

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA E FISIOTERAPIA

ANA CAROLINE CARVALHO ROCHA

EFEITO DA FADIGA DO *CORE* NA CO-CONTRAÇÃO MUSCULAR DE MEMBRO
INFERIOR DE CORREDORAS INICIANTES DURANTE OS TESTES FUNCIONAIS: *STEP-DOWN TEST, SINGLE-LEG HOP FOR DISTANCE E SINGLE-LEG DROP LANDING TEST*

Uberlândia

2025

ANA CAROLINE CARVALHO ROCHA

EFEITO DA FADIGA DO *CORE* NA CO-CONTRAÇÃO MUSCULAR DE MEMBRO
INFERIOR DE CORREDORAS INICIANTES DURANTE OS TESTES FUNCIONAIS: *STEP-DOWN TEST, SINGLE-LEG HOP FOR DISTANCE E SINGLE-LEG DROP LANDING TEST*

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à
Faculdade de Educação Física e Fisioterapia da
Universidade Federal de Uberlândia como requisito
parcial para obtenção do título de bacharel.

Orientador: Prof. Dr. Thiago R. Teles dos Santos
Coorientador: Prof. Dr. Valdeci Carlos Dionisio

Uberlândia

2025

RESUMO

Corredoras iniciantes são mais suscetíveis a lesões na prática esportiva e o déficit na estabilização do *core* pode ser um fator que as predispõe a lesionar. O déficit na estabilização pode causar uma co-contração compensatória de músculos antagonistas no membro inferior, o que pode promover estabilização a curto prazo, mas aumentando a sobrecarga nas articulações e ligamentos quando mantida por muito tempo. Esse estudo teve como objetivo investigar o efeito da fadiga do *core* na co-contração muscular do quadril, joelho e tornozelo de corredoras iniciantes durante os testes funcionais *Step-Down Test*, *Single-Leg Hop for Distance* e *Single-Leg Drop Landing Test*. Trinta e quatro corredoras recreacionais realizaram os testes antes e após um protocolo de fadiga do *core*, com monitoramento da atividade eletromiográfica de músculos do membro inferior. A análise considerou pares musculares antagonistas em cada articulação e as participantes foram divididas em grupos com menor e maior nível inicial de co-contração. Resultados indicaram que, de modo geral, corredoras do grupo de menor co-contração a aumentaram os níveis de co-contração após a fadiga, enquanto o grupo de maior co-contração apresentou redução ou manutenção desse padrão. Dessa forma, a fadiga do *core* potencializa estratégias compensatórias em segmentos corporais distantes ao tronco em corredoras que utilizam menor nível de co-contração inicial.

Palavras-chave: Co-contração; Fadiga do *core*; Testes funcionais

ABSTRACT

Novice female runners are prone to sports injuries, and poor core stabilization may contribute to this risk. Inadequate stabilization can lead to compensatory co-contraction of antagonist muscles in the lower limb, which may provide short-term stability but increase joint and ligament overload when sustained. This study examined the effect of core fatigue on hip, knee, and ankle co-contraction in novice female runners during the Step-Down Test, Single-Leg Hop for Distance, and Single-Leg Drop Landing Test. Thirty-four recreational runners performed the tasks before and after a core fatigue protocol, with electromyographic monitoring of lower limb muscles. Antagonist muscle pairs were analyzed, and participants were grouped according to initial co-contraction levels. Runners with lower initial co-contraction increased it after fatigue, while those with higher levels showed reduction or maintenance. These results suggest that core fatigue enhances compensatory strategies in distal segments, particularly in runners with lower initial co-contraction.

Keywords: Co-contraction; Core fatigue; Functional tests

SUMÁRIO

PREFÁCIO	6
RESUMO	8
1. INTRODUÇÃO	9
2. MÉTODOS.....	11
2.1. Amostra.....	11
2.2. Procedimentos	11
2.2.1. Step-down Test (SDT)	12
2.2.2. Single-leg Hop for Distance (SLHD).....	12
2.2.3. Single-leg Drop Landing Test (SDLT).....	13
2.2.4. Análise da atividade eletromiográfica superficial (EMG).....	13
2.2.3. Protocolo de fadiga muscular do core	14
2.3. Redução dos dados.....	15
2.4. Análise estatística.....	16
4. DISCUSSÃO.....	27
5. CONCLUSÃO	29
REFERÊNCIAS	29
ANEXO I	33

PREFÁCIO

Este é um Trabalho de Conclusão de Curso realizado em forma de artigo científico. A revista selecionada foi a *Journal of Electromyography and Kinesiology* (ISSN impresso: 1050-6411; ISSN online: 1873-5711), com acesso por meio: <https://www.sciencedirect.com/journal/journal-of-electromyography-and-kinesiology>.

**EFETO DA FADIGA DO *CORE* NA CO-CONTRAÇÃO MUSCULAR DE MEMBRO
INFERIOR DE CORREDORAS INICIANTES DURANTE OS TESTES
FUNCIONAIS: *STEP-DOWN TEST, SINGLE-LEG HOP FOR DISTANCE E SINGLE-
LEG DROP LANDING TEST***

Ana Caroline Carvalho Rocha^a, Valdeci Carlos Dionísio^b, Vinícius Dias Barbosa, Gina Olívia Brigido da Costa Curi, Franciele Dias da Costa, Thiago Ribeiro Teles Santos^{b,*}

^a Curso de Fisioterapia, Faculdade de Educação Física e Fisioterapia, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, MG, Brasil.

^b Programa de Pós-graduação em Fisioterapia da Universidade Federal do Triângulo Mineiro/Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, MG, Brasil.

Palavras-chave:

* Autor de correspondência

Faculdade de Educação Física e Fisioterapia - Universidade Federal de Uberlândia, Campus Educação Física. Rua Benjamin Constant, n. 1286, Bairro Aparecida, Uberlândia, Minas Gerais, Brasil. E-mail: thiago.teles@ufu.br.

RESUMO

Introdução: Corredoras iniciantes são mais suscetíveis a lesões, e o déficit na estabilização do *core* pode contribuir para esse risco. Na ausência de adequada ativação do *core*, o corpo pode recorrer à co-contração de músculos antagonistas como estratégia de estabilização do membro inferior. Embora útil momentaneamente, essa compensação pode gerar sobrecarga articular e ligamentar, especialmente se utilizada continuamente, aumentando a predisposição a lesões. Este estudo investigou o efeito da fadiga do *core* na co-contração dos músculos do quadril, joelho e tornozelo durante os testes funcionais *Step-Down Test*, *Single-Leg Hop for Distance* e *Single-Leg Drop Landing Test*. *Metodologia:* 34 corredoras recreacionais realizaram os testes antes e após um protocolo de fadiga do *core*, enquanto a atividade eletromiográfica do membro inferior era monitorada. A análise considerou pares musculares antagonistas e dividiu as participantes em grupos com menor e maior co-contração inicial. *Resultados:* A fadiga isolada do core não modificou substancialmente a co-contração. Contudo, o nível inicial de ativação muscular foi determinante: corredoras com menor co-contração aumentaram-na após a fadiga, enquanto aquelas com maior co-contração reduziram ou mantiveram esse padrão. *Conclusão:* A fadiga do *core* repercute em estratégias compensatórias de co-contração em articulações do membro inferior de acordo com o nível de co-contração utilizada antes dessa fadiga.

1. INTRODUÇÃO

A corrida de rua é um dos esportes mais acessíveis e que proporciona diversos benefícios à saúde, o que favorece o número crescente de praticantes. (Kakouris et al., 2021) Apesar dos benefícios, o esporte está associado a um risco alto de lesões, principalmente em corredores iniciantes e do sexo feminino. (Videbæk et al., 2015; Ferber et al., 2018) As lesões mais frequentes são as por esforço repetitivo, localizadas no membro inferior (Kakouris et al., 2021), como dor patelofemoral e síndrome da banda iliotibial. (Ferber et al., 2018) A capacidade de estabilização do *core* reflete a função da musculatura lombopélvica para manter o alinhamento do tronco e da pelve em resposta a perturbações do corpo. (Chaudhari et al., 2020; Raabe et al., 2018) Déficit na capacidade de estabilização do *core* pode ser fator contribuinte às lesões esportivas, principalmente em corredores iniciantes. (Maas et al., 2018; Leetun et al., 2004) Essa relação sugere que a menor estabilidade de tronco requer que o corredor adote uma estratégia para executar o gesto esportivo que pode favorecer o surgimento de lesões relacionadas à corrida, mesmo que em segmentos distantes do tronco, como as localizadas em membro inferior (Leetun et al., 2004). Dessa forma, alterações no alinhamento de tronco e pelve podem resultar em estratégias para execução de movimento no membro inferior que favoreçam o surgimento de lesões.

