



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA



GINA OLÍVIA BRIGIDO DA COSTA CURI

**Efeito da fadiga do *core* na biomecânica de testes funcionais com salto unipodal em
mulheres corredoras recreativas com e sem valgo dinâmico**

UBERLÂNDIA

2024

GINA OLÍVIA BRIGIDO DA COSTA CURI

Efeito da fadiga do *core* na biomecânica de testes funcionais com salto unipodal em mulheres corredoras recreativas com e sem valgo dinâmico

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da Universidade Federal do Triângulo Mineiro e Universidade Federal de Uberlândia (UFTM/UFU) como requisito necessário para obtenção do título de mestre em Fisioterapia.

Área de concentração: Avaliação e Intervenção Fisioterapêutica no Sistema Musculoesquelético

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

UBERLÂNDIA

2024

Ficha Catalográfica Online do Sistema de Bibliotecas da UFU
com dados informados pelo(a) próprio(a) autor(a).

C975 2024	Curi, Gina Olívia Brigido da Costa, 1996- Efeito da fadiga do core na biomecânica de testes funcionais com salto unipodal em mulheres corredoras recreativas com e sem valgo dinâmico [recurso eletrônico] / Gina Olívia Brigido da Costa Curi. - 2024. Orientador: Valdeci Carlos Dionisio. Coorientador: Thiago Ribeiro Teles dos Santos. Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia, Pós-graduação em Fisioterapia. Modo de acesso: Internet. Disponível em: http://doi.org/10.14393/ufu.di.2024.359 Inclui bibliografia. 1. Fisioterapia. I. Dionisio, Valdeci Carlos, 1965-, (Orient.). II. Santos, Thiago Ribeiro Teles dos, 1984-, (Coorient.). III. Universidade Federal de Uberlândia. Pós-graduação em Fisioterapia. IV. Título. CDU: 615.8
--------------	--

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:

Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091
Nelson Marcos Ferreira - CRB6/3074



ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Fisioterapia				
Defesa de:	Dissertação de Mestrado Acadêmico, 45, PPGFISIO				
Data:	26/07/2024	Hora de início:	09:00	Hora de encerramento:	12:30
Matrícula do Discente:	12122FST002				
Nome do Discente:	Gina Olívia Brigido da Costa Curi				
Título do Trabalho:	Efeito da fadiga do core na biomecânica de testes funcionais com salto unipodal em mulheres corredoras recreativas com e sem valgo dinâmico				
Área de concentração:	Avaliação e intervenção em fisioterapia.				
Linha de pesquisa:	Processo de avaliação e intervenção fisioterapêutica do sistema musculoesquelético.				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Avaliação Neuromecânica e intervenção em disfunções musculoesqueléticas.				

Reuniu-se na Sala Multiuso da Biblioteca Central Santa Mônica, no Bloco 3 C, Campus Santa Mônica, da Universidade Federal de Uberlândia, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Fisioterapia, assim composta: Professores Doutores: Daniel Ferreira Moreira Lobato - PPGFISIO/UFTM; Vanessa Lara de Araújo - UFMG; Valdeci Carlos Dionísio - PPPGFISIO/UFU, orientador(a) do(a) candidato(a).

Iniciando os trabalhos o(a) presidente da mesa, Dr(a). Valdeci Carlos Dionísio, apresentou a Comissão Examinadora e o candidato(a), agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir o senhor(a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos(às) examinadores(as), que passaram a arguir o(a) candidato(a). Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu o resultado final, considerando o(a) candidato(a):

Aprovado(a).

Esta defesa faz parte dos requisitos necessários à obtenção do título de **Mestre**.

O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.



Documento assinado eletronicamente por **Vanessa Lara de Araújo, Usuário Externo**, em 29/07/2024, às 13:57, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Daniel Ferreira Moreira Lobato, Usuário Externo**, em 29/07/2024, às 19:48, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Valdeci Carlos Dionisio, Presidente**, em 30/07/2024, às 09:28, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **5561141** e o código CRC **D60B2DEF**.

Referência: Processo nº 23117.040298/2024-64

SEI nº 5561141

Dedico este trabalho aos meus pais. Foram vocês os pilares que me guiaram ao longo do caminho da vida, a fonte inesgotável de amor, sabedoria e encorajamento, meus maiores exemplos de perseverança e dedicação.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por me guiar e abençoar ao longo dessa trajetória.

Ao professor e orientador Valdeci Carlos Dionisio por todos os ensinamentos, incentivo e dedicação na orientação deste trabalho.

Ao professor e coorientador Thiago Ribeiro Teles dos Santos, sua colaboração foi fundamental para a concretização deste trabalho.

À equipe da Diretoria de Qualidade de Vida e Saúde do Servidor (DIRQS) e colegas do Ambulatório de Saúde do Servidor (ASSER) da Universidade Federal de Uberlândia, pelo acolhimento e incentivo à capacitação e qualificação profissional.

À mestrande e colega Franciele Dias Costa pela troca de experiências, colaboração e amizade ao longo destes anos.

À minha mãe Luzdalma Brigido da Costa Curi, por estar constantemente presente e por todo o apoio ao longo da minha formação. Mãe, você é a minha maior inspiração. Obrigada por tudo que você fez e continua a fazer por mim.

Ao meu pai José Elias Curi Ana Gonçalves (in memorian), por estar constantemente presente mesmo na sua ausência física. Pai, você moldou quem sou hoje, tenho você em meus pensamentos e no meu coração. Obrigada por tudo que você fez por mim.

Ao meu marido Vitor Guilherme Ferreira Moisés, seu apoio e companhia tornam qualquer desafio suportável. Obrigada por estar sempre ao meu lado e por ser meu maior incentivador.

À toda a minha família. Cada um de vocês é parte fundamental da minha vida e desta conquista. À vocês, todo o meu amor e gratidão.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001.

RESUMO

Introdução: Em condições de fadiga muscular do *core*, os corredores podem apresentar uma biomecânica alterada, o que pode aumentar o risco de lesões. Corredoras com valgo dinâmico do joelho parecem ser mais suscetíveis às alterações desencadeadas pela fadiga. Os testes de salto unipodal poderiam simular as fases da corrida, permitindo a avaliação do movimento e do controle postural dinâmico. **Objetivo:** Comparar o efeito da fadiga do *core* nos parâmetros cinéticos, cinemáticos e eletromiográficos dos membros inferiores e tronco durante testes de salto unipodal (*Single-Leg Drop-Landing* e *Single-Leg Hop for Distance*) entre corredoras com e sem valgo dinâmico do joelho. **Métodos:** As participantes realizaram os testes *Single-Leg Drop-Landing* (grupo valgo: n=14; grupo não valgo: n=13) e *Single-Leg Hop for Distance* (grupo valgo: n=17; grupo não valgo: n=21) em ordem aleatória pré e pós a fadiga muscular do *core*. Foram analisados os ângulos articulares, o deslocamento linear do ombro e a atividade eletromiográfica dos principais músculos do membro inferior. A integral da atividade eletromiográfica foi calculada de acordo as fases do movimento para cada teste. Também foram avaliados a força de reação vertical do solo no *Single-Leg Drop-Landing* e o desempenho no *Single-Leg Hop for Distance*. **Resultados:** No *Single-Leg Drop-Landing*, após a fadiga, ambos os grupos apresentaram maior valgo dinâmico do joelho e maior atividade do glúteo médio na terceira fase do movimento (do pico de flexão do joelho ao final do movimento). O grupo valgo apresentou maior excursão angular do quadril no plano sagital e maior deslocamento linear vertical do ombro. No *Single-Leg Hop for Distance*, após a fadiga, houve redução no desempenho e ambos os grupos apresentaram maior abdução do quadril, adução de joelho e deslocamento do tronco em direção ao membro inferior de apoio, assim como menor atividade do bíceps femoral durante a fase preparatória do salto. O grupo valgo apresentou maior ativação dos músculos vasto lateral e semitendinoso na fase preparatória do salto. **Conclusão:** A fadiga do *core* altera a cinemática das articulações proximais e distais, e a atividade de músculos que contribuem para a estabilização do joelho no plano frontal. Os grupos adotaram estratégias diferentes para lidar com a demanda do salto, independentemente da fadiga do *core*.

Palavras-chave: testes funcionais; biomecânica; músculos do *core*; corredores amadores; joelho valgo.

ABSTRACT

Introduction: In conditions of core muscle fatigue, runners may present altered biomechanics of their sporting gestures, making them more susceptible to injury. Runners with dynamic knee valgus seem to be more susceptible to the changes triggered by fatigue. Unipodal hop tests could simulate the phases of running, allowing the assessment of movement and dynamic postural control. **Objective:** To compare the effect of core fatigue on the kinetic, kinematic and electromyographic parameters of the lower limbs and trunk during single hop tests (Single-Leg Drop-Landing and Single-Leg Hop for Distance) between runners with and without dynamic knee valgus. **Methods:** The participants performed the Single-Leg Drop-Landing (valgus group: n=14; non-valgus group: n=13) and Single-Leg Hop for Distance (valgus group: n=17; non-valgus group: n=21) tests in random order before and after core muscle fatigue. The joint angles in the sagittal and frontal planes, the linear displacement of the shoulder and the electromyographic activity of the main muscles of the lower limb were analyzed. The integral of the electromyographic activity was calculated according to the phases of movement for each of the tests. The vertical ground reaction force in the Single-Leg Drop-Landing and performance in the Single-Leg Hop for Distance were also evaluated. **Results:** In the Single-Leg Drop-Landing, after fatigue, both groups showed greater dynamic knee valgus and greater gluteus medius activity in the third phase of the movement (from peak knee flexion to the end of the movement). The valgus group showed greater angular excursion of the hip in the sagittal plane and greater vertical linear displacement of the shoulder compared to the non-valgus group. In the Single-Leg Hop for Distance, after fatigue, there was a reduction in performance and both groups showed greater hip abduction, knee adduction and trunk displacement towards the supporting lower limb, as well as lower biceps femoris activity during the preparatory phase. The valgus group showed greater activation of the vastus lateralis and semitendinosus muscles in the preparatory phase. **Conclusion:** Core fatigue alters the kinematics of the proximal and distal joints and the activity of muscles that contribute to stabilizing the knee in the frontal plane. The groups adopted different strategies to deal with the demands of the task, whether during vertical or horizontal hop, regardless of core fatigue.

Keywords: functional tests; biomechanics; core muscles; amateur runners; knee valgus.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- REVISÃO DE LITERATURA:

Figura 1: Valgo dinâmico excessivo durante o <i>step down test</i>	19
---	----

- ARTIGO 1:

Figura 1: Cinemática, eletromiografia e força de reação do solo.....	62
Figura 2: Deslocamento linear do ombro	63
Figura S1: Protocolo de avaliação da força muscular isométrica máxima.. ..	64
Figura S2: <i>Single-leg drop landing</i>	66
Figura S3: Protocolo de fadiga muscular do <i>core</i>	67

- ARTIGO 2:

Figura 1: Deslocamento linear do ombro	102
Figura 2: Cinemática e eletromiografia	103

LISTA DE TABELAS

- ARTIGO 1:

Tabela 1: Dados antropométricos, características de treinamento e torque muscular ...	52
Tabela 2: Integral da atividade eletromiográfica	54
Tabela 3: Ângulos mínimo, máximo e excursão angular	58
Tabela 4: Deslocamento linear do ombro	61
Tabela S1: Protocolo de avaliação da força muscular	65
Tabela S2: Pico da força de reação vertical do solo.....	68

- ARTIGO 2:

Tabela 1: Dados antropométricos, características de treinamento e torque muscular....	92
Tabela 2: Desempenho no <i>Single-Leg Hop for Distance</i>	94
Tabela 3: Ângulos mínimo, máximo e excursão angular	95
Tabela 4: Deslocamento linear do ombro.....	97
Tabela 5: Integral da atividade eletromiográfica.....	98
Tabela S1: Protocolo de avaliação da força muscular.....	104
Tabela S2: Protocolo de fadiga muscular do <i>core</i>	105

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

VDJ	Valgo dinâmico do joelho
SDFP	Síndrome da dor femoropatelar
SBIT	Síndrome da dor iliotibial
LCA	Ligamento cruzado anterior
IMC	Índice de massa corporal
SDT	<i>Step Down Test</i>
SLDL	<i>Single-Leg Drop-Landing</i>
SLHD	<i>Single-Leg Hop for Distance</i>
EMG	Eletromiografia
sEMG	Eletromiografia de superfície
iEMG	Integral da atividade eletromiográfica
vFRS	Força de reação vertical do solo
FRS	Força de reação do solo
COM	Centro de massa
EIAS	Espinha ilíaca anterosuperior
GV	Grupo valgo
GNV	Grupo não valgo
TA	Tibial anterior
GM	Gastrocnêmio medial
VMO	Vasto medial oblíquo
VL	Vasto lateral
ST	Semitendinoso
BF	Bíceps femoral
SO	Sóleo
GMED	Glúteo médio
GMAX	Glúteo máximo

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	13
2. REVISÃO DE LITERATURA	13
2.1 Corrida.....	13
2.1.2 Lesões relacionadas a corrida	14
2.2 Valgo dinâmico do joelho	19
2.3 Tronco e músculos do <i>core</i>	21
2.4 Fadiga muscular.....	22
2.5 Controle postural dinâmico	23
2.5.1 <i>Step Down Test</i>	25
2.5.2 <i>Single-Leg Drop-Landind</i>	25
2.5.3 <i>Single-Leg Hop for Distance</i>	25
2.6 Cinética.....	26
2.6.1 Dinamometria	26
2.6.2 Forças de reação do solo.....	28
2.7 Cinemetria	28
2.8 Eletromiografia.....	30
3. ARTIGO 1	33
4. ARTIGO 2	70
5. CONSIDERAÇÕES FINAIS	107
6. REFERÊNCIAS	108
7. ANEXOS.....	131

1. INTRODUÇÃO

A estabilidade do tronco é um dos fatores essenciais para uma boa mecânica de corrida (RIVERA, 2016). Em condições de fadiga muscular do *core*, a estabilidade e o controle postural são comprometidos, o que, por sua vez, pode contribuir para uma biomecânica alterada do movimento, incluindo a posição e o alinhamento dos joelhos no plano frontal (FREDERICSON; MOORE, 2005). O valgo dinâmico do joelho (VDJ) é um padrão de movimento no qual o joelho se desloca em direção à linha média do corpo durante atividades dinâmicas, como corrida, salto ou agachamento, devido a combinação dos movimentos de adução do quadril, abdução do joelho e pronação do pé (HEWETT et al., 2005). Reconhecido como um dos principais fatores de risco para lesões relacionadas à corrida (ADEREM; LOUW, 2015; DINGENEN et al., 2015), o VDJ quando combinado com a fadiga muscular do core poderia predispor os corredores a um risco ainda maior de lesões. Entretanto, os efeitos dessa combinação ainda são desconhecidos.

Vários estudos têm empregado testes funcionais para avaliar o controle postural, utilizando movimentos que são similares a atividades específicas de interesse (LIEDERBACH et al., 2014; ORTIZ et al., 2010; SOUZA; POWERS, 2009; WILLSON; DAVIS, 2008; ZAMBARANO et al., 2024). No caso da corrida, assim como em diversos esportes, o salto é um movimento característico. Testes funcionais com saltos unipodais têm o potencial de simular algumas das demandas biomecânicas e padrões de movimento envolvidos na corrida, ao desafiar os mesmos sistemas de controle e estabilização.

O objetivo desse estudo foi comparar o efeito da fadiga do *core* nos parâmetros cinéticos, cinemáticos e eletromiográficos dos membros inferiores e tronco durante testes de salto unipodal (*Single-Leg Drop-Landing* e *Single-Leg Hop for Distance*) entre corredoras com e sem VDJ. A hipótese era que corredores com e sem VDJ apresentariam diferenças nos parâmetros biomecânicos durante o salto e que, na condição de fadiga do core essas diferenças seriam acentuadas.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Corrida

A Organização Mundial da Saúde recomenda que adultos com idades entre 18 e 64 anos participem de pelo menos 150 minutos de atividade física aeróbica de intensidade moderada ou pelo menos 75 minutos de atividade física aeróbica de intensidade vigorosa, ou então uma combinação equivalente de atividade física de intensidade moderada e vigorosa ao longo da semana (BULL *et al.*, 2020).

Dentre as modalidades esportivas e recreativas mais acessíveis, de baixo custo e com maior popularidade em nível mundial podemos destacar a corrida (HULTEEN *et al.*, 2017; STAMATAKIS; CHAUDHURY, 2008). O número de praticantes no decorrer dos anos é crescente, assim como a participação de atletas em eventos de corrida e no número de eventos no último ano em todo o mundo (SCHEERDER; BREEDVELD; BORGERS, 2015). Juntamente com taxas de participação mais elevadas, as características dos corredores evoluíram ao longo das décadas para incluir mais participantes do sexo feminino, um ritmo médio mais lento e uma idade média mais elevada (ANDERSEN, 2020; 2021a; 2021b). Este aumento na participação reflete o fato de que as maratonas não estão mais limitadas a corredores experientes ou competidores, mas se tornaram inclusivas, atraindo indivíduos de todas as idades e níveis de habilidade (RYGIEL *et al.*, 2022).

Muitos são os benefícios à saúde e ao bem estar relacionados à prática de corrida, por exemplo, melhora da resistência, risco reduzido de doenças cardiovasculares e melhora da composição corporal, contribuindo, de modo geral, para um estilo de vida saudável (HESPANHOL JUNIOR *et al.*, 2015; OJA *et al.*, 2015). Apesar de muitos benefícios à saúde, a popularização da corrida tem levado a um alto índice de lesões musculoesqueléticas que, em grande parte, desenvolvem-se gradualmente ao longo do tempo e estão associadas a uma etiologia complexa e multifatorial (BITTENCOURT *et al.*, 2016). O salto é um componente importante da corrida e pode ser subdividido em duas diferentes fases: a fase de decolagem e a de aterrissagem que, por sua vez, está relacionada a grande parte das lesões nos membros inferiores (NORDIN; DUFEK, 2017).

2.1.2 Lesões relacionadas à corrida

As lesões relacionadas à corrida são definidas, de modo geral, como um “desequilíbrio carga-capacidade” (SOLIGARD *et al.*, 2016) ou ainda “dor musculoesquelética nos membros inferiores relacionada à corrida que causa restrição ou interrupção da corrida por pelo menos 7 dias ou 3 sessões consecutivas de treinamento programado, ou que exija que os corredores consultem um médico ou outro profissional de saúde” (YAMATO *et al.*, 2015). Acredita-se que as lesões por corrida estejam relacionadas à sobrecarga do sistema musculoesquelético e a microtraumas repetidos, normalmente sem um evento único e identificável. Isso se deve à natureza repetitiva da atividade, com os corredores atingindo o solo aproximadamente 1.000 vezes por pé, por quilômetro (BAHR, 2009; HRELJAC, 2005; SARAGIOTTO *et al.*, 2014).

A grande maioria das lesões relacionadas a corrida são por uso excessivo (Bertelsen, 2017), que ocorrem quando cargas excessivas e repetitivas são aplicadas aos tecidos além de sua capacidade adaptativa (BERTELSEN *et al.*, 2017; EDWARDS, 2018; KALKHOVEN; WATSFORD; IMPELLIZZERI, 2020). O termo lesões por “uso excessivo” sugere que estas lesões resultam de um fenômeno de fadiga mecânica. (acúmulo de danos nos tecidos e perda progressiva de rigidez e força associada a cargas repetitivas e sessões cumulativas de atividade) (DIFIORI *et al.*, 2014; STANISH, 1984). Este dano serve como estímulo para remodelação e adaptação (BURR *et al.*, 1985; CHAMAY; TSCHANTZ, 1972), mas sem descanso e reparo adequados, a carga contínua causará acúmulo de danos que podem eventualmente levar à falha (isto é, rasgo, ruptura, fratura) (BURR *et al.*, 1990; LI *et al.*, 1985).

Na literatura, a taxa de lesões relacionadas a corrida é expressa em número de lesões ou corredores lesionados a cada 100 corredores, ou então o equivalente ao número de lesões ou corredores lesionados a cada 1000 horas de corrida. As taxas de lesões relatadas por 100 corredores em risco são altas, até 70% dos corredores desenvolvem uma lesão por uso excessivo no período de um ano (HRELJAC, 2004), enquanto a incidência das lesões varia de 2,5 a 33,0 corredores lesionados a cada 1.000 horas de corrida (VIDEBÆK *et al.*, 2015). Dentre as principais lesões relacionadas a corrida estão a tendinopatia de Aquiles, síndrome do estresse tibial medial, síndrome da dor femoropatelar (SDFP), fasciopatia plantar e síndrome da banda iliotibial (SBIT)

(CEYSSSENS *et al.*, 2019; FRANCIS *et al.*, 2019; KAKOURIS; YENER; FONG, 2021; LOPES *et al.*, 2012).

Embora as lesões em corredores raramente sejam graves, elas podem ser frequentes e persistentes, podendo causar uma perda média de tempo de quatro semanas, sendo essa restrição frequentemente associada a um custo financeiro para o corredor, além de uma potencial deterioração da saúde cardiovascular e emocional (HESPANHOL JUNIOR *et al.*, 2016). Essas lesões estão associadas a custos diretos e indiretos, incluindo, por exemplo, os cuidados de saúde e o possível tempo afastado do trabalho, trazendo consequências econômicas consideráveis (HESPANHOL JUNIOR *et al.*, 2016).

Os corredores recreativos representam ostensivamente a maior parte da população que corre (JANSSEN *et al.*, 2020), com taxa de lesões variando de 19% a 92% (BUIST *et al.*, 2010; HRELJAC, 2005; LUN *et al.*, 2004; MESSIER *et al.*, 2018; MULVAD *et al.*, 2018; VAN GENT *et al.*, 2007; VIDEBÆK *et al.*, 2015). Ainda não há um consenso quantos aos critérios para classificar um corredor como novato ou recreativo. Existe, entretanto, uma tendência em classificar corredores novatos que ultrapassaram de 8 a 13 semanas de treinamento sem lesões como corredores recreativos, com a justificativa destes terem se adaptado à corrida e enfrentarem um risco menor de lesões após esse período (VIDEBÆK *et al.*, 2015). Na literatura, um corredor recreativo foi definido como “alguém que corre no mínimo 3 vezes por semana e totaliza 16 quilômetros de corrida durante a semana” (LUZ; DOS SANTOS; SERRÃO, 2021), ou ainda “alguém que correu pelo menos uma vez por semana durante os últimos seis meses” (MULVAD *et al.*, 2018).

Em corredores recreativos, o joelho tem sido relatado como o local mais comumente lesionado (VAN POPPEL *et al.*, 2014), sendo a SDFP a lesão mais comum no que se refere à esta articulação (BAQUIE, 1997; J.G. MACINTYRE, J. E. TAUNTON, D. B. CLEMENT, D. R. LLOYD-J. G. SMITH, 1991; TAUNTON *et al.*, 2002). Esta síndrome é caracterizada pela presença de dor na região anterior do joelho, ao redor ou atrás da patela que piora com o esforço físico e com atividades como subir ou descer escadas, agachamentos, saltos, corridas ou longos períodos sentados (CROSSLEY *et al.*, 2016) e representa de 20 a 40 % da dor no joelho relacionada à prática esportiva (WITVROUW *et al.*, 2014), comprometendo a qualidade de vida e restringindo a participação em atividades físicas (CHEUNG; ZHANG; NGAI, 2013).

Portanto é necessária a identificação de potenciais fatores de risco, para que as medidas preventivas sejam eficazes em reduzir o dano individual e também econômico (BENCA *et al.*, 2020). Os fatores de risco para lesões relacionadas à corrida podem ser classificados em fatores intrínsecos (pessoais ou internos) e extrínsecos (ambientais ou externos) (BUIST *et al.*, 2010; MOORE, 2016). São eles: fatores pessoais (sexo, idade, índice de massa corporal, características anatômicas), fatores relacionados ao treinamento ou competição (experiência, volume de treino, distância, intensidade, técnica de corrida, superfície de corrida predominante, fadiga muscular), aptidão física (força e resistência muscular, amplitude de movimento, flexibilidade, controle postural dinâmico), fatores relacionados à saúde (histórico de lesão prévia) e fatores biomecânicos (parâmetros cinéticos e cinemáticos, dados eletromiográficos) (DAVIS; BOWSER; MULLINEAUX, 2016; DUDLEY *et al.*, 2017; FIELDS *et al.*, 2010; FREDERICSON; MISRA, 2007; GRAU *et al.*, 2011; HRELJAC, 2004; MILNER *et al.*, 2006; NOEHREN; DAVIS; HAMILL, 2007; SARAGIOTTO *et al.*, 2014; VAN DER WORP *et al.*, 2015).

O histórico de lesão prévia é possivelmente o fator com maior potencial em prever lesão futura dentre todos demais fatores e a principal razão pela qual as pessoas param de correr ((FOKKEMA *et al.*, 2019; HULME *et al.*, 2017; VAN DER WORP *et al.*, 2015). No entanto, há uma tendência em não abordar os fatores de risco de forma isolada, mas sim no contexto de covariáveis relevantes para o desenvolvimento de lesões (BERTELSEN *et al.*, 2017). Uma recente revisão (WILLWACHER *et al.*, 2022) sugere que os estudos precisam considerar a interação entre os fatores de risco intrínsecos e extrínsecos e outros fatores que modulam o risco de lesões, pois acredita-se que essa combinação aumenta a predisposição à lesões (BUIST *et al.*, 2010; WILLWACHER *et al.*, 2022).

As lesões relacionadas à corrida são comuns entre corredores novatos, recreativos e experientes (VIDEBÆK *et al.*, 2015). O índice de lesões, porém, varia conforme a experiência do corredor, de forma que corredores inexperientes estão mais suscetíveis a lesões (CHORLEY *et al.*, 2002; VAN DER WORP *et al.*, 2015; VIDEBAEK *et al.*, 2015). Nesse sentido, as taxas de lesões relacionadas à corrida são particularmente altas entre corredores amadores e recreativos em comparação com corredores profissionais (KEMLER *et al.*, 2018; LINTON; VALENTIN, 2018; VAN POPPEL *et al.*, 2014; VIDEBAEK *et al.*, 2015). Por exemplo, as lesões são mais frequentes entre corredores novatos que iniciam um regime de corrida do que entre corredores com um

volume de corrida semanal de >40 km/semana (NIELSEN *et al.*, 2012). Em relação ao volume de treino e à distância percorrida, corredores de curta distância (que percorrem até 15 km) têm uma incidência menor de lesões comparados a corredores de longa distância (praticantes de meias maratonas ou maratonas) (VAN DER WURFF *et al.*, 2015).

O excesso de peso (IMC entre 25 e 29,9) e/ou a obesidade (IMC ≥ 30) também são considerados como fatores de risco para lesões (WILLWACHER *et al.*, 2022). Em um estudo prospectivo de 10 semanas realizado por Nielsen *et al.* (2012) corredores que não sofreram lesões relacionadas a corrida tiveram um IMC médio de $24,8 \pm 3,6$, enquanto os participantes que sofreram lesões tiveram um IMC médio de $27,6 \pm 4,5$ (NIELSEN *et al.*, 2012). Também há evidências que o aumento da idade está associado ao aumento do risco de lesões estando as pessoas com idade acima de 45 anos possivelmente mais suscetíveis a sofrer lesões nas extremidades inferiores em comparação com pessoas mais jovens (NIELSEN *et al.*, 2013).

Os fatores de risco biomecânicos estão relacionados ao estilo de corrida individual (WILLWACHER *et al.*, 2022), sendo a técnica de corrida também considerada um preditor de lesões (MICHAEL LEJBACH BERTELSEN *et al.*, 2018). A técnica geralmente é determinada pelas características antropométricas do corpo, destreza e habilidade do corredor (RODRÍGUEZ *et al.*, 2023). Uma recente revisão sugere que há evidências mínimas de que alterações na biomecânica da corrida estão associadas a lesões relacionadas à corrida, sendo importante estudos nessa direção (LOPES; MASCARINAS; HESPANHOL, 2023). No caso do joelho, por ser uma articulação intermediária na cadeia cinemática dos membros inferiores, seu comportamento é influenciado pelo comportamento cinemático de articulações proximais e distais, como o tronco, pelve, quadris, tornozelos e pés (DIERKS *et al.*, 2008), assim, qualquer alteração neste segmento pode predispor a padrões anormais de movimentos dos membros inferiores, como o VDJ (BELLCHAMBER; VAN DEN BOGERT, 2000; LANKHORST; BIERMA-ZEINSTRA; VAN MIDDELKOOP, 2012; POWERS *et al.*, 2017; PRINS; VAN DER WURFF, 2009; RABIN *et al.*, 2014). O VDJ, por sua vez, parece ser um importante preditor das principais lesões relacionadas à corrida (ADEREM; LOUW, 2015; KUNENE; RAMKLASS; TAUROBONG, 2018; POWERS, 2010; TAUNTON *et al.*, 2002).

As evidências sugerem que as alterações cinemáticas são vistas especialmente nas mulheres (GLOFCHESKIE; BROWN, 2017; LEETUN *et al.*, 2004). Corredoras do

sexo feminino tendem a demonstrar menor estabilidade articular e maior amplitude de movimento nas articulações do quadril e joelho em comparação com os corredores do sexo masculino, apresentando maior adução do quadril e abdução do joelho em relação aos homens em todas as fases de apoio (LUZ; DOS SANTOS; SERRÃO, 2022). O retreinamento da marcha tem sido aplicado como forma de aprimoramento da técnica e redução do risco de lesão (CHAN *et al.*, 2018), assim como estratégias de fortalecimento dos músculos do quadril e do pé o treinamento proprioceptivo (LIEW *et al.*, 2016; RAMSKOV *et al.*, 2015; WILLY; SCHOLZ; DAVIS, 2012).

2.2 Valgo dinâmico do joelho (VDJ)

O VDJ está entre os fatores de risco modificáveis mais relevantes para lesões no joelho, especialmente em populações esportivas femininas. Trata-se de um padrão de movimento anormal que deriva-se provavelmente da interação de fatores anatômicos, posturais e musculares envolvendo especialmente as articulações adjacentes ao joelho, como o quadril e o tornozelo (LANKHORST; BIERMA-ZEINSTRAS; VAN MIDDELKOOP, 2013; POWERS, 2003). É caracterizado pelo aumento de adução e rotação interna do fêmur, abdução do joelho, rotação externa da tíbia e eversão do tornozelo durante tarefas dinâmicas, como agachamento, aterrissagem do salto ou corrida (HEWETT *et al.*, 2005). É comum que muitos corredores com lesões por uso excessivo apresentem VDJ (MASTERS *et al.*, 2018). A razão pela qual as pessoas adotam esta posição não é clara. As mulheres, por exemplo, possuem maior tendência em reproduzir o VDJ excessivo, possivelmente devido as diferentes respostas neuromusculares de controle do quadril (MASTERS *et al.*, 2018).

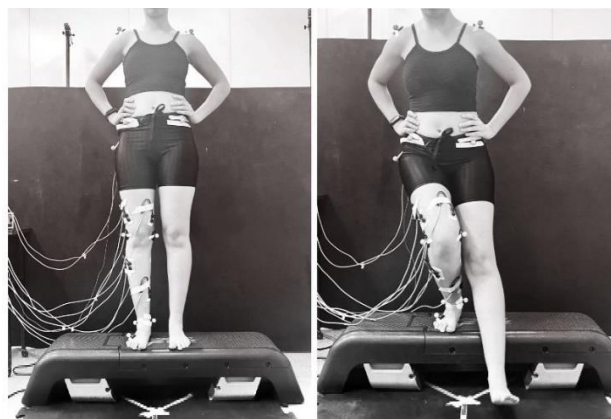


Figura 1. Representação do VDJ excessivo durante o agachamento unipodal.

A incapacidade de manter o alinhamento dinâmico adequado do joelho durante movimentos ou exercícios físicos pode levar a lesões nos joelhos (BARTON *et al.*, 2012; POWERS, 2003; UHLÁR *et al.*, 2021). A teoria predominante que relaciona o movimento do joelho à lesão sugere que posições extremas do joelho em varo e valgo aumentam a carga sobre o joelho (BRUNS; VOLKMER; LUESSENHOP, 1994). Com o tempo, o alto estresse femoropatelar sobrecarrega a cartilagem articular e o osso subcondral, resultando em lesão (FARROKHI; KEYAK; POWERS, 2011). Estudos anteriores demonstraram que o VDJ excessivo é um importante fator de risco para SDFP (PETERSEN; REMBITZKI; LIEBAU, 2017; RABIN *et al.*, 2014). Foi proposto que o excesso de adução e rotação interna do quadril e a abdução do joelho são fatores que aumentam o estresse femoropatelar e, assim, contribuem para a persistência da SDFP (POWERS *et al.*, 2017). Além disso, durante o salto, o joelho em valgo e a adução e rotação interna de quadril sobrecarregam os ligamentos do joelho e tem sido apontado como fator de risco para lesão do ligamento cruzado anterior (LCA) em atletas.

Indivíduos com distúrbios do joelho podem empregar adaptações biomecânicas do tronco para a absorção das forças no joelho ou para compensar fraqueza muscular. Uma recente revisão sistemática teve como objetivo comparar a biomecânica do tronco entre indivíduos com alterações no joelho e controles durante tarefas de sustentação de peso (por exemplo, subir escadas, caminhar, correr, aterrissar) (WAITEMAN *et al.*, 2022). Waiteman *et al.* (2022) encontraram maior flexão do tronco durante tarefas de aterrissagem em indivíduos com SDFP ou pós reconstrução do LCA e maior inclinação ipsilateral do tronco durante o agachamento unipodal em indivíduos com SDFP quando comparados ao grupo controle.

O VDJ é observado principalmente durante tarefas de movimento unipodal (WILCZYŃSKI; ZORENA; ŚLĘZAK, 2020). Usualmente, é quantificado pelo ângulo de projeção do joelho no plano frontal (REES; YOUNIS; MACRAE, 2019; WILLSON; DAVIS, 2008a), considerando uma linha da espinha ilíaca anterosuperior (EIAS) até o centro do joelho e outra do centro do joelho ao centro do tornozelo (REES; YOUNIS; MACRAE, 2019). Este ângulo pode ser mensurado durante a corrida ou testes funcionais variados incluindo agachamento ou salto, com apoio unipodal ou bipodal, através de uma análise bidimensional, tridimensional ou ainda por análise visual. Esses testes são simples, de baixo custo e fáceis de realizar em um ambiente clínico, sendo comumente

propostos para avaliar o status dos membros inferiores e tronco de uma maneira que seja relevante para o desempenho atlético.

