	16,454 a 31,682	30,177 (20,33)	20,781 a 39,573	-2,113	0,050
GM_maxF1	52,426 (27,33)	39,787 a 52,426	50,112 (31,21)	35,690 a 64,533	0,276	0,786
VM_maxF1	52,222 (25,65)	40,372 a 64,072	47,886 (26,76)	35,520 a 60,251	0,740	0,470
VL_maxF1	34,445 (22,18)	24,027 a 44,703	39,418 (26,16)	27,331 a 51,505	-1,017	0,324
BF_maxF1	35,128 (21,79)	25,059 a 45,198	51,366 (31,13)	36,982 a 65,750	-1,971	0,065
ST_maxF1	49,328 (23,22)	38,601 a 49,328	47,683 (27,07)	35,173 a 60,192	0,364	0,721
SO_maxF1	29,372 (15,41)	22,249 a 36,495	34,707 (21,92)	24,577 a 44,838	-1,617	0,124
GMed_maxF1	35,243 (19,86)	26,067 a 44,419	38,677 (22,30)	28,375 a 48,980	-0,677	0,507
Gmax_maxF1	41,003 (21,72)	30,965 a 51,040	37,614 (23,70)	26,662 a 48,566	0,716	0,484
TA_maxF2	74,057 (21,69)	64,037 a 84,077	65,485 (22,25)	55,206 a 75,764	2,191	0,043*
GM_maxF2	67,132 (26,44)	54,914 a 74,349	60,022 (26,88)	47,603 a 72,441	2,109	0,050*
VM_maxF2	74,531 (31,34)	60,051 a 89,010	72,113 (32,69)	57,007 a 87,218	0,571	0,575
VL_maxF2	81,564 (34,05)	65,832 a 97,296	74,913 (34,75)	58,857 a 90,970	2,076	0,053
BF_maxF2	72,016 (26,85)	59,608 a 84,424	67,946 (31,57)	53,360 a 82,531	1,025	0,320
ST_maxF2	63,198 (26,42)	50,989 a 75,406	63,249 (29,76)	49,501 a 76,998	-0,009	0,993
SO_maxF2	67,951 (27,43)	55,278 a 80,264	66,244 (27,67)	53,461 a 79,027	0,385	0,705
GMed_maxF2	74,022 (26,20)	61,916 a 86,128	68,561 (28,12)	55,569 a 81,552	1,525	0,146
Gmax_maxF2	72,892 (29,33)	59,340 a 86,444	69,192 (32,40)	54,221 a 84,164	0,797	0,436
TA_maxF3	65,394 (21,23)	55,586 a 75,202	61,588 (22,29)	51,288 a 71,887	0,870	0,396
GA_maxF3	55,411 (17,12)	47,498 a 63,323	53,476 (23,03)	42,836 a 64,116	0,287	0,777
VM_maxF3	47,305 (18,40)	74,305 a 38,802	49,791 (22,15)	39,556 a 60,025	-0,433	0,664
VL_maxF3	46,026 (19,15)	46,026 a 37,177	49,384 (22,79)	38,854 a 59,914	-0,571	0,576
BF_maxF3	51,202 (32,28)	51,202 a 36,288	58,982 (24,52)	47,562 a 70,313	-1,107	0,284

ST_maxF3	63,605 (72,25)	(50,769 a 63,605)	65,924 (16,78)	(58,172 a 73,676)	-0,444	0,662
SO_maxF3	72,258 (18,77)	(63,585 a 72,258)	74,410 (17,93)	(66,127 a 82,693)	-0,473	0,642
GMed_maxF3	71,356 (20,41)	(61,923 a 80,788)	74,101 (23,29)	(63,341 a 84,861)	-0,404	0,691
Gmax_maxF3	69,312 (17,55)	(61,204 a 77,420)	60,319 (24,92)	(48,805 a 71,833)	1,254	0,227

IC: Intervalo de confiança; TA: tibial anterior, GM: gastrocnêmio medial, VM: vasto medial oblíquo, VL: vasto lateral, BF: bíceps femoral, ST: semitendíneo, SO: sóleo, Gmed: glúteo médio, Gmax: glúteo máximo. F1: fase 1; F2: fase 2; F3: fase 3; máximo: máximo.