A co-contração é definida como a ativação simultânea de músculos antagonistas visando contribuir para a estabilidade articular. (Baratta et al., 1988) Essa estratégia pode ser benéfica para lidar momentaneamente com tarefas que desafiam o corpo humano, como em atividades de mudança de direção, aterrissagem e a fase de apoio médio da marcha (Moon et al., 2023; Kellis et al., 2003; Hurd et al., 2007; Strazza et al., 2017). Contudo, a co-contração, especialmente quando mantida por longos períodos, pode favorecer a fadiga muscular e, assim, contribuir para o desenvolvimento de lesões, como lesões no ligamento cruzado anterior. (Saki

et al., 2022) Altas taxas de co-contração são observadas em indivíduos com osteoartrite, (Preece et al., 2016) assim como há hipóteses sobre sua relação com sobrecargas articulares. (Khandha et al., 2018) Um fator que impacta o nível de co-contração no membro inferior durante tarefas em cadeia fechada é o alinhamento do tronco. A maior inclinação do tronco durante o agachamento favorece maior co-contração no membro inferior. (Sousa et al., 2007; Wilk et al., 1996) Além disso, estudos já indicaram que a fadiga da musculatura do *core* pode provocar maior inclinação de tronco (Maas et al., 2018; Koblauer et al., 2013). Assim, corredores que apresentem fadiga muscular do *core*, possivelmente, podem alterar o nível de co-contração para executar tarefas em cadeia fechada.

Testes funcionais são comumente utilizados no meio esportivo em avaliações pré-participação ou reavaliações a fim de contribuir com a identificação de possíveis fatores que predispõem a lesão. (Magee et al., 2007) Os testes funcionais *step-down test* (SDT), *single-leg hop for distance* (SLHD) e *single leg drop landing test* (SDLT) consistem em tarefas em cadeia fechada que avaliam o desempenho do membro inferior frente a uma tarefa em apoio unipodal. Além disso, estudos já identificaram a influência do alinhamento do tronco nesses testes (Willson et al., 2006; Curi et al, 2024). Nesse contexto, esses testes funcionais podem ser utilizados para analisar o impacto da fadiga do *core* nas articulações do membro inferior e, assim, para avaliar possível alteração no nível de co-contração utilizada no membro inferior. Dessa forma, o objetivo deste estudo foi investigar o efeito da fadiga do *core* na co-contração dos músculos de quadril, joelho e tornozelo de corredoras iniciantes durante o SDT, SLHD e SDLT. O entendimento das estratégias utilizadas por corredoras iniciantes frente à fadiga do *core* pode contribuir para o raciocínio clínico, como na implementação de programas preventivos e de reabilitação de lesões relacionadas à corrida.

2. MÉTODOS

2.1. Amostra

Estudo experimental foi realizado com 34 corredoras do sexo feminino, recrutadas por meio de redes sociais, folders impressos e em eventos de corrida. Os critérios de inclusão foram ter idade entre 20 e 35 anos e praticar corrida de maneira recreativa (Boullosa et al., 2020) com quilometragem semanal de até 25 km. Os critérios de exclusão foram dor, histórico de cirurgia no membro inferior, cardiopatias, doenças do sistema nervoso e índice de massa corporal >30 kg/m². O tamanho amostral foi estimado a partir da análise de poder estatístico a priori no software G*Power 3.1.9.7 com os seguintes parâmetros: nível de significância de 0,05, poder estatístico de 95%, tamanho de efeito de 0,35 para a interação da análise de variância (ANOVA) mista, considerando dois grupos (i.e., menor e maior co-contração) e duas medidas (antes e após fadiga). Essa análise resultou em uma amostra total com no mínimo 30 participantes, sendo recrutados 34 participantes para minimizar eventuais perdas de dados. Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade (nº 5.543.780) e todos os participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

2.2. Procedimentos

A coleta foi realizada em dois momentos: em um primeiro momento foram coletados dados demográficos, antropométricos e informações relativas à prática esportiva. O membro inferior dominante da participante foi escolhido para avaliação, determinado pela escolha de qual usaria para chutar uma bola. (Van Melick et al., 2017) As participantes realizaram, em ordem randomizada, o SDT, SLHD e SDLT antes e após o protocolo de fadiga muscular do

core, enquanto era registrada a atividade eletromiográfica superficial (EMG) de músculos do membro inferior.

2.2.1. Step-down Test (SDT)

O SDT foi executado com a participante inicialmente posicionada de pé, com as mãos na cintura, sobre um degrau de 20 centímetros de altura (Kline et al., 2016) com o olhar fixo em um ponto a quatro metros de distância. A participante foi orientada para que mantivesse o membro inferior dominante em apoio unipodal por dois segundos e, em seguida, descesse o membro inferior contralateral de forma lenta, por dois segundos, até que o retropé realizasse um toque suave com o chão. Logo após isso, deveria retornar à posição inicial. Foram realizadas três repetições e, durante a execução, as participantes receberam reforço verbal sobre as orientações de execução do teste para que evitassem movimentos compensatórios no tronco, principalmente quando esses foram observados.

2.2.2. Single-leg Hop for Distance (SLHD)

O SLHD foi realizado com as participantes inicialmente orientadas a ficar em apoio unipodal descalças, com mãos colocadas nos quadris, sobre uma linha de partida fixada sobre o chão. Em seguida, as participantes saltaram à frente com o objetivo de alcançar a maior distância possível e aterrissar em apoio unipodal utilizando o mesmo membro inferior, mantendo essa posição estável por dois segundos após aterrissarem (Wilczyński, 2022). A distância alcançada foi registrada por meio de uma fita métrica, fixada no chão, paralelamente à superfície preparada para o salto. A tentativa foi considerada inválida se a participante tocasse o chão com o pé contralateral ou se o movimento do membro superior fosse usado para

recuperar o equilíbrio. (Noyes et al., 2019) Uma repetição de familiarização foi realizada seguida por repetições até que três tentativas válidas fossem alcançadas.

2.2.3. Single-leg Drop Landing Test (SLDT)

O SLDT foi realizado com as participantes descalças orientadas a dar um passo a frente com o membro inferior dominante, aterrissar o mais estável e rápido possível, ficando por 15 segundos com as mãos nos quadris, minimizando todos os outros movimentos e mantendo o olhar fixo em um alvo na parede (Byrne et al., 2021). A tentativa foi considerada inválida se a participante perdesse o equilíbrio em qualquer parte do teste. As participantes realizaram três tentativas com um intervalo de cinco segundos entre elas.

2.2.4. Análise da atividade eletromiográfica superficial (EMG)

A EMG dos seguintes músculos foi registrada: tibial anterior (TA), gastrocnêmio medial (GM), sóleo (SO), vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), semitendinoso (ST), glúteo médio (GMED) e glúteo máximo (GMAX), conforme as recomendações do *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles - BIOMED II (SENIAM)*. (Hermens et al., 2000) Eletrodos bipolares com adesivo hipoalérgico em formato de disco foram posicionados nos músculos, mantendo distância de dois centímetros entre eles, medindo 4,5 cm por 3,8 cm. O condicionador de sinais EMG 830C *electromyograph* (EMG System of Brazil LTDA – 1232WF Signal Acquisition System) foi utilizado com frequência na faixa de 20 a 500 Hz, com 12 canais condicionados com filtro analógico *Butterworth* de 4^a ordem. Os eletrodos bipolares eram pré-amplificados e o nível de ruído de entrada de sinal de < 3µV RMS, com ganho de 100 vezes, impedância de entrada de 109 Ohms,

e modo comum de rejeição com razão >100 dB. A frequência de aquisição de sinal foi de 2000 Hz.

2.2.3. Protocolo de fadiga muscular do core

O protocolo foi composto por três exercícios isométricos e três dinâmicos, com mínimo descanso possível entre eles, até a exaustão da participante. (Chaudhari et al. 2020) Os exercícios isométricos foram: I) Prancha lateral: apoio sobre o antebraço e pés mantendo os joelhos, quadril e tronco elevado, realizando de ambos os lados; II) Prancha tradicional: apoio sobre o antebraço e ponta dos pés mantendo joelhos e quadris elevados na altura dos ombros; III) Extensão lombar: decúbito ventral mantendo os ombros, tronco superior e membros inferiores elevados. Já nos exercícios dinâmicos houve uma duração de dois segundos a cada repetição dos seguintes exercícios: I) Flexões laterais de tronco: decúbito lateral mantendo o quadril sobre um disco de equilíbrio com os braços cruzados enquanto flexões laterais do tronco eram realizadas em amplitude máxima em ambos os lados; II) Extensão lombar: decúbito ventral com o abdome sobre o disco de equilíbrio e com os braços cruzados enquanto extensões de tronco eram realizadas em máxima amplitude; III) Abdominais: decúbito dorsal, com os braços cruzados, sobre uma bola suíça, enquanto abdominais eram realizados em máxima amplitude.