2.3 Tronco e músculos do *core*

O *core* (conjunto de músculos localizado no centro do corpo, composto por abdominais, paravertebrais, diafragma, assoalho pélvico e musculatura do quadril), tem como principal função criar estabilidade para a produção de força e movimento nos segmentos distais (RIVERA, 2016), sendo a base para a transferência e dissipação de forças ao longo da cadeia cinética dos membros inferiores (WAITEMAN *et al.*, 2022) e para o controle eficiente dos movimentos corporais (RIVERA, 2016).

A ativação do *core* precede o movimento dinâmico e influencia na mecânica dos membros inferiores, sendo essencial para a produção e controle de força muscular e absorção de forças de impacto pelo membro inferior (CHAUDHARI *et al.*, 2020), especialmente durante tarefas atléticas, como chutar, arremessar ou correr. Durante a corrida, os músculos centrais estão ativamente envolvidos na rigidez do tronco e da região lombopélvica, o que ajuda a otimizar a forma de corrida e a sustentar as cadeias cinéticas das extremidades superiores e inferiores (BORGHUIS; HOF; LEMMINK, 2008).

A força do *core* é fundamental para o desempenho esportivo e deve ser considerado um componente importante para determinar a estabilidade do tronco (SHARROCK *et al.*, 2011). A fraqueza destes músculos pode causar padrões de movimento anormais, padrões de movimento compensatórios e lesões esportivas por uso excessivo (FREDERICSON; MOORE, 2005). A estabilidade do tronco é definida como a capacidade de controlar a posição do tronco em relação à pelve, de forma a manter o equilíbrio e uma postura estável (AKUTHOTA *et al.*, 2008; KIBLER; PRESS; SCIASCIA, 2006; LEETUN *et al.*, 2004). A estabilidade postural e central contribui para movimentos funcionais mais eficientes, específicos para determinados esportes. Nesse contexto, os exercícios de equilíbrio e estabilização do tronco têm sido frequentemente associados à melhoria do desempenho do atleta e/ou à diminuição da incidência de lesões. Programas de treinamento incorporando exercícios gerais e específicos do esporte que envolvem o uso dos músculos posturais e centrais mostraram uma melhora no equilíbrio corporal, na força muscular e na resistência (ZEMKOVÁ; ZAPLETALOVÁ, 2022).

A resistência do *core* pode ser definida como o potencial dos músculos centrais para evitar a fadiga durante atividades contínuas de baixa carga. O déficit de resistência desta musculatura tem sido associada a lesões nos membros inferiores e dores lombares em atletas de vários esportes (ABDELRAOUF; ABDEL-AZIEM, 2016; WILKERSON; COLSTON, 2015; WILKERSON; GILES; SEIBEL, 2012). Clinicamente, a resistência muscular do *core* pode ser medida de forma válida e confiável por meio de testes de prancha prona e lateral (DE BLAISER *et al.*, 2018; MCGILL; JUKER; KROPF, 1996). O teste da prancha lateral requer altos níveis de atividade muscular dos oblíquos externos, quadrado lombar e glúteo médio (EKSTROM; DONATELLI; CARP, 2007; MCGILL; JUKER; KROPF, 1996). Em corredores recreativos, tempos mais curtos de sustentação da prancha lateral foram significativamente correlacionados com o aumento do pico de rotação interna do quadril durante a corrida (Schmitz, 2014), que tem sido associado a lesões comuns, como a SDFP (NOEHREN *et al.*, 2012).

2.4 Fadiga muscular

A fadiga é um fenômeno multifatorial e complexo que afeta a forma como um indivíduo realiza uma atividade, sendo inerente aos esportes de resistência, como a corrida. É definida como a diminuição da capacidade de geração de força dos músculos desde o início do movimento, o que pode afetar negativamente o desempenho geral de um indivíduo (COOPER *et al.*, 2020). Foi sugerido que as lesões desportivas resultam de alterações nas interações entre estruturas musculoesqueléticas e sistemas neurofisiológicos que indicam a incapacidade de suportar as exigências do exercício (FONSECA *et al.*, 2020). Uma compreensão mais profunda das alterações relacionadas à fadiga em corredores é, portanto, essencial tanto para a otimização das cargas de treinamento como para a prevenção de lesões.

O controle do equilíbrio, que se refere à manutenção da postura ereta em relação às forças externas e às correspondentes mudanças na postura que facilitam o desempenho da tarefa, é impactado negativamente pela fadiga (CORBEIL *et al.*, 2003; HEIL; BÜSCH, 2023; MONJO; TERRIER; FORESTIER, 2015; SPRINGER; PINCIVERO, 2009; VERSCHUEREN *et al.*, 2020; VUILLERME; HINTZY, 2007; ZECH *et al.*, 2012). A estabilidade postural prejudicada é apontada como um fator de

risco para lesões nos membros inferiores, independentemente do histórico de lesões (MCGUINE *et al.*, 2000; TROPP; ODENRICK; GILLQUIST, 1985). Corredores comumente alcançam um estado de fadiga durante treinos e competições o que pode provocar alterações no equilíbrio e no desempenho da tarefa, que estão associadas ao risco de lesões (CLANSEY *et al.*, 2012; CORBEIL *et al.*, 2003; GRIBBLE *et al.*, 2004; HEIL; BÜSCH, 2023; HUYGAERTS *et al.*, 2020; LIN *et al.*, 2009; SCHÜTTE *et al.*, 2018; VERSCHUEREN *et al.*, 2020; ZECH *et al.*, 2012).

Surenkok *et al.* (2008) examinaram o efeito da fadiga muscular abdominal por meio de um protocolo isocinético e do acúmulo de ácido láctico no equilíbrio estático e dinâmico de indivíduos saudáveis, concluindo que a fadiga muscular teve um efeito negativo no equilíbrio estático e dinâmico dos sujeitos (SURENKOK *et al.*, 2008). Além disso, o efeito da fadiga do glúteo médio no desempenho neuromuscular da extremidade inferior foi avaliado e os resultados mostraram que a fadiga do glúteo médio causou uma redução significativa no equilíbrio estático e dinâmico de homens e mulheres e na qualidade do movimento (MCMULLEN *et al.*, 2011).

Em atletas, deficiências ou desequilíbrios nos músculos centrais podem aumentar a fadiga, diminuir a resistência e aumentar o risco de lesões (RIVERA, 2016). O controle de tronco insuficiente foi sugerido como um fator de risco em potencial para lesões do LCA durante o salto em atletas. A fadiga do *core* devido à baixa resistência muscular está relacionada ao controle do centro de gravidade corporal, tendo como mecanismos adaptativos excessivos picos de adução e rotação interna de quadril, os quais são mecanismos que induzem o surgimento das lesões fêmoropatelares (WILKERSON; COLSTON, 2015). Isso pode estar relacionado ao fato de que a baixa resistência muscular do *core* resulta na inibição da musculatura de quadril e joelho (DE BLAISER *et al.*, 2018).

Em condições laboratoriais, a avaliação da fadiga é normalmente realizada utilizando sistemas de captura de movimento 3D. Na prática clínica a identificação da fadiga baseia-se em escalas subjetivas de percepção da fadiga. Um dos protocolos mais comumente aplicados é a Escala de Esforço e Fadiga Percebida de Borg, onde um número menor representa um estado de não fadiga e um número maior representa um estado de exaustão (ASKARI; ESMAEILI, 2021; SCHERR *et al.*, 2013; TAIMELA; KANKAANPÄÄ; AIRAKSINEN, 1998).

2.5 Controle Postural Dinâmico

Na última década as avaliações clínicas têm ganhado peso a partir da observação da estabilidade estática e dinâmica em atletas (HUDSON, 2012). Testes funcionais têm sido utilizados para avaliar indivíduos com risco de lesões em membros inferiores e detectar padrões de movimento alterados como o VDJ (WYNDOW *et al.*, 2016). Os testes de salto são um dos testes de membros inferiores mais comumente usados na prática clínica e representam uma forma simples e acessível de avaliação do movimento. Podem ser utilizados para identificação de risco de lesões, testes de retorno ao esporte e medições pré-pós-intervenção.

Os testes funcionais que avaliam o controle dinâmico do tronco e membros inferiores requerem força, potência e estabilidade postural, assim, permitem a identificação de padrões de movimentos que podem se aproximar daqueles que ocorrem durante tarefas funcionais de alta demanda, como a corrida (GARRICK *et al.*, 2018), mostrando-se confiáveis para a identificação de assimetrias ou fraqueza (ROSS; LANGFORD; WHELAN, 2002) e úteis no cenário clínico por exigirem equipamento e tempo mínimos. Na prática de diversos esportes, um elemento importante é o salto. Neste contexto, testes de salto, agachamento e aterrissagem com uma perna podem com eficiência detectar diferenças na função sensório-motora (FRANSZ *et al.*, 2016) e a performance durante o teste pode estar relacionada a resistência da musculatura do *core* (BURNHAM *et al.*, 2016).

As aterrissagens unilaterais são componentes das tarefas atléticas, portanto, podem ser utilizados como uma simulação do movimento que ocorre no contexto esportivo, sendo capaz de gerar uma demanda para o controle dinâmico do tronco e membros inferiores semelhante ao que ocorre durante a corrida (MANIAR *et al.*, 2022). A corrida é caracterizada por uma sequência de saltos e aterrissagens, e a repetição deste movimento predispõe os atletas a lesões, seja por uso excessivo ou devido a alterações no movimento, sendo importante a análise do gesto esportivo. Geralmente, em testes funcionais utiliza-se a distância ou o desempenho como medidas de resultados, embora tecnologias avançadas, como sistemas tridimensionais de captura de movimento, plataformas de força, entre outros possam permitir medidas e análises mais detalhadas. As análises cinemáticas e cinéticas favorecem o entendimento da biomecânica do

movimento em pessoas saudáveis, com lesões ou que apresente disfunções do movimento.

2.5.1 Step Down Test

O *Step Down Test* (SDT) é o principal teste utilizado para avaliar o VDJ. Trata-se de um teste confiável (PARK; CYNN; CHOUNG, 2013) muito usado na prática clínica para avaliar a qualidade do movimento das extremidades inferiores, buscando-se identificar movimentos anormais do tronco, pelve e joelho durante descida de um degrau (MOSTAED; WERNER, 2018). Os ângulos de projeção do quadril, joelho e tornozelo são medidos durante a descida unilateral de um degrau de 20 cm de altura. A orientação é manter a postura em pé com apoio unipodal por 2 segundos e flexionar os joelhos lentamente por 2 segundos, fazendo contato suave com o solo com o calcanhar do pé contralateral e retornando à posição inicial (HOLLMAN *et al.*, 2009).

2.5.2 Single-Leg Drop-Landing

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). Trata-se de um teste validado, confiável e reproduzível para identificar um controle neuromuscular de membro inferior deficiente (REDLER *et al.*, 2016). 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. Os testes de aterrissagem impõem maior carga na articulação femoropatelar em comparação com as tarefas de caminhar e agachar, podendo ser mais eficaz em prever lesão relacionada a carga aplicada ao membro inferior (VAN ROSSOM *et al.*, 2018). Além disso, é possível avaliar o comportamento do membro inferior e identificar a presença ou ausência do VDJ durante a aterrissagem (BARRIOS *et al.*, 2016). Este teste já tem sido utilizado como preditor de lesão do LCA em mulheres (HEWETT *et al.*, 2005) e tem demonstrado que, em relação aos homens, estas tendem a aterrissar com uma amplitude maior de VDJ (RUSSELL *et al.*, 2006).

2.5.3 Single-Leg Hop for Distance

O *Single-Leg Hop for Distance* (SLHD) é um dos testes funcionais mais utilizados para membros inferiores (TRIGSTED; POST; BELL, 2017). Trata-se de um teste de salto unipodal amplamente adotado como ferramenta de avaliação do estado funcional, seja em indivíduos em fase de reabilitação, como forma de acompanhar a evolução e prever a possibilidade de retorno ao esporte, ou em indivíduos saudáveis (GREENBERGER; PATERNO, 1995). Consiste em ficar em pé em uma linha de partida designada em apoio unipodal com membro de apoio a ser testado e as mãos colocadas nos quadris. Uma fita métrica é colocada no chão, paralelamente à superfície preparada para o salto. Os participantes são orientados a realizar um salto para frente alcançando a maior distância possível e pousar no mesmo membro, mantendo uma posição estável por 2 segundos após a aterrissagem (WILCZYŃSKI *et al.*, 2022). Quando válido, a distância percorrida no salto é registrada em centímetros. Esse teste funcional demonstrou excelente confiabilidade (BANDY; RUSCHE; TEKULVE, 1994; BOLGLA; KESKULA, 1997).

2.6 Cinética

2.6.1. Dinamometria

A força muscular do membro inferior e do *core* é essencial para manter o alinhamento dinâmico do membro inferior. A força e a mecânica são normalmente medidas em conjunto, uma vez que os déficits de força estão comumente relacionados a cinemática articular anormal. A atividade desequilibrada e fraqueza dos músculos rotadores externos e abdutores do quadril como o glúteo médio e glúteo máximo pode indicar o aumento do VDJ (HARPUT *et al.*, 2020; HOLLMAN *et al.*, 2009). Em indivíduos saudáveis foi constatado que corredoras com boa força muscular de quadril apresentam uma tendência menor de lesão relacionada a corrida enquanto atletas com menor força deste grupo muscular apresentam uma tendência maior (RAMSKOV *et al.*, 2015).

Por exemplo, o déficit de força do quadril foi documentado em condições patológicas como a SDFP e SBIT (FREDERICSON *et al.*, 2000; PRINS; VAN DER WURFF, 2009; WARYASZ; MCDERMOTT, 2008). Corredores com lesão em membro

inferior demonstram abdutores do quadril e músculos rotadores externos significativamente mais fracos em comparação com indivíduos saudáveis (LEETUN *et al.*, 2004; NIEMUTH *et al.*, 2005). Especificamente para lesões no joelho, mulheres com SDFP demonstraram diminuição da força de abdução e rotação externa do quadril em até 26% e 36%, respectivamente (IRELAND *et al.*, 2003; SOUZA; POWERS, 2009), enquanto mulheres com SBIT demonstraram abdutores de quadril mais fracos em cerca de 20% em comparação com membros saudáveis e participantes do grupo controle (FREDERICSON *et al.*, 2000). Uma maior inclinação ipsilateral do tronco durante o agachamento unipodal tem sido relatada como uma estratégia para compensar a fraqueza dos abdutores do quadril em indivíduos com SDFP. Embora a inclinação ipsilateral do tronco possa reduzir a demanda dos abdutores do quadril, tal adaptação pode aumentar os momentos de valgo do joelho (POWERS, 2010).

Além disso, a fraqueza extensora do quadril é comumente relatada em indivíduos com distúrbios do joelho (HINMAN *et al.*, 2010; RATHLEFF *et al.*, 2014; SCATTONE SILVA *et al.*, 2016), o que poderia ser compensado com uma postura de tronco mais ereta durante atividades dinâmicas (POWERS, 2010). Todavia, o tronco ereto aumentaria a demanda no quadríceps e poderia ter implicações para diversas lesões no joelho, incluindo tendinopatia patelar, SDFP e distensão do LCA (resultante de forças de cisalhamento anteriores induzidas pelo quadríceps que atuam na articulação tibiofemoral) (POWERS, 2010).

Há vários métodos disponíveis para se mensurar a força muscular, como dinamômetros de tração, dinamometria de mão e dinamometria eletromecânica. Dentre eles, o dinamômetro isocinético, por exemplo, é o padrão ouro para medir a força muscular, porém, apresenta alto custo e requer grande espaço e considerável treinamento do usuário, limitando sua acessibilidade clínica. Já os dinamômetros portáteis são dispositivos convenientes e versáteis, sendo atualmente um dos métodos mais comuns de avaliação de força devido à sua simplicidade, confiabilidade e baixo risco de lesões (SCHLÜSSEL *et al.*, 2008). A confiabilidade dos testes de força com dinamômetros portáteis pode, no entanto, ser questionada, tendo em vista a desvantagem do avaliador segurar o dinamômetro durante o teste, o que poderia subestimar, em alguns casos, a força do músculo avaliado (NORRIS *et al.*, 2024). Nesse sentido, o uso de cintas para a fixação do dinamômetro é sugerido como forma de garantir a confiabilidade do teste, evitando, portanto, a interferência da força do avaliador (BOHANNON, 1999).

2.6.2. Forças de reação do solo

As forças de reação do solo (FRS) são forças de reação externas criadas em sentido oposto à força que o pé aplica ao solo (KIERNAN; NG; HAWKINS, 2023). O método mais comum de quantificar a carga durante a corrida ou aterrissagens tem sido avaliar as FRS. A quantificação precisa da FRS é feita com uma plataforma de força ou esteira instrumentada. A plataforma de força contém uma placa com sensores do tipo célula de carga, dispostos de modo que possibilite a mensuração dos três componentes da força e momento em diferentes direções (anteroposterior, mediolateral e superoinferior) (DUARTE; FREITAS, 2010).

O vetor vertical é majoritariamente responsável por potenciais riscos de lesões (DE OLIVEIRA SILVA *et al.*, 2015). Por exemplo, a cada batida do pé na fase de aterrissagem, um pico de FRS vertical de aproximadamente duas vezes o peso corporal do corredor é aplicado à perna (CROSSLEY *et al.*, 1999).

2.7 Cinemetria

A cinemática é uma área da biomecânica que possibilita o cálculo da posição, do deslocamento, da velocidade e da aceleração do corpo ou de seus segmentos, tendo como principal objetivo a descrição de como um corpo que se move (VERKERKE *et al.*, 1998). O “padrão ouro” atual para quantificar a cinemática durante o movimento é a análise de movimento tridimensional (3D) (NAKAGAWA *et al.*, 2014).

A cinemetria é realizada geralmente a partir da identificação de marcadores ativos ou passivos que identificam as partes do corpo, normalmente posicionados sobre uma estrutura óssea. A partir desses marcadores podem ser calculados os ângulos e sua amplitude durante uma determinada tarefa. Neste estudo, os ângulos articulares do membro inferior e pelve são analisados considerando o ponto de encontro entre as seguintes linhas: 1) ângulo de flexão do quadril: formado entre as linhas do aspecto lateral do acrômio e epicôndilo lateral até o trocânter maior do fêmur; 2) ângulo de flexão do joelho: formado entre as linhas do trocânter maior e maléolo lateral ao epicôndilo lateral; 3) ângulo de dorsiflexão do tornozelo: formado entre as linhas do epicôndilo lateral e 5º metatarso até o maléolo lateral; 4) ângulo de projeção do joelho no plano frontal: formado entre as linhas da EIAS e do ponto médio entre os maléolos até o ponto médio entre os

epicôndilos femorais; 5) ângulo de queda pélvica: formado entre uma linha que conecta ambas as EIAs até o ponto médio entre os epicôndilos femorais (PELEG *et al.*, 2023).

Alterações cinemáticas de determinados seguimentos revelados pela cinematria podem afetar o desempenho ou favorecer lesões. Um dos fatores conhecidos por alterar a biomecânica dos membros inferiores e influenciar o risco de lesão é a biomecânica do tronco. A avaliação da cinemática do tronco na prática clínica pode ajudar a identificar possíveis alvos para estratégias de reabilitação e prevenção de lesões em indivíduos com osteoartrite, SDFP ou reconstrução do LCA (WAITEMAN *et al.*, 2022). Indivíduos com SDFP demonstraram maior flexão do tronco durante tarefas de aterrissagem e maior inclinação ipsilateral do tronco durante o agachamento unipodal. Indivíduos com reconstrução do LCA também demonstraram maior flexão de tronco durante tarefas de aterrissagem. Esses achados mostram que alterações na biomecânica do tronco nos planos sagital e frontal estão presentes nas doenças mais comuns do joelho (WAITEMAN *et al.*, 2022).

Maas *et al.* (2018) descobriram que corredores em condições de fadiga após uma corrida exaustiva, apresentavam alterações cinemáticas no tronco, pelve, quadril e joelho (MAAS *et al.*, 2018). Koblbauer *et al.* encontraram um aumento na flexão do tronco e a eversão do tornozelo de corredores após fadiga induzida pela corrida (KOBLEBAUER *et al.*, 2014). Um estudo que investigou o efeito da fadiga na biomecânica da aterrissagem em atletas demonstrou que o alinhamento do tronco nos planos sagital e frontal e dos membros inferiores são alterados pela fadiga, aumentando potencialmente o risco de lesão do LCA durante uma tarefa de aterrissagem (LIEDERBACH *et al.*, 2014). Sipprell; Boden; Sheehan (2012) descobriram que atletas lesionados posicionaram seu centro de massa (COM) mais posterior do que atletas não lesionados no impacto inicial durante manobras de aterrissagem unipodal, indicando menor inclinação do tronco para frente em indivíduos lesionados (SIPPRELL; BODEN; SHEEHAN, 2012). Geiser; O'Connor; Earl (2010) avaliou o comportamento cinemático do joelho no plano frontal em indivíduos pré e pós da aplicação de um protocolo de fadiga dos abdutores de quadril, evidenciando um aumento do VDJ após a fadiga (GEISER; O'CONNOR; EARL, 2010).

Estudos prospectivos também identificaram a biomecânica do quadril como fator de risco tanto para SDFP quanto para SBIT, em termos de aumento do pico de adução do quadril durante a fase de apoio da corrida (NOEHREN; DAVIS; HAMILL,

2007; NOEHREN; HAMILL; DAVIS, 2013). Essas descobertas são complementadas por evidências de estudos transversais que relatam que indivíduos com SDFP e SBIT apresentam adução do quadril significativamente maior (FERBER *et al.*, 2010; WILLSON; DAVIS, 2008b) e maior rotação interna do quadril (NOEHREN *et al.*, 2014; SOUZA; POWERS, 2009) durante a corrida quando comparado com seus equivalentes assintomáticos. Um estudo prévio encontrou aumento no VDJ no movimento lateral do tronco na direção do membro de apoio durante uma aterrissagem unipodal pré-selecionada em indivíduos com lesão do LCA (DINGENEN *et al.*, 2015). Essas descobertas sugerem que o aumento da estabilidade central e do controle postural podem diminuir o risco de lesão do LCA, especialmente em atletas do sexo feminino. Além disso, numerosos estudos examinaram a relação entre lesões comuns de corrida e a pronação excessiva do pé e taxas excessivas de força de reação vertical do solo (AZEVEDO *et al.*, 2009; BREDEWEG *et al.*, 2013; DAVIS; BOWSER; MULLINEAUX, 2016; DUDLEY *et al.*, 2017; GRAU *et al.*, 2011; HAMILL *et al.*, 2008; MILNER *et al.*, 2006; NOEHREN; DAVIS; HAMILL, 2007).

2.8 Eletromiografia

A eletromiografia (EMG) refere-se ao registro de uma série de sinais elétricos gerados durante a contração muscular. Esses sinais, coletivamente chamados de sinal EMG, representam a medida dos potenciais de ação na membrana da fibra muscular resultantes de processos de despolarização e repolarização. Trata-se de uma ferramenta importante na análise clínica do movimento, que fornece informações relevantes sobre o tempo de ativação da musculatura envolvida no movimento, a intensidade de sua ativação, a duração de sua atividade e a variabilidade ciclo a ciclo (MARCHETTI; DUARTE, 2006). Existem dois tipos: EMG de superfície (sEMG) e EMG intramuscular, que são registrados por eletrodos não invasivos e eletrodos invasivos, respectivamente. A sEMG é preferencialmente usada para obter informações sobre o tempo ou intensidade da ativação muscular (CHOWDHURY *et al.*, 2013; FARINA; NEGRO, 2012; NAZMI *et al.*, 2016). Os eletrodos superficiais são aderidos à pele, constituindo uma superfície de detecção que capta a corrente na pele através da interface pele-eletrodo. São geralmente compostos por um sistema Ag-AgCL associado a um gel condutor e posicionados em relação ao ponto motor. (HERMENS *et al.*, 2000).

Na captação do sinal, a frequência de amostragem é um parâmetro crucial que determina a precisão da reprodução digital do sinal EMG analógico. É proposto que para a correta reconstrução digital do sinal EMG, deve-se utilizar uma frequência de amostragem de, no mínimo, o dobro de sua maior frequência. O sinal EMG de superfície pode ter frequências de cerca de 400 a 500 Hz (a frequência máxima é afetada por fatores como: o tipo de unidade motora e contração, tamanho do eletrodo e distância entre eletrodos e músculos, entre outros fatores). Portanto, considera-se como frequência de amostragem mínima para o sinal EMG superficial da ordem de 1000 Hz ou mais (HERMENS et al., 2000). Os amplificadores são utilizados em função da baixa amplitude do sinal EMG, aumentando para um nível que possa ser facilmente processado e analisado. O filtro é utilizado a fim de restaurar o sinal, atenuando contaminações indesejáveis como interferência, ruído e produtos de distorção. Existem filtros passa-baixa, passa-alta, passa-banda e rejeita-banda, cada um usado para atender a diferentes necessidades de filtragem. A escolha do filtro adequado depende do tipo de sinal e das características do ruído presente (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

A análise do sinal EMG pode ser feita no domínio do tempo ou da frequências. A análise no domínio do tempo indica o que está acontecendo em determinado instante e a amplitude de sua ocorrência. A amplitude é um indicador da magnitude da atividade muscular, produzida predominantemente por aumentos na atividade das unidades motoras e em sua taxa de disparo (ROBERTSON, 2004). O sinal EMG em função do tempo pode ser quantificado por diversas formas de processamento, entre elas o envoltório linear, retificação, *root mean square* (RMS) e integração (DE LUCA, 1997). A retificação consiste em remover os valores negativos do sinal bruto. O envoltório linear é um tipo de média móvel que indica a magnitude do sinal, com recomendação de frequências de corte entre 3 a 50 Hz (ROBERTSON, 2004). O processamento pelo RMS eleva a amplitude do sinal EMG ao quadrado. Por fim, o sinal EMG integrado (iEMG) é também utilizado para avaliar o nível de atividade e corresponde a área sobre a curva retificada.

Além disso, devido a variabilidade do sinal, tanto entre sujeitos como entre as tentativas, são utilizadas diferentes técnicas de normalização, dentre elas: (1) Contração Voluntária Máxima Isométrica; (2) Pico Máximo do Sinal EMG; (3) Valor Médio do Sinal EMG; (4) Valor Fixo do Sinal EMG (MARCHETTI; DUARTE, 2006). A normalização pelo pico é caracterizada pelo pico máximo do sinal EMG encontrado no

movimento ou ciclo do movimento (BURDEN; BARTLETT, 1999). A este atribui-se 100%, então, todo o sinal EMG é normalizado por esse valor. Após o processamento os sinais eletromiográficos podem ser analisados.

Uma vez que o valgo dinâmico ocorre mediante exacerbações nos ângulos normais dos membros inferiores, vistos especialmente no plano frontal, pode ser observado diferentes padrões de recrutamento muscular. Por exemplo, no estudo de Dinis *et al.*, (2021) o valgo dinâmico produziu uma atividade muscular mais elevada nos músculos adutor magno, bíceps femoral, vasto lateral e vasto medial no momento da fase excêntrica do agachamento (DINIS *et al.*, 2021). Além disso, foi apontado que o recrutamento dos glúteos pode modular a cinemática do quadril e consequentemente do joelho durante o agachamento, sendo observado o aumento da adução de quadril mediante a um recrutamento de glúteos diminuído e correlação entre o ângulo de adução do quadril, EMG do glúteo máximo e força de abdução do quadril (HOLLMAN *et al.*, 2009, 2013).

Em condições de fadiga muscular também poderia haver uma mudança na rigidez articular do membro inferior através do aumento da contração muscular ou da co-contratação de músculos antagonistas. Define-se co-contratação muscular como a solicitação concomitante de músculos agonistas e antagonistas atravessando uma articulação, sendo uma forma de regular a rigidez e melhorar a estabilização articular (MENGARELLI *et al.*, 2018), a eficiência do movimento (SOUISSI *et al.*, 2017), e estabilidade postural (SOUISSI *et al.*, 2018).

3. ARTIGO 1

Este artigo está submetido na revista *The Knee* cujo o fator de impacto é 2.3.

Os efeitos da fadiga muscular do *core* nos membros inferiores e tronco durante a aterrissagem unipodal: uma comparação entre corredoras recreativas com e sem valgo dinâmico

Gina Olívia Brigido da Costa Curi^a; Franciele Dias Costa^a; Victor de Souza Medeiros^a; Vinícius Dias Barbosa^a; Thiago Ribeiro Teles Santos^a; Valdeci Carlos Dionisio^a.

^aFaculdade de Educação Física e Fisioterapia, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia - MG, Brazil.

RESUMO

Introdução: A ineficiência no controle neuromuscular do tronco tem sido vinculada ao déficit no controle dinâmico dos membros inferiores, predispondo atletas de corrida a lesões. Este déficit pode ter maior impacto em corredores com valgo dinâmico de joelho.

Objetivo: Comparar o efeito da fadiga do *core* nos parâmetros cinéticos, cinemáticos e eletromiográficos dos membros inferiores e tronco durante a aterrissagem de um salto vertical entre corredoras com e sem valgo dinâmico do joelho. **Métodos:** Vinte e sete corredoras recreativas foram alocadas nos grupos valgo (n=14) e não valgo (n=13). As seguintes variáveis foram analisadas durante o teste: força de reação vertical do solo, ângulos articulares nos planos sagital e frontal e atividade eletromiográfica dos músculos tibial anterior, gastrocnêmio medial, vasto medial oblíquo, vasto lateral, bíceps femoral, semitendinoso, sóleo, glúteo médio e glúteo máximo. A integral da atividade eletromiográfica foi calculada em três fases: a primeira fase, 100 milissegundos antes do início do movimento; a segunda fase, do início do movimento ao pico de flexão do joelho; e a terceira fase, do pico de flexão ao final do movimento. **Resultados:** Após a fadiga, ambos os grupos apresentaram redução dos ângulos mínimo e máximo do joelho no plano frontal (maior valgo dinâmico do joelho) e maior atividade do glúteo médio na terceira fase. O grupo valgo apresentou maior excursão angular do quadril no plano sagital e maior deslocamento linear vertical do ombro comparado ao grupo não valgo. **Conclusão:** A fadiga do *core* pode impactar não apenas a musculatura local, mas também a articulação distal e os grupos apresentam estratégias diferentes para lidar com a demanda durante a aterrissagem.

Palavras-Chaves: testes funcionais; biomecânica; salto vertical; joelho valgo; atletas amadores; músculos do *core*.

3.1. INTRODUÇÃO

A corrida é uma modalidade esportiva e recreativa que apresenta popularidade a nível mundial (HULTEEN *et al.*, 2017; STAMATAKIS; CHAUDHURY, 2008). Embora seja altamente estimulada e traga benefícios à saúde e ao bem-estar (HESPANHOL JUNIOR *et al.*, 2015; OJA *et al.*, 2015), o índice de lesões relacionadas a corrida é elevado, especialmente em corredores novatos e recreativos (BORGHUIS; HOF; LEMMINK, 2008; VIDEBAEK *et al.*, 2015). As evidências indicam que tais lesões se desenvolvem a partir de múltiplos fatores de risco e, possivelmente, da interação entre eles, incluindo características biomecânicas (BERTELSEN *et al.*, 2017; BITTENCOURT *et al.*, 2016).

A fadiga muscular é um fenômeno multifatorial e complexo que afeta a forma como o indivíduo realiza uma tarefa (DAVIS; WALSH, 2010). Corredores comumente alcançam um estado de fadiga durante os treinos e competições, o que pode comprometer o controle postural dinâmico, o desempenho e a biomecânica da corrida, especialmente durante a fase de apoio (HEIL; BÜSCH, 2023; HUYGAERTS *et al.*, 2020; SCHÜTTE *et al.*, 2018; VERSCHUEREN *et al.*, 2020; ZECH *et al.*, 2012). A instabilidade do tronco e do quadril em condições de fadiga do *core* (conjunto de músculos localizado no centro do corpo, composto por abdominais, paravertebrais, diafragma, assoalho pélvico e musculatura do quadril) poderia afetar o alinhamento dos membros inferiores, predispondo ao valgo dinâmico do joelho (VDJ). Este padrão de movimento está associado a lesões relacionadas à corrida e é descrito como excessivos picos de adução e/ou rotação medial do quadril, abdução do joelho e pronação subtalar (ADEREM; LOUW, 2015; HAGEN *et al.*, 2023; KUNENE; RAMKLASS; TAUkobong, 2018; TAUNTON *et al.*, 2002). Corredoras do sexo feminino tendem a demonstrar menor estabilidade articular do quadril e joelho em comparação com os corredores do sexo masculino, apresentando maior tendência em reproduzir o VDJ excessivo durante a corrida, possivelmente devido as diferentes respostas neuromusculares de controle do quadril (MASTERS *et al.*, 2018).

Embora alguns estudos tenham investigado as alterações biomecânicas induzidas pelo estado de fadiga durante a corrida ou aterrissagem do salto, eles se concentraram em protocolos de fadiga induzida pela própria corrida, por saltos ou fadiga isolada dos abdutores de quadril (GEISER; O'CONNOR; EARL, 2010; KOBLBAUER

et al., 2014; LIEDERBACH *et al.*, 2014; MAAS *et al.*, 2018). Um estudo prévio mostrou que um protocolo de fadiga (composto por *step-ups* e saltos verticais) afetou o alinhamento dos membros inferiores e do tronco nos planos sagital e frontal durante a aterrissagem, aumentando potencialmente o risco de lesão do ligamento cruzado anterior (LIEDERBACH *et al.*, 2014). Outro estudo demonstrou que um protocolo de fadiga do músculo abdutor do quadril aumentou o VDJ durante múltiplas tarefas, como saltar e correr (GEISER; O'CONNOR; EARL, 2010). Embora esses estudos tenham investigado a fadiga e incluíram a cinemática do tronco, o impacto específico da fadiga muscular do *core* ainda não está claro. Apenas um estudo examinou os efeitos de um protocolo de fadiga concebido para reduzir a estabilidade do tronco na cinética do quadril e do joelho em corredores novatos saudáveis (CHAUDHARI *et al.*, 2020). Os achados deste estudo mostraram um aumento no pico do momento flexor do joelho, um mecanismo previamente associado ao aumento da pressão patelar contra os côndilos femorais. Portanto, a evidência atual apoia o argumento de que a estabilidade insuficiente do tronco em corredores pode ser um fator de risco para o desenvolvimento de lesões nos joelhos (GLOFCHESKIE; BROWN, 2017; MAAS *et al.*, 2018).