Tabela 4. Valores mínimos da eletromiografia integrada nas fases de movimento pré e pós-intervenção

	Pré-intervenção		Pós-intervenção		Teste T pareado	
	<i>Média (DP)</i>	<i>IC 95%</i>	<i>Média (DP)</i>	<i>IC 95%</i>	<i>t</i>	<i>p</i>
TA_minF1	1,156 (0,99)	0,695 a 1,617	1,427(1,14)	0,899 a 1,954	-0,838	0,413
GM_minF1	2,314 (1,96)	1,409 a 3,220	2,438 (1,64)	1,680 a 3,197	-0,234	0,817
VM_minF1	1,603 (1,13)	1,079 a 2,128	1,599 (1,23)	1,028 a 2,171	0,010	0,992
VL_minF1	1,511 (1,11)	0,995 a 2,027	1,675 (1,42)	1,018 a 2,332	-0,379	0,709
BF_minF1	1,376 (0,77)	1,020 a 1,733	1,782 (1,58)	1,048 a 2,516	-1,162	0,261
ST_minF1	1,970 (1,77)	1,150 a 2,789	1,600 (1,33)	0,984 a 2,216	0,727	0,477
SO_minF1	1,395 (1,23)	0,826 a 1,964	2,040(1,69)	1,258 a 2,822	-1,974	0,065
Gmed_minF1	1,816 (1,86)	0,954 a 2,679	1,697 (1,46)	1,021 a 2,374	0,305	0,764
Gmax_minF1	1,860 (1,55)	1,140 a 2,580	1,574(1,22)	1,007 a 2,140	0,849	0,407
TA_minF2	0,689 (0,55)	0,435 a 0,943	0,508 (0,42)	0,312 a 0,704	1,316	0,206
GM_minF2	0,475 (0,46)	0,262 a 0,688	0,472 (0,48)	0,246 a 0,697	0,022	0,983
VM_minF2	0,822(0,48)	0,596 a 1,047	0,839 (0,59)	0,566 a 1,112	-0,109	0,914
VL_minF2	0,762 (0,59)	0,487 a 1,038	0,912(0,72)	0,579 a 1,246	-1,088	0,292
BF_minF2	0,524 (0,35)	0,359 a 0,524	0,941(0,90)	0,521 a 1,361	-2,281	0,036*
ST_minF2	0,642 (0,53)	0,395 a 0,624	0,751(0,51)	0,512 a 0,990	0,624	0,509
SO_min F2	0,714 (0,63)	0,419 a 0,714	0,904 (0,59)	0,583 a 1,225	-1,066	0,301
Gmed_minF2	0,582 (0,60)	0,302 a 0,862	0,609 (0,52)	0,367 a 0,850	-0,144	0,887
Gmax_minF2	1,301 (1,43)	0,637 a 1,965	0,699 (0,49)	0,470 a 0,928	1,940	0,069
TA_minF3	0,428 (0,38)	0,250 a 0,605	0,398 (0,42)	0,203 a 0,592	0,218	0,830
GM_minF3	0,197 (0,18)	0,113 a 0,282	0,252 (0,20)	0,156 a 0,348	-0,818	0,424
VM_minF3	0,263 (0,28)	0,133 a 0,263	0,324 (0,36)	0,155 a 0,493	-0,949	0,356
VL_minF3	0,358 (0,48)	0,134 a 0,581	0,272 (0,24)	0,161 a 0,383	0,715	0,484
BF_minF3	0,237 (0,25)	0,120 a 0,353	0,262 (0,19)	0,170 a 0,354	-0,413	0,685

ST_minF3	0,360 (0,39)	0,178 a 0,542	0,362 (0,55)	0,107 a 0,617	-0,014	0,989
SO_minF3	0,518 (0,45)	0,306 a 0,729	0,311 (0,24)	0,199 a 0,424	1,769	0,095
Gmed_minF3	0,358 (0,26)	0,234 a 0,481	0,428 (0,34)	0,267 a 0,588	-0,971	0,345
Gmax_minF3	0,302 (0,20)	0,207 a 0,396	0,445 (0,56)	0,186 a 0,704	-1,052	0,307

TA: tibial anterior, GM: gastrocnêmio medial, VM: vasto medial oblíquo, VL: vasto lateral, BF: bíceps femoral, ST: semitendíneo, SO: sóleo, Gmed: glúteo médio, Gmax: glúteo máximo. F1: fase 1; F2: fase 2; F3: fase 3; min: mínimo.