Como critério para interrupção do protocolo, foi considerada a inabilidade de desempenhar os exercícios de forma adequada e a incapacidade de realizar os exercícios isométricos em dois segundos. A Escala de Percepção de Esforço de Borg de 15 pontos (classificação 6-20) foi utilizada, em que seis pontos apontavam facilidade em realizar o exercício enquanto de 17 a 20 expressavam a falha no desempenho dos exercícios, indicando a fadiga do *core*. Para considerar estado de fadiga e estarem aptas para reavaliação, as

participantes deveriam ser incapazes de continuar os exercícios mantendo execução adequada, ou manterem o ritmo de execução adequado, verificado por um metrônomo de 60 batimentos por minuto, e, relatar o número igual ou superior a 17 na Escala de Percepção de Esforço de Borg. Caso indicassem menos pontos repetiriam o ciclo de exercícios até indicar no mínimo 17. (Askari et al., 2021)

2.3. Redução dos dados

Os dados provenientes da análise EMG foram analisados em MATLAB R2019a (MathWorks, Natick, MA, Estados Unidos). Os dados foram retificados, filtrados a 20 Hz, e normalizados pelo pico de atividade de cada músculo. A integral foi calculada para a EMG de cada músculo em cada tentativa do SDT, SLHD e SDLT.

A co-contração foi estimada para os seguintes pares musculares por articulação: (i) tornozelo: TA e SO (TA-SO) e TA e GM (TA-GM); (ii) joelho: VMO e ST (VMO-ST) e VL e BF (VL-BF). A co-contração foi calculada considerando a seguinte fórmula (Winter, 2009):

$$\%COCON = 2 \times \frac{\text{área comum}AB}{\text{área}A + \text{área}B} \times 100\%$$

em que A e B representam os músculos antagonistas analisados. A área comum representa a integral em que há sobreposição da atividade dos músculos A e B durante a tentativa do teste funcional. A área A e a área B representam a integral de cada músculo durante a tentativa do teste funcional.

A co-ativação foi estimada entre GMED e GMAX (GMED-GMAX) para o quadril de acordo com a seguinte fórmula:

$$(EMG_L + EMG_M) \times \frac{EMG_L}{EMG_M}$$

em que EMG_L é o nível de atividade do músculo menos ativo e EMG_M é o nível de atividade do músculo mais ativo.

A amostra foi dividida em dois grupos considerando o nível de co-contração e co-ativação antes do protocolo de fadiga do *core*: GMENOR = aqueles com menor co-contração/co-ativação (menor ou igual ao percentil 45) e GMAIOR = aqueles com maior co-contração/co-ativação (maior ou igual ao percentil 55).

2.4. Análise estatística

Estatística descritiva foi realizada a partir do cálculo de média e desvio padrão dos dados coletados. O pré-requisito de normalidade foi verificado e confirmado pelo teste de Shapiro-Wilk e o de homogeneidade de variância foi verificado e confirmado pelo teste de Levene. Análise de variância (ANOVA) mista com um fator medida repetida (pré e pós-fadiga do *core*) e um fator grupo (GMENOR e GMAIOR) foi realizada para cada par de ativação muscular analisada em cada teste funcional. No caso de efeito interação significativo, contrastes pré-planejados foram realizados para comparar a diferença entre condições (pré e pós-fadiga do *core*) para cada grupo. O tamanho de efeito *f* de Cohen foi calculado e interpretado como pequeno (*f*= 0,10), médio (*f*= 0,25) e grande (*f*= 0,40) (Cohen, 1988). O nível de significância foi de 0,05. As análises foram realizadas no JASP (versão 0.19.3).

3. RESULTADOS

As características da amostra estão apresentadas na TABELA 1.

TABELA 1 – Características demográficas e de prática esportiva

Variável	SDT <i>n</i> = 31	SLHD <i>n</i> = 35	SDLT <i>n</i> = 24
Idade, <i>anos</i>	26,4 (4,2)	25,9 (4,4)	26,3 (4,3)
Massa corporal, <i>kg</i>	57,9 (6,3)	58,5 (6,9)	57,8 (6,2)
Altura, <i>m</i>	1,60 (0,10)	1,60 (0,10)	1,60 (0,10)
Características da prática esportiva			
Tempo de prática, <i>meses</i>	30,1 (42,1)	23,8 (33,5)	37,7 (44,6)
Frequência semanal, <i>vezes por semana</i>	3,9 (5,2)	3,1 (1,0)	4,1 (5,9)
Duração do treino, <i>min</i>	32,4 (9,5)	32,2 (8,8)	33,5 (9,7)
Distância semanal, <i>km</i>	14,6 (4,7)	15,6 (4,7)	15,0 (4,5)

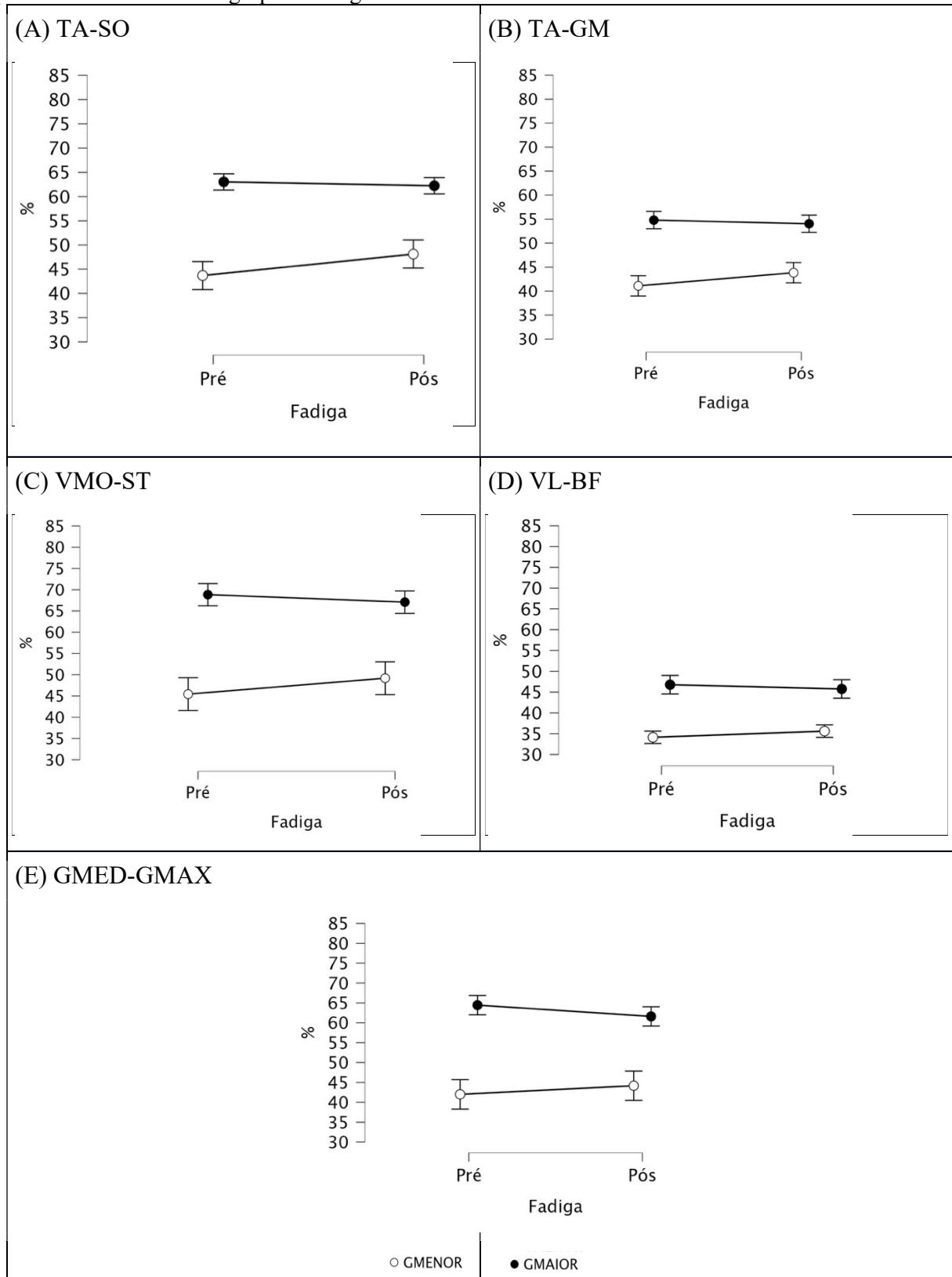
Legenda: SDT = *Step-down Test*, SLHD = *Single-leg Hop for Distance*, SDLT = *Single-leg Drop Landing Test*, *n* = tamanho amostral.