Além das variáveis cinéticas, os parâmetros cinemáticos e eletromiográficos poderiam aprofundar a compreensão dos efeitos da fadiga do *core* em corredores. Além disso, a fase de apoio da corrida está relacionada à maioria das lesões de membros inferiores (NORDIN; DUFEK, 2017) e pode ser simulada por meio de testes funcionais que avaliam o controle postural dinâmico (MANIAR *et al.*, 2022), como o *Single-Leg Drop-Landing* (SLDL). Uma investigação anterior mostrou que mulheres com VDJ apresentaram menor flexão do quadril e maior abdução do joelho durante a corrida e aterrissagem de um salto vertical em comparação ao grupo controle (BARRIOS *et al.*, 2016).

Este estudo teve como objetivo comparar o efeito da fadiga do *core* nos parâmetros cinéticos, cinemáticos e eletromiográficos dos membros inferiores e tronco durante a aterrissagem de um salto vertical entre corredoras com e sem VDJ. A hipótese era que corredores com e sem VDJ apresentariam diferenças nos parâmetros biomecânicos durante a aterrissagem, independente do estado de fadiga e que, uma vez fatigados, essas diferenças seriam acentuadas.

3.2 METODOLOGIA

3.2.1 Participantes

Vinte e sete corredoras participaram deste estudo experimental. As participantes foram recrutadas por meio de divulgação em telejornais, mídias sociais, folders impressos e em eventos de corrida. Os critérios de inclusão foram corredoras recreativas do sexo feminino, com idade entre 20 a 35 anos, que corriam até 25 km/semana (MUSGJERD *et al.*, 2021). Os critérios de exclusão foram lesão musculoesquelética nos últimos três meses; histórico de dor no joelho ou dor lombar; cirurgias antecedentes nos membros inferiores e tronco; cardiopatias; disfunções do sistema nervoso; índice de massa corporal $> 30 \text{ kg/m}^2$; e incapacidade de realizar ou sentir dor durante os procedimentos da pesquisa. Uma lesão foi definida como dor ou desconforto musculoesquelético resultando em redução ou restrição do volume de treinamento por sete dias ou três sessões de treinamento consecutivas, ou necessidade de assistência de profissional de saúde (YAMATO; SARAGIOTTO; LOPES, 2015). As participantes foram alocadas nos grupos valgo (GV: n=14) e não valgo (GNV: n=13) de acordo com o desempenho no *step-down test* (PARK; CYNN; CHOUNG, 2013). O tamanho amostral foi estimado a partir da análise de poder estatístico com os seguintes parâmetros: nível de significância de 0,05, poder estatístico de 95%, tamanho de efeito de 0,40 para a interação da análise de variância (ANOVA), considerando dois grupos (GV e GNV) e duas medidas (pré e pós fadiga). O cálculo foi realizado no software G*Power 3.1.2.9. e resultou em uma amostra mínima de 24 participantes (12 em cada grupo). Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (protocolo nº 52473121.2.0000.5152), e todas as participantes foram informadas sobre os procedimentos da pesquisa e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

3.2.2 Procedimentos

A coleta de dados foi dividida em dois dias de avaliação. No primeiro dia foram coletados os dados pessoais, antropométricos e informações relacionadas à corrida. Após isso, um aquecimento de 5 minutos foi feito em velocidade de corrida auto selecionada na esteira. Em seguida, foi testada a força dos músculos do *core* e do membro

inferior dominante, definido como o membro que a participante usaria para chutar uma bola (VAN MELICK *et al.*, 2017).

No segundo dia, as participantes foram inicialmente classificadas de acordo com a presença ou ausência de VDJ durante três repetições do *step down test*. Esse é um teste confiável (PARK; CYNN; CHOUNG, 2013) e utilizado na prática clínica para avaliar a qualidade do movimento dos membros inferiores durante a descida de um degrau (MOSTAED; WERNER, 2018). Nesse teste, as participantes foram orientadas a manter a postura em pé com apoio unipodal do membro dominante e flexionar os joelhos lentamente, fazendo contato suave do calcanhar do pé contralateral com o solo e retornar à posição inicial (HOLLMAN *et al.*, 2009). O ângulo de projeção do joelho no plano frontal no momento do pico da flexão do joelho foi analisado visualmente para classificação das corredoras (HARRIS-HAYES *et al.*, 2014). As participantes também realizaram o SLDL antes e após o protocolo de fadiga muscular do *core*. Durante esse teste, os ângulos articulares foram sincronizados com o pico da força de reação vertical do solo (vFRS) e a atividade eletromiográfica. O deslocamento linear do ombro nas coordenadas anteroposterior, mediolateral e vertical também foi analisado.

3.2.3 Força isométrica máxima

A força dos músculos flexores, extensores e flexores laterais do tronco; extensores, abdutores, adutores e rotadores laterais do quadril; flexores e extensores do joelho e flexores plantares e dorsiflexores do tornozelo foi testada com um dinamômetro portátil (Lafayette Manual Muscle Testing System) seguindo procedimentos descritos em estudos prévios (Material Suplementar, Tabela S1) (BAZETT-JONES; TYLINKSI; STROMQUIST, 2017; DE BLAISER *et al.*, 2018; KATOH; YAMASAKI, 2009; NEWMAN; POLLOCK; HUNT, 2012). Uma cinta não elástica foi utilizada para estabilizar a pelve e outra cinta não elástica fixou o dinamômetro contra o segmento corporal. As duas cintas foram utilizadas para todos os músculos testados, exceto para os músculos do tronco, nos quais o dinamômetro foi fixado pelo avaliador. As participantes realizaram três contrações isométricas máximas por 3 segundos cada, com 60 segundos de descanso entre as tentativas. O comando padronizado adotado pelo avaliador foi “vá - empurre-empurre-empurre e relaxe” (THORBORG *et al.*, 2010). Caso o avaliador observasse alguma compensação, o teste era invalidado e repetido. A média de três

medidas foi considerada para análise (Material Suplementar, Figura S1). Além disso, o comprimento dos segmentos do corpo foi medido da seguinte forma para calcular o torque: coxa (trocâter maior até o epicôndilo lateral), perna (epicôndilo medial até o maléolo medial), pé (cabeça do 5º metatarso até a extremidade inferior do maléolo lateral), tronco anterior (espinhas ilíacas anterosuperiores até centro do esterno), tronco posterior (espinhas ilíacas pósterio-superiores até T4) e tronco lateral (crista ilíaca até linha axilar).

3.2.4 Single-leg drop landing

O SLDL é um teste validado, confiável e reprodutível para avaliação do controle neuromuscular dos membros inferiores (BYRNE; LODGE; WALLACE, 2021). As participantes foram instruídas a dar um passo à frente com o membro inferior dominante, e pousar unilateralmente na plataforma de força, estabilizar o mais rápido possível e, posteriormente, se equilibrar por 15 segundos com as mãos nos quadris, minimizando todos os outros movimentos e mantendo os olhos fixos em um alvo visual na parede. Uma tentativa de prática foi realizada antes do teste propriamente dito. As participantes realizaram três tentativas, com intervalo de 5 segundos entre elas. As tentativas foram classificadas como malsucedidas se a participante (1) não concluisse a tentativa conforme as instruções, (2) perdesse o equilíbrio durante qualquer parte do teste ou (3) não conseguisse manter a postura final no tempo estimado. Os três primeiros testes aceitáveis foram registrados e utilizados na análise dos dados. O teste foi realizado descalço para evitar a influência do tênis de corrida na biomecânica dos membros inferiores (Material Suplementar, Figura S2).

Os parâmetros cinemáticos, cinéticos e eletromiográficos foram registrados durante o SLDL. A análise cinemática foi realizada utilizando um sistema de captura de movimento com dez câmeras infravermelho (*OptiTrack FLEX V100R2, Natural Point, Corvallis, Oregon*) dispostas de forma a capturar a trajetória tridimensional em uma frequência de amostragem de 100 Hz. Foram fixados marcadores nos seguintes pontos anatômicos: aspecto lateral do acrômio direito e esquerdo, espinha ilíaca ântero-superior direita e esquerda, trocâter maior do fêmur, epicôndilo medial e lateral do fêmur, maléolo medial e lateral, e quinta articulação metatarsofalangeana. No plano sagital foram avaliados os ângulos de flexão do quadril e joelho e de dorsiflexão do tornozelo. No plano

frontal foram avaliados a queda da pelve e o VDJ. Além disso, uma plataforma de força (BIOMECH 410 - EMG System Brazil software - versão 2013) foi posicionada em frente ao ponto de partida do salto e sincronizada com o eletromiógrafo para capturar a vGRF.

A atividade eletromiográfica foi registrada por meio de eletrodos de superfície colocados nos músculos: tibial anterior (TA), gastrocnêmio medial (GM), vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), semitendinoso (ST), sóleo (SO) glúteo médio (GMED) e glúteo máximo (GMAX), de acordo com as recomendações do *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (SENIAM) (HERMENS *et al.*, 2000). Previamente a colocação dos eletrodos, a pele foi tricotomizada e higienizada com álcool 70%. Um condicionador de sinais (EMG System Brazil Ltda®) de 12 canais com filtro analógico (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.

3.2.5 Fadiga muscular do core

As participantes foram instruídas a completar o protocolo de fadiga muscular do *core* conforme relatado anteriormente em outro estudo (CHAUDHARI *et al.*, 2020). O protocolo consistiu em três exercícios isométricos e três dinâmicos realizados consecutivamente, com mínimo ou nenhum descanso entre eles, até a exaustão voluntária. Foi dado encorajamento verbal durante todos os exercícios. Nos exercícios dinâmicos cada repetição teve duração de 2 segundos, e o ritmo foi assegurado com a utilização de um metrônomo de 60 batimentos por minuto. Os critérios para interromper o protocolo foram: 1) incapacidade de realizar os exercícios de forma adequada; e 2) incapacidade de realizar cada repetição dos exercícios dinâmicos em dois segundos.

Os exercícios isométricos foram: prancha lateral, prancha tradicional, e extensão lombar. Os exercícios dinâmicos foram: flexões laterais de tronco, extensão lombar e abdominais (Material Suplementar, Figura S3). Para verificar o estado de fadiga ao final do protocolo foi aplicada a escala de percepção de esforço de Borg de 15 pontos (classificação 6-20) (ASKARI; ESMAEILI, 2021). O ponto seis representava a ausência de fadiga e o ponto 17 a 20 indicava falha na execução dos exercícios. As participantes que indicaram o número igual ou superior a 17 concluíram o protocolo e estavam aptas

para a reavaliação. Caso relatassem uma pontuação inferior, as participantes repetiram o ciclo de exercícios até atingir a pontuação esperada.

3.2.6 Processamento de dados

O torque (Nm) foi calculado multiplicando a força (N) pelo comprimento do segmento corporal (m) e normalizando pela massa corporal (kg) (MENDONÇA *et al.*, 2022).

Os dados cinemáticos, cinéticos e eletromiográficos foram sincronizados e analisados em um ambiente MATLAB (Mathworks, versão 2015a). O deslocamento dos marcadores foi filtrado a 5 Hz e posteriormente utilizado para o cálculo dos ângulos articulares. No plano sagital foram calculados os ângulos do quadril (com os marcadores sobre o trocânter maior do fêmur, aspecto lateral do acrômio e epicôndilo lateral do fêmur), joelho (com os marcadores sobre o epicôndilo lateral do fêmur, trocânter maior do fêmur e maléolo lateral) e tornozelo (com os marcadores sobre o maléolo lateral, epicôndilo lateral do fêmur e quinta articulação metatarsofalangeana). No plano frontal, foram calculados os ângulos do quadril (com os marcadores sobre as espinhas ilíacas ântero- superiores e a distância média entre os epicôndilos femorais medial e lateral) e joelho (com os marcadores sobre a espinha ilíaca ântero-superior no membro inferior dominante, distância média entre os epicôndilos femorais medial e lateral e a distância média entre os maléolos medial e lateral) (PELEG *et al.*, 2023). Foram extraídos desses ângulos os valores mínimos, máximos e a excursão angular. Os valores positivos no plano sagital indicam flexão do quadril, extensão do joelho e flexão plantar do tornozelo. Os valores positivos no plano frontal indicam adução do quadril e varo do joelho. O deslocamento linear do ombro (marcador sobre o aspecto lateral do acrômio) ipsilateral ao membro inferior dominante foi extraído nas coordenadas anteroposterior, mediolateral e superoinferior. A diferença entre os valores máximo e mínimo desse deslocamento, ou seja, a excursão do marcador foi calculada e os valores positivos indicam deslocamento anterior, vertical inferior e mediolateral na direção do membro inferior de apoio.

Os dados eletromiográficos foram retificados, filtrados e normalizados pelo pico de atividade para cada músculo. Em seguida, a integral da atividade eletromiográfica (iEMG) foi calculada em três fases do movimento com base na vGRF e no deslocamento do joelho. A primeira fase (F1) corresponde ao intervalo entre os primeiros 100ms da

atividade muscular antes do início do movimento até o início do movimento (toque na plataforma de força). A segunda fase (F2), corresponde ao intervalo entre o início do movimento até pico de flexão do joelho. A terceira fase (F3), corresponde ao intervalo entre o pico de flexão do joelho e o final do movimento.

3.2.7 Análise estatística

Os dados descritivos foram apresentados em média e desvio padrão. A normalidade dos dados foi testada pelo teste de Shapiro-Wilk, que indicou distribuição normal dos dados. O teste t independente foi utilizado para comparar os dados demográficos, antropométricos e a força muscular entre os grupos. O tamanho do efeito d de Cohen foi calculado e interpretado como 0,2 para pequeno, 0,5 para médio e 0,8 para grande (COHEN, 1988). A análise de variância de delineamento misto (ANOVA) foi utilizada para verificar o efeito grupo (GV e GNV), o efeito tempo (pré e pós fadiga) e a interação grupo*tempo nas variáveis dependentes. O teste post hoc de Tukey foi realizado para identificar diferenças entre pares quando o efeito da interação foi significativo. O eta-square (η^2) foi calculado para o tamanho do efeito da ANOVA e interpretado como pequeno ($\eta^2 = 0,01$), médio ($\eta^2 = 0,06$) e grande ($\eta^2 = 0,14$) (LAKENS, 2013). Todas as análises consideraram nível de significância de 0,05 e foram realizadas no JASP (Versão 0.17.1.0).

3.3. RESULTADOS

Não houve diferença entre os grupos quanto aos dados antropométricos, características de corrida e torque muscular (Tabela 1). A ANOVA mostrou efeito significativo do tempo na iEMG do GMED na terceira fase. A atividade deste músculo aumentou após a fadiga ($\eta^2=0,043$). Não houve outras diferenças nos parâmetros iEMG (Tabela 2; Fig. 1).

A ANOVA revelou ainda efeito significativo do tempo nos ângulos mínimo ($\eta^2=0,010$) e máximo ($\eta^2=0,010$) do joelho no plano frontal (Tabela 3). Após a fadiga, houve redução nestes ângulos. Também foi encontrado efeito significativo do grupo na excursão do quadril no plano sagital ($\eta^2=0,160$). O GV apresentou maior excursão angular do quadril no plano sagital que no GNV. Além disso, a ANOVA mostrou efeito

significativo do grupo no deslocamento vertical do ombro ($\eta^2=0,091$). O GV apresentou um deslocamento vertical significativamente maior durante a aterrissagem comparado ao GNV (Tabela 4; Figura 2). Não houve diferença estatística para as demais variáveis cinemáticas. A vFRS também não apresentou efeito significativo do grupo, do tempo interação grupo*tempo (Material Suplementar, Tabela S2).

3.4. DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar os parâmetros cinéticos, cinemáticos e eletromiográficos dos membros inferiores e tronco durante a aterrissagem de um salto vertical antes e após a execução de um protocolo de fadiga do *core* e comparar essas medidas entre os grupos de corredoras com e sem VDJ. Os resultados mostraram que os grupos lidaram de forma semelhante com a fadiga do *core*, aumentando o VDJ e a ativação do GMED após a fadiga. Independentemente dos efeitos do protocolo de fadiga, os grupos eram diferentes. O GV apresentou maior flexão do quadril e deslocamento vertical do ombro que o GVN. Esses achados confirmam parcialmente nossa hipótese.

A fadiga do *core* produziu uma alteração na atividade muscular do GMED para ambos os grupos. As participantes precisaram recrutar mais unidades motoras para realizar a tarefa durante a terceira fase, o que sugere fadiga muscular dos abdutores do quadril. Esta alteração poderia explicar a diferença nos ângulos mínimo e máximo do joelho no plano frontal, decorrente de um atraso na ativação do GMED conforme sugerido por Patrek *et al.* (2011). No entanto, esses autores não observaram diferenças no pico de ativação ou sinal integrado durante os testes de aterrissagem (PATREK *et al.*, 2011). A fadiga dos abdutores do quadril, possivelmente, justifica o aumento do VDJ após a intervenção, uma vez que o exercício de prancha lateral requer altos níveis de atividade muscular dos oblíquos externos, quadrado lombar e glúteo médio (EKSTROM; DONATELLI; CARP, 2007; MCGILL; JUKER; KROPF, 1996). Além disso, também foi relatado que a fadiga de abdutores altera a cinemática e cinética dos membros inferiores em mulheres recreativamente ativas durante as tarefas de corte, salto e corrida, aumentando o VDJ (GEISER; O'CONNOR; EARL, 2010). Assim, o *core* também parece ter um papel importante para prevenção de lesões e controle neuromuscular. Uma relação moderada foi identificada entre a resistência do *core* e o VDJ (SCHMITZ *et al.*, 2014). Nossos achados estão alinhados com aqueles que sugerem que a diferença no ângulo do joelho no plano frontal entre os grupos não pode ser atribuída à fraqueza muscular do

quadril, mas ao déficit no controle postural dinâmico e à baixa resistência muscular do *core*, embora a relação entre força e VDJ não tenha sido analisada no presente estudo.

Também encontramos maior excursão do quadril no plano sagital e maior deslocamento vertical do ombro durante a aterrissagem no GV, mas ausência de diferença significativa na vFRS entre os grupos. Esta estratégia adotada permite menor impacto articular, uma vez que maiores deslocamentos angulares das articulações dos membros inferiores pode aumentar a capacidade de absorção durante a aterrissagem (HEWETT *et al.*, 2010). Durante tarefas unilaterais dinâmicas, o padrão de movimento que é relatado como relacionado ao aumento de risco de lesão no joelho inclui, além do aumento VDJ, a diminuição dos ângulos de flexão do quadril e do joelho (HEWETT *et al.*, 2010; KAEDING; LÉGER-ST-JEAN; MAGNUSSEN, 2017; LIEDERBACH *et al.*, 2014; MYER; FORD; HEWETT, 2005). Os achados deste estudo vão contra ao que foi observado anteriormente em mulheres com VDJ, as quais apresentaram menor flexão do quadril e maior abdução e rotação externa do joelho durante a aterrissagem (BARRIOS *et al.*, 2016). Ao aterrissarem com uma postura ereta, com menor grau de flexão do quadril e joelho, há menor capacidade de absorver adequadamente o impacto (HEWETT *et al.*, 2010; KAEDING; LÉGER-ST-JEAN; MAGNUSSEN, 2017; MYER; FORD; HEWETT, 2005). A diferença nos achados pode ser explicada pelo método de classificação do valgismo, que diferiu entre os estudos. Neste estudo a alocação das participantes nos respectivos grupos, valgo e não valgo, foi feita por meio do desempenho no *step down test*. Barrios *et al.*, (2016) avaliaram o valgo estrutural. Portanto, as amostras podem ser diferentes já que a presença do valgo em postura estática não revela, necessariamente, a presença do valgo dinâmico e vice-versa.

Os achados deste estudo foram limitados pela escolha do protocolo de fadiga e do teste funcional. O protocolo de fadiga foi baseado em estudos prévios e permitiu direcionar músculos específicos à fadiga, buscando assim o efeito apenas da fadiga do *core*. No entanto, as semelhanças entre o impacto da fadiga do *core* e a fadiga induzida pela corrida exaustiva são desconhecidas. Além disso, apesar do SLDL ser um teste clinicamente valioso, não há consenso na literatura sobre a capacidade dos testes funcionais em identificar alterações nos padrões de corrida, como aquelas resultantes da fadiga. Outra limitação é que os resultados não podem ser generalizados para corredores lesionados, de outros níveis funcionais ou do sexo masculino. Além disso, as variáveis

cinéticas e cinemáticas, como momentos articulares e os ângulos articulares no plano transversal não foram medidas devido a limitações técnicas.

3.5. CONCLUSÃO

A fadiga do *core* resultou em aumento da atividade do GMED e mudanças na cinemática do joelho durante o SLDL. Estes resultados sugerem que a fadiga do *core* pode impactar não apenas o músculo local, mas também uma articulação distal. Além disso, o GV apresentou maior excursão do quadril no plano sagital e maior deslocamento linear vertical do ombro em comparação ao GVN. Estas descobertas indicam que os grupos adotam estratégias distintas para lidar com a demanda durante a aterrissagem.

3.6. REFERÊNCIAS

ADEREM, J.; LOUW, Q. A. Biomechanical risk factors associated with iliotibial band syndrome in runners: A systematic review. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 16, n. 1, p. 7–9, 2015. DOI: 10.1186/s12891-015-0808-7.

ASKARI, Z.; ESMAEILI, H. Effect of trunk muscles fatigue on plantar pressure distribution in novice runners. **Journal of Biomechanics**, v. 122, p. 110487, 2021. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2021.110487.

BARRIOS, J. A.; HEITKAMP, C. A.; SMITH, B. P.; STURGEON, M. M.; SUCKOW, D. W.; SUTTON, C. R. Three-dimensional hip and knee kinematics during walking, running, and single-limb drop landing in females with and without genu valgum. **Clinical Biomechanics**, v. 31, p. 7–11, 2016. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2015.10.008.

BAZETT-JONES, D. M.; TYLINKSI, T.; STROMQUIST, A. Peak hip muscle torque measurements are influenced by sagittal plane hip position. **International Journal of Sports Physical Therapy**, v. 12, n. 4, p. 535–542, 2017.

BERTELSEN, M. L.; HULME, A.; PETERSEN, J.; BRUND, R. K.; SØRENSEN, H.; FINCH, C. F.; PARNER, E. T.; NIELSEN, R. O. A framework for the etiology of running-related injuries. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 27, n. 11, p. 1170–1180, 2017. DOI: 10.1111/sms.12883.

BITTENCOURT, N. F. N.; MEEUWISSE, W. H.; MENDONÇA, L. D.; NETTEL-AGUIRRE, A.; OCARINO, J. M.; FONSECA, S. T. Complex systems approach for sports injuries: Moving from risk factor identification to injury pattern recognition - Narrative review and new concept. **British Journal of Sports Medicine**, v. 50, n. 21, p. 1309–1314, 2016. DOI: 10.1136/bjsports-2015-095850.

BORGHUIS, J.; HOF, A. L.; LEMMINK, K. A. P. M. The importance of sensory-motor control in providing core stability: Implications for measurement and training. **Sports Medicine**, v. 38, n. 11, p. 893–916, 2008. DOI: 10.2165/00007256-200838110-00002.

BYRNE, A.; LODGE, C.; WALLACE, J. Test–Retest Reliability of Single-Leg Time to Stabilization following a Drop-Landing Task in Healthy Individuals. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 30, n. 8, p. 1242–1245, 2021. DOI: 10.1123/jsr.2020-0139.

CHAUDHARI, A. M. W.; VAN HORN, M. R.; MONFORT, S. M.; PAN,

X.; OÑATE, J. A.; BEST, T. M. Reducing core stability influences lower extremity biomechanics in novice runners. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 52, n. 6, p. 1347–1353, 2020. DOI: 10.1249/MSS.0000000000002254.

COHEN, J. Statistical power analysis for the behavioral sciences. 1988.

DAVIS, M.; WALSH, D. Mechanisms of fatigue. **Journal of Supportive Oncology**, v. 8, n. 4, p. 164–174, 2010.

DE BLAISER, C.; DE RIDDER, R.; WILLEMS, T.; DANNEELS, L.; ROOSEN, P. Reliability and validity of trunk flexor and trunk extensor strength measurements using handheld dynamometry in a healthy athletic population. **Physical Therapy in Sport**, v. 34, p. 180–186, 2018. DOI: 10.1016/j.ptsp.2018.10.005.

EKSTROM, R. A.; DONATELLI, R. A.; CARP, K. C. Electromyographic analysis of core trunk, hip, and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 37, n. 12, p. 754–762, 2007. DOI: 10.2519/jospt.2007.2471.

FERBER, R.; DAVIS, I. M.; III, D. S. W. Gender differences in lower extremity mechanics during running. **Clinical Biomechanics**, v. 18, p. 350–357, 2003. DOI: 10.1016/s0268-0033(03)00025-1.

GEISER, C. F.; O’CONNOR, K. M.; EARL, J. E. Effects of isolated hip abductor fatigue on frontal plane knee mechanics. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 42, n. 3, p. 535–545, 2010. DOI: 10.1249/MSS.0b013e3181b7b227.

GLOFCHESKIE, G. O.; BROWN, S. H. M. Athletic background is related to superior trunk proprioceptive ability, postural control, and neuromuscular responses to sudden perturbations. **Human Movement Science**, v. 52, n. December 2015, p. 74–83, 2017. DOI: 10.1016/j.humov.2017.01.009.

HAGEN, M.; VANMECHELEN, A.; CLOET, E.; SELICAERTS, J. A. N.; VAN WELDEN, K.; VERSTRAETE, J.; CATELLI, D. S.; VERSCHUEREN, S.; VANRENTERGHEM, J. O. S. Increasing step frequency reduces patellofemoral joint stress and patellar tendon force impulse more at low running speed. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 55, n. 9, p. 1555–1563, 2023. DOI: 10.1249/MSS.00000000000003194.

HARRIS-HAYES, M.; STEGER-MAY, K.; KOH, C.; ROYER, N. K.; GRACI, V.; SALSICH, G. B. Classification of lower extremity movement patterns based on visual assessment: Reliability and correlation with 2-dimensional video analysis.

Journal of Athletic Training, v. 49, n. 3, p. 304–310, 2014. DOI: 10.4085/1062-6050-49.2.21.

HEIL, J.; BÜSCH, D. Dynamic postural control and physical stress: an approach to determining injury risk in real sporting conditions. **German Journal of Exercise and Sport Research**, v. 53, n. 2, p. 196–205, 2023. DOI:10.1007/s12662-022-00833-y.

HERMENS, H. J.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C.; RAU, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, p. 361–374, 2000. DOI: 10.1016/s1050-6411(00)00027-4.

HESPAHOL JUNIOR, L. C.; PILLAY, J. D.; VAN MECHELEN, W.; VERHAGEN, E. Meta-analyses of the effects of habitual running on indices of health in physically inactive adults. **Sports Medicine**, v. 45, n. 10, p. 1455–1468, 2015. DOI: 10.1007/s40279-015-0359-y.

HEWETT, T. E.; FORD, K. R.; HOOGENBOOM, B. J.; MYER, G. D. Understanding and preventing acl injuries: current biomechanical and epidemiologic considerations: Update 2010. **North American journal of sports physical therapy**, v. 5, n. 4, p. 234–51, 2010.

HOLLMAN, J. H.; GINOS, B. E.; KOZUCHOWSKI, J.; VAUGHN, A. S.; KRAUSE, D. A.; YODAS, J. W. Relationships between knee valgus , hip-muscle strength , and hip-muscle recruitment during a single-limb Step-Down. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 18, p. 104–117, 2009. DOI: 10.1123/jsr.18.1.104.

HULTEEN, R. M.; SMITH, J. J.; MORGAN, P. J.; BARNETT, L. M.; HALLAL, P. C.; COLYVAS, K.; LUBANS, D. R. Global participation in sport and leisure-time physical activities: A systematic review and meta-analysis. **Preventive Medicine**, v. 95, p. 14–25, 2017. DOI: 10.1016/j.ypmed.2016.11.027.

HUYGAERTS, S.; COS, F.; COHEN, D. D.; CALLEJA-GONZÁLEZ, J.; GUITART, M.; BLAZEVIČ, A. J.; ALCARAZ, P. E. Mechanisms of hamstring strain injury: Interactions between fatigue, muscle activation and function. **Sports**, v. 8, n. 5, p. 1–15, 2020. DOI: 10.3390/sports8050065.

KAEDING, C. C.; LÉGER-ST-JEAN, B.; MAGNUSSEN, R. A. Epidemiology and diagnosis of anterior cruciate ligament injuries. **Clinics in Sports Medicine**, v. 36, n. 1, p. 1–8, 2017. DOI: 10.1016/j.csm.2016.08.001.

KATOH, M.; YAMASAKI, H. Comparison of reliability of isometric leg muscle strength measurements using a HHD with and without a restraining belt. **The Journal of Physical Therapy Science**, v. 21, p. 37–42, 2009. DOI:10.1589/jpts.21.37.

KOBLBAUER, I. F.; VAN SCHOOTEN, K. S.; VERHAGEN, E. A.; VAN DIEËN, J. H. 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, 2014. DOI: 10.1016/j.jsams.2013.05.013.

KUNENE, S. H.; RAMKLASS, S.; TAUROBONG, N. P. Anterior knee pain and its intrinsic risk factors among runners in under-resourced communities in Ekurhuleni, Gauteng. **South African Journal of Physiotherapy**, v. 74, n. 1, p. 1–7, 2018. DOI: 10.4102/sajp.v74i1.452.

LAKENS, D. Calculating and reporting effect sizes to facilitate cumulative science: A practical primer for t-tests and ANOVAs. **Frontiers in Psychology**, v. 4, n. NOV, p. 1–12, 2013. DOI: 10.3389/fpsyg.2013.00863.

LEPHART, S. M.; FERRIS, C. M.; RIEMANN, B. L.; MYERS, J. B.; FU, F. H. Gender differences in strength and lower extremity kinematics during landing. **Clinical Orthopaedics And Related Research**, n. 401, p. 162–169, 2002. DOI: 10.1097/00003086-200208000-00019.

LIEDERBACH, M.; KREMENIC, I. J.; ORISHIMO, K. F.; PAPPAS, E.; HAGINS, M. Comparison of landing biomechanics between male and female dancers and athletes, part 2: Influence of fatigue and implications for anterior cruciate ligament injury. **American Journal of Sports Medicine**, v. 42, n. 5, p. 1089–1095, 2014. DOI: 10.1177/0363546514524525.

MAAS, E.; DE BIE, J.; VANFLETEREN, R.; HOOGKAMER, W.; VANWANSEEELE, B. Novice runners show greater changes in kinematics with fatigue compared with competitive runners. **Sports Biomechanics**, v. 17, n. 3, p. 350–360, 2018. DOI: 10.1080/14763141.2017.1347193.

MANIAR, N.; SCHACHE, A. G.; PIZZOLATO, C.; OPAR, D. A. Muscle function during single leg landing. **Scientific Reports**, v. 12, n. 1, p. 1–14, 2022. DOI: 10.1038/s41598-022-15024-w.

MASTERS, A.; NETTO, K. J.; BROOKER, S.; HOPPER, D.; LIEW, B.; SCIENCE, E.; SCIENCES, R.; KINGDOM, U.; IRELAND, N.; SCIENCES, R. Hip Taping Positively Alters Running Kinematics in Asymptomatic Females. **International**

Journal of Sports Medicine, v. 39, n. 14, p. 1068-1074 2018. DOI: 10.1055/a-0741-7075.

MCGILL, S.; JUKER, D.; KROPP, P. Quantitative intramuscular myoelectric activity of quadratus lumborum during a wide variety of tasks. **Clinical Biomechanics**, v. 11, n. 3, p. 170–172, 1996. DOI: 10.1016/0268-0033(95)00056-9.

MENDONÇA, L. D. M.; BITTENCOURT, N. F. N.; FREIRE, R. L.; CAMPOS, V. C.; FERREIRA, T. V.; SILVA, P. L. Hip external rotation isometric torque for soccer, basketball, and volleyball athletes: normative data and asymmetry index. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 26, n. 1, p. 0–5, 2022. DOI: 10.1016/j.bjpt.2022.100391.

MOSTAED, M. F.; WERNER, D. M. 2d and 3d kinematics during lateral step-down testing in individuals with anterior cruciate ligament reconstruction. **The International Journal of Sports Physical Therapy**, v. 13, n. 1, p. 77–85, 2018. DOI:10.26603/ijsppt20180077.

MUSGJERD, T.; ANASON, J.; RUTHERFORD, D.; KERNOZEK, T. W. Effect of increasing running cadence on peak impact force in an outdoor environment. **International Journal of Sports Physical Therapy**, v. 16, n. 4, p. 1076–1083, 2021. DOI: 10.26603/001c.25166.

MYER, G. D.; FORD, K. R.; HEWETT, T. E. The effects of gender on quadriceps muscle activation strategies during a maneuver that mimics a high ACL injury risk position. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 15, n. 2, p. 181–189, 2005. DOI: 10.1016/j.jelekin.2004.08.006.

NEWMAN, B. L.; POLLOCK, C. L.; HUNT, M. A. Reliability of measurement of maximal isometric lateral trunk-flexion strength in athletes using handheld dynamometry. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. Technical, n. 6, p. 1–5, 2012. DOI: 10.1123/jsr.2012.TR6.

NORDIN, A. D.; DUFEK, J. S. Lower extremity variability changes with drop-landing height manipulations. **Research in Sports Medicine**, v. 25, n. 2, p. 144–155, 2017. DOI: 10.1080/15438627.2017.1282353.

OJA, P.; TITZE, S.; KOKKO, S.; KUJALA, U. M.; HEINONEN, A.; KELLY, P.; KOSKI, P.; FOSTER, C. Health benefits of different sport disciplines for adults: Systematic review of observational and intervention studies with meta-analysis. **British Journal of Sports Medicine**, v. 49, n. 7, p. 434–440, 2015. DOI:

10.1136/bjsports-2014-093885.

PARK, K.; CYNN, H.-S.; CHOUNG, S.-D. Musculoskeletal predictors of movement quality for the forward Step-down Test in asymptomatic women. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 43, n. 7, p. 504–510, 2013. DOI: 10.2519/jospt.2013.4073.

PATREK, M. F.; KERNOZEK, T. W.; WILLSON, J. D.; WRIGHT, G. A.; DOBERSTEIN, S. T. Hip-abductor fatigue and single-leg landing mechanics in women athletes. **Journal of Athletic Training**, v. 46, n. 1, p. 31–42, 2011. DOI: 10.4085/1062-6050-46.1.31.

PELEG, S.; PELLEK-KALLEVAG, R.; ALMOG, Y.; HERMAN, G.; NAKDIMON, O.; ARNON, M.; DAR, G. Forward step down test - clinical rating is correlated with joint angles of the pelvis and hip: an observational study. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 24, n. 1, p. 1–9, 2023. DOI: 10.1186/s12891-023-06943-4.