Tabela 5. Padrão cinemático pré e pós-intervenção

	Pré-intervenção		Pós-intervenção		Teste T pareado	
	<i>Média (DP)</i>	<i>IC 95%</i>	<i>Média (DP)</i>	<i>IC 95%</i>	<i>t</i>	<i>P</i>
ANG_MAX_QUA_SAG	23,786(8,96)	19,646 a 27,925	27,227 (7,55)	23,739 a 30,715	-1,837	0,084
ANG_MAX_JOE_SAG	-3,924(5,87)	-6,638 a -3,924	-6,292 (4,05)	-8,166 a -4,419	1,828	0,085
ANG_MAX_TNZ_SAG	39,897(6,23)	37,016 a 42,778	35,827 (7,36)	32,425 a 39,299	2,237	0,039*
ANG_MAX_QUA_FRON	102,636(5,23)	100,218 a 105,054	104,431 (6,99)	101,200 a 107,662	-1,456	0,163
ANG_MAX_JOE_FRON	173,794(5,50)	171,250 a 176,339	172,621 (4,35)	170,608 a 174,633	2,422	0,027
ANG_MIN_QUA_SAG	-3,474(7,30)	-6,850 a -0,098	-5,096 (15,33)	-12,180 a 1,989	0,468	0,645
ANG_MIN_JOE_SAG	-38,621(11,87)	-44,108 a -33,134	-42,108 (7,18)	-45,425 a -38,790	2,070	0,054
ANG_MIN_TNZ_SAG	2,535(6,02)	-0,246 a 5,316	0,599 (6,81)	-2,550 a 3,749	1,069	0,300
ANG_MIN_QUA_SAG	94,357(5,49)	91,818 a 96,897	93,818 (6,36)	90,878 a 96,759	0,699	0,494
ANG_MIN_JOE_FRON	168,056(5,47)	165,528 a 170,583	166,699 (4,37)	164,677 a 168,722	2,669	0,016*
EXC_QUA_SAG	27,259(4,85)	25,015 a 29,504	29,398 (4,72)	27,214 a 31,583	-2,428	0,027*
EXC_JOE_SAG	34,700(9,11)	30,490 a 38,910	35,815 (7,23)	32,474 a 39,156	-0,901	0,380
EXC_TNZ_FRON	37,362(5,66)	34,745 a 39,978	35,229 (6,51)	32,219 a 38,239	2,135	0,048*
EXC_QUA_FRON	8,279(2,65)	7,052 a 9,506	10,613 (6,20)	7,745 a 13,482	-1,533	0,144
EXC_JOE_FRON	5,739(2,01)	4,808 a 6,671	5,922 (1,76)	5,104 a 6,739	-0,402	0,693

ANG: Ângulo; MÁX: máximo; MÍN: mínimo; QUA: quadril; JOE: joelho; TNZ: tornozelo; EXC: excursão conjunta. FRONTAL: Frontal;

SAG: Sagital; *: valor significativo; DP: Desvio padrão; IC: intervalo de confiança.