3.1 Step-down Test (SDT)

Para TA-SO, a ANOVA indicou que não houve efeito principal de fadiga, mas houve efeito principal de grupo (GMAIOR > GMENOR) e interação fadiga e grupo (FIG 1A). Os contrastes pré-planejados mostraram que o GMENOR aumentou a co-contração ($p < 0,001$, $dz = 11,857$), enquanto o GMAIOR reduziu a co-contração ($p < 0,001$, $dz = 16,178$) após a fadiga do *core*.

Para TA-GM, VMO-ST, VL-BF e GMED-GMAX a ANOVA indicou que não houve efeito principal fadiga e nem interação fadiga e grupo (FIG 1B, 1C, 1D e 1E), mas houve efeito principal grupo (GMAIOR > GMENOR).

FIGURA 1 – Co-contração e co-ativação no pré e pós-fadiga do *core* durante o SDT de acordo com o par muscular analisado e grupo investigado



Legenda: Barra de erro = intervalo de confiança de 95%. TA = Tibial anterior, SO = sóleo, GM = gastrocnêmio medial, VMO = vasto medial oblíquo, ST = semitendinoso, VL = vasto lateral, BF = bíceps femoral, GMED = glúteo médio, GMAX = glúteo máximo, GMENOR = aqueles com menor co-contração/co-ativação antes do protocolo de fadiga do *core*, GMAIOR = aqueles com maior co-contração/co-ativação antes do protocolo de fadiga do *core*.

TABELA 2 – Dados descritivos do nível de co-contração e co-ativação antes e após fadiga do *core* durante o SDT e parâmetros da análise inferencial

Articulação	Par muscular	Grupo	Co-contração/co-ativação		ANOVA		
			Pré-fadiga (%)	Pós-fadiga (%)	Fadiga	Fator	Interação Fadiga x Grupo
Tornozelo	TA-SO	GMENOR (n = 16)	43,7 (8,2)	48,1 (10,8)	F = 2,61 <i>p</i> = 0,117 <i>f</i> = 0,30	F = 43,24 <i>p</i> < 0,001* <i>f</i> = 1,22	F = 5,39 <i>p</i> < 0,027* <i>f</i> = 0,43
		GMAIOR (n = 15)	63,0 (3,3)	62,2 (6,4)	Poder = 0,90	Poder = 1,00	Poder = 1,00
	TA-GM	GMENOR (n = 16)	41,1 (5,4)	43,8 (7,0)	F = 1,15 <i>p</i> = 0,292 <i>f</i> = 0,20	F = 44,00 <i>p</i> < 0,001* <i>f</i> = 1,23	F = 3,56 <i>p</i> = 0,069 <i>f</i> = 0,27
		GMAIOR (n = 15)	54,8 (4,1)	54,0 (5,5)	Poder = 0,57	Poder = 1,00	Poder = 0,83
	VMO-ST	GMENOR (n = 16)	45,4 (6,2)	49,2 (12,3)	F = 0,40 <i>p</i> = 0,532 <i>f</i> = 0,12	F = 70,67 <i>p</i> < 0,001* <i>f</i> = 1,56	F = 3,09 <i>p</i> = 0,090 <i>f</i> = 0,33
		GMAIOR (n = 15)	68,8 (5,6)	67,1 (6,2)	Poder = 0,25	Poder = 1,00	Poder = 0,94
Joelho	VL-BF	GMENOR (n = 16)	34,1 (4,4)	35,6 (3,6)	F = 0,07 <i>p</i> = 0,792 <i>f</i> = 0,04	F = 42,97 <i>p</i> < 0,001* <i>f</i> = 1,22	F = 2,06 <i>p</i> = 0,162 <i>f</i> = 0,27
		GMAIOR (n = 15)	46,8 (6,7)	45,8 (6,5)	Poder = 0,08	Poder = 1,00	Poder = 0,82
	GMED-GMAX	GMENOR (n = 16)	42,0 (7,4)	44,2 (6,9)	F = 0,05 <i>p</i> = 0,825 <i>f</i> = 0,04	F = 79,78 <i>p</i> < 0,001* <i>f</i> = 1,66	F = 2,82 <i>p</i> = 0,104 <i>f</i> = 0,31
		GMAIOR (n = 15)	64,4 (7,0)	61,6 (8,5)	Poder = 0,08	Poder = 1,00	Poder = 0,92

Legenda: Dados pré e pós-fadiga apresentados como média (desvio-padrão). TA = Tibial anterior, SO = sóleo, GM = gastrocnêmio medial, VMO = vasto medial oblíquo, ST = semitendinoso, VL = vasto lateral, BF = bíceps femoral, GMED = glúteo médio, GMAX = glúteo máximo, GMENOR = aqueles com menor co-contração/co-ativação antes do protocolo de fadiga do *core*, GMAIOR = aqueles com maior co-contração/co-ativação antes do protocolo de fadiga do *core*, *n* = tamanho amostral, F = valor da estatística do teste, *p* = valor do *p*, * = valores *p* < 0,05, *f* = tamanho do efeito, Poder = poder estatístico.

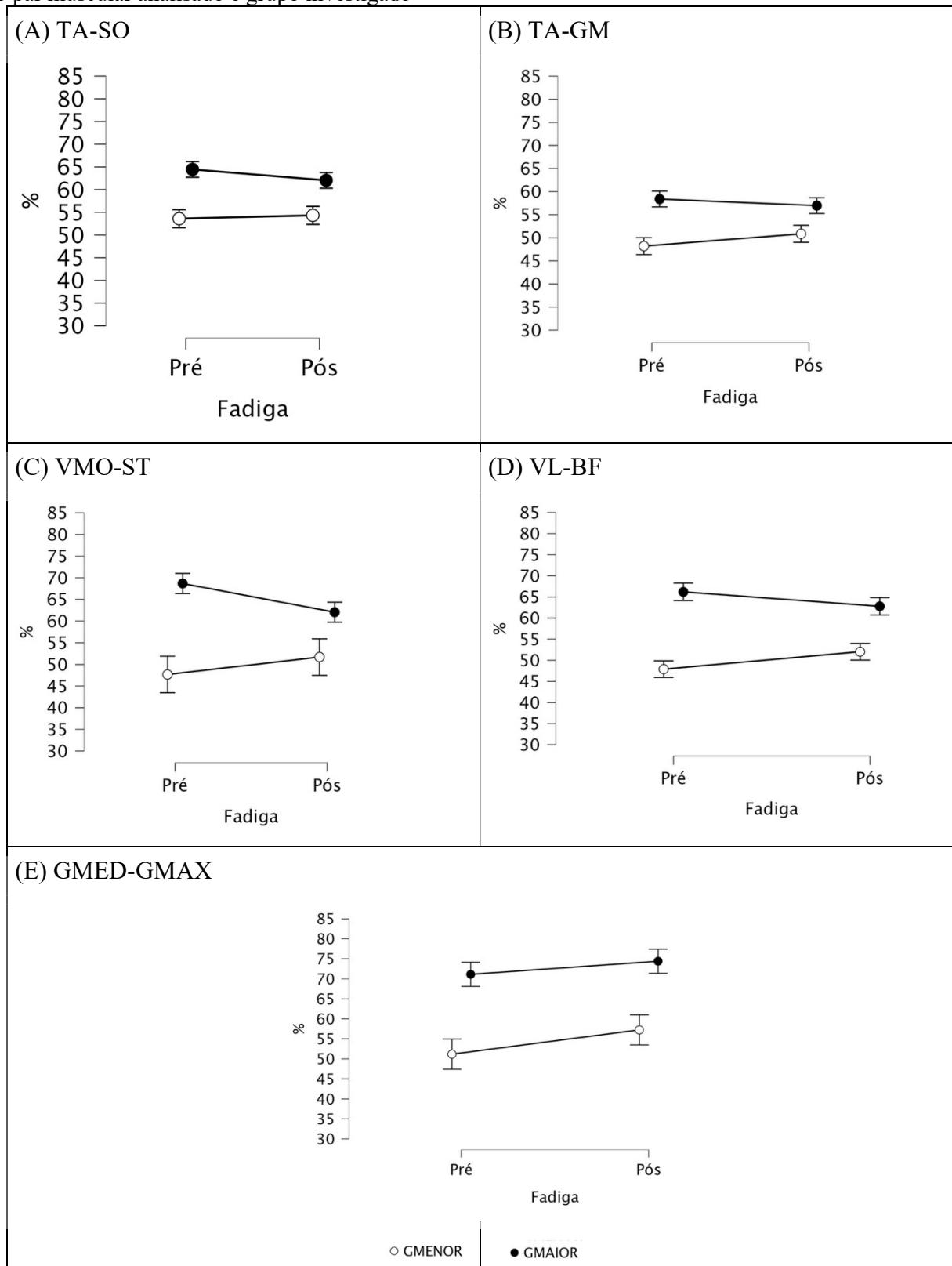
3.2 Single-leg Hop for Distance (SLHD)

Para TA-SO, a ANOVA indicou que não houve efeito principal fadiga e nem interação fadiga e grupo (FIG 2A), mas houve efeito principal grupo (GMAIOR > GMENOR).