SCHMITZ, A.; RUSSO, K.; NICHOLSON, L.; NOEHREN, B. Do novice runners have weak hips and bad running form? **Gait Posture**, v. 40, p. 82–86, 2014. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2014.02.014.

SCHÜTTE, K. H.; SEERDEN, S.; VENTER, R.; VANWANSEELE, B. Influence of outdoor running fatigue and medial tibial stress syndrome on accelerometer-based loading and stability. **Gait and Posture**, v. 59, p. 222–228, 2018. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2017.10.021.

STAMATAKIS, E.; CHAUDHURY, M. Temporal trends in adults' sports participation patterns in England between 1997 and 2006: The health survey for England. **British Journal of Sports Medicine**, v. 42, n. 11, p. 601–608, 2008. DOI: 10.1136/bjsm.2008.048082.

TAUNTON, J. E.; RYAN, M. B.; CLEMENT, D. B.; MCKENZIE, D. C.; LLOYD-SMITH, D. R.; ZUMBO, B. D. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. **British Journal of Sports Medicine**, v. 36, p. 95–101, 2002. DOI: 10.1136/bjsm.36.2.95.

THORBORG, K.; PETERSEN, J.; MAGNUSSON, S. P.; HÖLMICH, P. Clinical assessment of hip strength using a hand-held dynamometer is reliable. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 20, n. 3, p. 493–501, 2010. DOI: 10.1111/j.1600-0838.2009.00958.x.

VAN MELICK, N.; MEDDELER, B. M.; HOOGEBOOM, T. J.; NIJHUIS-VAN DER SANDEN, M. W. G.; VAN CINGEL, R. E. H. How to determine leg dominance: The agreement between self-reported and observed performance in healthy adults. **PLoS ONE**, v. 12, n. 12, p. 1–9, 2017. DOI: 10.1371/journal.pone.0189876.

VERSCHUEREN, J.; TASSIGNON, B.; DE PAUW, K.; PROOST, M.; TEUGELS, A.; VAN CUTSEM, J.; ROELANDS, B.; VERHAGEN, E.; MEEUSEN, R. Does acute fatigue negatively affect intrinsic risk factors of the lower extremity injury risk profile? A systematic and critical review. **Sports Medicine**, v. 50, n. 4, p. 767–784, 2020. DOI: 10.1007/s40279-019-01235-1.

VIDEBÆK, S.; BUENO, A. M.; NIELSEN, R. O.; RASMUSSEN, S. Incidence of running-related injuries per 1000 h of running in different types of runners: A systematic review and meta-analysis. **Sports Medicine**, v. 45, n. 7, p. 1017–1026, 2015. DOI: 10.1007/s40279-015-0333-8.

YAMATO, T. P.; SARAGIOTTO, B. T.; LOPES, A. D. A consensus definition of running-related injury in recreational runners: A modified Delphi approach. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 45, n. 5, p. 375–380, 2015. DOI: 10.2519/jospt.2015.5741.

ZECH, A.; STEIB, S.; HENTSCHE, C.; ECKHARDT, H.; PFEIFER, K. Effects of localized and general fatigue on static and dynamic postural control in male team handball athletes. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 24, p. 1162–1168, 2012. DOI: 10.1519/JSC.0b013e31822dfbbb.

Tabela 1. Dados antropométricos, características de treinamento e torque muscular.

Variável	GV (N=14)		GNV (N=13)		Teste t Independente		
	<i>Média (DP)</i>	<i>IC 95%</i>	<i>Média (DP)</i>	<i>IC 95%</i>	<i>t</i>	<i>p</i>	<i>Cohen's d</i>
Idade (anos)	26,78 (4,98)	(24,17 a 29,39)	25,84 (3,64)	(23,86 a 27,82)	0,556	0,58	0,21
Altura (m)	1,63 (0,07)	(1,59 a 1,66)	1,65 (0,05)	(1,62 a 1,67)	-0,850	0,40	-0,32
Peso (kg)	57,45 (8,66)	(52,91 a 61,99)	59,20 (4,42)	(56,79 a 61,60)	-0,653	0,52	-0,25
IMC (kg/m ²)	21,58 (2,50)	(20,27 a 22,89)	21,77 (1,74)	(20,82 a 22,71)	-0,225	0,82	-0,08
Experiência em corrida (meses)	47,64 (48,94)	(22,00 a 73,28)	31,30 (38,86)	(10,17 a 52,43)	0,955	0,34	0,36
Volume de treino (Km/semana)	15,35 (4,65)	(12,92 a 17,79)	14,38 (4,73)	(11,81 a 16,95)	0,538	0,59	0,20
Torque muscular (Nm/kg)							
Tronco							
Flexores	0,78 (0,33)	(0,61 a 0,96)	0,85 (0,25)	(0,71 a 0,98)	-0,543	0,59	-0,20
Extensores	0,91 (0,36)	(0,73 a 1,10)	0,83 (0,17)	(0,73 a 0,92)	0,790	0,43	0,30
Flexores laterais direito	0,67 (0,19)	(0,57 a 0,77)	0,68 (0,12)	(0,61 a 0,75)	-0,132	0,89	-0,05
Flexores laterais esquerdo	0,68 (0,17)	(0,59 a 0,77)	0,69 (0,11)	(0,62 a 0,75)	-0,165	0,87	-0,06
Quadril							
Abdutores	1,48 (0,29)	(1,33 a 1,63)	1,81 (0,90)	(1,31 a 2,30)	-1,282	0,21	-0,49
Adutores	0,95 (0,24)	(0,82 a 1,07)	1,10 (0,54)	(0,80 a 1,39)	-0,954	0,34	-0,36
Extensores	1,00 (0,32)	(0,83 a 1,17)	1,32 (0,67)	(0,95 a 1,68)	-1,597	0,12	-0,61

Rotadores externos	0,73 (0,30)	(0,57 a 0,89)	0,70 (0,17)	(0,61 a 0,79)	0,297	0,76	0,11
Joelho							
Extensores	1,76 (0,61)	(1,44 a 2,09)	1,86 (0,48)	(1,60 a 2,13)	-0,462	0,64	-0,17
Flexores	1,23 (0,48)	(0,97 a 1,48)	1,20 (0,23)	(1,07 a 1,33)	0,191	0,85	0,07
Tornozelo							
Flexores plantares	1,03 (0,44)	(0,80 a 1,26)	1,07 (0,30)	(0,91 a 1,24)	-0,309	0,76	-0,11
Dorsiflexores	0,39 (0,14)	(0,31 a 0,47)	0,35 (0,10)	(0,29 a 0,41)	0,844	0,40	0,32

GV: grupo valgo; GNV: grupo não valgo; DP: desvio padrão; IC: intervalo de confiança; IMC: Índice de massa corporal.

Tabela 2. Integral da atividade eletromiográfica nas fases 1, 2 e 3 do movimento.

Variável	Pré- fadiga				Pós- fadiga				ANOVA					
	GV		GNV		GV		GNV		Efeito grupo		Efeito tempo		Interação	
	<i>Media (dp)</i>	<i>IC 95%</i>	<i>Media (dp)</i>	<i>IC 95%</i>	<i>Media (dp)</i>	<i>IC 95%</i>	<i>Media (dp)</i>	<i>IC 95%</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
F1														
TA	0,72 (0,54)	(0,51 a 0,92)	0,84 (0,47)	(0,58 a 1,09)	0,84 (0,63)	(0,60 a 1,07)	0,95 (0,54)	(0,65 a 1,24)	1,114	0,30	3,476	0,07	0,023	0,88
GM	1,68 (0,93)	(1,19 a 2,17)	2,07 (1,27)	(1,38 a 2,77)	2,12 (1,30)	(1,44 a 2,80)	1,64 (1,07)	(1,06 a 2,23)	0,013	0,91	9,481×10 ⁻⁴	0,97	3,473	0,07
VMO	1,36 (0,77)	(0,95 a 1,77)	1,52 (1,09)	(0,93 a 2,11)	1,38 (0,87)	(0,92 a 1,84)	1,47 (1,21)	(0,82 a 2,13)	0,130	0,72	0,006	0,94	0,049	0,82
VL	0,94 (0,62)	(0,62 a 1,27)	1,21 (0,97)	(0,68 a 1,73)	1,19 (0,65)	(0,85 a 1,53)	1,35 (1,15)	(0,72 a 1,98)	0,456	0,50	2,588	0,12	0,190	0,66
BF	1,28 (0,63)	(0,95 a 1,61)	1,22 (0,76)	(0,81 a 1,64)	1,34 (0,68)	(0,98 a 1,70)	1,56 (1,03)	(0,99 a 2,12)	0,096	0,75	1,276	0,26	0,620	0,43
ST	1,29 (0,75)	(0,89 a 1,68)	1,66 (1,08)	(1,07 a 2,25)	1,68 (1,19)	(1,05 a 2,30)	1,59 (1,12)	(0,98 a 2,21)	0,166	0,68	0,617	0,44	1,187	0,28
SO	0,81 (0,66)	(0,46 a 1,16)	1,11 (0,47)	(0,85 a 1,36)	0,98 (0,86)	(0,53 a 1,44)	1,25 (0,77)	(0,83 a 1,68)	1,188	0,28	3,215	0,08	0,031	0,86

GMED	0,91 (0,55)	(0,62 a 1,20)	1,54 (0,96)	(1,01 a 2,06)	1,18 (0,71)	(0,80 a 1,55)	1,38 (0,78)	(0,95 a 1,81)	2,560	0,12	0,172	0,68	2,292	0,14
GMAX	1,24 (0,92)	(0,75 a 1,73)	1,55 (0,93)	(1,04 a 2,05)	1,24 (0,79)	(0,83 a 1,66)	1,45 (1,06)	(0,87 a 2,02)	0,582	0,45	0,127	0,72	0,154	0,69
F2														
TA	6,18 (2,23)	(5,01 a 7,35)	6,19 (2,29)	(4,94 a 7,44)	6,92 (3,86)	(4,89 a 8,94)	5,38 (2,38)	(4,09 a 6,68)	0,630	0,43	0,005	0,94	2,493	0,12
GM	6,34 (2,22)	(5,17 a 7,50)	4,88 (2,09)	(3,74 a 6,02)	5,97 (2,39)	(4,72 a 7,23)	4,55 (2,84)	(3,01 a 6,10)	2,872	0,10	0,861	0,36	0,002	0,96
VMO	8,02 (2,59)	(6,66 a 9,38)	6,39 (3,19)	(4,65 a 8,13)	7,98 (3,31)	(6,25 a 9,72)	5,97 (3,44)	(4,10 a 7,85)	2,537	0,12	0,305	0,58	0,223	0,64
VL	7,62 (2,33)	(6,40 a 8,85)	7,12 (3,82)	(5,04 a 9,20)	8,62 (2,73)	(7,19 a 10,05)	6,87 (4,09)	(4,64 a 9,09)	0,881	0,35	0,853	0,36	2,401	0,13
BF	7,63 (2,58)	(6,28 a 8,98)	6,30 (3,51)	(4,39 a 8,21)	7,45 (2,34)	(6,22 a 8,68)	5,66 (3,69)	(3,65 a 7,66)	1,820	0,18	2,945	0,09	0,913	0,34
ST	6,79 (2,77)	(5,34 a 8,25)	5,44 (3,34)	(3,62 a 7,26)	7,04 (2,87)	(5,53 a 8,54)	5,93 (3,99)	(3,76 a 8,11)	1,189	0,28	0,436	0,51	0,049	0,82
SO	6,52 (2,25)	(5,34 a 7,70)	5,81 (2,69)	(4,35 a 7,28)	6,78 (3,10)	(5,15 a 8,41)	5,87 (3,00)	(4,23 a 7,50)	0,668	0,42	0,148	0,70	0,063	0,80
GMED	6,63	(5,86 a	6,27	(4,69 a	8,10	(6,47 a	5,77	(3,91 a	1,972	0,17	0,911	0,34	3,744	0,06

	(1,46)	7,40)	(2,90)	7,85)	(3,11)	9,73)	(3,42)	7,63)						
GMAX	7,29	(6,08 a	6,38	(4,35 a	8,36	(6,47 a	6,12	(3,78 a	1,518	0,22	0,737	0,39	1,978	0,17
	(2,30)	8,49)	(3,73)	8,40)	(3,61)	10,25)	(4,30)	8,45)						
F3														
TA	11,28	(9,75 a	7,96	(5,62 a	9,67	(8,24 a	8,45	(5,85 a	2,889	0,10	1,072	0,31	3,765	0,06
	(2,91)	12,81)	(4,30)	10,30)	(2,73)	11,11)	(4,77)	11,04)						
GM	8,45	(6,00 a	6,73	(5,18 a	7,65	(6,68 a	7,68	(4,60 a	0,443	0,51	0,006	0,93	0,943	0,34
	(4,68)	10,90)	(2,86)	8,29)	(1,84)	8,62)	(5,66)	0,76)						
VMO	6,95	(5,07 a	6,79	(4,51 a	6,64	(5,31 a	6,96	(4,13 a	0,003	0,95	0,015	0,90	0,157	0,69
	(3,59)	8,83)	(4,19)	9,07)	(2,54)	7,98)	(5,20)	9,78)						
VL	7,30	(5,15 a	7,84	(4,58 a	8,07	(6,51 a	7,95	(5,22 a	0,017	0,89	0,390	0,53	0,214	0,64
	(4,10)	9,45)	(6,00)	11,10)	(2,96)	9,62)	(5,02)	0,68)						
BF	7,07	(5,49 a	6,75	(3,57 a	8,22	(6,00 a	7,83	(4,19 a	0,041	0,84	1,647	0,21	0,002	0,96
	(3,02)	8,65)	(5,85)	9,93)	(4,24)	10,44)	(6,69)	11,47)						
ST	9,78	(7,80 a	7,77	(4,88 a	9,54	(7,88 a	9,58	(6,27 a	0,385	0,54	0,853	0,36	1,456	0,23
	(3,78)	11,77)	(5,31)	10,65)	(3,17)	11,21)	(6,08)	2,89)						
SO	12,36	(9,49 a	9,59	(6,90 a	12,31	(10,12 a	10,66	(7,13 a	1,460	0,23	0,304	0,58	0,360	0,55
	(5,47)	15,22)	(4,94)	12,28)	(4,19)	14,51)	(6,49)	4,19)						
GMED	8,23	(6,47 a	8,69	(6,74 a	10,95	(8,16 a	10,24	(6,09 a	0,005	0,94	4,209	0,05*	0,309	0,58
	(3,37)	10,00)	(3,57)	10,63)	(5,32)	13,74)	(7,63)	4,39)						

GMAX	9,33	(6,35 a	9,27	(5,98 a	9,62	(7,02 a	10,43	(5,67 a	0,026	0,87	0,725	0,40	0,257	0,61
	(5,67)	12,30)	(6,04)	12,56)	(4,95)	12,22)	(8,75)	5,19)						

GV: grupo valgo; GNV: grupo não valgo; DP: desvio padrão; 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; F1: primeira fase, corresponde ao período de 100 ms antes do início do movimento até o início do movimento; F2: segunda fase, corresponde ao intervalo entre o início do movimento e o pico de flexão do joelho; F3: terceira fase, corresponde ao intervalo entre o pico de flexão do joelho e o final do movimento; *: $p < 0,05$.

Tabela 3. Ângulos mínimo, máximo e excursão angular do quadril, joelho e tornozelo no plano sagital e do quadril e joelho no plano frontal (°).

Variável	Pré- fadiga				Pós- fadiga				ANOVA					
	GV		GNV		GV		GNV		Efeito grupo		Efeito tempo		Interação	
	<i>Media (dp)</i>	<i>IC 95%</i>	<i>Media (dp)</i>	<i>IC 95%</i>	<i>Media (dp)</i>	<i>IC 95%</i>	<i>Media (dp)</i>	<i>IC 95%</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
Mínimo no plano sagital														
Quadril	- 4,81 (7,27)	(- 8,62 a -1,00)	- 1,79 (3,84)	(- 3,88 a 0,29)	- 7,07 (7,54)	(- 11,02 a - 3,12)	- 5,38 (17,57)	(- 14,93 a 4,16)	0,542	0,46	1,553	0,22	0,079	0,78
Joelho	- 40,45 (12,12)	(- 46,81 a -34,10)	- 38,28 (8,52)	(- 42,91 a - 33,65)	- 40,08 (9,74)	(- 45,18 a - 34,97)	- 41,94 (5,67)	(- 45,03 a -38,86)	0,002	0,96	1,589	0,21	2,397	0,13
Tornozelo	2,05 (7,35)	(- 1,79 a 5,91)	2,12 (4,68)	(- 0,42 a 4,66)	1,75 (4,63)	(- 0,67 a 4,18)	- 0,53 (7,26)	(- 4,48 a 3,41)	0,351	0,55	1,068	0,31	0,674	0,41
Mínimo no plano frontal														
Quadril	93,14 (9,04)	(88,41 a 97,88)	93,12 (3,68)	(91,12 a 95,12)	92,64 (8,76)	(88,05 a 97,23)	91,90 (2,86)	(90,34 a 93,45)	0,023	0,88	1,511	0,23	0,262	0,61
Joelho	167,68 (6,00)	(164,54 a 170,82)	169,65 (3,29)	(167,86 a 171,44)	167,43 (5,61)	(164,49 a 170,36)	168,06 (2,22)	(166,85 a 169,27)	0,554	0,46	7,075	0,01*	3,714	0,06
Máximo no plano sagital														
Quadril	25,19 (8,50)	(20,74 a 29,65)	24,33 (5,44)	(21,37 a 27,30)	23,99 (9,04)	(19,25 a 28,73)	26,55 (6,75)	(22,88 a 30,22)	0,112	0,74	0,119	0,73	1,366	0,25

Joelho	- 2,77 (5,66)	(- 5,73 a 0,19)	- 3,83 (5,14)	(- 6,63 a - 1,04)	- 1,59 (6,95)	(- 5,23 a 2,04)	- 6,43 (3,94)	(- 8,57 a - 4,29)	2,450	0,13	0,486	0,49	3,435	0,07
Tornozelo	39,13 (5,57)	(36,21 a 42,06)	40,59 (5,68)	(37,50 a 43,69)	38,65 (5,54)	(35,75 a 41,56)	35,75 (7,36)	(31,74 a 39,75)	0,161	0,69	3,181	0,08	2,139	0,15

Máximo no plano frontal

Quadril	104,36 (7,45)	(100,45 a 108,27)	101,40 (3,79)	(99,34 a 103,46)	103,68 (8,02)	(99,47 a 107,88)	101,70 (2,61)	(100,29 a 103,12)	1,215	0,28	0,093	0,76	0,630	0,43
Joelho	174,13 (6,72)	(170,61 a 177,65)	175,59 (3,61)	(173,63 a 177,55)	173,70 (5,99)	(170,56 a 176,84)	174,01 (2,82)	(172,47 a 175,54)	0,210	0,65	6,077	0,02*	1,961	0,17

Excursão angular no plano sagital

Quadril	30,01 (4,48)	(27,66 a 32,35)	26,13 (3,57)	(24,19 a 28,07)	31,06 (3,96)	(28,99 a 33,14)	27,89 (4,39)	(25,50 a 30,28)	6,366	0,01*	3,466	0,07	0,213	0,64
Joelho	37,69 (8,79)	(33,08 a 42,30)	34,44 (7,20)	(30,53 a 38,36)	38,48 (7,32)	(34,65 a 42,32)	35,51 (5,82)	(32,35 a 38,68)	1,381	0,25	0,778	0,38	0,017	0,89
Tornozelo	37,07 (4,68)	(34,62 a 39,53)	38,47 (5,57)	(35,44 a 41,50)	36,90 (5,49)	(34,02 a 39,78)	36,28 (4,85)	(33,64 a 38,92)	0,046	0,83	2,173	0,15	1,584	0,22

Excursão angular no plano frontal

Quadril	11,21 (4,59)	(8,80 a 3,62)	8,27 (2,04)	(7,16 a 9,39)	11,04 (4,34)	(8,76 a 13,31)	9,80 (2,41)	(8,49 a 11,12)	2,617	0,11	1,911	0,17	3,019	0,09
---------	-----------------	------------------	----------------	------------------	-----------------	-------------------	----------------	-------------------	-------	------	-------	------	-------	------

Joelho	6,45	(4,52 a	5,94	(4,84 a	6,27	(5,09 a	5,94	(4,93 a	0,211	0,65	0,051	0,82	0,054	0,81
	(3,67)	8,38)	(2,03)	7,05)	(2,23)	7,44)	(1,87)	6,96)						

GV: grupo valgo; GNV: grupo não valgo; DP: desvio padrão; IC: intervalo de confiança; °: graus; *: $p < 0,05$.

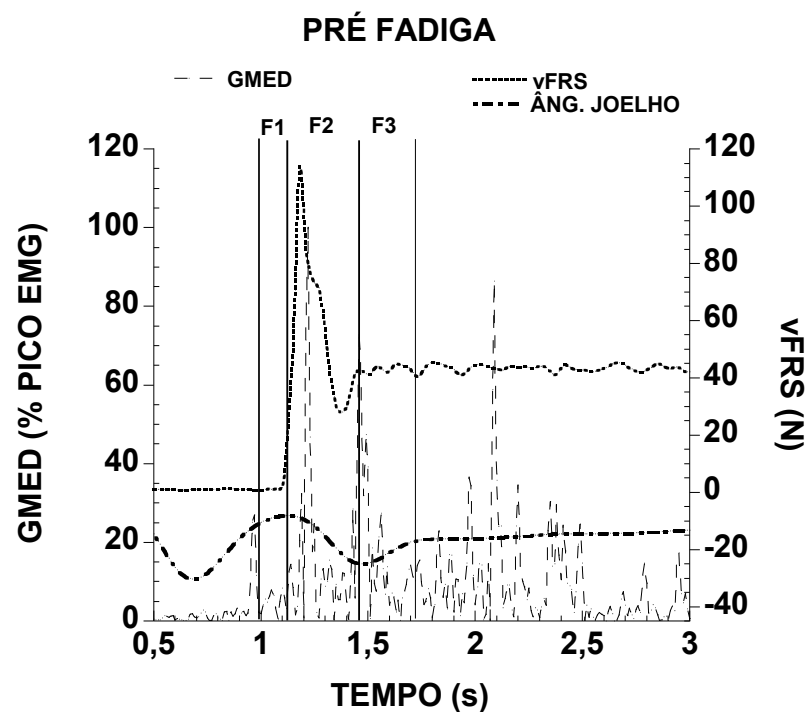
Tabela 4. Deslocamento linear do ombro (cm).

Variável	Pré-fadiga				Pós-fadiga				ANOVA					
	GV		GNV		GV		GNV		Efeito grupo		Efeito tempo		Interação	
	<i>Media (dp)</i>	<i>IC 95%</i>	<i>Media (dp)</i>	<i>IC 95%</i>	<i>Media (dp)</i>	<i>IC 95%</i>	<i>Media (dp)</i>	<i>IC 95%</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
ML	20,30 (10,74)	(14,67 a 25,92)	17,13 (4,76)	(14,54 a 19,73)	22,09 (10,11)	(16,79 a 27,39)	18,31 (4,45)	(15,88 a 20,73)	1,861	0,18	0,638	0,43	0,028	0,86
AP	50,25 (6,45)	46,87 a 53,63)	49,89 (6,08)	(46,58 a 53,20)	50,11 (7,21)	(46,33 a 53,89)	51,19 (5,96)	(47,94 a 54,43)	0,022	0,88	0,778	0,38	1,197	0,28
VT	25,08 (5,82)	(22,03 a 28,14)	23,07 (2,18)	(21,88 a 24,25)	28,31 (7,80)	(24,22 a 32,39)	23,84 (1,94)	(22,78 a 24,90)	5,592	0,02*	1,918	0,17	0,721	0,40

GV: grupo valgo; GNV: grupo não valgo; ML: mediolateral; AP: anteroposterior; VT: vertical; DP: desvio padrão; IC: intervalo de confiança;

*: $p < 0,05$.

A



B

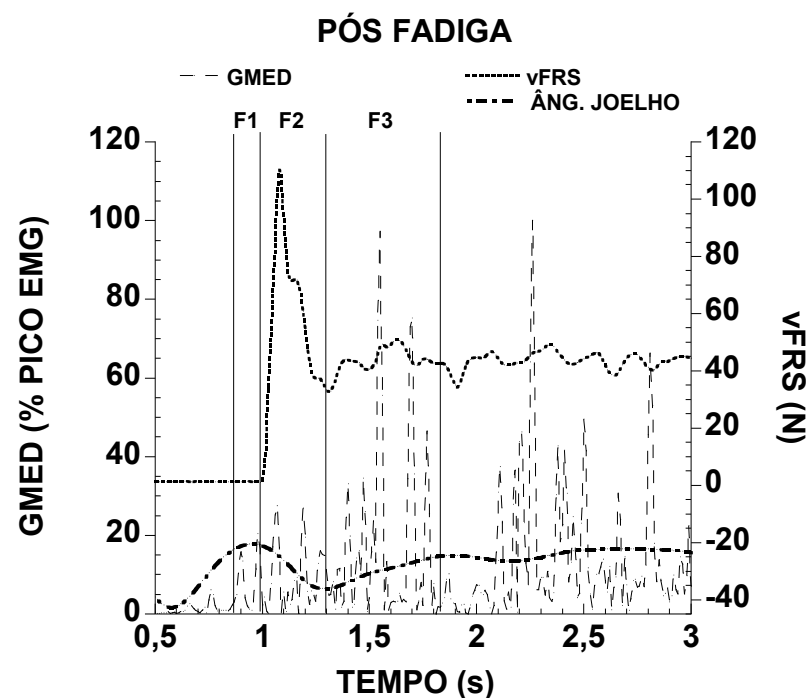


Figura 1. Esta figura mostra a fadiga pré (A) e pós (B) de um participante, mostrando o ângulo do joelho ($^{\circ}$) no plano sagital, a atividade muscular do glúteo médio (GMED) normalizada pelo pico de ativação (% do pico EMG) e a força de reação vertical do solo (vFRS) em Newtons (N) durante o *single-leg drop landing* (s). As linhas verticais indicam as fases do movimento. A primeira fase (F1) corresponde ao intervalo entre 100ms antes do início do movimento (toque na plataforma de força) e início do movimento. A segunda fase (F2) corresponde ao intervalo entre o início do movimento e o pico de flexão do joelho. A terceira fase (F3) corresponde ao intervalo entre o pico de flexão do joelho e o final do movimento.

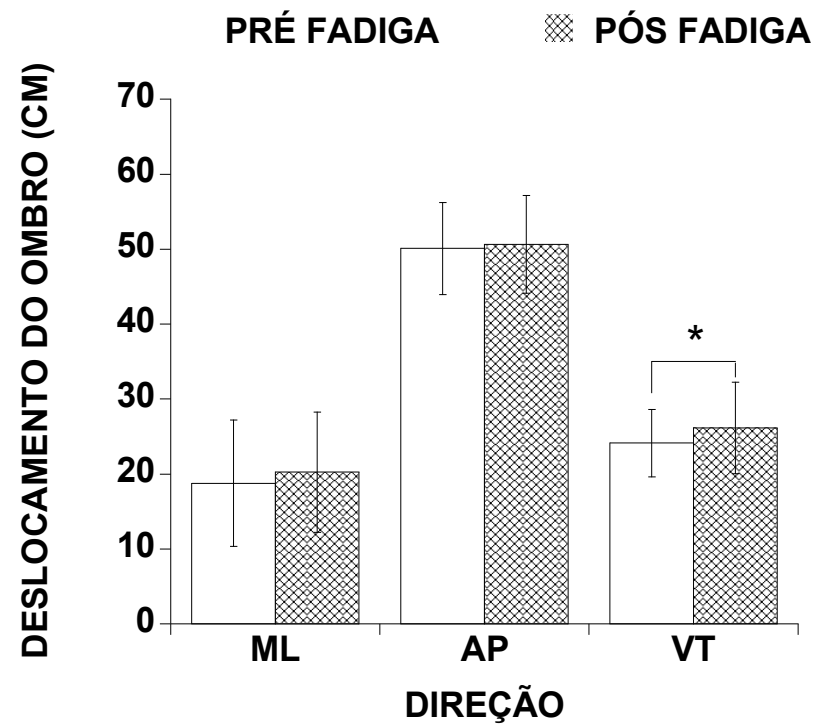


Figura 2. Esta figura representa a média e o desvio padrão do deslocamento linear do ombro (cm) de ambos os grupos (VG e NVG) pré (esquerdo) e pós (direito) fadiga, nas direções mediolateral (ML), anteroposterior (AP) e vertical (VT) durante o *single-leg drop landing test*. As colunas indicam a média e as linhas o desvio padrão.

3.7. MATERIAL SUPLEMENTAR



Figura S1. Protocolo de avaliação da força muscular isométrica máxima. A) Flexores do joelho; B) Extensores do quadril; C) Extensores do tronco; D) Extensores do joelho; E) Rotadores externos do quadril; F) Abdutores do quadril; G) Flexores do tronco; H) Dorsiflexores; I) Flexores laterais do tronco; J) Adutores do quadril; K) Flexores plantares.

Tabela S1. Descrição do posicionamento do teste de força muscular com dinamometria manual.

Grupo muscular	Descrição do posicionamento
Extensores do joelho	Em posição sentada, com quadril e joelhos fletidos a 90°, o dinamômetro foi colocado na região anterior da perna, logo acima da articulação do tornozelo e a participante foi orientada a estender o joelho.
Flexores do joelho	Em posição sentada, com o quadril e joelhos flexionados a 90°, o dinamômetro foi colocado na parte posterior da perna, acima do tornozelo e a participante orientada a fletir o joelho.
Rotadores laterais do quadril	Em posição sentada, com o quadril e joelho em 90° de flexão, o dinamômetro foi colocado na face medial da perna, acima da articulação do tornozelo e a participante foi orientada a deslocar o pé medialmente.
Flexores laterais do tronco	Em posição sentada, com os braços cruzados e mãos apoiadas no ombro contralateral, o dinamômetro foi colocado na face lateral do tronco, próximo à linha axilar, e a participante foi orientada a inclinar lateralmente o tronco de ambos os lados.
Extensores do quadril	Em decúbito ventral, com o quadril em posição neutra e o joelho em 70-90° de flexão, o dinamômetro foi colocado próximo à linha articular do joelho, na face posterior da coxa e a participante foi orientada a elevar a perna.
Abdutores de quadril	Em decúbito lateral, com extensão de quadril e joelhos, o dinamômetro foi colocado na região lateral da coxa, acima da articulação do joelho e a participante orientada a deslocar lateralmente a perna.
Adutores de quadril	Em decúbito dorsal, com extensão de quadril e joelhos, o dinamômetro foi colocado na região medial da coxa, acima da articulação do joelho e a participante orientada a deslocar a perna medialmente.
Flexores do tronco	Em decúbito dorsal, com os quadris e joelhos estendidos, e braços cruzados a frente do peito com as mãos apoiadas no ombro contralateral, o dinamômetro foi colocado no esterno pelo avaliador e a participante orientada a retirar ambas as escápulas da maca.
Extensores do tronco	Em decúbito ventral, com as mãos posicionadas uma sobre a outra e fixas na região anterior da cabeça, o dinamômetro foi colocado no nível da vértebra de T4 e a participante orientada a elevar o tórax.
Dorsiflexores	Em posição sentada, com os quadris e joelhos estendidos, mantendo o tornozelo em neutro, o dinamômetro foi colocado sobre as cabeças dos metatarsos no dorso do pé e a participante orientada a projetar a ponta do pé em sua direção.
Flexores plantares	Em decúbito ventral, com o quadril em neutro, o joelho fletido a 90° e o tornozelo em dorsiflexão, o dinamômetro foi colocado sobre as cabeças dos metatarsos na região plantar e a participante orientada a fazer ponta de pé.

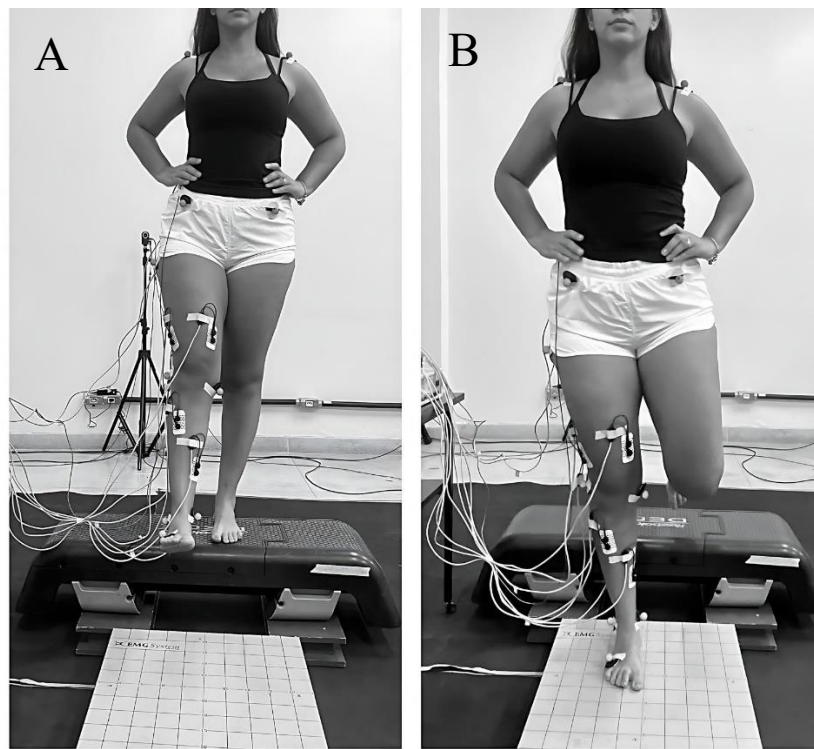


Figura S2. Avaliação da cinemetria, eletromiografia e vFRS durante o SDL. A) Posição inicial; B) Posição final.