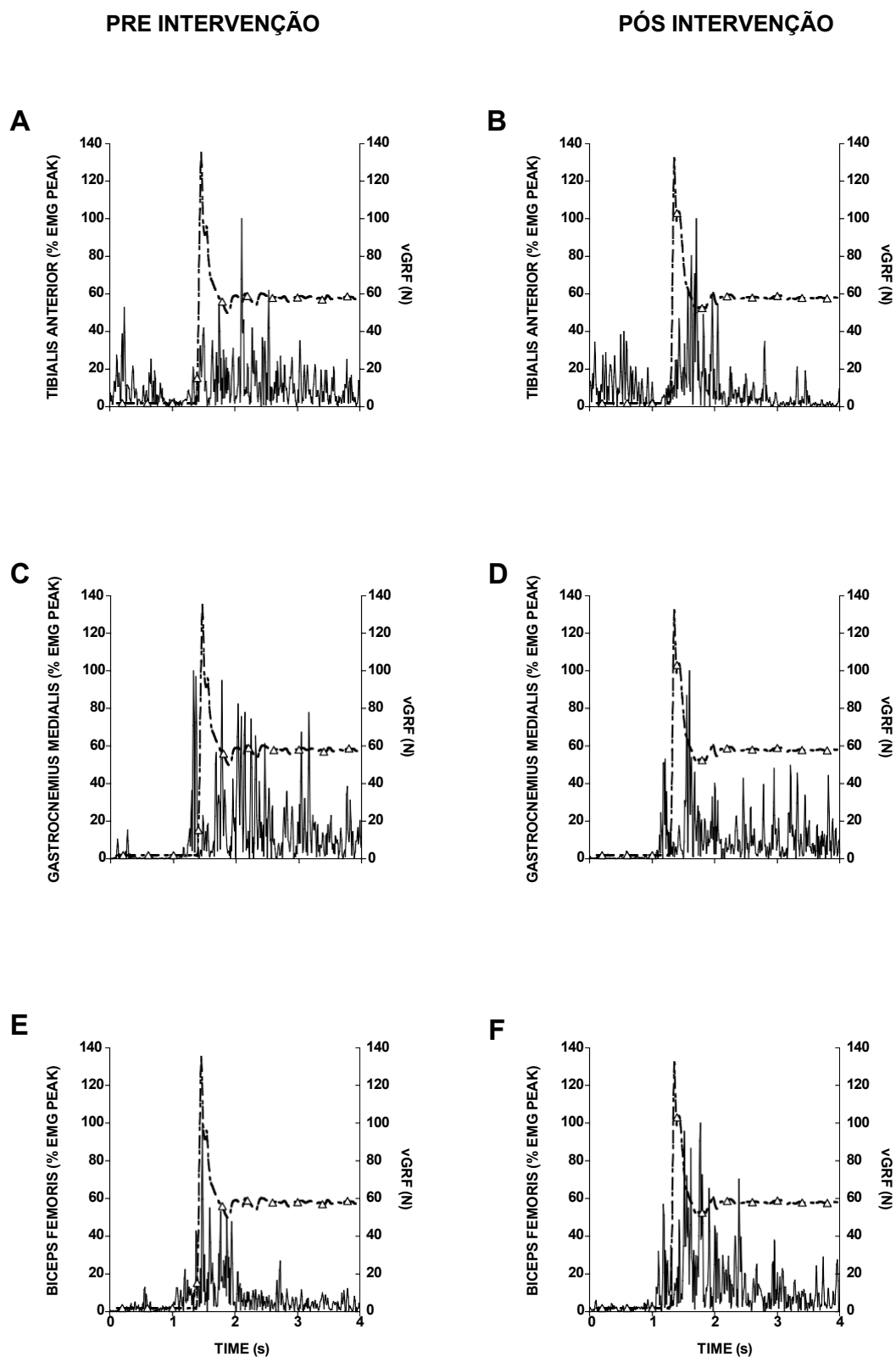


Figura 1. Esta figura mostra as atividades musculares pré (painel esquerdo) e pós-intervenção (painel direito) para tibial anterior (A e B), gastrocnêmio medial (C e D) e bíceps femoral (E e F) normalizadas para o pico de atividade (%) e a força de reação vertical do solo (vGRF) em Newtons (N) durante o *single-leg drop-landing test* realizado por um participante. O tempo é exibido em segundos (s).

DISCUSSÃO

Este estudo teve como objetivo analisar o efeito da fadiga muscular do tronco nos padrões cinemáticos e EMG dos membros inferiores durante o SLDL em corredoras iniciantes. A hipótese era de ocorrer acentuação do possível desalinhamento do membro inferior, alterando os padrões cinemáticos do iEMG pós-intervenção. Os resultados mostraram que pós-intervenção houve aumento nas atividades médias e máximas de iEMG TA e SO em F1, enquanto em F2 houve redução nas atividades médias de TA e GM iEMG. Porém, em F3, houve aumento na atividade mínima de iEMG do BF. Essas alterações foram acompanhadas por modificações no padrão cinemático. O tornozelo apresentou redução angular no plano sagital e o joelho no plano frontal, enquanto houve aumento angular do quadril no plano sagital pós-intervenção.