Para TA-GM, VMO-ST e VL-BF, a ANOVA indicou que não houve efeito principal de fadiga, mas houve efeito principal de grupo (GMAIOR > GMENOR) e interação fadiga e grupo (FIG 2B, 2C e 2D). Os contrastes pré-planejados mostraram que o GMENOR aumentou a co-contração de TA-GM ($p < 0,001$, $dz = 17,628$), VMO-ST ($p < 0,001$, $dz = 11,956$) e VL-BF ($p < 0,001$, $dz = 14,594$) após a fadiga do *core*. Já o GMAIOR reduziu a co-contração de TA-GM ($p < 0,001$, $dz = 20,532$), VMO-ST ($p < 0,001$, $dz = 15,729$) e VL-BF ($p < 0,001$, $dz = 18,840$) após a fadiga do *core*.

Para GMED-GMAX, a ANOVA indicou que houve efeito principal fadiga (maior co-ativação após fadiga) e grupo (GMAIOR > GMENOR) e não houve efeito interação fadiga e grupo (FIG 2E).

FIGURA 2 – Co-contração e co-ativação no pré e pós-fadiga do *core* durante o SLHD de acordo com o par muscular analisado e grupo investigado



Legenda: Barra de erro = intervalo de confiança de 95%. TA = Tibial anterior, SO = sóleo, GM = gastrocnêmio medial, VMO = vasto medial oblíquo, ST = semitendinoso, VL = vasto lateral, BF = bíceps femoral, GMED = glúteo médio, GMAX = glúteo máximo, GMENOR = aqueles com menor co-contração/co-ativação antes do protocolo de fadiga do *core*, GMAIOR = aqueles com maior co-contração/co-ativação antes do protocolo de fadiga do *core*.

TABELA 3 – Dados descritivos do nível de co-contração e co-ativação antes e após fadiga do *core* durante o SLHD e parâmetros da análise inferencial

Articulação	Par muscular	Grupo	Co-contração/co-ativação		ANOVA		
			Pré-fadiga (%)	Pós-fadiga (%)	Fadiga	Fator	Grupo
Tornozelo	TA-SO	GMENOR (n = 18)	53,6 (4,5)	54,3 (8,6)	F = 0,91 <i>p</i> = 0,346 <i>f</i> = 0,17	F = 28,22 <i>p</i> < 0,001* <i>f</i> = 0,92	F = 3,12 <i>p</i> = 0,086 <i>f</i> = 0,31
		GMAIOR (n = 17)	64,4 (3,3)	62,0 (5,2)	Poder = 0,48	Poder = 1,00	Poder = 0,94
	TA-GM	GMENOR (n = 18)	48,2 (5,3)	50,9 (7,5)	F = 0,54 <i>p</i> = 0,467 <i>f</i> = 0,13	F = 22,95 <i>p</i> < 0,001* <i>f</i> = 0,83	F = 5,86 <i>p</i> = 0,021* <i>f</i> = 0,83
		GMAIOR (n = 17)	58,4 (3,6)	57,0 (5,2)	Poder = 0,31	Poder = 1,00	Poder = 1,0
Joelho	VMO-ST	GMENOR (n = 18)	47,7 (10,1)	51,7 (10,3)	F = 0,63 <i>p</i> = 0,431 <i>f</i> = 0,14	F = 47,05 <i>p</i> < 0,001* <i>f</i> = 1,19	F = 10,58 <i>p</i> = 0,003* <i>f</i> = 0,57
		GMAIOR (n = 17)	68,7 (4,3)	62,1 (6,7)	Poder = 0,36	Poder = 1,00	Poder = 1,00
	VL-BF	GMENOR (n = 18)	47,9 (7,1)	52,0 (8,0)	F = 0,14 <i>p</i> = 0,715 <i>f</i> = 0,06	F = 47,53 <i>p</i> < 0,001* <i>f</i> = 1,20	F = 15,50 <i>p</i> < 0,001* <i>f</i> = 0,69
		GMAIOR (n = 17)	66,2 (4,2)	62,8 (7,4)	Poder = 0,11	Poder = 1,00	Poder = 1,00
Quadril	GMED-GMAX	GMENOR (n = 18)	51,2 (9,2)	57,3 (9,2)	F = 8,28 <i>p</i> = 0,007* <i>f</i> = 0,17	F = 51,79 <i>p</i> < 0,001* <i>f</i> = 1,25	F = 0,74 <i>p</i> = 0,395 <i>f</i> = 0,15
		GMAIOR (n = 17)	71,1 (8,2)	74,4 (9,4)	Poder = 1,00	Poder = 1,00	Poder = 0,41

Legenda: Dados pré e pós-fadiga apresentados como média (desvio-padrão). TA = Tibial anterior, SO = sóleo, GM = gastrocnêmio medial, VMO = vasto medial oblíquo, ST = semitendinoso, VL = vasto lateral, BF = bíceps femoral, GMED = glúteo médio, GMAX = glúteo máximo, GMENOR = aqueles com menor co-contração/co-ativação antes do protocolo de fadiga do *core*, GMAIOR = aqueles com maior co-contração/co-ativação antes do protocolo de fadiga do *core*, *n* = tamanho amostral, F = valor da estatística do teste, *p* = valor do *p*, * = valores *p* < 0,05, *f* = tamanho do efeito, Poder = poder estatístico

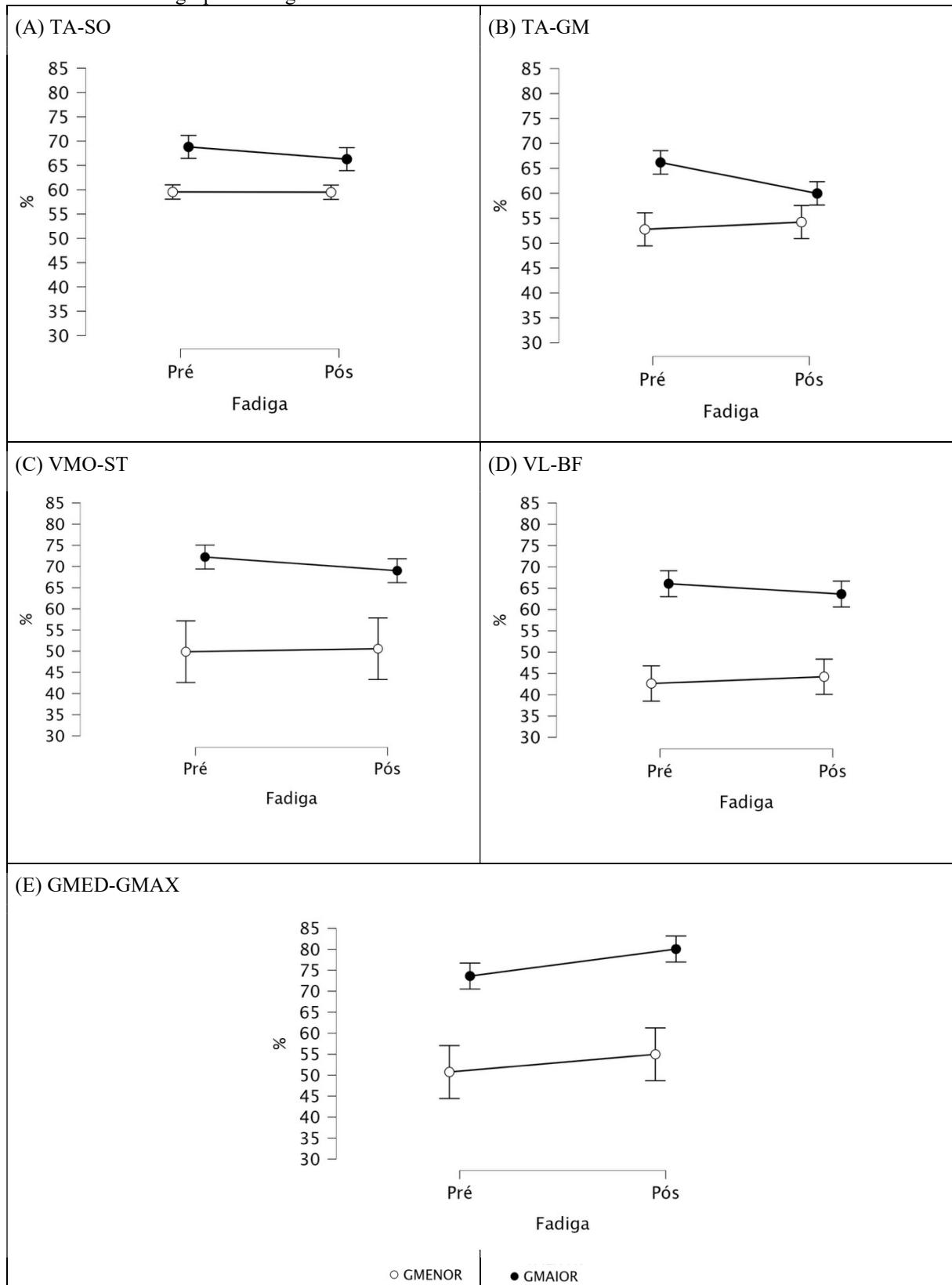
3.3 Single-leg Drop Landing Test (SDLT)

Para TA-SO, VMO-ST, VL-BF, a ANOVA indicou que não houve efeito principal fadiga e nem interação fadiga e grupo (FIG 3A, 3C e 3D), mas houve efeito principal grupo (GMAIOR > GMENOR).