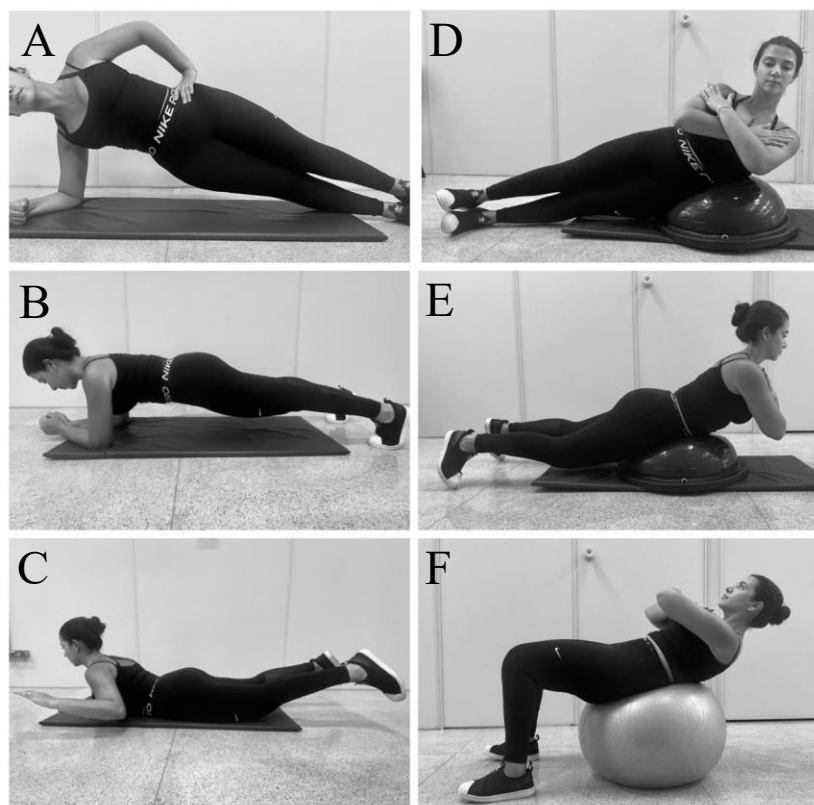


Figura S3. Protocolo de fadiga do *core*. A) Prancha lateral isométrica; B) Prancha tradicional isométrica; C) Extensão lombar isométrica; D) Flexões laterais de tronco; E) Extensão lombar; F) Abdominais.

Tabela S2. Pico da força de reação vertical do solo (N).

Variável	Pré-fadiga				Pós-fadiga				ANOVA					
	GV		GNV		GV		GNV		Efeito grupo		Efeito tempo		Interação	
	<i>Media (dp)</i>	<i>IC 95%</i>	<i>Media (dp)</i>	<i>IC 95%</i>	<i>Media (dp)</i>	<i>IC 95%</i>	<i>Media (dp)</i>	<i>IC 95%</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
vFRS	2,24 (0,38)	(2,04 a 2,45)	2,49 (0,37)	(2,29 a 2,69)	2,31 (0,51)	(2,36 a 2,72)	2,54 (0,33)	(2,36 a 2,72)	2,434	0,13	2,207	0,15	0,018	0,89

GV: grupo valgo; GNV: grupo não valgo; DP: desvio padrão; IC: intervalo de confiança; vFRS: força de reação vertical do solo; N: Newtons; *: $p < 0,05$.

4. ARTIGO 2

Efeito da fadiga muscular do *core* no desempenho, cinemática e eletromiografia do salto horizontal de corredoras recreativas com e sem valgo dinâmico do joelho

Gina Olívia Brigido da Costa Curi^a; Franciele Dias Costa^a; Victor de Souza Medeiros^a; Vinícius Dias Barbosa^a; Thiago Ribeiro Teles Santos^a; Valdeci Carlos Dionisio^a.

^aFaculdade de Educação Física e Fisioterapia, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia - MG, Brazil.

RESUMO

Introdução: Corredores comumente experimentam um estado de fadiga durante os treinos e competições, o qual parece influenciar na biomecânica do movimento. A força e resistência do *core* parecem ser importantes para a estabilidade do tronco e dos membros inferiores durante tarefas dinâmicas e funcionais, como o *single-leg hop test for distance* (SLHD). Esse teste pode simular os desafios que ocorrem na corrida. **Objetivo:** Comparar os parâmetros cinemáticos, eletromiográficos e o desempenho entre corredoras recreativas com e sem valgo dinâmico do joelho (VDJ) durante o SLHD antes e após a execução de um protocolo de fadiga do *core*. **Métodos:** Foram selecionadas 38 corredoras recreacionais, divididas em grupos com (GV: n=17) e sem VDJ (GNV: n=21). A cinemática (deslocamento triaxial do tronco e os ângulos do quadril, joelho e tornozelo nos planos sagital e frontal), a atividade eletromiográfica dos músculos tibial anterior (TA), gastrocnêmio medial (GM), vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), semitendinoso (ST), sóleo (SO), glúteo médio (GMED) e glúteo máximo (GMAX), e a distância horizontal alcançada foram avaliados durante o SLHD. A integral da atividade eletromiográfica (iEMG) foi analisada em cinco fases do movimento definidas com base no deslocamento angular do joelho. **Resultados:** Após a fadiga, as corredoras alcançaram uma distância de salto menor, modificaram a cinemática (maior abdução do quadril, adução de joelho e deslocamento do tronco em direção ao membro inferior de apoio) e reduziram a iEMG do BF durante a fase preparatória do salto. O GV apresentou maior ativação dos músculos VL e ST na fase preparatória do salto que o grupo GNV, independente do momento avaliado. **Conclusão:** A fadiga do *core* altera o desempenho e impacta a estratégia cinemática e eletromiográfica adotada durante o salto horizontal de corredoras. Independente da fadiga do *core*, corredoras com VDJ recrutam mais músculos que cruzam o joelho possivelmente para contribuir com a estabilidade de joelho necessária antes de realizar o salto.

Palavras-Chaves: testes funcionais; biomecânica; músculos do *core*; joelho valgo dinâmico; corredores amadores.

4.1. INTRODUÇÃO

Os testes funcionais são amplamente utilizados para detectar padrões de movimento alterados, avaliar o risco de lesões e mensurar o efeito de intervenções (WYNDOW *et al.*, 2016). O salto, por exemplo, é um elemento importante na prática de diversos esportes (FÄLTSTRÖM *et al.*, 2021; MONTORO-BOMBÚ *et al.*, 2024; SASAKI *et al.*, 2019). O padrão de movimento adotado durante a corrida pode ser entendido como uma sequência de saltos horizontais à frente. Assim, o *single-leg hop for distance* (SLHD) é um teste clínico relevante para corredores, demanda força, potência e estabilidade postural e mostra-se confiável para avaliar o desempenho dos membros inferiores (ROSS; LANGFORD; WHELAN, 2002).

Nos últimos anos, houve um aumento no número de corredores de todas as idades e níveis de habilidade, com relevante aumento no número de praticantes do sexo feminino (ANDERSON, 2019). Apesar de muitos benefícios à saúde, a popularização da corrida tem levado a um alto índice de lesões musculoesqueléticas (VIDEBÆK *et al.*, 2015). O índice de lesões, porém, varia conforme a experiência do corredor, sendo especialmente alto em corredores recreativos em comparação com corredores profissionais (KEMLER *et al.*, 2018; LINTON; VALENTIN, 2018; VAN POPPEL *et al.*, 2014; VIDEBAEK *et al.*, 2015). O valgo dinâmico do joelho (VDJ) é um dos fatores de risco preditores das principais lesões relacionadas a corrida (ADEREM; LOUW, 2015; DINGENEN *et al.*, 2015). O reconhecimento da cinemática alterada como um dos fatores de risco, impulsionou o desenvolvimento de abordagens terapêuticas na tentativa de prevenir lesões.

Uma estratégia terapêutica é a inclusão de exercícios resistidos da musculatura do *core* (conjunto de músculos localizado no centro do corpo ou núcleo, composto por abdominais, paravertebrais, diafragma, assoalho pélvico e musculatura do quadril) para reduzir movimentos e momentos articulares não sagitais e, consequentemente, potenciais sobrecargas nos membros inferiores (FREDERICSON; MOORE, 2005; PALMER; HEBRON; WILLIAMS, 2015). Schmitz *et al.*, (2014) sugerem que esses exercícios tenham como objetivo a melhora da resistência muscular à fadiga, uma vez que constataram uma relação moderada entre a resistência à fadiga do *core* e o ângulo de rotação interna do quadril, indicando maior propensão ao VDJ durante a corrida (SCHMITZ *et al.*, 2014). A resistência à fadiga do *core* pode ser definida como

o potencial dos músculos do tronco e quadril em evitar a fadiga durante atividades contínuas de baixa carga (COMERFORD; MOTTRAM, 2001). Corredores comumente alcançam um estado de fadiga durante treinos e competições, o que pode resultar em alterações nos parâmetros biomecânicos. Dentre os poucos estudos que se dedicaram ao tema, observou-se que a fadiga dos músculos do tronco pode aumentar o pico do momento flexor do joelho, aumentando-se o risco de lesão na articulação femoropatelar (CHAUDHARI *et al.*, 2020). Por outro lado, a fadiga isolada da musculatura abdominal e do glúteo médio foi capaz de afetar negativamente o equilíbrio estático e dinâmico, bem como a qualidade do movimento (MCMULLEN *et al.*, 2011; SURENKOK *et al.*, 2008).

Vários estudos têm utilizado os testes funcionais para avaliar a capacidade de controle postural com movimentos que simulam uma atividade de interesse (LIEDERBACH *et al.*, 2014; ORTIZ *et al.*, 2010; SOUZA; POWERS, 2009; WILLSON; DAVIS, 2008; ZAMBARANO *et al.*, 2024). Todos esses estudos envolveram músculos que estão associados e que compõe o *core*. No entanto, não temos conhecimento de estudos que aplicaram um protocolo de fadiga isolada do *core* e investigaram seu efeito durante um teste funcional de grande demanda em indivíduos com VDJ. Portanto, este estudo objetivou comparar os parâmetros cinemáticos, eletromiográficos e o desempenho entre corredoras recreativas com e sem VDJ durante o SLHD antes e após a execução de um protocolo de fadiga do *core*. A hipótese era que a fadiga do *core* produziria alterações nesses parâmetros, com maior evidência no grupo de corredoras recreativas com VDJ em comparação com às que não possuem VDJ.

4.2. METODOLOGIA

4.2.1 Participantes

Trinta e oito corredoras participaram deste estudo experimental. As participantes foram recrutadas por meio de divulgação em telejornais, redes sociais, folders impressos e em eventos esportivos. Os critérios de elegibilidade incluíram ser do sexo feminino, com idade entre 20 e 35 anos, praticante de corrida amadora e treino de até 25 km/semana (MUSGJERD *et al.*, 2021). As participantes não foram admitidas caso apresentassem histórico de lesão musculoesquelética nos últimos três meses, dor no joelho ou dor lombar, cirurgias antecedentes nos membros inferiores e tronco,

cardiopatias, disfunções do sistema nervoso, índice de massa corporal (IMC) $> 30 \text{ kg/m}^2$ e/ou incapacidade de realizar as tarefas solicitadas. Uma lesão foi definida como um episódio de dor ou desconforto musculoesquelético que tenha resultado em redução ou restrição do volume de treinamento durante sete dias ou três treinos consecutivos, ou necessidade de assistência de um profissional de saúde (YAMATO; SARAGIOTTO; LOPES, 2015). As participantes foram alocadas respectivamente nos grupos valgo (GV, $n = 17$) e não valgo (GNV, $n = 21$), conforme reproduzissem essa alteração de movimento do joelho durante o *step down test* (PARK; CYNN; CHOUNG, 2013). Para estimar o tamanho da amostra foi utilizado o software G*Power 3.1.2.9, família F testes – ANOVA de medidas repetidas com interação dentro e entre grupos, considerando o *partial eta* de 0,10, nível de significância de 0,05 e poder estatístico de 0,95 para dois grupos e duas medidas. Foi identificado um tamanho amostral de 32 participantes. Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Federal de Uberlândia (protocolo 52473121.2.0000.5152) e todas as participantes admitidas no estudo assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido.

4.2.2 Procedimentos

A avaliação ocorreu em dois dias. No primeiro dia, foram coletados os dados pessoais, antropométricos, tempo de prática de corrida e quilometragem percorrida na semana. Após isso, foi realizado um aquecimento de 5 minutos na esteira em velocidade de corrida auto selecionada e, em seguida, foi avaliada a força isométrica máxima do *core* e dos principais grupos musculares do membro inferior dominante, determinado pela preferência do membro inferior ao chutar uma bola (VAN MELICK et al., 2017).

No segundo dia, as participantes foram solicitadas a realizar três repetições do *step down test*. Esse é um teste confiável (PARK; CYNN; CHOUNG, 2013) amplamente utilizado para avaliar o movimento do membro inferior e tronco (MOSTAED; WERNER; BARRIOS, 2018). As participantes foram instruídas a manterem a posição em pé sobre um degrau de 20 cm com os olhos fixos em um alvo visual na parede. Em apoio unipodal do membro inferior dominante flexionaram os joelhos de forma lenta, fazendo contato suave do calcanhar do pé contralateral com o solo e retornaram à posição inicial (HOLLMAN et al., 2009). Para que a tentativa fosse válida, a participante deveria manter o equilíbrio durante o teste e evitar movimentos compensatórios com o tronco e membros superiores. Foi realizada uma análise visual do

ângulo de projeção do joelho no plano frontal durante o pico da flexão do joelho (HARRIS-HAYES *et al.*, 2014). O desempenho do teste foi utilizado para classificar as participantes de acordo com a presença ou ausência do VDJ e alocá-las nos respectivos grupos. As participantes que apresentaram movimento do joelho do membro inferior dominante em direção à linha média do corpo, em pelo menos uma de três tentativas do teste, foram incluídas no GV e as demais no GNV. Por fim, as participantes realizaram três tentativas do SLHD antes e após serem submetidas ao protocolo da fadiga muscular do *core*. Durante o SLHD, foi feita a análise cinemática e eletromiográfica e mensurado a distância horizontal do salto em centímetros.

4.2.3 Força isométrica máxima

O dispositivo *Hand Held Dynamometer* Lafayette (Lafayette Manual Muscle Testing System) foi utilizado para medir a força muscular. Os músculos flexores, extensores e flexores laterais do tronco; extensores, abdutores, adutores e rotadores laterais do quadril; flexores e extensores do joelho e flexores plantares e dorsiflexores do tornozelo foram testados com base em estudos prévios (Material suplementar, Tabela S1) (BAZETT-JONES *et al.*, 2017; BITTENCOURT *et al.*, 2016; DE BLAISER *et al.*, 2018; KATOH; YAMASAKI, 2009). Uma cinta não elástica estabilizou a pelve contra a maca para minimizar possíveis movimentos compensatórios durante as tentativas, e outra cinta não elástica manteve o dinamômetro contra o segmento corporal. Essas duas cintas foram utilizadas para todos os músculos testados, exceto para os músculos do tronco, nos quais o examinador segurava o dinamômetro. As participantes executaram três tentativas de cada teste, mantendo a contração isométrica máxima por três segundos, com 60 segundos de intervalo entre elas. O avaliador realizou incentivo verbal "vá – empurre – empurre – empurre e relaxe" durante todo o teste (THORBORG *et al.*, 2010). O teste foi invalidado e repetido em caso de compensações. A média das três tentativas válidas foi considerada para análise. Para o cálculo do torque foi considerado o comprimento dos seguintes segmentos corporais: coxa (trocânter maior ao epicôndilo lateral do fêmur), perna (epicôndilo medial do fêmur ao maléolo medial), pé (cabeça do 5º metatarso ao maléolo lateral), região anterior tronco (espinhas ilíacas ântero-superiores até o centro do esterno), tronco posterior (espinhas ilíacas pósterio-superiores até T4) e tronco lateral (crista ilíaca até a linha axilar).

4.2.4 Single-leg hop for distance

Este é um teste de salto unipodal válido e confiável (BANDY; RUSCHE; TEKULVE, 1994; BOLGLA; KESKULA, 1997), amplamente adotado como ferramenta de avaliação do estado funcional, seja em indivíduos em fase de reabilitação ou saudáveis (GREENBERGER; PATERNO, 1995). As participantes foram instruídas a ficar em pé, em apoio unipodal com o membro inferior de apoio a ser testado e as mãos colocadas nos quadris, em uma linha de partida fixada sobre o chão. Uma fita métrica foi colocada no chão, paralelamente à superfície preparada para o salto. As participantes descalças (a fim de evitar a influência do calçado), realizaram um salto para frente alcançando a maior distância possível e pousaram no mesmo membro inferior, mantendo uma posição estável por 2 segundos após a aterrissagem (WILCZYŃSKI *et al.*, 2022). A tentativa foi invalidada, descartada e repetida se a voluntária tocasse o chão com o pé contralateral, realizasse saltos adicionais após o pouso ou se o movimento do membro superior fosse usado para recuperar o equilíbrio (LOGGERSTEDT *et al.*, 2013). Quando válido, a distância percorrida no salto foi registrada em centímetros.

Para a análise cinemática, foram utilizadas dez câmeras infravermelho (*OptiTrack FLEX V100R2, Natural Point, Corvallis, Oregon*) para capturar a trajetória tridimensional de marcadores a uma frequência de 100 Hz. Os marcadores foram colocados bilateralmente no aspecto lateral do acrômio e espinha ilíaca ântero-superior e, no membro inferior dominante, no trocânter maior do fêmur, epicôndilos medial e lateral do fêmur, maléolos medial e lateral, e quinta articulação metatarsofalangeana.

Para a análise eletromiográfica (EMG), após a devida preparação da pele com tricotomia e higienização com álcool 70%, eletrodos de superfície foram fixados para registrar a atividade EMG dos músculos tibial anterior (TA), gastrocnêmio medial (GM), vasto medial fibras oblíquas (VMO), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), semitendinoso (ST), sóleo (SO) glúteo médio (GMED) e glúteo máximo (GMAX) de acordo com as recomendações do 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 EMG com frequência de 2 kHz. A impedância foi 109 Ohms e modo de rejeição comum > 100 dB.

4.2.5 Fadiga muscular do core

O protocolo de fadiga muscular do *core* consistiu em três exercícios isométricos e três dinâmicos, baseado em um estudo prévio (CHAUDHARI *et al.*, 2020). Os exercícios isométricos foram: prancha lateral, prancha tradicional, e extensão lombar. Os exercícios dinâmicos foram: flexões laterais de tronco, extensão lombar e abdominais (Material suplementar, Tabela S2). O ritmo de execução foi controlado por um metrônomo de 60 batimentos por minuto, com uma repetição a cada 2 segundos. Os exercícios foram executados de forma contínua, com mínimo ou nenhum descanso entre eles, até a exaustão voluntária. O protocolo foi interrompido caso a participante fosse incapaz de realizar os exercícios adequadamente; ou de realizar os exercícios dinâmicos no ritmo estabelecido. Foi dado encorajamento verbal durante a execução de todo o protocolo.

Ao final do protocolo, o estado de fadiga foi avaliado por meio da escala de percepção de esforço de Borg de 15 pontos (classificação 6-20) (ASKARI; ESMAEILI, 2021). As participantes que concluíram o protocolo e alcançaram uma pontuação igual ou superior a 17, pontuação considerada como indicativo de fadiga muscular, estavam aptas para a reavaliação. Em caso de uma pontuação inferior as participantes repetiram o protocolo até atingirem o mínimo de 17 pontos. Ao fim do protocolo os parâmetros biomecânicos e o desempenho durante o SLHD foram reavaliados.

4.2.6 Processamento de dados

O torque (Nm) foi calculado multiplicando a força (N) pelo comprimento do segmento corporal (m) e normalizando pela massa corporal (kg) (MENDONÇA *et al.*, 2022).

Os dados cinemáticos e eletromiográficos foram analisados em MATLAB (Mathworks, versão 2015a). O deslocamento dos marcadores foi filtrado a 5 Hz e posteriormente utilizado para o cálculo dos ângulos articulares. No plano sagital, os seguintes ângulos foram gerados: quadril (com os marcadores sobre o trocânter maior do fêmur, aspecto lateral do acrômio e epicôndilo lateral do fêmur), joelho (com os marcadores sobre o epicôndilo lateral do fêmur, trocânter maior do fêmur e maléolo lateral) e tornozelo (com os marcadores sobre o maléolo lateral, epicôndilo lateral do

fêmur e cabeça da quinta articulação metatarsofalangeana). No plano frontal, foram calculados os seguintes ângulos: quadril (com os marcadores sobre as espinhas ilíacas ântero-superiores e a distância média entre os epicôndilos femorais medial e lateral) e joelho (com os marcadores sobre a espinha ilíaca ântero-superior no membro inferior dominante, distância média entre os epicôndilos femorais medial e lateral e a distância média entre os maléolos medial e lateral) (PELEG *et al.*, 2023). Foram extraídos desses ângulos os valores mínimos, máximos e da excursão angular. Os valores positivos no plano sagital indicam flexão do quadril, extensão do joelho e flexão plantar do tornozelo. No plano frontal, valores positivos indicam adução do quadril e varo do joelho. O deslocamento linear do ombro (marcador sobre o aspecto lateral do acrômio) ipsilateral ao membro inferior dominante foi extraído nas coordenadas anteroposterior, mediolateral e superoinferior. A diferença entre os valores máximo e mínimo do deslocamento linear do ombro, ou seja, a excursão do marcador foi calculada e os valores positivos indicam deslocamento anterior, vertical inferior e mediolateral na direção do membro inferior de apoio.

Os dados EMG foram retificados, filtrados e normalizados pelo pico de atividade de cada músculo. Em seguida, a integral (iEMG) foi calculada considerando cinco fases determinadas a partir do deslocamento angular do joelho: F1 - corresponde à fase de preparação para o salto, com início em 100 ms antes do início do movimento até o início do movimento; F2 - corresponde ao intervalo entre o início do movimento até o primeiro pico de flexão do joelho (i.e., fase excêntrica para decolagem); F3 - corresponde ao intervalo entre o primeiro pico de flexão do joelho até primeiro pico de extensão, em que ocorre a decolagem, com deslocamento anterior do centro de massa corporal (i.e., fase concêntrica da decolagem ou fase propulsiva); F4 - corresponde ao intervalo entre o primeiro pico de extensão do joelho até o segundo pico de flexão (i.e., fase excêntrica da aterrissagem); F5 - corresponde ao intervalo entre o segundo pico de flexão do joelho até o segundo pico de extensão (i.e., fase concêntrica da aterrissagem), retornando a posição inicial após aterrissar (Figura 2).

4.2.7 Análise estatística

Os dados descritivos foram apresentados em média e desvio padrão. A normalidade dos dados foi testada e confirmada pelo teste de Shapiro-Wilk. Os dados demográficos, antropométricos e a força muscular foram comparados entre os grupos por meio de um teste t de amostras independentes. O tamanho do efeito d de Cohen foi calculado e interpretado como pequeno ($d = 0,2$), médio ($d = 0,5$) e grande ($d = 0,8$) (COHEN, 1988). Análise da variância (ANOVA) mista foi usado para verificar o efeito do grupo (GV e GNV), do tempo (antes e após a fadiga) e da interação grupo*tempo nas variáveis dependentes. O teste *post hoc* de Tukey testou a diferença entre pares quando o efeito da interação foi significativo. O eta-square (η^2) foi utilizado para verificar o tamanho do efeito na ANOVA e interpretado como efeito pequeno ($\eta^2 = 0,01$), médio ($\eta^2 = 0,06$) e grande ($\eta^2 = 0,14$) (LAKENS, 2013). Todos os testes foram realizados utilizando o programa JASP (Version 0.17.1.0) e o nível de significância foi de 0,05.

4.3. RESULTADOS

Os grupos não diferiram quanto aos dados antropométricos, características de treino e de força muscular (Tabela 1). Houve efeito tempo no desempenho do SLHD (Tabela 2) com tamanho de efeito pequeno a médio ($\eta^2=0,015$), em que após a fadiga houve menor distância horizontal. Não houve efeito grupo e interação grupo*tempo para o desempenho do SLHD.

Na análise dos dados cinemáticos (Tabela 3), no plano frontal, houve efeito tempo no ângulo mínimo do quadril com tamanho de efeito pequeno ($\eta^2=0,013$), em que após a fadiga houve redução desse ângulo (i.e., abdução do quadril). Nesse plano, houve também efeito tempo no ângulo máximo do joelho com tamanho de efeito pequeno ($\eta^2=0,012$), em que após fadiga houve aumento desse ângulo (i.e., adução do joelho). Além disso, houve interação grupo*tempo no ângulo mínimo do joelho no plano frontal com tamanho de efeito pequeno ($\eta^2=0,007$), sem diferença significativa na análise *post hoc*. Não foram observados outros efeitos grupo, tempo e interação grupo*tempo para os ângulos de quadril, joelho e tornozelo.

No deslocamento linear do ombro (Tabela 4, Figura 1), foi observado efeito tempo no deslocamento médio-lateral, em que houve aumento dos valores (i.e., maior

deslocamento em direção ao membro inferior de apoio) após a fadiga, com tamanho de efeito pequeno a médio ($\eta^2=0,031$). Não houve outros efeitos grupo, tempo e interação grupo*tempo para o deslocamento linear do ombro.

Na análise da iEMG (Tabela 5), na Fase 1 (Preparatória), houve efeito grupo com tamanho de efeito médio a grande para VL ($\eta^2=0,094$) e ST ($\eta^2=0,084$), em que GV apresentou maior iEMG que GNV. Na Fase 1, houve também efeito tempo com tamanho de efeito pequeno a médio para BF ($\eta^2=0,037$), em que após a fadiga houve redução da iEMG. Na Fase 3 (Propulsiva), houve interação grupo*tempo com tamanho de efeito pequeno a médio para VL ($\eta^2=0,036$), sem diferença significativa na análise *post hoc*. Não foram observados outros efeitos grupo, tempo e interação grupo*tempo para iEMG.

4.4. DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi comparar os parâmetros cinemáticos, eletromiográficos e o desempenho entre corredoras recreativas com e sem VDJ durante o SLHD antes e após a execução de um protocolo de fadiga do *core*. Os resultados mostraram que a fadiga do *core* impactou o desempenho no SLHD e o padrão cinemático e eletromiográfico de forma similar nos grupos de corredoras com e sem VDJ. A fadiga do *core* diminuiu o desempenho no SLHD, impactou a cinemática no plano frontal tanto angular (maior abdução do quadril e adução no joelho) quanto linear (maior deslocamento médio-lateral do tronco em direção ao membro inferior de apoio) e reduziu a atividade eletromiográfica do BF na fase preparatória do SLHD. Além disso, os grupos diferiram na atividade eletromiográfica, independente do momento avaliado (i.e., antes e após fadiga do *core*). As corredoras com valgo dinâmico do joelho apresentaram maior atividade eletromiográfica do VL e ST na fase preparatória do SLHD.

A fadiga do *core* reduziu a distância alcançada no SLHD. Um estudo demonstrou a influência da fadiga do membro inferior no desempenho do SLHD após reconstrução do LCA, com evidente redução na distância horizontal alcançada após a fadiga, tanto no membro envolvido como no membro não envolvido (AUGUSTSSON; THOMEÉ; KARLSSON, 2004). De acordo com estudos prévios, também foi encontrado menor desempenho no *Single-Leg Triple Hop Test for Distance* após a fadiga do *core* (TURKMEN; OZYUREK; GENC, 2023). Possivelmente, a fadiga reduziu o desempenho no salto em razão da redução na capacidade de estabilizar o centro de massa corporal.

Destaca-se que a menor distância alcançada no SLHD foi apontada como um fator de risco significativo para lesões nos isquiotibiais em uma amostra de estudantes universitários (GOOSSENS *et al.*, 2015). Assim, a fadiga do *core* ao impactar o desempenho no SLHD poderia sinalizar maior potencial para desenvolver lesões esportivas.

Após protocolo de fadiga do *core* foi observado maior abdução do quadril e adução do joelho. A literatura apresenta resultados contraditórios quanto ao impacto da fadiga na cinemática do joelho no plano frontal. Estudos anteriores não encontraram efeito da fadiga geral na cinemática do joelho no plano frontal durante testes de agachamento unipodal (WEEKS; CARTY; HORAN, 2015; ZAMBARANO *et al.*, 2024). Outro estudo encontrou um aumento no pico de abdução e rotação medial do joelho durante a aterrissagem após fadiga (BOROTIKAR *et al.*, 2008). Em contrapartida, nossos resultados corroboram estudos prévios. Observou-se que alguns indivíduos aumentaram a abdução do joelho durante o drop-jump seguindo um protocolo de fadiga de membros inferiores, enquanto outros aumentaram a adução do joelho. Entretanto, a maioria dos indivíduos oscilou entre adução e abdução do joelho durante todo o movimento do joelho no plano sagital (SMITH; SIZER; JAMES, 2009). As mulheres também apresentaram respostas de abdução e adução do joelho durante a aterrissagem de um salto vertical, independentemente da fadiga, predominando o varo do joelho na primeira metade da aterrissagem e o joelho valgo na segunda metade da aterrissagem (JENKINS *et al.*, 2017). Dividir a cinemática em fases poderia evidenciar essas oscilações, que podem não ser evidentes ao analisar o movimento como um todo, como no presente estudo.

Os achados de maior abdução do quadril e adução do joelho após fadiga do *core* podem ser explicados pela posição adotada do tronco frente à fadiga de músculos do *core*, com destaque para os abdutores do quadril. O maior deslocamento médio-lateral de tronco em direção ao membro inferior de apoio favorece uma redução no braço de alavanca entre o centro de massa corporal e o quadril para geração do torque abdutor do quadril. Essa é uma estratégia tipicamente observada em indivíduos com fraqueza de abdutores do quadril, como de glúteo médio (CROSSLEY *et al.*, 2011). Assim, apesar de não ter sido observado alteração na iEMG de glúteo médio, a estratégia cinemática de tronco, possivelmente, fez com que esse grupo muscular conseguisse gerar o torque necessário para executar a tarefa com o mesmo nível de recrutamento de fibras musculares. Ou seja, o torque gerado pelos abdutores do quadril após a fadiga pode ter

contribuído para a maior abdução do quadril, impactando no alinhamento da coxa e assim, na maior adução de joelho. Essa interpretação corrobora estudos prévios que indicam que a atividade muscular nos membros inferiores pode ser alterada por mudanças na posição do tronco e da pelve (MALFAIT *et al.*, 2016; TENG; POWERS, 2016). Além disso, a adução do joelho durante a aterrissagem do salto não é necessariamente uma compensação positiva (JENKINS *et al.*, 2017). A adução do joelho exerce tração nas estruturas laterais do joelho e forças de compressão no compartimento medial do joelho, assim, lesões no ligamento colateral lateral e no menisco medial podem ocorrer quando o joelho está mais aduzido (BENDJABALLAH; SHIRAZI-ADL; ZUKOR, 1997). Destaca-se que a interpretação relativa ao torque abdutor do quadril é especulativa, sendo necessário estudos que considerem a análise cinética para verificar o impacto da fadiga do *core* nos momentos articulares do membro inferior durante o SLHD.

A comparação dos achados de EMG deste estudo com outros é limitada, uma vez que não foram encontrados estudos que avaliaram a EMG em diferentes fases do salto e que considerem a fase antecipatória desse movimento. Contudo, nossos resultados mostram que a fadiga produziu alterações nos parâmetros eletromiográficos dos músculos isquiotibiais, que atuam auxiliando no controle dos movimentos em varo e valgo durante tarefas dinâmicas que desafiam a estabilidade do joelho (LLOYD; BUCHANAN; BESIER, 2005), sendo observado redução na iEMG do BF na fase preparatória para o SLHD. Esse resultado pode representar um déficit no controle neuromuscular que inibe a geração de forças necessárias para uma estabilidade adequada do joelho

Os grupos de corredoras diferiram na atividade eletromiográfica, independente do momento avaliado. O GV apresentou maior atividade eletromiográfica do VL e ST em comparação ao GNV na fase preparatória do SLHD. A considerável função dos isquiotibiais na estabilização do joelho no plano frontal durante tarefas dinâmicas como o SLHD poderia explicar o fato do GV apresentar maior iEMG do ST na fase preparatória para o SLHD em comparação com o GNV. Além disso, Palmieri-Smith; Wojtys; Ashton-Miller (2008) encontraram uma relação entre a presença do VDJ e uma maior ativação do vasto lateral durante o salto horizontal (PALMIERI-SMITH; WOJTYS; ASHTON-MILLER, 2008). Nesse sentido, a maior ativação do VL e ST poderia ser necessária para a preparação do salto em indivíduos que apresentam valgo dinâmico do joelho, a fim de contribuir com a estabilidade articular necessária para realizar a tarefa. A estratégia de maior ativação de músculos ao redor do joelho para lidar

com uma alteração musculoesquelética já foi sugerida em estudo anterior, porém uma fase distinta do salto. Bryant; Newton; Steele (2009) mostraram que indivíduos que tiveram sucesso em atingir altos níveis de função após reconstrução do ligamento cruzado anterior exibiram atividade muscular dos isquiotibiais e quadríceps antes do contato inicial durante saltos unipodais quando comparados a pacientes não lesionados. Foi sugerido que uma ativação muscular precoce faz parte de um mecanismo com objetivo de aumentar a aproximação entre superfícies articulares e assim, evitar instabilidade durante a fase de aterrissagem de um salto (BRYANT; NEWTON; STEELE, 2009). Dessa forma, a maior atividade de VL e ST na fase preparatória do salto pode ser uma estratégia para aumentar a estabilidade articular na presença de alteração do alinhamento dinâmico do joelho, como a apresentada pelas corredoras com valgo dinâmico de joelho.

Este estudo possui limitações. A amostra foi caracterizada por corredoras recreativas saudáveis e assim, os resultados não são generalizáveis para corredores lesionados, de outros níveis funcionais ou do sexo masculino. A investigação foi conduzida em ambiente de laboratório controlado, o que pode não reproduzir as demandas durante a prática de corrida. Outras variáveis poderiam ampliar o entendimento dos efeitos da fadiga do *core* em corredoras com e sem valgo como parâmetros cinemáticos do plano transversal, parâmetros cinéticos e a ativação dos músculos do tronco. Além disso, a cinemática não foi avaliada nas diferentes fases do movimento, o que poderia proporcionar uma compreensão mais detalhada do comportamento do joelho no plano frontal. Futuros estudos podem aumentar o número de variáveis em diferentes perfis de corredores para ampliar o conhecimento dos efeitos da fadiga do *core*.

4.5. CONCLUSÃO

A fadiga do *core* piora o desempenho do SLHD, modifica o padrão cinemático (tronco, quadril e joelho) no plano frontal e diminui a atividade eletromiográfica de BF de forma similar nos grupos de corredoras com e sem VDJ. Além disso, independente do efeito da fadiga, as corredoras com VDJ apresentaram maior atividade eletromiográfica do VL e ST na fase preparatória do SLHD. Portanto, sugere-se que a fadiga pode aumentar a sensibilidade dos testes funcionais, o que corrobora com a identificação de fatores de risco para lesões esportivas que envolvam o membro inferior.