Considerando o padrão cinemático, o aumento da excursão angular do quadril sugere que após a intervenção, os participantes tiveram dificuldade em controlar o tronco, e este foi deslocado anteriormente, aumentando assim a flexão de quadril. Com maior flexão de quadril, o tornozelo foi menos solicitado em termos de amplitude angular, porém foi mais solicitado em termos de ativação muscular (TA e SO). Na fase que antecede o início do movimento, não foram encontrados estudos durante a aterrissagem. No entanto, vários estudos utilizando agachamento bipodal e unipodal tem demonstrado que a TA pode ativar para iniciar o movimento (Nordin & Dufek, 2016b). Acredita-se que o TA é necessário estar ativo antes do contato com o solo para que haja estabilidade do pé durante a aterrissagem (Nordin & Dufek, 2016a). Esta ação seria uma reação antecipatória em decorrência da incerteza quanto a aterrissagem (Webster et al., 2016). Contudo, após a intervenção, decorrente da fadiga do tronco, o sistema nervoso acentuou a ativação do TA, uma vez que o corpo é exposto a corrida e necessita de resistência para manter. Com isso, o sistema nervoso central apresenta maior tolerância e ocasiona ativação muscular previamente ao movimento. (Zghal et al., 2015). Similarmente, na F2, ou seja, após o toque do

pé no solo, a necessidade de estabilização do tornozelo se manteve, e o TA e GM associados tiveram as suas atividades reduzidas para finalizar a fase de absorção de choque ao tocar o solo (Navacchia et al., 2019), reduzindo a amplitude de movimento do tornozelo.

Por outro lado, embora discreta, foi estatisticamente significativa a redução angular do joelho no plano frontal (máximo e mínimo). Essa redução sugere menor tendência ao valgismo após a intervenção. Essa ideia está contrária ao que era esperado nesse estudo, uma vez que ao ter um tronco com fadiga muscular, esperava-se que o controle no membro inferior fosse comprometido, aumentando a excursão angular. No entanto, a excursão angular do joelho no plano frontal manteve-se similar pós-intervenção. As mudanças nos valores máximos e mínimos são decorrentes de alterações cinemáticas no quadril e tornozelo, inclusive no plano frontal, o qual não foi controlado neste estudo. Por exemplo, o aumento da atividade mínima do BF na F3, ou seja, fase em que o membro volta em direção à extensão após a absorção de choque, pode ter reduzido a rotação interna excessiva do joelho durante o SLDL (Fujii et al., 2012), influenciando os valores máximos e mínimos do joelho no plano frontal obtidos no SLDL. O BF possui papel importante para fornecer maior resistência à flexão das articulações dos membros inferiores em conjunto com outros grupos musculares (Maniar et al., 2022) e, portanto, a maior ativação pode ter ocorrido para maior estabilização do joelho e do quadril que aumentou sua amplitude de flexão. Estudos mostram que a ativação do bíceps femoral também contribui em aterrissagens, redirecionando o controle para outros grupos musculares próximo da articulação do quadril e redistribuindo as cargas (Fujii et al., 2012).

Os resultados sugerem que a fadiga do tronco poderia influenciar a atividade do TA, e talvez fosse um dos fatores de risco para o desenvolvimento da síndrome do estresse medial tibial, conhecida como “canelite”. Ela ocorre por uso excessivo da musculatura (Schütte et al., 2018), e é apresentada em grande porcentagem em corredores iniciantes (Menéndez et al., 2020). Contudo, essa relação deveria ser explorada em futuros estudos, com foco nas interações entre distúrbios do centro de massa de atividade muscular durante a aterrissagem durante a corrida.

Este estudo apresenta algumas limitações que devem ser consideradas. Sendo elas, a ausência dos cálculos dos valores do deslocamento linear do ombro, o qual poderia revelar alguma alteração nos planos de movimento. Outra possível limitação seria a ausência de um grupo que apresentasse o valgo dinâmico, que poderia revelar um padrão cinemático e eletromiográfico diferente deste estudo. Contudo, em outros estudos relacionados ao SDLD esses aspectos também não foram controlados, e isto é um aspecto a ser alcançados em futuros estudos.

CONCLUSÃO

A indução da fadiga muscular do tronco em mulheres iniciantes na corrida produziu alterações EMG no padrão eletromiográfico dos músculos TA, SO, GM, e BF, e alteração no padrão cinemático do tornozelo e quadril no plano sagital, do joelho no plano frontal durante o SDLD.