Para TA-GM, a ANOVA indicou que não houve efeito principal de fadiga, mas houve efeito principal de grupo (GMAIOR > GMENOR) e interação fadiga e grupo (FIG 3B). Os contrastes pré-planejados mostraram que o GMENOR aumentou a co-contração ($p < 0,001$, $dz = 17,620$) e o GMAIOR reduziu a co-contração de TA-GM ($p < 0,001$, $dz = 20,775$), após a fadiga do *core*.

Para GMED-GMAX, a ANOVA indicou que houve efeito principal fadiga (maior co-ativação após fadiga) e grupo (GMAIOR > GMENOR) e não houve efeito interação fadiga e grupo (FIG 3E).

FIGURA 3 – Co-contração e co-ativação no pré e pós-fadiga do *core* durante o SDLT de acordo com o par muscular analisado e grupo investigado



Legenda: Barra de erro = intervalo de confiança de 95%. TA = Tibial anterior, SO = sóleo, GM = gastrocnêmio medial, VMO = vasto medial oblíquo, ST = semitendinoso, VL = vasto lateral, BF = bíceps femoral, GMED = glúteo médio, GMAX = glúteo máximo, GMENOR = aqueles com menor co-contração/co-ativação antes do protocolo de fadiga do *core*, GMAIOR = aqueles com maior co-contração/co-ativação antes do protocolo de fadiga do *core*.

TABELA 4 – Dados descritivos do nível de co-contração e co-ativação antes e após fadiga do *core* durante o SDLT e parâmetros da análise inferencial

Articulação	Par muscular	Grupo	Co-contração/co-ativação		ANOVA		
			Pré-fadiga (%)	Pós-fadiga (%)	Fadiga	Grupo	Fator
Tornozelo	TA-SO	GMENOR (n = 12)	59,5 (3,3)	59,5 (2,1)	F = 2,06 <i>p</i> = 0,165 <i>f</i> = 0,31	F = 19,95 <i>p</i> < 0,001* <i>f</i> = 0,95	F = 1,90 <i>p</i> = 0,182 <i>f</i> = 0,29
		GMAIOR (n = 12)	68,8 (5,0)	66,3 (7,6)	Poder = 0,82	Poder = 1,00	Poder = 0,79
	TA-GM	GMENOR (n = 12)	52,8 (4,4)	54,2 (7,2)	F = 3,31 <i>p</i> = 0,083 <i>f</i> = 0,39	F = 20,66 <i>p</i> < 0,001* <i>f</i> = 0,97	F = 8,66 <i>p</i> = 0,008* <i>f</i> = 0,63
		GMAIOR (n = 12)	66,2 (4,8)	60,0 (7,4)	Poder = 0,95	Poder = 1,00	Poder = 1,00
Joelho	VMO-ST	GMENOR (n = 12)	49,9 (8,5)	50,6 (11,8)	F = 0,25 <i>p</i> = 0,622 <i>f</i> = 0,11	F = 72,15 <i>p</i> < 0,001* <i>f</i> = 1,81	F = 0,618 <i>p</i> = 0,440 <i>f</i> = 0,17
		GMAIOR (n = 12)	72,2 (4,8)	69,0 (7,3)	Poder = 0,17	Poder = 1,00	Poder = 0,35
	VL-BF	GMENOR (n = 12)	42,6 (9,1)	44,2 (5,7)	F = 0,07 <i>p</i> = 0,801 <i>f</i> = 0,05	F = 55,86 <i>p</i> < 0,001* <i>f</i> = 1,59	F = 1,49 <i>p</i> = 0,235 <i>f</i> = 0,26
		GMAIOR (n = 12)	66,1 (7,9)	63,6 (9,1)	Poder = 0,08	Poder = 1,00	Poder = 0,68
Quadril	GMED-GMAX	GMENOR (n = 12)	50,7 (5,1)	55,0 (14,2)	F = 5,58 <i>p</i> = 0,027* <i>f</i> = 0,50	F = 41,69 <i>p</i> < 0,001* <i>f</i> = 1,38	F = 0,24 <i>p</i> = 0,628 <i>f</i> = 0,11
		GMAIOR (n = 12)	73,6 (11,0)	80,0 (10,1)	Poder = 1,00	Poder = 1,00	Poder = 0,17

Legenda: Dados pré e pós-fadiga apresentados como média (desvio-padrão). TA = Tibial anterior, SO = sóleo, GM = gastrocnêmio medial, VMO = vasto medial oblíquo, ST = semitendinoso, VL = vasto lateral, BF = bíceps femoral, GMED = glúteo médio, GMAX = glúteo máximo, GMENOR = aqueles com menor co-contração/co-ativação antes do protocolo de fadiga do *core*, GMAIOR = aqueles com maior co-contração/co-ativação antes do protocolo de fadiga do *core*, *n* = tamanho amostral, F = valor da estatística do teste, *p* = valor do *p*, * = valores *p* < 0,05, *f* = tamanho do efeito, Poder = poder estatístico

4. DISCUSSÃO

Este estudo investigou o efeito da fadiga do *core* na co-contração dos músculos do quadril, joelho e tornozelo de corredoras iniciantes durante os testes funcionais SDT, SLHD e SDLT. Para cada um desses testes foi comparado a eletromiografia da co-contração das participantes que inicialmente constavam com maior taxa da contração (GMAIOR) à daquelas com menor taxa (GMENOR). No geral, a fadiga do *core* não alterou de maneira similar a co-contração muscular entre as participantes. O efeito foi dependente do grupo a qual pertenciam (i.e., GMENOR ou GMAIOR). Para os três testes, houve pares musculares com efeito significativo para a interação fadiga x grupo, em que o GMENOR aumentou o nível de co-contração enquanto o GMAIOR manteve-se estável ou reduziu. Esse achado demonstra que a fadiga de *core* pode influenciar a estratégia utilizada em articulações distantes do tronco e que a co-contração muscular é uma estratégia utilizada para contribuir com a estabilidade articular, como proposto na literatura (Baratta et al., 1988).

No SDT foi possível observar que a fadiga de forma isolada não foi um fator significante para alterar a co-ativação muscular. Ainda, TA-SO foi o único par muscular que apresentou efeito interação fadiga x grupo significativa, sugerindo que alguns pares musculares podem ser mais afetados pela fadiga. Esse resultado corrobora achados da literatura em que, a fadiga de musculatura proximal ao corpo leva a uma maior rigidez articular distal como no tornozelo, aumentando o risco de sobrecarga ligamentar. (Hollman et al., 2020)

No SLHD também não demonstrou efeito principal fadiga significativo, com exceção de GMED-GMAX que apresentou aumento de co-ativação após a fadiga, possivelmente, pela necessidade de estabilização do quadril que o teste demanda. Já o fator interação Fadiga x Grupo, os pares antagonistas que obtiveram uma interação significativa foram TA-GM, VMO-ST e VL-BF, nos quais, após a fadiga do *core*, GMENOR aumentou o nível de co-ativação

enquanto GMAIOR reduziu. Esses resultados vão de acordo com estudos anteriores envolvendo o SLHD, que indicam que a fadiga muscular altera o padrão de movimento e absorção de carga (Orishimo et al., 2006). Padrões de aterrissagem rígidos podem gerar uma sobrecarga articular, elevando a chance de lesão nos ligamentos e na articulação. (Di Paolo et al., 2021)

No SDLT, não houve efeito principal de fadiga exceto GMED-GMAX, em que a co-contração aumentou de forma significativa após a fadiga do *core*, corroborando com estudos que mostram maior ativação da musculatura de glúteos como estratégia para lidar com a fadiga muscular durante o SDLT (Lessi et al., 2015). Além disso, para TA-GM houve efeito principal de interação fadiga e grupo, onde GMENOR aumentou a co-contração enquanto GMAIOR reduziu. Esse resultado corrobora outros achados em que a instabilidade do quadril gera maior rigidez de tornozelo e, por consequência, maior estresse no ligamento cruzado anterior, predispondo-o a lesões. (Saki et al., 2022) Ou seja, a instabilidade proximal pode afetar as articulações distais, como no tornozelo, gerando maior rigidez, que pode ser provocada pela co-contração.