4.6. REFERÊNCIAS

ADEREM, J.; LOUW, Q. A. Biomechanical risk factors associated with iliotibial band syndrome in runners: A systematic review Rehabilitation, physical therapy and occupational health. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 16, n. 1, p. 7–9, 2015. DOI: 10.1186/s12891-015-0808-7.

ANDERSON, J. J. **Marathon Statistics 2019 Worldwide (Research)**. Disponível em: <<https://runrepeat.com/research-marathonperformance-across-nations>>.

ASKARI, Z.; ESMAEILI, H. Effect of trunk muscles fatigue on plantar pressure distribution in novice runners. **Journal of Biomechanics**, v. 122, p. 110487, 2021. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2021.110487.

AUGUSTSSON, J.; THOMEÉ, R.; KARLSSON, J. Ability of a new hop test to determine functional deficits after anterior cruciate ligament reconstruction. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 12, n. 5, p. 350–356, 2004. DOI: 10.1007/s00167-004-0518-4.

BANDY, W. D.; RUSCHE, K. R.; TEKULVE, F. Y. Reliability and limb symmetry for five unilateral functional tests of the lower extremities. **Isokinetics and Exercise Science**, v. 4, n. 3, p. 108–111, 1994. DOI: 10.3233/ies-1994-4304.

BAZETT-JONES, D. M.; TYLINKSI, T.; KRSTIC, J.; STROMQUIST, A.; SPARKS, J. Peak hip muscle torque measurements are influenced by sagittal plane hip position. **Int J Sports Phys Ther.**, v. 12, n. 4, p. 535–542, 2017.

BENDJABALLAH, M. Z.; SHIRAZI-ADL, A.; ZUKOR, D. J. Finite element analysis of human knee joint in varus-valgus. **Clinical Biomechanics**, v. 12, n. 3, p. 139–148, 1997. DOI: 10.1016/s0268-0033(97)00072-7.

BITTENCOURT, N. F. N.; SANTOS, T. R. T.; GONÇALVES, G. G. P.; COELHO, A. P.; GOMES, B. G. B. de M.; MENDONÇA, L. D. M.; FONSECA, S. T. Reference values of hip abductor torque among youth athletes: Influence of age, sex and sports. **Physical Therapy in Sport**, v. 21, n. 2016, p. 1–6, 2016. DOI: 10.1016/j.ptsp.2015.12.005.

BOLGLA, L. A.; KESKULA, D. R. Reliability of lower extremity functional performance tests. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 26, n. 3, p. 138–142, 1997. DOI: 10.2519/jospt.1997.26.3.138.

BOROTIKAR, B. S.; NEWCOMER, R.; KOPPES, R.; MCLEAN, S. G.

Combined effects of fatigue and decision making on female lower limb landing postures: Central and peripheral contributions to ACL injury risk. **Clinical Biomechanics**, v. 23, n. 1, p. 81–92, 2008. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2007.08.008

BRYANT, A. L.; NEWTON, R. U.; STEELE, J. Successful feed-forward strategies following ACL injury and reconstruction. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, n. 5, p. 988–997, 2009. DOI: 10.1016/j.jelekin.2008.06.001.

CHAUDHARI, A. M. W.; VAN HORN, M. R.; MONFORT, S. M.; PAN, X.; OÑATE, J. A.; BEST, T. M. Reducing Core Stability Influences Lower Extremity Biomechanics in Novice Runners. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 52, n. 6, p. 1347–1353, 2020. DOI: 10.1249/MSS.0000000000002254.

COHEN, J. **Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences**. 1988.

COMERFORD, M. J.; MOTTRAM, S. L. Review article: Movement and stability dysfunction - Contemporary developments. **Manual Therapy**, v. 6, n. 1, p. 15–26, 2001. DOI: 10.1054/math.2000.0388.

CROSSLEY, K. M.; ZHANG, W. J.; SCHACHE, A. G.; BRYANT, A.; COWAN, S. M. Performance on the single-leg squat task indicates hip abductor muscle function. **American Journal of Sports Medicine**, v. 39, n. 4, p. 866–873, 2011. DOI: 10.1177/0363546510395456.

DE BLAISER, C.; DE RIDDER, R.; WILLEMS, T.; DANNEELS, L.; ROOSEN, P. Reliability and validity of trunk flexor and trunk extensor strength measurements using handheld dynamometry in a healthy athletic population. **Physical Therapy in Sport**, v. 34, p. 180–186, 2018. DOI: 10.1016/j.ptsp.2018.10.005.

DINGENEN, B.; MALFAIT, B.; NIJS, S.; PEERS, K. H. E.; VERECKEN, S.; VERSCHUEREN, S. M. P.; STAES, F. F. Can two-dimensional video analysis during single-leg drop vertical jumps help identify non-contact knee injury risk? A one-year prospective study. **Clinical Biomechanics**, v. 30, n. 8, p. 781–787, 2015. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2015.06.013.

FÄLTSTRÖM, A.; KVIST, J.; BITTENCOURT, N. F. N.; MENDONÇA, L. D.; HÄGGLUND, M. Clinical Risk Profile for a Second Anterior Cruciate Ligament Injury in Female Soccer Players After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. **American Journal of Sports Medicine**, v. 49, n. 6, p. 1421–1430, 2021. DOI: 10.1177/0363546521999109.

FREDERICSON, M.; MOORE, T. Muscular balance, core stability, and

injury prevention for middle- and long-distance runners. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America**, v. 16, n. 3, p. 669–689, 2005. DOI: 10.1016/j.pmr.2005.03.001.

GOOSSENS, L.; WITVROUW, E.; VANDEN BOSSCHE, L.; DE CLERCQ, D. Lower eccentric hamstring strength and single leg hop for distance predict hamstring injury in PETE students. **European Journal of Sport Science**, v. 15, n. 5, p. 436–442, 2015. DOI: 10.1080/17461391.2014.955127.

GREENBERGER, H. B.; PATERNO, M. V. Relationship of knee extensor strength and hopping test performance in the assessment of lower extremity function. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 22, n. 5, p. 202–206, 1995. DOI: 10.2519/jospt.1995.22.5.202.

HARRIS-HAYES, M.; STEGER-MAY, K.; KOH, C.; ROYER, N. K.; GRACI, V.; SALSICH, G. B. Classification of lower extremity movement patterns based on visual assessment: Reliability and correlation with 2-dimensional video analysis. **Journal of Athletic Training**, v. 49, n. 3, p. 304–310, 2014. DOI: 10.4085/1062-6050-49.2.21.

HERMENS, H. J.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C.; RAU, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, n. 5, p. 361–374, 2000. DOI: 10.1016/s1050-6411(00)00027-4.

HOLLMAN, J. H.; GINOS, B. E.; KOZUCHOWSKI, J.; VAUGHN, A. S.; KRAUSE, D. A.; YODAS, J. W. Relationships between knee valgus, hip-muscle strength, and hip-muscle recruitment during a single-limb step-down. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 18, n. 1, p. 104–117, 2009. DOI: 10.1123/jsr.18.1.104.

JENKINS, W. L.; WILLIAMS, D. S. B.; WILLIAMS, K.; HEFNER, J.; WELCH, H. Sex differences in total frontal plane knee movement and velocity during a functional single-leg landing. **Physical Therapy in Sport**, v. 24, p. 1–6, 2017. DOI: 10.1016/j.ptsp.2016.09.005.

KATOH, M.; YAMASAKI, H. Test-retest reliability of isometric leg muscle strength measurements made using a hand-held dynamometer restrained by a belt: Comparisons during and between Sessions. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 21, n. 3, p. 239–243, 2009. DOI:10.1589/jpts.21.239.

KEMLER, E.; BLOKLAND, D.; BACKX, F.; HUISSTEDDE, B. Differences

in injury risk and characteristics of injuries between novice and experienced runners over a 4-year period. **Physician and Sportsmedicine**, v. 46, n. 4, p. 485–491, 2018. DOI: 10.1080/00913847.2018.1507410.

LAKENS, D. Calculating and reporting effect sizes to facilitate cumulative science: A practical primer for t-tests and ANOVAs. **Frontiers in Psychology**, v. 4, n. NOV, p. 1–12, 2013. DOI: 10.3389/fpsyg.2013.00863.

LIEDERBACH, M.; KREMENIC, I. J.; ORISHIMO, K. F.; PAPPAS, E.; HAGINS, M. Comparison of landing biomechanics between male and female dancers and athletes, part 2: Influence of fatigue and implications for anterior cruciate ligament injury. **American Journal of Sports Medicine**, v. 42, n. 5, p. 1089–1095, 2014. DOI: 10.1177/0363546514524525.

LINTON, L.; VALENTIN, S. Running with injury: A study of UK novice and recreational runners and factors associated with running related injury. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 21, n. 12, p. 1221–1225, 2018. DOI: 10.1016/j.jsams.2018.05.021.

LLOYD, D. G.; BUCHANAN, T. S.; BESIER, T. F. Neuromuscular biomechanical modeling to understand knee ligament loading. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 37, n. 11, p. 1939–1947, 2005. DOI: 10.1249/01.mss.0000176676.49584.ba.

LOGGERSTEDT, D.; GRINDEM, H.; LYNCH, A.; EITZEN, I. Single-legged Hop test as predictors of self-reported knee function after ACL reconstruction. **The American journal of sports medicine**, v. 40, n. July 2012, p. 2348–2356, 2013. DOI: 10.1177/036354651245755.

MALFAIT, B.; DINGENEN, B.; SMEETS, A.; STAES, F.; PATAKY, T.; ROBINSON, M. A.; VANRENTERGHEM, J.; VERSCHUEREN, S. Knee and hip joint kinematics predict quadriceps and hamstrings neuromuscular activation patterns in drop jump landings. **PLoS ONE**, v. 11, n. 4, p. 1–18, 2016. DOI: 10.1371/journal.pone.0153737.

MCMULLEN, K. L.; COSBY, N. L.; HERTEL, J.; INGERSOLL, C. D.; HART, J. M. Lower extremity neuromuscular control immediately after fatiguing hip-abduction exercise. **Journal of Athletic Training**, v. 46, n. 6, p. 607–614, 2011. DOI: 10.4085/1062-6050-46.6.607.

MENDONÇA, L. D. M.; BITTENCOURT, N. F. N.; FREIRE, R. L.;

CAMPOS, V. C.; FERREIRA, T. V.; SILVA, P. L. Hip external rotation isometric torque for soccer, basketball, and volleyball athletes: normative data and asymmetry index. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 26, n. 1, p. 0–5, 2022. DOI: 10.1016/j.bjpt.2022.100391.

MONTORO-BOMBÚ, R.; MIRANDA-OLIVEIRA, P.; VALAMATOS, M. J.; JOÃO, F.; BUURKE, T. J. W.; SANTOS, A. C.; RAMA, L. Spatiotemporal variables comparison between drop jump and horizontal drop jump in elite jumpers and sprinters. **PeerJ**, v. 12, p. 1–14, 2024. DOI: 10.7717/peerj.17026.

MOSTAED, M. F.; WERNER, D. M.; BARRIOS, J. A. 2D and 3D Kinematics During Lateral Step-Down Testing in Individuals With Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. **International Journal of Sports Physical Therapy**, v. 13, n. 1, p. 77–85, 2018. DOI:10.26603/ijspst20180077.

MUSGJERD, T.; ANASON, J.; RUTHERFORD, D.; KERNOZEK, T. W. Effect of increasing running cadence on peak impact force in an outdoor environment. **International Journal of Sports Physical Therapy**, v. 16, n. 4, p. 1076–1083, 2021. DOI: 10.26603/001c.25166.

ORTIZ, A.; OLSON, S. L.; ETNYRE, B.; TRUDELLE-JACKSON, E. E.; BARTLETT, W.; VENEGAS-RIOS, H. L. Fatigue effects on knee joint stability during two jump tasks in women. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 24, n. 4, p. 1019–1027, 2010. DOI: 10.1519/JSC.0b013e3181c7c5d4.

PALMER, K.; HEBRON, C.; WILLIAMS, J. M. A randomised trial into the effect of an isolated hip abductor strengthening programme and a functional motor control programme on knee kinematics and hip muscle strength. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 16, n. 1, p. 1–8, 2015. DOI: 10.1186/s12891-015-0563-9.

PALMIERI-SMITH, R. M.; WOJTYS, E. M.; ASHTON-MILLER, J. A. Association between preparatory muscle activation and peak valgus knee angle. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 18, n. 6, p. 973–979, 2008. DOI: 10.1016/j.jelekin.2007.03.007.

PARK, K. M.; CYNN, H. S.; CHOUNG, S. D. Musculoskeletal predictors of movement quality for the forward step-down test in asymptomatic women. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 43, n. 7, p. 504–510, 2013. DOI: 10.2519/jospt.2013.4073.

PELEG, S.; PELLEK-KALLEVAG, R.; ALMOG, Y.; HERMAN, G.;

NAKDIMON, O.; ARNON, M.; DAR, G. Forward step down test - clinical rating is correlated with joint angles of the pelvis and hip: an observational study. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 24, n. 1, p. 1–9, 2023. DOI: 10.1186/s12891-023-06943-4.

ROSS, M. D.; LANGFORD, B.; WHELAN, P. J. Test-retest reliability of 4 single-leg horizontal hop tests. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 16, n. 4, p. 617–622, 2002. DOI: 10.1519/1533-4287(2002)016<0617:trros>2.0.co;2.

SASAKI, S.; TSUDA, E.; YAMAMOTO, Y.; MAEDA, S.; KIMURA, Y.; FUJITA, Y.; ISHIBASHI, Y. Core-muscle training and neuromuscular control of the lower limb and trunk. **Journal of Athletic Training**, v. 54, n. 9, p. 959–969, 2019. DOI: 10.4085/1062-6050-113-17.

SCHMITZ, A.; RUSSO, K.; NICHOLSON, L.; NOEHREN, B. Do novice runners have weak hips and bad running form? **Gait Posture**, v. 40, n. 1, p. 82–86, 2014. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2014.02.014.

SMITH, M. P.; SIZER, P. S.; JAMES, C. R. Effects of fatigue on frontal plane knee motion, muscle activity, and ground reaction forces in men and women during landing. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 8, n. 3, p. 419–427, 2009.

SOUZA, R. B.; POWERS, C. M. Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 39, n. 1, p. 12–19, 2009. DOI: 10.2519/jospt.2009.2885.

SURENKOK, O.; KIN-ISLER, A.; AYTAR, A.; GÜLTEKIN, Z. Effect of trunk-muscle fatigue and lactic acid accumulation on balance in healthy subjects. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 17, n. 4, p. 380–386, 2008. DOI: 10.1123/jsr.17.4.380.

TENG, H. L.; POWERS, C. M. Hip-extensor strength, trunk posture, and use of the knee-extensor muscles during running. **Journal of Athletic Training**, v. 51, n. 7, p. 519–524, 2016. DOI: 10.4085/1062-6050-51.8.05.

THORBORG, K.; PETERSEN, J.; MAGNUSSON, S. P.; HÖLMICH, P. Clinical assessment of hip strength using a hand-held dynamometer is reliable. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 20, n. 3, p. 493–501, 2010. DOI: 10.1111/j.1600-0838.2009.00958.x.

TURKMEN, O. B.; OZYUREK, S.; GENÇ, A. Effects of acute lower limb and trunk fatigue on balance, performance, and skin temperature in healthy males.

Journal of Musculoskeletal Neuronal Interactions, v. 23, n. 2, p. 215–222, 2023.

VAN MELICK, N.; MEDDELER, B. M.; HOOGEBOOM, T. J.; NIJHUIS-VAN DER SANDEN, M. W. G.; VAN CINGEL, R. E. H. How to determine leg dominance: The agreement between self-reported and observed performance in healthy adults. **PLoS ONE**, v. 12, n. 12, p. 1–9, 2017. DOI: 10.1371/journal.pone.0189876.

VAN POPPEL, D.; SCHOLTEN-PEETERS, G. G. M.; VAN MIDDELKOOP, M.; VERHAGEN, A. P. Prevalence, incidence and course of lower extremity injuries in runners during a 12-month follow-up period. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 24, n. 6, p. 943–949, 2014. DOI: 10.1111/sms.12110.

VIDEBÆK, S.; BUENO, A. M.; NIELSEN, R. O.; RASMUSSEN, S. Incidence of Running-Related Injuries Per 1000 h of running in Different Types of Runners: A Systematic Review and Meta-Analysis. **Sports Medicine**, v. 45, n. 7, p. 1017–1026, 2015. DOI: 10.1007/s40279-015-0333-8.

WEEKS, B. K.; CARTY, C. P.; HORAN, S. A. Effect of sex and fatigue on single leg squat kinematics in healthy young adults. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 16, n. 1, p. 3–11, 2015. DOI: 10.1186/s12891-015-0739-3.

WILCZYŃSKI, B.; RADZIMIŃSKI, Ł.; SOBIERAJSKA-REK, A.; DE TILLIER, K.; BRACHA, J.; ZORENA, K. Biological Maturation Predicts Dynamic Balance and Lower Limb Power in Young Football Players. **Biology**, v. 11, n. 8, 2022. DOI: 10.3390/biology11081167.

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. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2007.08.025.

WYNDOW, N.; DE JONG, A.; RIAL, K.; TUCKER, K.; COLLINS, N.; VICENZINO, B.; RUSSELL, T.; CROSSLEY, K. The relationship of foot and ankle mobility to the frontal plane projection angle in asymptomatic adults. **Journal of Foot and Ankle Research**, v. 9, n. 1, p. 1–7, 2016. DOI: 10.1186/s13047-016-0134-9.

YAMATO, T. P.; SARAGIOTTO, B. T.; LOPES, A. D. A consensus definition of running-related injury in recreational runners: A modified Delphi approach. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 45, n. 5, p. 375–380, 2015. DOI: 10.2519/jospt.2015.5741.

ZAMBARANO, E.; GLAVIANO, N.; BOUILLON, L.; NORTE, G.; MURRAY, A. Effect of Exhaustive Exercise on Lumbopelvic-Hip Complex Stability, Muscle Activity, and Movement Patterns. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 74, n. October 2023, p. 102852, 2024. DOI: 10.1016/j.jelekin.2023.102852.

Tabela 1. Dados antropométricos, característica de treino e de força muscular das corredoras.

Variável	GV		GNV		Teste t Independente		
	<i>Média (DP)</i>	<i>IC 95%</i>	<i>Média (DP)</i>	<i>IC 95%</i>	<i>t</i>	<i>p</i>	<i>Cohen's d</i>
Idade (anos)	27,05 (4,69)	(24,82 a 29,29)	25,00 (3,92)	(23,32 a 26,67)	1,473	0,15	0,48
Altura (m)	1,62 (0,06)	(1,59 a 1,65)	1,64 (0,04)	(1,62 a 1,66)	-0,949	0,34	-0,31
Peso (kg)	56,36 (7,22)	(52,93 a 59,79)	59,73 (6,16)	(57,09 a 62,36)	-1,551	0,13	-0,50
IMC (kg/m ²)	21,34 (2,30)	(20,24 a 22,43)	22,32 (2,26)	(21,35 a 23,29)	-1,324	0,19	-0,43
Experiência em corrida (meses)	30,70 (38,87)	(12,22 a 49,18)	18,28 (28,17)	(6,23 a 30,33)	1,141	0,26	0,37
Volume de treino (km/semana)	16,17 (4,62)	(13,97 a 18,37)	15,09 (4,82)	(13,03 a 17,15)	0,699	0,48	0,22
Torque muscular (Nm/kg)							
Tronco							
Flexores	0,75 (0,31)	(0,61 a 0,90)	0,76 (0,25)	(0,65 a 0,87)	-0,055	0,95	-0,01
Extensores	0,87 (0,33)	(0,71 a 1,03)	0,81 (0,16)	(0,74 a 0,88)	0,723	0,47	0,23
Flexores laterais direito	0,71 (0,17)	(0,63 a 0,79)	0,71 (0,13)	(0,65 a 0,77)	0,018	0,98	0,00
Flexores laterais esquerdo	0,71 (0,15)	(0,64 a 0,79)	0,73 (0,16)	(0,66 a 0,80)	-0,254	0,80	-0,08
Quadril							
Abdutores	1,47 (0,30)	(1,33 a 1,62)	1,54 (0,28)	(1,42 a 1,66)	-0,709	0,48	-0,23
Adutores	0,96 (0,23)	(0,85 a 1,08)	0,93 (0,18)	(0,85 a 1,01)	0,459	0,45	0,15
Extensores	1,04 (0,30)	(0,90 a 1,19)	1,07 (0,30)	(0,94 a 1,20)	-0,240	0,81	-0,07
Rotadores laterais	0,79 (0,28)	(0,65 a 0,92)	0,71 (0,15)	(0,64 a 0,77)	1,107	0,27	0,36
Joelho							
Extensores	1,81 (0,52)	(1,56 a 2,06)	1,84 (0,45)	(1,64 a 2,04)	-0,201	0,84	-0,06
Flexores	1,21 (0,44)	(1,00 a 1,42)	1,18 (0,23)	(1,08 a 1,29)	0,243	0,80	0,07
Tornozelo							

Flexores plantares	0,95 (0,45)	(0,73 a 1,17)	0,85 (0,34)	(0,70 a 1,00)	0,784	0,43	0,25
Dorsiflexores	0,36 (0,14)	(0,30 a 0,43)	0,32 (0,08)	(0,28 a 0,35)	1,249	0,22	0,40

Legenda: GV: grupo de corredoras com valgo dinâmico do joelho; GNV: grupo de corredoras sem valgo dinâmico do joelho; DP: Desvio padrão, IC: Intervalo de confiança; IMC: Índice de Massa Corporal.

Tabela 2. Desempenho no *Single-Leg Hop for Distance* antes e após o protocolo de fadiga muscular do *core*.

Variável	Pré-fadiga				Pós-fadiga				ANOVA					
	GV		GNV		GV		GNV		Efeito grupo		Efeito tempo		Interação	
	<i>Média (DP)</i>	<i>IC 95%</i>	<i>Média (DP)</i>	<i>IC 95%</i>	<i>Média (DP)</i>	<i>IC 95%</i>	<i>Média (DP)</i>	<i>IC 95%</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
Distância (cm)	80,72 (13,93)	(74,10 a 87,34)	85,20 (14,12)	(79,16 a 91,24)	76,40 (16,83)	(68,40 a 84,40)	82,15 (14,63)	(75,89 a 88,41)	1,271	0,26	4,692	0,03*	0,141	0,71

Legenda: GV: grupo de corredoras com valgo dinâmico do joelho; GNV: grupo de corredoras sem valgo dinâmico do joelho; DP: Desvio padrão, IC: Intervalo de confiança; *: $p < 0,05$.

Tabela 3. Ângulos mínimo, máximo e excursão angular do quadril, joelho e tornozelo no plano sagital e do quadril e joelho no plano frontal (°).

Variável	Pré-fadiga				Pós-fadiga				ANOVA					
	GV		GNV		GV		GNV		Efeito grupo		Efeito tempo		Interação	
	Média (DP)	IC 95%	Média (DP)	IC 95%	Média (DP)	IC 95%	Média (DP)	IC 95%	F	p	F	p	F	p
Ângulo Mínimo no Plano Sagital														
Quadril	-5,95 (7,08)	(-9,32 a -2,58)	-2,65 (7,63)	(-5,91 a 0,61)	-7,60 (7,73)	(-11,27 a -3,92)	-7,49 (20,46)	(-16,25 a 1,25)	0,303	0,58	1,473	0,23	0,357	0,55
Joelho	-53,72 (7,70)	(-57,38 a -50,06)	-52,01 (9,37)	(-56,02 a -48,00)	-51,80 (6,42)	(-54,85 a -48,74)	-53,03 (9,01)	(-56,89 a -49,17)	0,010	0,92	0,143	0,70	1,531	0,22
Tornozelo	-10,64 (7,60)	(-14,25 a -7,02)	-10,80 (6,91)	(-13,76 a -7,84)	-11,41 (7,94)	(-15,18 a -7,63)	-16,89 (20,48)	(-25,65 a -8,13)	0,752	0,39	1,932	0,17	1,162	0,28
Ângulo Mínimo no Plano Frontal														
Quadril	89,58 (9,51)	(85,06 a 94,11)	89,67 (4,54)	(87,73 a 91,61)	88,49 (10,05)	(83,71 a 93,27)	87,33 (6,18)	(84,68 a 89,98)	0,050	0,82	6,054	0,01*	0,796	0,37
Joelho	162,24 (6,08)	(159,35 a 165,14)	165,59 (4,65)	(163,59 a 167,58)	163,37 (5,68)	(160,66 a 166,07)	164,98 (3,92)	(163,30 a 166,66)	2,352	0,13	0,512	0,47	5,796	0,02*
Ângulo Máximo no Plano Sagital														
Quadril	47,06 (9,05)	(42,75 a 51,36)	47,04 (16,48)	(39,99 a 54,09)	42,74 (9,76)	(38,10 a 47,38)	40,37 (29,35)	(27,81 a 52,92)	0,056	0,81	2,524	0,12	0,116	0,73
Joelho	-3,48 (5,79)	(-6,24 a -0,73)	-4,10 (6,35)	(-6,82 a -1,38)	-2,40 (6,07)	(-5,28 a 0,48)	-5,13 (6,11)	(-7,74 a -2,51)	1,017	0,32	<0,01	0,97	0,926	0,34
Tornozelo	29,14 (7,73)	(25,46 a 32,82)	27,82 (8,72)	(24,09 a 31,56)	28,11 (8,07)	(24,27 a 31,95)	20,55 (21,00)	(11,57 a 29,54)	1,761	0,19	2,427	0,12	1,372	0,24
Ângulo Máximo no Plano Frontal														

Quadril	112,04 (7,38)	(108,53 a 115,55)	108,46 (4,48)	(106,54 a 110,38)	110,65 (7,30)	(107,18 a 114,13)	107,52 (5,20)	(105,29 a 109,74)	3,187	0,08	3,311	0,07	0,119	0,73
Joelho	174,96 (5,88)	(172,16 a 177,76)	175,32 (3,70)	(173,73 a 176,90)	176,12 (7,12)	(172,74 a 179,51)	176,49 (4,51)	(174,56 a 178,42)	0,048	0,82	4,860	0,03*	<0,01	0,98
<i>Excursão no Plano Sagital</i>														
Quadril	53,01 (8,81)	(48,82 a 57,20)	49,69 (12,74)	(44,24 a 55,14)	50,34 (8,85)	(46,13 a 54,55)	47,86 (13,89)	(41,92 a 53,80)	0,681	0,41	2,712	0,10	0,095	0,76
Joelho	50,23 (7,49)	(46,67 a 53,80)	47,90 (5,66)	(45,48 a 50,33)	49,40 (4,97)	(47,03 a 51,76)	47,90 (7,06)	(44,88 a 50,92)	1,004	0,32	0,255	0,61	0,250	0,62
Tornozelo	39,78 (7,14)	(36,38 a 43,18)	38,63 (6,94)	(35,66 a 41,60)	39,52 (6,20)	(36,57 a 42,46)	37,45 (7,50)	(34,24 a 40,66)	0,572	0,45	0,759	0,38	0,309	0,58
<i>Excursão no Plano Frontal</i>														
Quadril	22,45 (6,62)	(19,30 a 25,60)	18,78 (4,38)	(16,91 a 20,65)	22,16 (7,17)	(18,75 a 25,57)	20,18 (5,58)	(17,79 a 22,57)	2,366	0,13	0,829	0,36	1,905	0,17
Joelho	12,71 (5,08)	(10,30 a 15,13)	9,72 (3,63)	(8,17 a 11,28)	12,75 (6,35)	(9,73 a 15,77)	11,51 (4,40)	(9,62 a 13,39)	2,017	0,16	2,686	0,11	2,468	0,12

Legenda: GV: grupo de corredoras com valgo dinâmico do joelho; GNV: grupo de corredoras sem valgo dinâmico do joelho; DP: Desvio padrão, IC: Intervalo de confiança; °: graus; *: $p < 0,05$. No plano sagital, valores positivos indicam flexão do quadril, extensão do joelho e flexão plantar do tornozelo. No plano frontal, valores positivos indicam adução de quadril e varo do joelho.

Tabela 4. Deslocamento linear do ombro antes e após o protocolo de fadiga muscular do *core* (cm).

Variável	Pré-fadiga				Pós-fadiga				ANOVA					
	GV		GNV		GV		GNV		Efeito grupo		Efeito tempo		Interação	
	<i>Media (DP)</i>	<i>IC 95%</i>	<i>Media (DP)</i>	<i>IC 95%</i>	<i>Media (DP)</i>	<i>IC 95%</i>	<i>Media (DP)</i>	<i>IC 95%</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
Mediolateral	23,33 (7,21)	(19,90 a 26,76)	23,30 (10,20)	(18,83 a 27,77)	26,78 (9,59)	(22,23 a 31,34)	26,30 (9,31)	(22,22 a 30,38)	0,009	0,92	6,203	0,01*	0,030	0,86
Anteroposterior	90,25 (15,85)	(82,71 a 97,79)	93,23 (12,78)	(87,63 a 98,83)	87,63 (16,94)	(79,57 a 95,69)	92,30 (13,83)	(86,24 a 98,36)	0,710	0,40	0,963	0,33	0,217	0,64
Vertical	26,44 (6,14)	(23,52 a 29,36)	30,69 (14,51)	(24,32 a 37,05)	28,83 (14,18)	(22,09 a 35,58)	28,22 (13,29)	(22,39 a 34,04)	0,259	0,61	<0,01	0,98	1,265	0,26

Legenda: GV: grupo de corredoras com valgo dinâmico do joelho; GNV: grupo de corredoras sem valgo dinâmico do joelho; DP: Desvio padrão, IC: Intervalo de confiança; *: $p < 0,05$. Valores positivos do deslocamento linear indicam maior deslocamento anterior, vertical inferior e mediolateral na direção do membro inferior de apoio.

Tabela 5. Integral da atividade eletromiográfica (iEMG) em cada fase do movimento antes e após o protocolo de fadiga muscular do *core*.