REFERÊNCIAS

1. Askari, Z., & Esmaeili, H. (2021). Effect of trunk muscles fatigue on plantar pressure distribution in novice runners. *Journal of Biomechanics*, 122, 110487. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110487>
2. Barrios, J. A., Heitkamp, C. A., Smith, B. P., Sturgeon, M. M., Suckow, D. W., & Sutton, C. R. (2016). Three-dimensional hip and knee kinematics during walking, running, and single-limb drop landing in females with and without genu valgum. *Clinical Biomechanics*, 31, 7–11. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.10.008>
3. Behm, D. G., Cappa, D., & Power, G. A. (2009). Trunk muscle activation during moderate and high-intensity running. *Applied Physiology, Nutrition and Metabolism*, 34(6), 1008–1016. <https://doi.org/10.1139/H09-102>
4. Chaudhari, A. M. W., van Horn, M. R., Monfort, S. M., Pan, X., Oñate, J. A., & Best, T. M. (2020). Reducing Core Stability Influences Lower Extremity Biomechanics in Novice Runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 52(6), 1347–1353. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002254>
5. Coren, P. (1978). The validity and reliability of self-report items for the measurement of lateral preference. *British Journal of Psychology*, 69(2), 207–211. <https://doi.org/10.1111/j.2044-8295.1978.tb01649.x>
Erika Maria Sousa Silva, Escarlett Alves de Tillesse, Fernanda Nair Nicolau Policarpo, Gabriel Peixoto Leão Almeida, P. O. de P. L., & Introdução: (2017). *Valgo Dinâmico De Joelho : O Que É E Como Podemos Avaliar (Liga De Fisioterapia Esportiva - Life : Qc00 . 2012 . Pj . 0972)*. 4077.
6. Ferreira, A. C., Dias, J. M. C., Fernandes, R. de M., Sabino, G. S., Anjos, M. T. S. dos, & Felício, D. C. (2012). Prevalência e fatores associados a

- lesões em corredores amadores de rua do município de Belo Horizonte, MG TT - Prevalence and associated risks of injury in amateur street runners from Belo Horizonte, MG. *Revista Brasileira de Medicina Do Esporte*, 18(4), 252–255.
http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1517-86922012000400007&lang=pt%0Ahttp://www.scielo.br/pdf/rbme/v18n4/en_v18n4a07.pdf%0Ahttp://www.scielo.br/pdf/rbme/v18n4/v18n4a07.pdf
7. Fransz, D. P., Huurnink, A., Kingma, I., de Boode, V. A., Heyligers, I. C., & van Dieën, J. H. (2018). Performance on a Single-Legged Drop-Jump Landing Test Is Related to Increased Risk of Lateral Ankle Sprains Among Male Elite Soccer Players: A 3-Year Prospective Cohort Study. *American Journal of Sports Medicine*, 46(14), 3454–3462. <https://doi.org/10.1177/0363546518808027>
 8. Fredericson, M., & Moore, T. (2005). Muscular balance, core stability, and injury prevention for middle- and long-distance runners. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 16(3), 669–689. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2005.03.001>
 9. Fujii, M., Sato, H., & Takahira, N. (2012). Muscle activity response to external moment during single-leg drop landing in young basketball players: The importance of biceps femoris in reducing internal rotation of knee during landing. *Journal of Sports Science and Medicine*, 11(2), 255–259.
 10. Hart, J. M., Kerrigan, D. C., Fritz, J. M., & Ingersoll, C. D. (2009). Jogging kinematics after lumbar paraspinal muscle fatigue. *Journal of Athletic Training*, 44(5), 475–481. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-44.5.475>
 11. Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt, R. S., Colosimo, A. J., McLean, S. G., Van Den Bogert, A. J., Paterno, M. V., & Succop, P. (2005). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: A prospective study. *American Journal of Sports Medicine*, 33(4), 492–501. <https://doi.org/10.1177/0363546504269591>
 12. Knihs, D. A., Zimmermann, H. B., & Pupo, J. D. (2021). Acute and delayed effects of fatigue on ground reaction force, lower limb stiffness and coordination asymmetries during a landing task. *Journal of Human Kinetics*, 76(1), 191–199. <https://doi.org/10.2478/hukin-2021-0054>
 13. Kockum, B., & Heijne, A. I. L. M. (2015). Hop performance and leg muscle power in athletes: Reliability of a test battery. *Physical Therapy in Sport*, 16(3), 222–227. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2014.09.002>
 14. Lephart, S. M., Ferris, C. M., Riemann, B. L., Myers, J. B., & Fu, F. H. (2002). Gender differences in strength and lower extremity kinematics during landing. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 401(401), 162–169. <https://doi.org/10.1097/00003086-200208000-00019>
 15. Maas, E., De Bie, J., Vanfleteren, R., Hoogkamer, W., & Vanwanseele, B. (2018). Novice runners show greater changes in kinematics with fatigue compared with competitive runners. *Sports Biomechanics*, 17(3), 350–360. <https://doi.org/10.1080/14763141.2017.1347193>
 16. Maniar, N., Schache, A. G., Pizzolato, C., Opar, D. A., Wilczyński, B., Zorena, K., & Ślęzak, D. (2022). Muscle function during single leg landing. *Scientific Reports*, 17(1), 1–17. <https://doi.org/10.1038/s41598->