Em todos os testes investigados, a fadiga isolada do *core* não alterou significativamente os níveis de co-contração, porém o nível inicial de ativação muscular mostrou-se determinante nas respostas à fadiga. O efeito grupo foi significativo em todos os testes, o que reforça que a estratégia metodológica de dividir os grupos de acordo com o nível de co-ativação inicial resultou em diferença significativa entre o GMENOR e GMAIOR, independente do efeito fadiga. Além disso, pares musculares específicos — como TA-SO no SDT; GMED-GMAX no SLHD e SDLT; TA-GM, VMO-ST e VL-BF no SLHD e TA-GM no SDLT— apresentaram resultados significativas na interação fadiga e grupo, sugerindo que indivíduos com menor co-ativação inicial usam como estratégia, mesmo que temporária, o aumento de co-ativação, evidenciando uma estratégia compensatória para gerar estabilidade articular. (Baratta et al., 1988) Esses achados corroboram outros achados da literatura, os quais apontam que a fadiga

proximal pode induzir aumento de rigidez distal, (Hollman et al., 2020) e que relacionam instabilidade e déficit de controle neuromuscular com maior estresse articular ou ligamentar, aumentando o risco de lesões. (Di Paolo et al., 2021; Saki et al., 2022) Já os indivíduos com maior co-ativação inicial podem estar limitados a se adaptar frente à fadiga *core* ou ainda já usarem uma estratégia que lida adequadamente com a fadiga. A médio e longo prazo, a manutenção de níveis elevados de co-contração pode resultar em fadiga geral do sistema musculoesquelético ou ainda em maior chance de desenvolver lesões. Futuros estudos podem investigar como esses indivíduos lidam com os efeitos da fadiga de *core* em médio e longo prazo.

As principais limitações do estudo encontram-se na diferença no número de participantes entre os testes realizados, o que pode influenciar no tamanho de efeito identificado. Ainda, certa características intra-grupo como o tempo de prática esportiva e a frequência semanal apresentam altos desvios padrões, o que pode influenciar nos níveis de co-contração.

5. CONCLUSÃO

O nível inicial da co-ativação foi um fator determinante na estratégia de estabilização adotada pelo corpo, após a fadiga de *core*. Indivíduos com menor co-contração muscular demonstraram maior modificação da estratégia adotada frente à fadiga, apresentando um aumento de co-contração muscular. Esses achados reforçam a importância da musculatura do *core* em tarefas que demandam do membro inferior e das considerações sobre os padrões individuais na abordagem de prevenção de lesões.

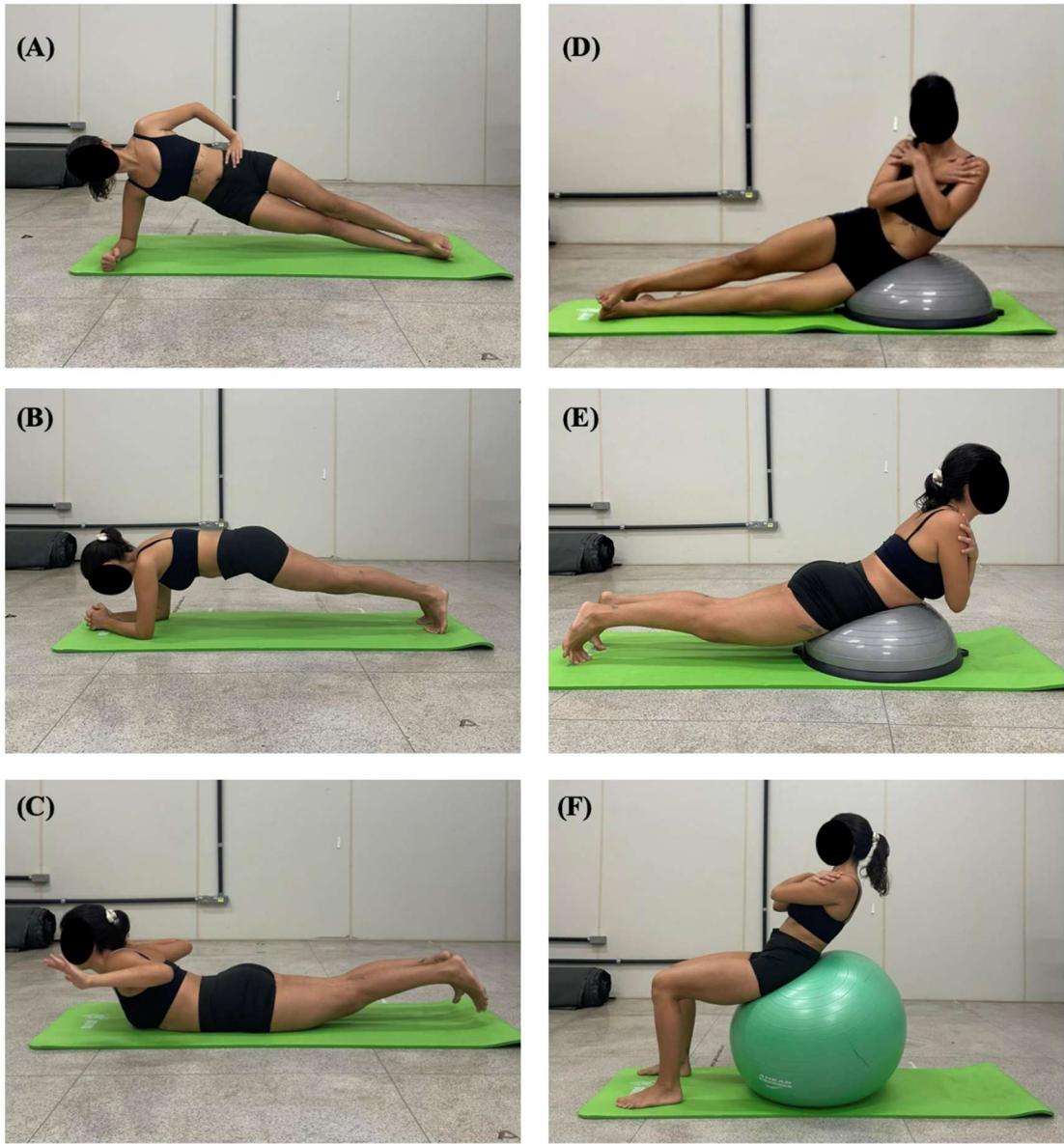
REFERÊNCIAS

1. Askari, Z.; Esmaeili H. Effect of trunk muscles fatigue on plantar pressure distribution in novice runners. Journal of Biomechanics, v. 122, 9 jun. 2021.

2. Baratta R, Solomonow M, Zhou BH, Letson D, Chuinard R, D'Ambrosia R. Muscular coactivation: The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *The American Journal of Sports Medicine*. 1988;16(2):113-122. doi:10.1177/036354658801600205
3. Boullosa, D. et al. Factors affecting training and physical performance in recreational endurance runners. *Sports*, v. 8, n. 3, 1 mar. 2020.
4. Burnham JM, Yonz MC, Robertson KE, et al. Relationship of Hip and Trunk Muscle Function with Single Leg Step-Down Performance: Implications for Return to Play Screening and Rehabilitation. *Physical Therapy in Sport*. 2016;22:66-73. doi:10.1016/j.ptsp.2016.05.007
5. Byrne, A., Lodge, C., & Wallace, J. (2021). Test–Retest Reliability of Single-Leg Time to Stabilization following a Drop-Landing Task in Healthy Individuals. *Journal of Sport Rehabilitation*, 30(8), 1242–1245.
6. Candotti, C. T., Carvalho, K. V. de ., Torre, M. L., Noll, M., & Varela, M.. (2012). Ativação e co-contração dos músculos gastrocnêmio e tibial anterior na marcha de mulheres utilizando diferentes alturas de saltos. *Revista Brasileira De Ciências Do Esporte*, 34(1), 27–39. <https://doi.org/10.1590/S0101-32892012000100003>
7. Chaudhari, A. M. W. et al. Reducing Core Stability Influences Lower Extremity Biomechanics in Novice Runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 52, n. 6, p. 1347–1353, 1 jun. 2020.
8. Cohen, J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. 2nd ed. Lawrence Erlbaum Associates, 1988.
9. Costa, Franciele. Análise biomecânica em corredoras recreativas com e sem valgo dinâmico durante testes funcionais: efeitos imediatos da fadiga muscular do core. [S.l.]: PPUFU - Portal de Periódicos da Universidade Federal de Uberlândia, 2024.
10. Crossley KM, Zhang WJ, Schache AG, Bryant A, Cowan SM. Performance on the single-leg squat task indicates hip abductor muscle function. *American Journal of Sports Medicine*. 2011;39(4):866-873. doi:10.1177/0363546510395456
11. Curi, G. O. B. da C, Costa, F. D., de Souza Medeiros, V., Barbosa, V. D., Santos, T. R. T., & Dionisio, V. C. (2025). Effect of core muscle fatigue on the performance, kinematics, and electromyography of horizontal hop in recreational runners with and without dynamic knee valgus. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 44, 775–783. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2025.07.011>
12. Curi, G. O. B. da C., Costa, F. D. da, Medeiros, V. de S., Barbosa, V. D., Santos, T. R. T., & Dionisio, V. C. (2024). The effects of core muscle fatigue on lower limbs and trunk during single-leg drop landing: A comparison between recreational runners with and without dynamic knee valgus. *The Knee*, 50, 96–106. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2024.07.017>
13. Di Paolo, Stefano et al. Beyond distance: a simple qualitative assessment of the single-leg hop test in return-to-play testing. *Sports Health*, v. 14, n. 6, p. 906-911, nov./dez. 2022. DOI: <https://doi.org/10.1177/19417381211063450>
14. Ferber R, Davis IMC, Williams DS. Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clinical Biomechanics*. 2003;18(4):350-357. doi:10.1016/S0268-0033(03)00025-1
15. Hermens, H. J. et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 10, p. 361–374, 2000.
16. Hollman, John H. et al. Hip extensor fatigue alters hip and knee coupling dynamics during single-limb step-downs: A randomized controlled trial. *Journal of biomechanics*, v. 100, n. 109583, p. 109583, 2020.