Variável	Pré-fadiga				Pós-fadiga				ANOVA					
	GV		GNV		GV		GNV		Efeito grupo		Efeito tempo		Interação	
	<i>Média (DP)</i>	<i>IC 95%</i>	<i>Média (DP)</i>	<i>IC 95%</i>	<i>Média (DP)</i>	<i>IC 95%</i>	<i>Média (DP)</i>	<i>IC 95%</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
<i>F1 – Fase Preparatória</i>														
TA	1,72 (0,80)	(1,34 a 2,11)	1,50 (1,11)	(1,03 a 1,98)	1,71 (0,73)	(1,36 a 2,05)	1,64 (0,90)	(1,25 a 2,02)	0,277	0,60	0,236	0,63	0,392	0,53
GM	0,68 (0,46)	(0,45 a 0,90)	0,50 (0,43)	(0,32 a 0,69)	0,55 (0,34)	(0,38 a 0,71)	0,50 (0,35)	(0,34 a 0,65)	1,401	0,24	0,544	0,46	0,463	0,50
VMO	0,43 (0,38)	(0,25 a 0,62)	0,31 (0,25)	(0,20 a 0,41)	0,47 (0,39)	(0,28 a 0,66)	0,30 (0,21)	(0,21 a 0,39)	2,795	0,10	0,063	0,80	0,202	0,65
VL	0,49 (0,40)	(0,30 a 0,68)	0,29 (0,18)	(0,21 a 0,37)	0,41 (0,27)	(0,28 a 0,54)	0,27 (0,16)	(0,20 a 0,34)	4,621	0,03*	1,798	0,18	0,424	0,51
BF	0,35 (0,22)	(0,24 a 0,45)	0,26 (0,17)	(0,18 a 0,34)	0,27 (0,17)	(0,19 a 0,35)	0,20 (0,10)	(0,16 a 0,25)	2,866	0,09	4,456	0,04*	0,155	0,69
ST	0,61 (0,46)	(0,39 a 0,83)	0,42 (0,34)	(0,27 a 0,57)	0,58 (0,55)	(0,31 a 0,84)	0,28 (0,26)	(0,17 a 0,39)	4,663	0,03*	1,590	0,21	0,518	0,47
SO	0,55 (0,26)	(0,42 a 0,68)	0,65 (0,34)	(0,50 a 0,80)	0,51 (0,31)	(0,36 a 0,66)	0,47 (0,32)	(0,33 a 0,61)	0,111	0,74	2,944	0,09	1,202	0,28
GMED	0,60 (0,32)	(0,45 a 0,75)	0,48 (0,34)	(0,33 a 0,63)	0,54 (0,30)	(0,39 a 0,68)	0,39 (0,24)	(0,28 a 0,49)	3,009	0,09	1,670	0,20	0,065	0,80
GMAX	0,35 (0,26)	(0,22 a 0,47)	0,33 (0,25)	(0,22 a 0,44)	0,39 (0,24)	(0,27 a 0,50)	0,28 (0,17)	(0,20 a 0,35)	1,042	0,31	0,016	0,89	1,147	0,29
<i>F2 – Fase Excêntrica para Decolagem</i>														
TA	9,42 (4,56)	(7,25 a 11,59)	9,67 (5,11)	(7,49 a 11,86)	8,94 (3,93)	(7,07 a 10,81)	9,00 (4,14)	(7,23 a 10,78)	0,015	0,90	0,810	0,37	0,022	0,88
GM	9,54 (3,50)	(7,87 a 11,20)	8,65 (4,74)	(6,62 a 10,68)	8,83 (3,26)	(7,27 a 10,38)	8,08 (3,88)	(6,42 a 9,74)	0,625	0,43	0,701	0,40	0,009	0,92

VMO	9,57 (4,23)	(7,56 a 11,59)	8,88 (5,95)	(6,33 a 11,43)	8,90 (3,11)	(7,42 a 10,38)	8,60 (3,78)	(6,98 a 10,22)	0,161	0,69	0,385	0,53	0,068	0,79
VL	8,75 (4,09)	(6,80 a 10,70)	8,42 (5,54)	(6,05 a 10,79)	8,70 (4,13)	(6,74 a 10,67)	8,18 (5,28)	(5,92 a 10,44)	0,095	0,75	0,033	0,85	0,014	0,90
BF	8,41 (3,73)	(6,64 a 10,19)	8,32 (4,76)	(6,28 a 10,35)	8,40 (3,89)	(6,55 a 10,26)	6,68 (3,34)	(5,25 a 8,11)	0,629	0,43	1,846	0,18	1,807	0,18
ST	10,04 (4,08)	(8,10 a 11,99)	9,10 (5,11)	(6,91 a 11,29)	8,81 (4,30)	(6,76 a 10,86)	7,87 (3,27)	(6,47 a 9,27)	0,679	0,41	2,468	0,12	<0,01	0,99
SO	10,29 (3,53)	(8,61 a 11,97)	9,55 (5,12)	(7,36 a 11,74)	9,51 (4,22)	(7,51 a 11,52)	8,44 (4,36)	(6,57 a 10,31)	0,505	0,48	2,072	0,15	0,062	0,80
GMED	8,72 (3,94)	(6,84 a 10,59)	8,78 (4,97)	(6,65 a 10,91)	7,78 (3,41)	(6,15 a 9,40)	8,26 (3,95)	(6,57 a 9,95)	0,054	0,81	1,189	0,28	0,097	0,75
GMAX	6,87 (4,57)	(4,70 a 9,05)	6,19 (4,26)	(4,37 a 8,02)	7,30 (3,70)	(5,54 a 9,06)	5,69 (2,80)	(4,49 a 6,89)	1,114	0,29	0,004	0,95	0,532	0,47
F3 – Fase Propulsiva														
TA	6,27 (2,20)	(5,22 a 7,32)	5,45 (1,80)	(4,68 a 6,22)	6,11 (1,85)	(5,23 a 6,99)	5,85 (1,69)	(5,13 a 6,58)	1,049	0,31	0,151	0,70	0,791	0,38
GM	5,94 (1,64)	(5,16 a 6,72)	6,49 (2,27)	(5,51 a 7,46)	6,27 (2,48)	(5,09 a 7,45)	7,83 (2,51)	(6,75 a 8,90)	3,118	0,08	3,561	0,06	1,304	0,26
VMO	7,52 (1,81)	(6,66 a 8,39)	7,17 (2,01)	(6,30 a 8,03)	6,93 (1,91)	(6,02 a 7,84)	7,52 (2,48)	(6,46 a 8,58)	0,039	0,84	0,112	0,74	1,791	0,18
VL	7,46 (2,67)	(6,18 a 8,73)	6,42 (1,61)	(5,73 a 7,11)	6,25 (1,99)	(5,31 a 7,20)	6,91 (2,50)	(5,84 a 7,98)	0,097	0,75	0,844	0,36	4,723	0,03*
BF	7,62 (2,22)	(6,56 a 8,68)	7,83 (2,33)	(6,84 a 8,83)	7,69 (2,24)	(6,63 a 8,76)	7,42 (2,58)	(6,32 a 8,53)	0,002	0,96	0,168	0,68	0,356	0,55
ST	7,06 (2,12)	(6,05 a 8,07)	6,94 (2,16)	(6,02 a 7,87)	6,93 (2,29)	(5,84 a 8,03)	7,13 (2,31)	(6,14 a 8,12)	0,004	0,94	0,006	0,93	0,162	0,69
SO	7,23 (1,86)	(6,35 a 8,12)	7,15 (2,15)	(6,23 a 8,07)	6,79 (2,62)	(5,54 a 8,03)	7,79 (1,45)	(7,17 a 8,42)	0,647	0,42	0,089	0,76	2,647	0,11

GMED	7,92 (2,24)	(6,85 a 8,99)	6,88 (2,52)	(5,79 a 7,96)	6,73 (2,23)	(5,67 a 7,80)	7,50 (2,85)	(6,28 a 8,72)	0,043	0,83	0,370	0,54	3,822	0,06
GMAX	6,75 (2,20)	(5,70 a 7,79)	5,89 (2,48)	(4,83 a 6,95)	7,29 (3,10)	(5,82 a 8,77)	6,77 (2,33)	(5,77 a 7,77)	0,896	0,35	3,329	0,07	0,176	0,67
<i>F4 – Fase Excêntrica da Aterrissagem</i>														
TA	5,38 (2,90)	(4,00 a 6,76)	5,28 (2,09)	(4,39 a 6,18)	5,21 (2,09)	(4,22 a 6,20)	4,76 (1,41)	(4,16 a 5,36)	0,246	0,62	0,645	0,42	0,169	0,68
GM	3,72 (0,82)	(3,33 a 4,12)	4,09 (1,81)	(3,31 a 4,86)	3,35 (0,91)	(2,91 a 3,78)	4,04 (1,06)	(3,58 a 4,49)	2,819	0,10	0,666	0,42	0,396	0,53
VMO	4,95 (1,85)	(4,07 a 5,83)	4,18 (1,68)	(3,46 a 4,90)	5,41 (1,70)	(4,60 a 6,22)	5,02 (2,31)	(4,03 a 6,01)	1,183	0,28	3,936	0,06	0,354	0,55
VL	5,24 (1,72)	(4,42 a 6,06)	4,36 (1,87)	(3,56 a 5,17)	5,36 (1,89)	(4,46 a 6,26)	4,85 (2,25)	(3,89 a 5,82)	2,053	0,16	0,534	0,47	0,189	0,66
BF	5,23 (1,80)	(4,37 a 6,09)	4,60 (1,49)	(3,95 a 5,24)	5,14 (2,18)	(4,10 a 6,18)	4,71 (1,71)	(3,98 a 5,44)	1,035	0,31	0,001	0,97	0,155	0,69
ST	5,06 (2,13)	(4,04 a 6,07)	4,96 (2,07)	(4,07 a 5,84)	5,72 (1,72)	(4,90 a 6,54)	4,57 (1,46)	(3,95 a 5,20)	1,468	0,23	0,197	0,66	2,718	0,10
SO	5,16 (1,91)	(4,25 a 6,07)	5,36 (1,68)	(4,64 a 6,08)	4,87 (2,03)	(3,90 a 5,83)	5,34 (1,93)	(4,52 a 6,17)	0,474	0,49	0,176	0,67	0,139	0,71
GMED	5,44 (1,89)	(4,54 a 6,34)	4,66 (1,38)	(4,07 a 5,25)	4,84 (2,31)	(3,74 a 5,95)	5,05 (1,83)	(4,27 a 5,83)	0,328	0,57	0,088	0,76	1,966	0,16
GMAX	4,66 (1,65)	(3,88 a 5,45)	4,13 (1,66)	(3,42 a 4,85)	5,04 (1,73)	(4,21 a 5,86)	4,99 (1,50)	(4,35 a 5,64)	0,556	0,46	2,796	0,10	0,433	0,51
<i>F5 – Fase Concêntrica da Aterrissagem</i>														
TA	10,43 (7,15)	(7,03 a 13,83)	11,20 (5,84)	(8,70 a 13,70)	11,19 (7,03)	(7,85 a 14,54)	11,93 (6,94)	(8,96 a 14,90)	0,175	0,67	0,348	0,55	<0,01	0,98
GM	7,18 (4,26)	(5,15 a 9,20)	7,97 (4,88)	(5,88 a 10,05)	7,35 (6,19)	(4,40 a 10,29)	8,05 (4,72)	(6,03 a 10,07)	0,312	0,58	0,017	0,89	0,002	0,96
VMO	6,27 (4,15)	(4,30 a 8,25)	5,80 (3,10)	(4,48 a 7,13)	7,17 (5,36)	(4,62 a 9,72)	6,51 (4,79)	(4,47 a 8,56)	0,211	0,64	1,186	0,28	0,016	0,89

VL	6,55 (4,66)	(4,33 a 8,77)	6,00 (3,57)	(4,47 a 7,53)	6,18 (4,53)	(4,03 a 8,34)	6,41 (4,80)	(4,35 a 8,46)	0,017	0,89	<0,01	0,97	0,303	0,58
BF	6,48 (4,04)	(4,56 a 8,40)	6,27 (3,60)	(4,73 a 7,81)	7,94 (5,50)	(5,32 a 10,56)	7,17 (4,36)	(5,30 a 9,04)	0,198	0,65	1,681	0,20	0,095	0,76
ST	9,20 (5,64)	(6,52 a 11,89)	9,35 (5,27)	(7,09 a 11,60)	10,66 (8,20)	(6,76 a 14,56)	8,37 (3,59)	(6,83 a 9,91)	0,511	0,47	0,045	0,83	1,143	0,29
SO	10,44 (8,06)	(6,61 a 14,27)	10,53 (5,38)	(8,22 a 12,83)	12,44 (9,88)	(7,74 a 17,15)	11,81 (6,46)	(9,04 a 14,57)	0,018	0,89	1,587	0,21	0,077	0,78
GMED	9,97 (6,53)	(6,86 a 13,08)	8,51 (6,03)	(5,93 a 11,09)	10,13 (8,62)	(6,03 a 14,23)	9,63 (5,48)	(7,28 a 11,97)	0,292	0,59	0,287	0,59	0,158	0,69
GMAX	8,06 (6,25)	(5,09 a 11,03)	7,94 (5,07)	(5,77 a 10,11)	11,56 (11,22)	(6,22 a 16,89)	8,98 (3,86)	(7,33 a 10,63)	0,486	0,49	3,777	0,06	1,107	0,30

Legenda: GV: grupo de corredoras com valgo dinâmico do joelho; GNV: grupo de corredoras sem valgo dinâmico do joelho DP: Desvio padrão; IC: Intervalo de confiança; TA: tibial anterior, GM: gastrocnêmio medial, VM: vasto medial oblíquo, VL: vasto lateral, BF: biceps femoral, ST: semitendinoso, SO: sóleo, GMED: glúteo médio, GMAX: glúteo máximo. F1: fase 1; F2: fase 2; F3: fase 3; F4: fase 4; F5: fase 5; *: $p < 0,05$.

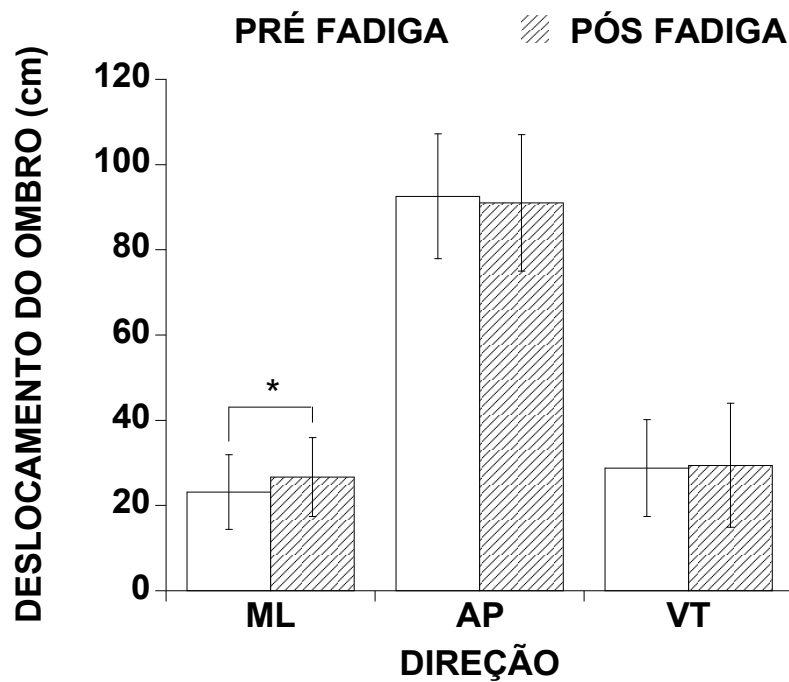


Figura 1. Deslocamento linear do ombro de ambos os grupos (VG e NVG) pré e pós fadiga, nas direções mediolateral (ML), anteroposterior (AP) e vertical (VT) durante o *single-leg hop for distance*. As colunas indicam a média e as linhas o desvio padrão. *: $p < 0,05$.

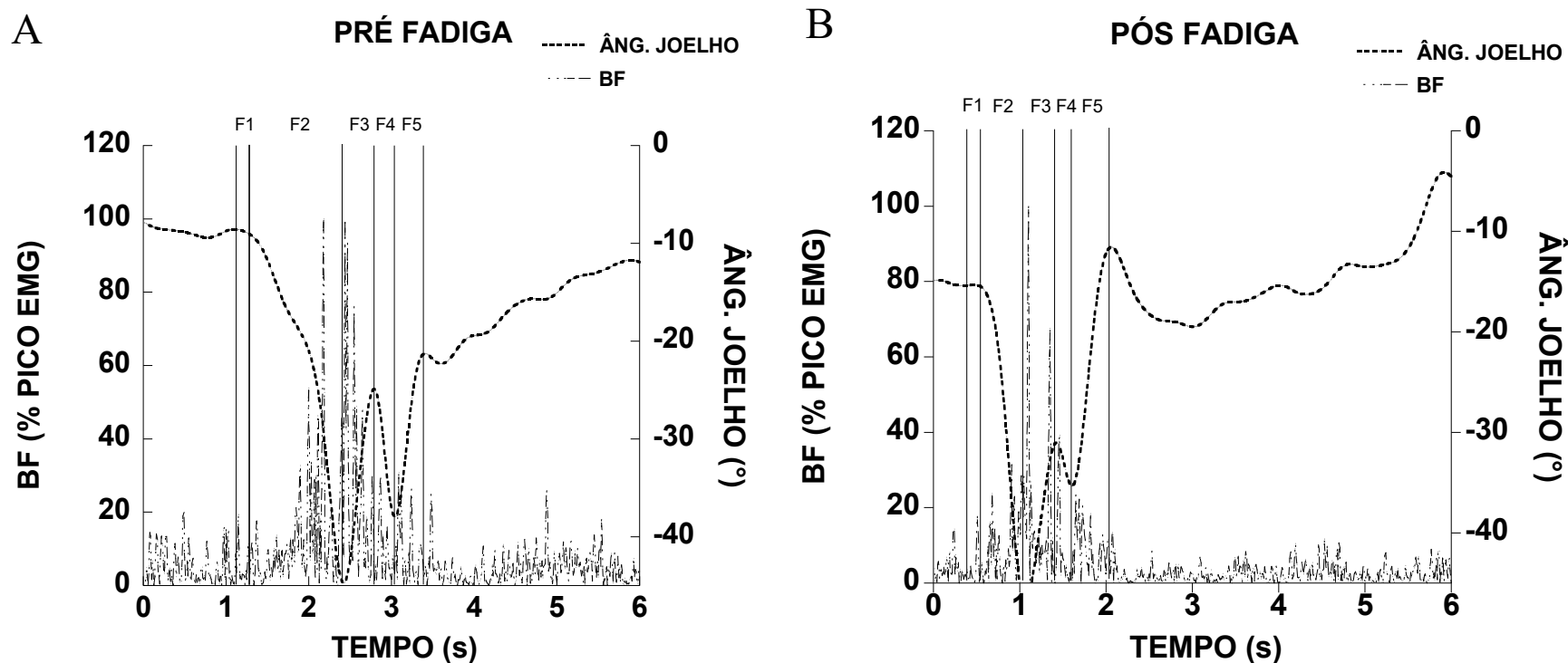


Figura 2. Esta figura mostra o estado pré (A) e pós (B) fadiga de uma participante, mostrando o ângulo do joelho (°) no plano sagital e a atividade muscular do bíceps femoral (BF) normalizada pelo pico de atividade (% do pico EMG) durante o *single-leg hop for distance* (s). As linhas verticais indicam as fases do movimento. A fase preparatória (F1) corresponde ao intervalo entre 100ms antes do início do movimento e início do movimento. A fase excêntrica para decolagem (F2) corresponde ao intervalo entre o início do movimento e o primeiro pico de flexão do joelho. A fase concêntrica da decolagem ou fase propulsiva (F3) corresponde ao intervalo entre o primeiro pico de flexão do joelho e o primeiro pico de extensão. A fase excêntrica da aterrissagem (F4) corresponde ao intervalo entre o primeiro pico de extensão e o segundo pico de flexão do joelho. A fase concêntrica da aterrissagem (F5) corresponde ao intervalo entre o segundo pico de flexão e o segundo pico de extensão (final do movimento).

4.7. MATERIAL SUPLEMENTAR

Tabela S1. Descrição do posicionamento do teste de força muscular com dinamometria manual.

Grupo muscular	Descrição do posicionamento
Extensores do joelho	Em posição sentada, com quadril e joelhos fletidos a 90°, o dinamômetro foi colocado na região anterior da perna, logo acima da articulação do tornozelo e a participante foi orientada a estender o joelho.
Flexores do joelho	Em posição sentada, com o quadril e joelhos flexionados a 90°, o dinamômetro foi colocado na parte posterior da perna, acima do tornozelo e a participante orientada a fletir o joelho.
Rotadores laterais do quadril	Em posição sentada, com o quadril e joelho em 90° de flexão, o dinamômetro foi colocado na face medial da perna, acima da articulação do tornozelo e a participante foi orientada a deslocar o pé medialmente.
Flexores laterais do tronco	Em posição sentada, com os braços cruzados e mãos apoiadas no ombro contralateral, o dinamômetro foi colocado na face lateral do tronco, próximo à linha axilar, e a participante foi orientada a inclinar lateralmente o tronco de ambos os lados.
Extensores do quadril	Em decúbito ventral, com o quadril em posição neutra e o joelho em 70-90° de flexão, o dinamômetro foi colocado próximo à linha articular do joelho, na face posterior da coxa e a participante foi orientada elevar a perna.
Abdutores de quadril	Em decúbito lateral, com extensão de quadril e joelhos, o dinamômetro foi colocado na região lateral da coxa, acima da articulação do joelho e a participante orientada a deslocar lateralmente a perna.
Adutores de quadril	Em decúbito dorsal, com extensão de quadril e joelhos, o dinamômetro foi colocado na região medial da coxa, acima da articulação do joelho e a participante orientada a deslocar a perna medialmente.
Flexores do tronco	Em decúbito dorsal, com os quadris e joelhos estendidos, e braços cruzados a frente do peito com as mãos apoiadas no ombro contralateral, o dinamômetro foi colocado no esterno pelo avaliador e a participante orientada a retirar ambas as escápulas da maca.
Extensores do tronco	Em decúbito ventral, com as mãos posicionadas uma sobre a outra e fixas na região anterior da cabeça, o dinamômetro foi colocado no nível da vértebra T4 e a participante orientada elevar o tórax.
Dorsiflexores	Em posição sentada, com os quadris e joelhos estendidos, mantendo o tornozelo em neutro, o dinamômetro foi colocado sobre as cabeças dos metatarsos no dorso do pé e a participante orientada a projetar a ponta do pé em sua direção.
Flexores plantares	Em decúbito ventral, com o quadril em neutro, o joelho fletido a 90° e o tornozelo em dorsiflexão, o dinamômetro foi colocado sobre as cabeças dos metatarsos na região plantar e a participante orientada a fazer ponta de pé.

Tabela S2. Protocolo de fadiga muscular do *core*.

Grupo muscular	Descrição do posicionamento
Prancha lateral isométrica	As participantes se posicionaram com apoio sobre o antebraço e pés mantendo os joelhos, quadril e tronco acima do colchonete de ambos os lados;
Prancha tradicional isométrica	As participantes se posicionaram com apoio sobre o antebraço e ponta dos pés mantendo joelhos elevados e quadris na altura dos ombros;
Extensão lombar isométrica	As participantes se posicionaram em decúbito ventral mantendo os ombros, tronco superior e membros inferiores elevados;
Flexões laterais de tronco	As participantes se posicionaram em decúbito lateral mantendo o quadril sobre um BOSU® com os braços cruzados enquanto realizavam flexões laterais do tronco em amplitude máxima em ambos os lados;
Extensão lombar	As participantes se posicionaram em decúbito ventral com o abdome sobre o BOSU® e com os braços cruzados as participantes realizaram extensões de tronco em máxima amplitude;
Abdominais	As participantes se posicionaram em decúbito dorsal, com os braços cruzados, sobre uma bola suíça, as participantes realizaram abdominais em máxima amplitude.

5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

A revisão de literatura e os achados deste estudo mostram que há diferenças entre os grupos valgo e não valgo, os quais adotaram estratégias distintas para lidar com a demanda de tarefas funcionais que simulam as fases da corrida, com maior ativação de certos grupos musculares ou alterações na mecânica do movimento. A fadiga do *core* impactou significativamente os parâmetros cinemáticos, eletromiográficos e no desempenho. As alterações cinemáticas aconteceram especialmente no plano frontal, e foi observado um aumento no recrutamento muscular a fim de estabilizar o joelho e compensar a falta de estabilidade do *core*. Tais alterações, se observadas no padrão de corrida, podem afetar negativamente o desempenho atlético e aumentar o risco de lesões.

Embora os testes funcionais sejam úteis clinicamente, sua eficácia em detectar alterações observadas no padrão de corrida ainda não é clara e pode variar dependendo do contexto ou das condições individuais. Ainda assim, uma vez que nossos resultados sugerem que a fadiga modifica os parâmetros observados durante os testes, aplicá-los nessa condição em ambiente clínico pode favorecer maior clareza ao examinador, de forma que possa identificar pontos de vulnerabilidade do corredor, e que poderiam aumentar o risco de lesões. Essas descobertas têm implicações importantes para a prática clínica e o treinamento de corredoras recreacionais, destacando a importância da avaliação e intervenção precoce para prevenir lesões relacionadas a corrida. Estudos futuros são necessários para aprofundar nossa compreensão sobre a fadiga do *core* em corredores.

6. REFERÊNCIAS

ABDELRAOUF, O. R.; ABDEL-AZIEM, A. A. The Relationship Between Core Endurance and Back Dysfunction in Collegiate Male Athletes With and Without Nonspecific Low Back Pain. **International journal of sports physical therapy**, v. 11, n. 3, p. 337–44, 2016.

ADEREM, J.; LOUW, Q. A. Biomechanical risk factors associated with iliotibial band syndrome in runners: A systematic review. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 16, n. 1, p. 7–9, 2015. DOI: 10.1186/s12891-015-0808-7.

ANDERSEN J. The State of Ultra Running 2020. **RunRepeat**. Disponível em: <https://runrepeat.com/state-of-ultra-running>. (2021a).

ANDERSEN J. 133 Stats on 5K Running Races in the US. **RunRepeat**. Disponível em: <https://runrepeat.com/the-us-5k-stats-page> (2021b).

ANDERSEN J. Marathon Statistics 2019 Worldwide. **RunRepeat**. Disponível em: <https://runrepeat.com/research-marathon-performance-across-ations> (2020).

AKUTHOTA, V.; FERREIRO, A.; MOORE, T.; FREDERICSON, M. Core stability exercise principles. **Current Sports Medicine Reports**, v. 7, n. 1, p. 39–44, 2008. DOI: 10.1097/01.CSMR.0000308663.13278.69.

ASKARI, Z.; ESMAEILI, H. Effect of trunk muscles fatigue on plantar pressure distribution in novice runners. **J Biomech** ., v. 9, n. 122, p. 110487, 2021. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2021.110487.

AZEVEDO, L. B.; LAMBERT, M. I.; VAUGHAN, C. L.; O'CONNOR, C. M.; SCHWELLNUS, M. P. Biomechanical variables associated with Achilles tendinopathy in runners. **British Journal of Sports Medicine**, v. 43, n. 4, p. 288–292, 2009. DOI: 10.1136/bjism.2008.053421.

BAHR, R. No injuries, but plenty of pain? On the methodology for recording overuse symptoms in sports. **British Journal of Sports Medicine**, v. 43, n. 13, p. 966–972, 2009. DOI: 10.1136/bjism.2009.066936.

BANDY, W. D.; RUSCHE, K. R.; TEKULVE, F. Y. Reliability and limb symmetry for five unilateral functional tests of the lower extremities. **Isokinetics and Exercise Science**, v. 4, n. 3, p. 108–111, 1994. DOI: 10.3233/IES-1994-4304.

BAQUIE, B. P. Injuries presenting to an australian sports medicine center.

Clinical Journal of Sports Medicine, 1997. DOI: 10.1097/00042752-199701000-00006.

BARRIOS, J. A.; HEITKAMP, C. A.; SMITH, B. P.; STURGEON, M. M.; SUCKOW, D. W.; SUTTON, C. R. Three-dimensional hip and knee kinematics during walking, running, and single-limb drop landing in females with and without genu valgum. **Clinical Biomechanics**, v. 31, p. 7–11, 2016. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2015.10.008.

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

BELLCHAMBER, T. L.; VAN DEN BOGERT, A. J. Contributions of proximal and distal moments to axial tibial rotation during walking and running. **Journal of Biomechanics**, v. 33, n. 11, p. 1397–1403, 2000. DOI: 10.1016/s0021-9290(00)00113-5.

BENCA, E.; LISTABARTH, S.; FLOCK, F. K. J.; PABLIK, E.; FISCHER, C.; WALZER, S. M.; DOROTKA, R.; WINDHAGER, R.; ZIAI, P. Analysis of running-related injuries: The Vienna study. **Journal of Clinical Medicine**, v. 9, n. 2, p. 438, 2020. DOI: 10.3390/jcm9020438.

BERTELSEN, M. L.; HULME, A.; PETERSEN, J.; BRUND, R. K.; SØRENSEN, H.; FINCH, C. F.; PARNER, E. T.; NIELSEN, R. O. A framework for the etiology of running-related injuries. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 27, n. 11, p. 1170–1180, 2017. DOI: 10.1111/sms.12883.

BITTENCOURT, N. F. N.; MEEUWISSE, W. H.; MENDONÇA, L. D.; NETTEL-AGUIRRE, A.; OCARINO, J. M.; FONSECA, S. T. Complex systems approach for sports injuries: Moving from risk factor identification to injury pattern recognition - Narrative review and new concept. **British Journal of Sports Medicine**, v. 50, n. 21, p. 1309–1314, 2016. DOI: 10.1136/bjsports-2015-095850.

BOHANNON, R. W. Intertester reliability of hand-held dynamometry: A concise summary of published research. **Perceptual and Motor Skills**, v. 88, n. 3, p. 899–902, 1999. DOI: 10.2466/pms.1999.88.3.899.

BOLGLA, L. A.; KESKULA, D. R. Reliability of Lower Extremity Functional Performance Tests. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 26, n. September, 1997. DOI: 10.2519/jospt.1997.26.3.138.

BONELLO, C.; KING, M. G.; CROSSLEY, K. M.; HEEREY, J. J.; SCHOLLES, M. J.; LAWRENSON, P.; GIRDWOOD, M. A.; KEMP, J. L.; MOSLER, A. B.; MENTIPLAY, B. F.; SEMCIW, A. I. The association between hip/groin pain and hip strength in football players: An exploratory analysis of the FORCe cohort. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 26, n. 9, p. 471–475, 2023. DOI: 10.1016/j.jsams.2023.07.008.

BORGHUIS, J.; HOF, A. L.; LEMMINK, K. A. P. M. The importance of sensory-motor control in providing core stability: Implications for measurement and training. **Sports Medicine**, v. 38, n. 11, p. 893–916, 2008. DOI: 10.2165/00007256-200838110-00002.

BREDEWEG, S. W.; KLUITENBERG, B.; BESSEM, B.; BUIST, I. Differences in kinetic variables between injured and noninjured novice runners: A prospective cohort study. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 16, n. 3, p. 205–210, 2013. DOI: 10.1016/j.jsams.2012.08.002.

BRUNS, J.; VOLKMER, M.; LUESSENHOP, S. Pressure distribution in the knee joint - Influence of flexion with and without ligament dissection. **Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery**, v. 113, n. 4, p. 204–209, 1994. DOI: 10.1007/BF00441833.

BUIST, I.; BREDEWEG, S. W.; BESSEM, B.; VAN MECHELEN, W.; LEMMINK, K. A. P. M.; DIERCKS, R. L. Incidence and risk factors of running-related injuries during preparation for a 4-mile recreational running event. **British Journal of Sports Medicine**, v. 44, n. 8, p. 598–604, 2010. DOI: 10.1136/bjsm.2007.044677.

BULL, F. C.; AL-ANSARI, S. S.; BIDDLE, S.; BORODULIN, K.; BUMAN, M. P.; CARDON, G.; CARTY, C.; CHAPUT, J. P.; CHASTIN, S.; CHOU, R.; DEMPSEY, P. C.; DIPIETRO, L.; EKELUND, U.; FIRTH, J.; FRIEDENREICH, C. M.; GARCIA, L.; GICHU, M.; JAGO, R.; KATZMARZYK, P. T.; LAMBERT, E.; LEITZMANN, M.; MILTON, K.; ORTEGA, F. B.; RANASINGHE, C.; STAMATAKIS, E.; TIEDEMANN, A.; TROIANO, R. P.; VAN DER PLOEG, H. P.; WARI, V.; WILLUMSEN, J. F. World Health Organization 2020 guidelines on physical activity and sedentary behaviour. **British Journal of Sports Medicine**, v. 54, n. 24, p. 1451–1462, 2020. DOI: 10.1136/bjsports-2020-102955.

BURDEN, A.; BARTLETT, R. Normalisation of EMG amplitude: An evaluation and comparison of old and new methods. **Medical Engineering and Physics**,

v. 21, n. 4, p. 247–257, 1999. DOI: 10.1016/s1350-4533(99)00054-5.

BURNHAM, J. M.; YONZ, M. C.; ROBERTSON, K. E.; MCKINLEY, R.; WILSON, B. R.; JOHNSON, D. L.; IRELAND, M. L.; NOEHREN, B. 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**, v. 22, p. 66–73, 2016. DOI: 10.1016/j.ptsp.2016.05.007.

BURR, D. B.; MARTIN, R. B.; SCHAFFLER, M. B.; RADIN, E. L. Bone remodeling in response to in vivo fatigue microdamage. **Journal of Biomechanics**, v. 18, n. 3, p. 189–200, 1985. DOI: 10.1016/0021-9290(85)90204-0.

BURR, D. B.; MILGROM, C.; BOYD, R. D.; HIGGINS, W. L.; ROBIN, G.; RADIN, E. L. Experimental stress fractures of the tibia. Biological and mechanical aetiology in rabbits. **J Bone Joint Surg Br.**, v. 72, n. 3, p. 370–375, 1990. DOI: 10.1302/0301-620X.72B3.2341429.

CEYSSSENS, L.; VANELDEREN, R.; BARTON, C.; MALLIARAS, P.; DINGENEN, B. Biomechanical Risk Factors Associated with Running - Related Injuries : A Systematic Review. **Sports Medicine**, v. 49, n. 7, p. 1095–1115, 2019. DOI: 10.1007/s40279-019-01110-z.

CHAMAY, A.; TSCHANTZ, P. Mechanical influences in bone remodeling. Experimental research on Wolff's law. **Journal of Biomechanics**, v. 5, n. 2, p. 173–180, 1972. DOI: 10.1016/0021-9290(72)90053-x.

CHAN, Z. Y. S.; ZHANG, J. H.; AU, I. P. H.; AN, W. W.; SHUM, G. L. K.; NG, G. Y. F.; CHEUNG, R. T. H. Gait Retraining for the Reduction of Injury Occurrence in Novice Distance Runners: 1-Year Follow-up of a Randomized Controlled Trial. **American Journal of Sports Medicine**, v. 46, n. 2, p. 388–395, 2018. DOI: 10.1177/0363546517736277.

CHAUDHARI, A. M. W.; VAN HORN, M. R.; MONFORT, S. M.; PAN, X.; OÑATE, J. A.; BEST, T. M. Reducing core stability influences lower extremity biomechanics in novice runners. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 52, n. 6, p. 1347–1353, 2020. DOI: 10.1249/MSS.0000000000002254.

CHEUNG, R. T. H.; ZHANG, Z.; NGAI, S. P. C. Different relationships between the level of patellofemoral pain and quality of life in professional and amateur athletes. **PM and R**, v. 5, n. 7, p. 568–572, 2013. DOI: 10.1016/j.pmrj.2012.12.007.

CHORLEY, J. N.; CIANCA, J. C.; DIVINE, J. G.; HEW, T. D. Baseline

injury risk factors for runners starting a marathon training program. **Clinical Journal of Sport Medicine**, v. 12, n. 1, p. 18–23, 2002. DOI: 10.1097/00042752-200201000-00007.

CHOWDHURY, R. H.; REAZ, M. B. I.; BIN MOHD ALI, M. A.; BAKAR, A. A. A.; CHELLAPPAN, K.; CHANG, T. G. Surface electromyography signal processing and classification techniques. **Sensors**, v. 13, n. 9, p. 12431–12466, 2013. DOI: 10.3390/s130912431.

CLANSEY, A. C.; HANLON, M.; WALLACE, E. S.; LAKE, M. J. 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. DOI: 10.1249/MSS.0b013e318259480d.

COOPER, C. N.; DABBS, N. C.; DAVIS, J.; SAULS, N. M. Effects of Lower-Body Muscular Fatigue on Vertical Jump and Balance Performance. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 34, n. 10, p. 2903–2910, 2020. DOI: 10.1519/JSC.0000000000002882.

CORBEIL, P.; BLOUIN, J. S.; BÉGIN, F.; NOUGIER, V.; TEASDALE, N. Perturbation of the postural control system induced by muscular fatigue. **Gait and Posture**, v. 18, n. 2, p. 92–100, 2003. DOI: 10.1016/s0966-6362(02)00198-4.

CROSSLEY, K.; BENNELL, K. L.; WRIGLEY, T.; OAKES, B. W. Ground reaction forces, bone characteristics, and tibial stress fracture in male runners. **Med Sci Sports Exerc.**, v. 31, n. 8, p. 1088–1093, 1999. DOI: 10.1097/00005768-199908000-00002.

CROSSLEY, K. M.; STEFANIK, J. J.; SELFE, J.; COLLINS, N. J.; DAVIS, I. S.; POWERS, C. M.; MCCONNELL, J.; VICENZINO, B.; BAZETT-JONES, D. M.; ESCULIER, J. F.; MORRISSEY, D.; CALLAGHAN, M. J. 2016 Patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester. Part 1: Terminology, definitions, clinical examination, natural history, patellofemoral osteoarthritis and patient-reported outcome measures. **British Journal of Sports Medicine**, v. 50, n. 14, p. 839–843, 2016. DOI: 10.1136/bjsports-2016-096384.

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. DOI: 10.1136/bjsports-2015-094579.

DE BLAISER, C.; ROOSEN, P.; WILLEMS, T.; DANNEELS, L.;

BOSSCHE, L. Vanden; DE RIDDER, R. Is core stability a risk factor for lower extremity injuries in an athletic population? A systematic review. **Physical Therapy in Sport**, v. 30, p. 48–56, 2018. DOI: 10.1016/j.ptsp.2017.08.076.

DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, v.13, p. 135-163, 1997.

DE OLIVEIRA SILVA, D.; BRIANI, R.; PAZZINATTO, M.; FERRARI, D.; ARAGÃO, F.; DE AZEVEDO, F. Vertical ground reaction forces are associated with pain and self-reported functional status in recreational athletes with patellofemoral pain. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 31, n. 6, p. 409–414, 2015. DOI: 10.1123/jab.2015-0048.