17. Menéndez, C., Batalla, L., Prieto, A., Rodríguez, M. Á., Crespo, I., & Olmedillas, H. (2020). Medial tibial stress syndrome in novice and recreational runners: A systematic review. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(20), 1–13. <https://doi.org/10.3390/ijerph17207457>
18. Mo, S., & Chow, D. H. K. (2018). Stride-to-stride variability and complexity between novice and experienced runners during a prolonged run at anaerobic threshold speed. *Gait and Posture*, 64, 7–11. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.05.021>
19. Navacchia, A., Ueno, R., Ford, K. R., DiCesare, C. A., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2019). EMG-Informed Musculoskeletal Modeling to Estimate Realistic Knee Anterior Shear Force During Drop Vertical Jump in Female Athletes. *Annals of Biomedical Engineering*, 47(12), 2416–2430. <https://doi.org/10.1007/s10439-019-02318-w>
20. Nilsson, J. and Thorstensson, A. (1989). Ground Reaction Forces At Differents Speeds of Huan Walkin and Running.Pdf. *Acta Physiologica*, 136, 217–227.
21. Nordin, A. D., & Dufek, J. S. (2016). Neuromechanical synergies in single-leg landing reveal changes in movement control. *Human Movement Science*, 49, 66–78. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2016.06.007>
22. Oja, P., Titze, S., Kokko, S., Kujala, U. M., Heinonen, A., Kelly, P., Koski, P., & Foster, C. (2015). Health benefits of different sport disciplines for adults: Systematic review of observational and intervention studies with meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 49(7), 434–440. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-093885>
23. Roth, R., Donath, L., Zahner, L., & Faude, O. (2021). Acute leg and trunk muscle fatigue differentially affect strength, sprint, agility, and balance in young adults. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 35(8), 2158–2164. <https://doi.org/10.1519/JSC.00000000000003112>
24. Russell, K. A., Palmieri, R. M., Zinder, S. M., & Ingersoll, C. D. (2006). Sex Differences in Valgus Knee Angle. *Journal of Athletic Training*, 41(2), 166–171.
25. Schütte, K. H., Seerden, S., Venter, R., & Vanwanseele, B. (2018). Influence of outdoor running fatigue and medial tibial stress syndrome on accelerometer-based loading and stability. *Gait and Posture*, 59, 222–228. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.10.021>
26. Shinkle, J., Nesser, T. M., Demchak, T. J., & McMannus, D. M. (2012). Effect of Core Strngth On the Measure in The Extremities. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(2), 373–380.
27. Teng, H. L., & Powers, C. M. (2016). Hip-extensor strength, trunk posture, and use of the knee-extensor muscles during running. *Journal of Athletic Training*, 51(7), 519–524. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-51.8.05>
28. Warrener, A., Tamai, R., & Lieberman, D. E. (2021). The effect of trunk flexion angle on lower limb mechanics during running. *Human Movement Science*, 78(May), 102817. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2021.102817>
29. Webster, K. A., Pietrosimone, B. G., & Gribble, P. A. (2016). Muscle activation during landing before and after fatigue in individuals with or without chronic ankle instability. *Journal of Athletic Training*, 51(8), 629–636. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-51.10.01>

Formatação baseada na revista *Sports Biomechanics* como requisito para obtenção de publicação.

AGRADECIMENTOS

O autor agradece a oportunidade de ingressar na universidade, o bem público que possibilitou tanto aprendizado e evolução. Agradeço à Deus, por proporcionar a capacidade e apoio. Aos familiares e amigos, mestrandas e colegas de classe, que deram suporte e ajuda durante todo o processo. Agradecimento em especial ao Prof. Dr. Valdeci Carlos Dionísio, pelo vasto conhecimento compartilhado e prontidão em diversos aspectos, tirando dúvidas e auxiliando sobre tudo, bem como mostrando a imensidão de possibilidades que existem na pesquisa.