17. Hurd W. J., Snyder-Mackler L. (2007). Knee instability after acute ACL rupture affects movement patterns during the mid-stance phase of gait. *J. Orthop. Res.* 25, 1369–1377. doi: 10.1002/jor.20440
18. Kakouris N, Yener N, Fong DTP. A systematic review of running-related musculoskeletal injuries in runners. *J Sport Health Sci* 2021;10:51322.
19. Kellis E., Arabatzis F., Papadopoulos C. (2003). Muscle co-activation around the knee in drop jumping using the co-contraction index. *J. Electromyogr. Kines* 13, 229–238. doi: 10.1016/s1050-6411(03)00020-8
20. Khandha A, Manal K, Capin J, Wellsandt E, Marmon A, Snyder-Mackler L, Buchanan TS. High muscle co-contraction does not result in high joint forces during gait in anterior cruciate ligament deficient knees. *J Orthop Res.* 2019 Jan;37(1):104–112. doi: 10.1002/jor.24141. Epub 2018 Oct 9. PMID: 30230006; PMCID: PMC6393175.
21. Kline, P. W. et al. Clinical predictors of knee mechanics at return to sport after ACL reconstruction. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 48, n. 5, p. 790–795, 1 maio 2016.
22. Koblbauer IF, et al. Kinematic changes during running-induced fatigue and relations with core endurance in novice runners. *J Sci Med Sport* (2013), <http://dx.doi.org/10.1016/j.jsams.2013.05.013>
23. Leetun DT, Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Med Sci Sports Exerc.* 2004 Jun;36(6):926–34. doi: 10.1249/01.mss.0000128145.75199.c3. PMID: 15179160.
24. Lessi GC, Serrão FV. Effects of fatigue on lower limb, pelvis and trunk kinematics and lower limb muscle activity during single-leg landing after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2017 Aug;25(8):2550–2558. doi: 10.1007/s00167-015-3762-x. Epub 2015 Aug 23. PMID: 26298713.
25. Malinzak RA, Colby SM, Kirkendall DT, Yu B, Garrett WE. A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2001 Jun;16(5):438–45. doi: 10.1016/s0268-0033(01)00019-5. PMID: 11390052.
26. Magee, David J.; Zachazewski, James E.; Quillen, William S. *Scientific Foundations and Principles of Practice in Musculoskeletal Rehabilitation*. 1ª edição. Fevereiro, 2007.
27. Maas E, De Bie J, Vanfleteren R, Hoogkamer W, Vanwanseele B. Novice runners show greater changes in kinematics with fatigue compared with competitive runners. *Sports Biomech.* 2018;17(3):350–360. doi:10.1080/14763141.2017.1347193
28. Moon J, Koo D, Kim S, Panday SB. Effect of sprinting velocity on anterior cruciate ligament and knee load during sidestep cutting. *Front Bioeng Biotechnol.* 2023 Feb 7;11:1033590. doi: 10.3389/fbioe.2023.1033590. PMID: 36824350; PMCID: PMC9941960.
29. Noyes, F.R., Barber-Westin, S. (2019). Muscle Strength and Dynamic Balance Stability Tests. In: Noyes, F., Barber-Westin, S. (eds) *Return to Sport after ACL Reconstruction and Other Knee Operations*. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-030-22361-8_21
30. Orishimo KF, Kremenic IJ. Effect of fatigue on single-leg hop landing biomechanics. *J Appl Biomech.* 2006 Nov;22(4):245–54. doi: 10.1123/jab.22.4.245. PMID: 17293621.
31. Preece SJ, Jones RK, Brown CA, Cacciato TW, Jones AK. Reductions in co-contraction following neuromuscular re-education in people with knee osteoarthritis.

- BMC Musculoskelet Disord. 2016 Aug 27;17(1):372. doi: 10.1186/s12891-016-1209-2. PMID: 27568007; PMCID: PMC5002319.
32. Raabe, M. E.; Chaudhari, A. M. W. Biomechanical consequences of running with deep core muscle weakness. *Journal of Biomechanics*, v. 67, p. 98–105, 23 jan. 2018.
 33. Schreiber C, Becker J. Performance on the Single-Legged Step Down and Running Mechanics. *J Athl Train*. 2020;55(12):1277-1284. doi:10.4085/1062-6050-533-19
 34. Saki F, Tahayori B, Bakhtiari Khou S. Female athletes with ligament dominance exhibiting altered hip and ankle muscle co-contraction patterns compared to healthy individuals during single-leg landing. *Gait Posture*. 2022 Mar;93:225-229. doi: 10.1016/j.gaitpost.2022.02.011. Epub 2022 Feb 15. PMID: 35183840.
 35. Strazza A, Mengarelli A, Fioretti S, Burattini L, Agostini V, Knaflitz M, Di Nardo F. Surface-EMG analysis for the quantification of thigh muscle dynamic co-contractions during normal gait. *Gait Posture*. 2017 Jan;51:228-233. doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.11.003. Epub 2016 Nov 2. PMID: 27825072.
 36. Sousa, C. de O., Ferreira, J. J. de A., Medeiros, A. C. L. V., Carvalho, A. H. de ., Pereira, R. C., Guedes, D. T., & Alencar, J. F. de .. (2007). Atividade eletromiográfica no agachamento nas posições de 40°, 60° e 90° de flexão do joelho. *Revista Brasileira De Medicina Do Esporte*, 13(5), 310–316. <https://doi.org/10.1590/S1517-86922007000500006>
 37. Videbæk S, Bueno AM, Nielsen RO, Rasmussen S. Incidence of Running-Related Injuries Per 1000 h of running in Different Types of Runners: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Med*. 2015 Jul;45(7):1017-26. doi: 10.1007/s40279-015-0333-8. PMID: 25951917; PMCID: PMC4473093.
 38. Van Melick, N. et al. How to determine leg dominance: The agreement between self-reported and observed performance in healthy adults. *PLoS ONE*, v. 12, n. 12, 1 dez. 2017.
 39. Wilk KE, Escamilla RF, Fleisig GS, Barrentine SW, Andrews JR, Boyd ML. A comparison of tibiofemoral joint forces and electromyographic activity during open and closed kinetic chain exercises. *Am J Sports Med*. 1996 Jul-Aug;24(4):518-27. doi: 10.1177/036354659602400418. PMID: 8827313.
 40. Wilczyński, B. et al. Biological maturation predicts dynamic balance and lower limb power in young football players. *Biology (Basel)*.11, 1167 (2022).
 41. Wilczyński B, Zorena K, Ślęzak D. Dynamic Knee Valgus in Single-Leg Movement Tasks. Potentially Modifiable Factors and Exercise Training Options. A Literature Review. *Int J Environ Res Public Health*. 2020;17(21):1-17. doi:10.3390/IJERPH17218208.
 42. Willson JD, Ireland ML, Davis I. Core strength and lower extremity alignment during single leg squats. *Med Sci Sports Exerc*. 2006;38(5):945-952. doi:10.1249/01.mss.0000218140.05074.fa
 43. Winter DA. Mechanical Work, Energy, and Power. In: Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*. New York,Wiley, ch. 6, 2009: 139-175.

ANEXO I**Protocolo de Fadiga do Core**

Fonte: o autor. (A) Prancha lateral isométrica; (B) Prancha tradicional isométrica; (C) Extensão lombar isométrica; (D) Flexões laterais de tronco; (E) Extensão lombar; (F) Abdominal com bola suíça.