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

DIFIORI, J. P.; BENJAMIN, H. J.; BRENNER, J. S.; GREGORY, A.; JAYANTHI, N.; LANDRY, G. L.; LUKE, A. 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. DOI: 10.1136/bjsports-2013-093299.

DINGENEN, B.; MALFAIT, B.; NIJS, S.; PEERS, K. H. E.; VEREECKEN, S.; VERSCHUEREN, S. M. P.; STAES, F. F. Can two-dimensional video analysis during single-leg drop vertical jumps help identify non-contact knee injury risk? A one-year prospective study. **Clinical Biomechanics**, v. 30, n. 8, p. 781–787, 2015. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2015.06.013.

DINIS, R.; VAZ, J. R.; SILVA, L.; MARTA, S.; PEZARAT-CORREIA, P. Electromyographic and kinematic analysis of females with excessive medial knee displacement in the overhead squat. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 57, n. January, 2021. DOI: 10.1016/j.jelekin.2021.102530.

DUARTE, M.; FREITAS, S. M. S. F. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 14, n. 3, p. 183–92, 2010.

DUDLEY, R. I.; PAMUKOFF, D. N.; LYNN, S. K.; KERSEY, R. D.; NOFFAL, G. J. Human Movement Science A prospective comparison of lower extremity

kinematics and kinetics between injured and non-injured collegiate cross country runners. **Human Movement Science**, v. 52, p. 197–202, 2017. DOI: 10.1016/j.humov.2017.02.007.

EDWARDS, W. B. Modeling Overuse Injuries in Sport as a Mechanical Fatigue Phenomenon. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v. 46, n. 4, p. 224–231, 2018. DOI: 10.1249/JES.0000000000000163.

EKSTROM, R. A.; DONATELLI, R. A.; CARP, K. C. Electromyographic analysis of core trunk, hip, and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 37, n. 12, p. 754–762, 2007. DOI: 10.2519/jospt.2007.2471.

FARINA, D.; NEGRO, F. Accessing the neural drive to muscle and translation to neurorehabilitation technologies. **IEEE Reviews in Biomedical Engineering**, v. 5, p. 3–14, 2012. DOI: 10.1109/RBME.2012.2183586.

FARROKHI, S.; KEYAK, J. H.; POWERS, C. M. Individuals with patellofemoral pain exhibit greater patellofemoral joint stress: a finite element analysis study. **Osteoarthritis Cartilage**, v. 19, n. 3, p. 287–294, 2011. DOI: 10.1016/j.joca.2010.12.001.

FERBER, R.; NOEHREN, B.; HAMILL, J.; DAVIS, I. Competitive female runners with a history of iliotibial band syndrome demonstrate atypical hip and knee kinematics. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 40, n. 2, p. 52–58, 2010. DOI: 10.2519/jospt.2010.3028.

FIELDS, K. B.; SYKES, J. C.; WALKER, K. M.; JACKSON, J. C. Prevention of Running Injuries. **Current Sports Medicine Reports**, v. 9, n. 3, p. 176–182, 2010. DOI: 10.1249/JSR.0b013e3181de7ec5.

FOKKEMA, T.; HARTGENS, F.; KLUITENBERG, B.; VERHAGEN, E.; BACKX, F. J. G.; VAN DER WORP, H.; BIERMA-ZEINSTRA, S. M. A.; KOES, B. W.; VAN MIDDELKOOP, M. Reasons and predictors of discontinuation of running after a running program for novice runners. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 22, n. 1, p. 106–111, 2019. DOI: 10.1016/j.jsams.2018.06.003.

FONSECA, S. T.; SOUZA, T. R.; VERHAGEN, E.; VAN EMMERIK, R.; BITTENCOURT, N. F. N.; MENDONÇA, L. D. M.; ANDRADE, A. G. P.; RESENDE, R. A.; OCARINO, J. M. Sports Injury Forecasting and Complexity: A Synergetic Approach. **Sports Medicine**, v. 50, n. 10, p. 1757–1770, 2020. DOI: 10.1007/s40279-

020-01326-4. DOI: 10.1007/s40279-020-01326-4.

FRANCIS, P.; WHATMAN, C.; SHEERIN, K.; HUME, P.; JOHNSON, M. I. The proportion of lower limb running injuries by gender, anatomical location and specific pathology: A systematic review. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 18, n. 1, p. 21–31, 2019.

FRANSZ, D. P.; HUURNINK, A.; BOODE, V. A. De; KINGMA, I.; DIEËN, J. H. Van. Time series of ground reaction forces following a single leg drop jump landing in elite youth soccer players consist of four distinct phases. **Gait & Posture**, v. 50, p. 137–144, 2016. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2016.09.002.

FREDERICSON, M.; COOKINGHAM, C. L.; CHAUDHARI, A. M.; DOWDELL, B. C.; OESTREICHER, N.; SAHRMANN, S. A. Hip abductor weakness in distance runners with iliotibial band syndrome. **Clinical Journal of Sport Medicine**, v. 10, n. 3, p. 169–175, 2000. DOI: 10.1097/00042752-200007000-00004.

FREDERICSON, M.; MISRA, A. K. Epidemiology and aetiology of marathon running injuries. **Sports Medicine**, v. 37, n. 4–5, p. 437–439, 2007. DOI: 10.2165/00007256-200737040-00043.

FREDERICSON, M.; MOORE, T. Muscular balance, core stability, and injury prevention for middle- and long-distance runners. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America**, v. 16, n. 3, p. 669–689, 2005. DOI: 10.1016/j.pmr.2005.03.001.

GARRICK, L. E.; ALEXANDER, B. C.; SCHACHE, A. G.; PANDY, M. G.; CROSSLEY, K. M.; COLLINS, N. J. Athletes rated as poor single-leg squat performers display measureable differences in single-leg squat biomechanics compared to good performers. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 27, n. 6, p. 546–553, 2018. DOI: 10.1123/jsr.2016-0208.

GEISER, C. F.; O’CONNOR, K. M.; EARL, J. E. Effects of isolated hip abductor fatigue on frontal plane knee mechanics. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 42, n. 3, p. 535–545, 2010. DOI: 10.1249/MSS.0b013e3181b7b227.

GLOFCHESKIE, G. O.; BROWN, S. H. M. Athletic background is related to superior trunk proprioceptive ability, postural control, and neuromuscular responses to sudden perturbations. **Human Movement Science**, v. 52, p. 74–83, 2017. DOI: 10.1016/j.humov.2017.01.009.

GRAU, S.; KRAUSS, I.; MAIWALD, C.; AXMANN, D.; HORSTMANN,

T.; BEST, R. Kinematic classification of iliotibial band syndrome in runners. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 21, n. 2, p. 184–189, 2011. DOI: 10.1111/j.1600-0838.2009.01045.x.

GREENBERGER, H. B.; PATERNO, M. V. Relationship of knee extensor strength and hopping test performance in the assessment of lower extremity function. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 22, n. 5, p. 202–206, 1995. DOI: 10.2519/jospt.1995.22.5.202.

GRIBBLE, P. A.; HERTEL, J.; DENEGAR, C. R.; BUCKLEY, W. E. The effects of fatigue and chronic ankle instability on dynamic postural control. **Journal of Athletic Training**, v. 39, n. 4, p. 321–329, 2004.

HAMILL, J.; MILLER, R.; NOEHREN, B.; DAVIS, I. A prospective study of iliotibial band strain in runners. **Clinical Biomechanics**, v. 23, n. 8, p. 1018–1025, 2008. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2008.04.017.

HARPUR, G.; ULUSOY, B.; AKMESE, R.; ERGUN, N. Comparison of muscle activation levels and knee valgus between individuals with medial patellofemoral ligament reconstruction and healthy individuals during fatiguing step down task. **Clinical Biomechanics**, v. 78, n. April 2019, p. 105067, 2020. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2020.105067.

HEIL, J.; BÜSCH, D. Dynamic postural control and physical stress: an approach to determining injury risk in real sporting conditions. **German Journal of Exercise and Sport Research**, v. 53, n. 2, p. 196–205, 2023. DOI: 10.1007/s12662-022-00833-y.

HESPANHOL JUNIOR, L. C.; PILLAY, J. D.; VAN MECHELEN, W.; VERHAGEN, E. Meta-analyses of the effects of habitual running on indices of health in physically inactive adults. **Sports Medicine**, v. 45, n. 10, p. 1455–1468, 2015. DOI: 10.1007/s40279-015-0359-y.

HESPANHOL JUNIOR, L. C.; VAN MECHELEN, W.; POSTUMA, E.; VERHAGEN, E. Health and economic burden of running-related injuries in runners training for an event: A prospective cohort study. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, v. 26, n. 9, p. 1091–1099, 2016. DOI: 10.1111/sms.12541.

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. 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**, v. 33, n. 4, p. 492–501, 2005. DOI: 10.1177/0363546504269591.

HINMAN, R. S.; HUNT, M. A.; CREABY, M. W.; WRIGLEY, T. V.; MCMANUS, F. J.; BENNELL, K. L. Hip muscle weakness in individuals with medial knee osteoarthritis. **Arthritis Care and Research**, v. 62, n. 8, p. 1190–1193, 2010. DOI: 10.1002/acr.20199.

HOLLMAN, J. H.; GINOS, B. E.; KOZUCHOWSKI, J.; VAUGHN, A. S.; KRAUSE, D. A.; YODAS, J. W. Relationships between knee valgus , hip-muscle strength , and hip-muscle recruitment during a single-limb Step-Down. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 18, p. 104–117, 2009. DOI: 10.1123/jsr.18.1.104.

HOLLMAN, J. H.; HOHL, J. M.; KRAFT, J. L.; STRAUSS, J. D.; TRAVER, K. J. Modulation of frontal-plane knee kinematics by hip-extensor strength and gluteus maximus recruitment during a jump-landing task in healthy women. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 22, n. 3, p. 184–190, 2013. DOI: 10.1123/jsr.22.3.184.

HRELJAC, A. Impact and Overuse Injuries in Runners. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 36, n. 5, p. 845–849, 2004. DOI: 10.1249/01.mss.0000126803.66636.dd.

HRELJAC, A. Etiology, prevention, and early intervention of overuse injuries in runners: A biomechanical perspective. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America**, v. 16, n. 3, p. 651–667, 2005. DOI: 10.1016/j.pmr.2005.02.002.

HUDSON, Z. Lower limb functional tests. **Physical Therapy in Sport**, v. 13, n. 2, p. 55–56, 2012. DOI: 10.1016/j.ptsp.2012.03.015.

HULME, A.; NIELSEN, R. O.; TIMPKA, T.; VERHAGEN, E.; FINCH, C. Risk and Protective Factors for Middle- and Long-Distance Running-Related Injury. **Sports Medicine**, v. 47, n. 5, p. 869–886, 2017. DOI: 10.1007/s40279-016-0636-4.

HULTEEN, R. M.; SMITH, J. J.; MORGAN, P. J.; BARNETT, L. M.; HALLAL, P. C.; COLYVAS, K.; LUBANS, D. R. Global participation in sport and leisure-time physical activities: A systematic review and meta-analysis. **Preventive Medicine**, v. 95, p. 14–25, 2017. DOI: 10.1016/j.ypmed.2016.11.027.

HUYGAERTS, S.; COS, F.; COHEN, D. D.; CALLEJA-GONZÁLEZ, J.; GUITART, M.; BLAZEVOICH, A. J.; ALCARAZ, P. E. Mechanisms of hamstring strain

injury: Interactions between fatigue, muscle activation and function. **Sports**, v. 8, n. 5, p. 1–15, 2020. DOI: 10.3390/sports8050065.

IRELAND, M. L.; WILLSON, J. D.; BALLANTYNE, B. T.; DAVIS, I. M. C. Hip Strength in Females with and without Patellofemoral Pain. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 33, n. 11, p. 671–676, 2003. DOI: 10.2519/jospt.2003.33.11.671.

J.G. MACINTYRE, J. E.TAUNTON, D. B.CLEMENT, D. R.LLOYD-J. GSMITH, D. C. M. Running Injuries A Clinical Study of 4,173 Cases. **Journal of Sport Medicine**, 1991. DOI:10.1097/00042752-199104000-00002.

JANSSEN, M.; WALRAVENS, R.; THIBAUT, E.; SCHEERDER, J.; BROMBACHER, A.; VOS, S. Understanding different types of recreational runners and how they use running-related technology. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, v. 17, n. 7, 2020. DOI: 10.3390/ijerph17072276.

KAKOURIS, N.; YENER, N.; FONG, D. T. P. A systematic review of running-related musculoskeletal injuries in runners. **Journal of Sport and Health Science**, v. 10, n. 5, p. 513–522, 2021. DOI: 10.1016/j.jshs.2021.04.001

KALKHOVEN, J. T.; WATSFORD, M. L.; IMPELLIZZERI, F. M. A conceptual model and detailed framework for stress-related, strain-related, and overuse athletic injury. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 23, n. 8, p. 726–734, 2020. DOI: 10.1016/j.jsams.2020.02.002.

KEMLER, E.; BLOKLAND, D.; BACKX, F.; HUISSTEDE, B. Differences in injury risk and characteristics of injuries between novice and experienced runners over a 4-year period. **Physician and Sportsmedicine**, v. 46, n. 4, p. 485–491, 2018. DOI: 10.1080/00913847.2018.1507410.

KIBLER, W. B.; PRESS, J.; SCIASCIA, A. The role of core stability in athletic function. **Sports medicine**, v. 36, n. 3, p. 189–198, 2006. DOI: 10.2165/00007256-200636030-00001.

KIERNAN, D.; NG, B.; HAWKINS, D. A. Acceleration-Based Estimation of Vertical Ground Reaction Forces during Running: A Comparison of Methods across Running Speeds, Surfaces, and Foot Strike Patterns. **Sensors (Basel, Switzerland)**, v. 23, n. 21, 2023. DOI: 10.3390/s23218719.

KOBLBAUER, I. F.; VAN SCHOOTEN, K. S.; VERHAGEN, E. A.; VAN DIEËN, J. H. 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, 2014. DOI: 10.1016/j.jsams.2013.05.013.

KUNENE, S. H.; RAMKLASS, S.; TAUkobong, N. P. Anterior knee pain and its intrinsic risk factors among runners in under-resourced communities in Ekurhuleni, Gauteng. **South African Journal of Physiotherapy**, v. 74, n. 1, p. 1–7, 2018. DOI: 10.4102/sajp.v74i1.452.

LANKHORST, N. E.; BIERMA-ZEINSTRa, S. M. A.; VAN MIDDELKOOP, M. Risk factors for patellofemoral pain syndrome: A systematic review. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 42, n. 2, 2012. DOI: 10.2519/jospt.2012.3803.

LANKHORST, N. E.; BIERMA-ZEINSTRa, S. M. A.; VAN MIDDELKOOP, M. Factors associated with patellofemoral pain syndrome: A systematic review. **British Journal of Sports Medicine**, v. 47, n. 4, p. 193–206, 2013. DOI: 10.1136/bjsports-2011-090369.

LEETUN, D. T.; IRELAND, M. L.; WILLSON, J. D.; BALLANTYNE, B. T.; DAVIS, I. M. Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 36, n. 6, p. 926–934, 2004. DOI: 10.1249/01.mss.0000128145.75199.c3.

LI, G.; ZHANG, S.; CHEN, G.; CHEN, H.; WANG, A. Radiographic and histologic analyses of stress fracture in rabbit tibias. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 13, n. 5, p. 285–294, 1985. DOI: 10.1177/036354658501300501.

LIEDERBACH, M.; KREMENIC, I. J.; ORISHIMO, K. F.; PAPPAS, E.; HAGINS, M. Comparison of landing biomechanics between male and female dancers and athletes, part 2: Influence of fatigue and implications for anterior cruciate ligament injury. **American Journal of Sports Medicine**, v. 42, n. 5, p. 1089–1095, 2014. DOI: 10.1177/0363546514524525.

LIEW, B. X. W.; MORRIS, S.; KEOGH, J. W. L.; APPLEBY, B.; NETTO, K. Effects of two neuromuscular training programs on running biomechanics with load carriage: a study protocol for a randomised controlled trial. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 17, n. 1, p. 1–10, 2016. DOI: 10.1186/s12891-016-1271-9.

LIN, D.; NUSSBAUM, M. A.; SEOL, H.; SINGH, N. B.; MADIGAN, M. L.; WOJCIK, L. A. Acute effects of localized muscle fatigue on postural control and patterns of recovery during upright stance: Influence of fatigue location and age. **European**

Journal of Applied Physiology, v. 106, n. 3, p. 425–434, 2009. DOI: 10.1007/s00421-009-1026-5.

LINTON, L.; VALENTIN, S. Running with injury: A study of UK novice and recreational runners and factors associated with running related injury. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 21, n. 12, p. 1221–1225, 2018. DOI: 10.1016/j.jsams.2018.05.021.

LOPES, A. D.; HESPANHOL, L. C.; YEUNG, S. S.; COSTA, L. O. P. What are the Main Running-Related Musculoskeletal Injuries? **Sports Medicine**, v. 42, n. 10, p. 891–905, 2012. DOI: 10.1007/BF03262301.

LOPES, A. D.; MASCARINAS, A.; HESPANHOL, L. Are alterations in running biomechanics associated with running injuries? A systematic review with meta-analysis. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 27, n. 4, p. 100538, 2023. DOI: 10.1016/j.bjpt.2023.100538.

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

LUZ, B. C.; DOS SANTOS, A. F.; SERRÃO, F. V. Are hip and knee kinematics and training load characteristics relate to pain intensity and physical function level in runners with Patellofemoral Pain? **Gait and Posture**, v. 84, n. November 2020, p. 162–168, 2021. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2020.11.027.

LUZ, B. C.; DOS SANTOS, A. F.; SERRÃO, F. V. Are Altered Kinematics in Runners With Patellofemoral Pain Sex Specific? **Sports Health**, v. 14, n. 6, p. 822–828, 2022. DOI: 10.1177/19417381221088582.

MAAS, E.; DE BIE, J.; VANFLETEREN, R.; HOOGKAMER, W.; VANWANSEEELE, B. Novice runners show greater changes in kinematics with fatigue compared with competitive runners. **Sports Biomechanics**, v. 17, n. 3, p. 350–360, 2018. DOI: 10.1080/14763141.2017.1347193.

MANIAR, N.; SCHACHE, A. G.; PIZZOLATO, C.; OPAR, D. A. Muscle function during single leg landing. **Scientific Reports**, v. 12, n. 1, p. 1–14, 2022. DOI: 10.1038/s41598-022-15024-w.

MARCHETTI, P. H.; DUARTE, M. Instrumentation in electromyography. 2006.

MASTERS, A.; NETTO, K. J.; BROOKER, S.; HOPPER, D.; LIEW, B.; SCIENCE, E.; SCIENCES, R.; KINGDOM, U.; IRELAND, N.; SCIENCES, R. Hip Taping Positively Alters Running Kinematics in Asymptomatic Females. **Int J Sports Med**, v. 39, n.14, p.1068-1074, 2018. DOI: 10.1055/a-0741-7075.

MCGILL, S.; JUKER, D.; KROPP, P. Quantitative intramuscular myoelectric activity of quadratus lumborum during a wide variety of tasks. **Clinical Biomechanics**, v. 11, n. 3, p. 170–172, 1996. DOI: 10.1016/0268-0033(95)00056-9.

MCGUINE, T. A.; GREENE, J. J.; BEST, T.; LEVERSON, G. Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players. **Clinical Journal of Sport Medicine**, v. 10, n. 4, p. 239–244, 2000. DOI: 10.1097/00042752-200010000-00003.

MCMULLEN, K. L.; COSBY, N. L.; HERTEL, J.; INGERSOLL, C. D.; HART, J. M. Lower extremity neuromuscular control immediately after fatiguing hip-abduction exercise. **Journal of Athletic Training**, v. 46, n. 6, p. 607–614, 2011. DOI: 10.4085/1062-6050-46.6.607.

MENGARELLI, A.; GENTILI, A.; STRAZZA, A.; BURATTINI, L.; FIORETTI, S.; DI NARDO, F. Co-activation patterns of gastrocnemius and quadriceps femoris in controlling the knee joint during walking. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 42, n. July, p. 117–122, 2018. DOI: 10.1016/j.jelekin.2018.07.003.

MESSIER, S. P.; MARTIN, D. F.; MIHALKO, S. L.; IP, E.; DEVITA, P.; CANNON, D. W.; LOVE, M.; BERINGER, D.; SALDANA, S.; FELLIN, R. E.; SEAY, J. F. A 2-Year Prospective Cohort Study of Overuse Running Injuries: The Runners and Injury Longitudinal Study (TRAILS). **American Journal of Sports Medicine**, v. 46, n. 9, p. 2211–2221, 2018. DOI: 10.1177/0363546518773755.

MICHAEL LEJBACH BERTELSEN, P.; HANSEN, M.; RASMUSSEN BC, S.; RASMUS OESTERGAARD NIELSEN, P.; LEJBACH BERTELSEN, M. How do novice runners with different body mass index commence a self-chosen running regime? **Journal of Orthopaedic &**, 2018. DOI: 10.2519/jospt.2018.8169.

MILNER, C. E.; FERBER, R.; POLLARD, C. D.; HAMILL, J.; DAVIS, I. S. Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 38, n. 2, p. 323–328, 2006. DOI: 10.1249/01.mss.0000183477.75808.92.

MONJO, F.; TERRIER, R.; FORESTIER, N. Muscle fatigue as an investigative tool in motor control: A review with new insights on internal models and

posture-movement coordination. **Human Movement Science**, v. 44, p. 225–233, 2015. DOI: 10.1016/j.humov.2015.09.006.

MOORE, I. S. Is There an Economical Running Technique? A Review of Modifiable Biomechanical Factors Affecting Running Economy. **Sports Medicine**, v. 46, n. 6, p. 793–807, 2016. DOI: 10.1007/s40279-016-0474-4.

MOSTAED, M. F.; WERNER, D. M. 2d and 3d kinematics during lateral step-down testing in individuals with anterior cruciate ligament reconstruction. **The International Journal of Sports Physical Therapy**, v. 13, n. 1, p. 77–85, 2018. DOI:10.26603/ijsp20180077.

MULVAD, B.; NIELSEN, R. O.; LIND, M.; RAMSKOV, D. Diagnoses and time to recovery among injured recreational runners in the RUN CLEVER trial. **PLoS ONE**, v. 13, n. 10, p. 1–11, 2018. DOI: 10.1371/journal.pone.0204742.

NAKAGAWA, T. H.; MORIYA, É. T. U.; MACIEL, C. D.; SERRÃO, F. V. Test-retest reliability of three-dimensional kinematics using an electromagnetic tracking system during single-leg squat and stepping maneuver. **Gait and Posture**, v. 39, n. 1, p. 141–146, 2014. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2013.06.011.

NAZMI, N.; RAHMAN, M. A. A.; YAMAMOTO, S. I.; AHMAD, S. A.; ZAMZURI, H.; MAZLAN, S. A. A review of classification techniques of EMG signals during isotonic and isometric contractions. **Sensors**, v. 16, n. 8, p. 1–28, 2016. DOI: 10.3390/s16081304.

NIELSEN, R. O.; BUIST, I.; PARNER, E. T.; NOHR, E. A.; SØRENSEN, H.; LIND, M.; RASMUSSEN, S. Predictors of running-related injuries among 930 novice runners: A 1-year prospective follow-up study. **Orthopaedic Journal of Sports Medicine**, v. 1, n. 1, p. 1–7, 2013. DOI: 10.1177/2325967113487316.

NIELSEN, R. O.; BUIST, I.; SØRENSEN, H.; LIND, M.; RASMUSSEN, S. Training errors and running related injuries: a systematic review. **International journal of sports physical therapy**, v. 7, n. 1, p. 58–75, 2012.

NIEMUTH, P. E.; JOHNSON, R. J.; MYERS, M. J.; THIEMAN, T. J. Hip Muscle Weakness and Overuse Injuries in Recreational Run... : Clinical Journal of Sport Medicine. **Clinical Journal of Sport Medicine**, v. 1, n. 1, p. 14–21, 2005. DOI: 10.1097/00042752-200501000-00004.

NOEHREN, B.; DAVIS, I.; HAMILL, J. ASB Clinical Biomechanics Award Winner 2006 Prospective study of the biomechanical factors associated with iliotibial

band syndrome. **Clinical Biomechanics**, v. 22, p. 951–956, 2007. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2007.07.001.

NOEHREN, B.; HAMILL, J.; DAVIS, I. Prospective Evidence for a Hip Etiology in Patellofemoral Pain. **Med Sci Sports Exerc.**, v. 45, n. 6, p. 1120–1124, 2013. DOI: 10.1249/MSS.0b013e31828249d2.

NOEHREN, B.; SANCHEZ, Z.; CUNNINGHAM, T.; MCKEON, P. O. The effect of pain on hip and knee kinematics during running in females with chronic patellofemoral pain. **Gait and Posture**, v. 36, n. 3, p. 596–599, 2012. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2012.05.023.

NOEHREN, B.; SCHMITZ, A.; HEMPEL, R.; WESTLAKE, C.; BLACK, W. Assessment of strength, flexibility, and running mechanics in men with iliotibial band syndrome. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 44, n. 3, p. 217–222, 2014. DOI: 10.2519/jospt.2014.4991.

NORDIN, A. D.; DUFEK, J. S. Lower extremity variability changes with drop-landing height manipulations. **Research in Sports Medicine**, v. 25, n. 2, p. 144–155, 2017. DOI: 10.1080/15438627.2017.1282353.

NORRIS, R.; MORRISON, S.; PRICE, A.; PULFORD, S.; MEIRA, E.; O'NEILL, S.; WILLIAMS, H.; MADDOX, T. W.; CARTER, P.; OLDERSHAW, R. A. Inline dynamometry provides reliable measurements of quadriceps strength in healthy and ACL-reconstructed individuals and is a valid substitute for isometric electromechanical dynamometry following ACL reconstruction. **Knee**, v. 46, p. 136–147, 2024. DOI: 10.1016/j.knee.2023.12.006.

OJA, P.; TITZE, S.; KOKKO, S.; KUJALA, U. M.; HEINONEN, A.; KELLY, P.; KOSKI, P.; FOSTER, C. Health benefits of different sport disciplines for adults: Systematic review of observational and intervention studies with meta-analysis. **British Journal of Sports Medicine**, v. 49, n. 7, p. 434–440, 2015. DOI: 10.1136/bjsports-2014-093885.

PARK, K.; CYNN, H.-S.; CHOUNG, S.-D. Musculoskeletal predictors of movement quality for the forward Step-down Test in asymptomatic women. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 43, n. 7, p. 504–510, 2013. DOI: 10.2519/jospt.2013.4073.

PELEG, S.; PELLEK-KALLEVAG, R.; ALMOG, Y.; HERMAN, G.; NAKDIMON, O.; ARNON, M.; DAR, G. Forward step down test - clinical rating is

correlated with joint angles of the pelvis and hip: an observational study. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 24, n. 1, p. 1–9, 2023. DOI: 10.1186/s12891-023-06943-4.

PETERSEN, W.; REMBITZKI, I.; LIEBAU, C. Patellofemoral pain in athletes. **Open Access Journal of Sports Medicine**, v. Volume 8, p. 143–154, 2017. DOI: 10.2147/OAJSM.S133406.

POWERS, C. M. The Influence of Altered Lower-Extremity Kinematics on Patellofemoral Joint Dysfunction: A Theoretical Perspective COMMENTARY. **J Orthop Sports Phys Ther.**, v. 33, n. 11, p. 639–646, 2003. DOI: 10.2519/jospt.2003.33.11.639.

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. DOI: 10.2519/jospt.2010.3337.

POWERS, C. M.; WITVROUW, E.; DAVIS, I. S.; CROSSLEY, K. M. Evidence-based framework for a pathomechanical model of patellofemoral pain: 2017 patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester, UK: Part 3. **British Journal of Sports Medicine**, v. 51, n. 24, p. 1713–1723, 2017. DOI: 10.1136/bjsports-2017-098717.

PRINS, M. R.; VAN DER WURFF, P. Females with patellofemoral pain syndrome have weak hip muscles: a systematic review. **Australian Journal of Physiotherapy**, v. 55, n. 1, p. 9–15, 2009. DOI: 10.1016/s0004-9514(09)70055-8.

RABIN, A.; KOZOL, Z.; MORAN, U.; EFERGAN, A.; GEFFEN, Y.; FINESTONE, A. S. Factors associated with visually assessed quality of movement during a lateral step-down test among individuals with patellofemoral pain. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 44, n. 12, p. 937–946, 2014. DOI: 10.2519/jospt.2014.5507.

RAMSKOV, D.; BARTON, C.; NIELSEN, R. O.; RASMUSSEN, S. High eccentric hip abduction strength reduces the risk of developing patellofemoral pain among novice runners initiating a self-structured running program: A 1-year observational study. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 45, n. 3, p. 153–161, 2015. DOI: 10.2519/jospt.2015.5091.

RATHLEFF, M. S.; RATHLEFF, C. R.; CROSSLEY, K. M.; BARTON, C. J. Is hip strength a risk factor for patellofemoral pain? A systematic review and meta-

analysis. **British Journal of Sports Medicine**, v. 48, n. 14, p. 1088, 2014. DOI: 10.1136/bjsports-2013-093305.

REDLER, L. H.; WATLING, J. P.; DENNIS, E. R.; AHMAD, C. S. Reliability of a field-based drop vertical jump screening test for ACL injury risk assessment. **The Physician and Sportsmedicine**, v. 44, n. 1, p. 46–52, 2016. DOI: 10.1080/00913847.2016.1131107.

REES, D.; YOUNIS, A.; MACRAE, S. Is there a correlation in frontal plane knee kinematics between running and performing a single leg squat in runners with patellofemoral pain syndrome and asymptomatic runners? **Clinical Biomechanics**, v. 61, n. December 2018, p. 227–232, 2019. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2018.12.008.

RIVERA, C. E. Core and Lumbopelvic Stabilization in Runners. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America**, v. 27, n. 1, p. 319–337, 2016. DOI: 10.1016/j.pmr.2015.09.003.

ROBERTSON, D.G.E.; CALDWELL, G.E.; HAMILL, J.; KAMEN, G.; WHITTLESEY, S.N. Research methods in biomechanics. **United States: Human Kinetics**, 2004.

RODRÍGUEZ, J.; MARÍN, J.; ROYO, A. C.; PADRÓN, L.; PÉREZ-SOTO, M.; MARÍN, J. J. Keep Running: A MoCap-Based Rapid Test to Prevent Musculoskeletal Running Injuries. **Sensors**, v. 2023, n. 23, p. 9336, 2023. DOI: 10.3390/s23239336.

ROSS, M. D.; LANGFORD, B.; WHELAN, P. J. Test-retest reliability of 4 single-leg horizontal hop tests. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 16, n. 4, p. 617–622, 2002. DOI: 10.1519/1533-4287(2002)016<0617:trrosl>2.0.co;2.

RUSSELL, K. A.; PALMIERI, R. M.; ZINDER, S. M.; INGERSOLL, C. D. Sex Differences in Valgus Knee Angle. **Journal of Athletic Training**, v. 41, n. 2, p. 166–171, 2006.

RYGIEL, V.; LABRADOR, H.; JAWORSKI, C. A.; CHIAMPAS, G. Review of Injury Patterns of the 2018 Bank of America Chicago Marathon to Optimize Medical Planning. **Current Sports Medicine Reports**, v. 21, n. 5, p. 149–154, 2022. DOI: 10.1249/JSR.0000000000000955.

SARAGIOTTO, B. T.; YAMATO, T. P.; HESPANHOL JUNIOR, L. C.; RAINBOW, M. J.; DAVIS, I. S.; LOPES, A. D. What are the main risk factors for running-related injuries? **Sports Medicine**, v. 44, n. 8, p. 1153–1163, 2014. DOI: 10.1007/s40279-014-0194-6.

SCATTONE SILVA, R.; NAKAGAWA, T. H.; FERREIRA, A. L. G.; GARCIA, L. C.; SANTOS, J. E. M.; SERRÃO, F. V. Lower limb strength and flexibility in athletes with and without patellar tendinopathy. **Physical Therapy in Sport**, v. 20, p. 19–25, 2016. DOI: 10.1016/j.ptsp.2015.12.001.

SCHEERDER, J.; BREEDVELD, K.; BORGERS, J. Running across Europe: The way forward. p. 241–264, 2015. DOI:10.1057/9781137446374_12.

SCHERR, J.; WOLFARTH, B.; CHRISTLE, J. W.; PRESSLER, A.; WAGENPFEIL, S.; HALLE, M. Associations between Borg's rating of perceived exertion and physiological measures of exercise intensity. **European Journal of Applied Physiology**, v. 113, n. 1, p. 147–155, 2013. DOI: 10.1007/s00421-012-2421-x.

SCHLÜSSEL, M. M.; DOS ANJOS, L. A.; DE VASCONCELLOS, M. T. L.; KAC, G. Reference values of handgrip dynamometry of healthy adults: A population-based study. **Clinical Nutrition**, v. 27, n. 4, p. 601–607, 2008. DOI: 10.1016/j.clnu.2008.04.004.

SCHÜTTE, K. H.; SEERDEN, S.; VENTER, R.; VANWANSEELE, B. Influence of outdoor running fatigue and medial tibial stress syndrome on accelerometer-based loading and stability. **Gait and Posture**, v. 59, p. 222–228, 2018. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2017.10.021.

SHARROCK, C.; CROPPER, J.; MOSTAD, J.; JOHNSON, M.; MALONE, T. A pilot study of core stability and athletic performance: is there a relationship? **International journal of sports physical therapy**, v. 6, n. 2, p. 63–74, 2011.

SIPPRELL, W.; BODEN, B. P.; SHEEHAN, F. T. Dynamic sagittal plane trunk control during anterior cruciate ligament injury. **Am J Sports Med.**, v. 40, n. 5, p. 1068–1074, 2012. DOI: 10.1177/0363546512437850.

SOLIGARD, T.; SCHWELLNUS, M.; ALONSO, J. M.; BAHR, R.; CLARSEN, B.; DIJKSTRA, H. P.; GABBETT, T.; GLEESON, M.; HÄGGLUND, M.; HUTCHINSON, M. R.; JANSE VAN RENSBURG, C.; KHAN, K. M.; MEEUSEN, R.; ORCHARD, J. W.; PLUIM, B. M.; RAFTERY, M.; BUDGETT, R.; ENGBRETSSEN, L. How much is too much? (Part 1) International Olympic Committee consensus statement on load in sport and risk of injury. **British Journal of Sports Medicine**, v. 50, n. 17, p. 1030–1041, 2016. DOI:10.1136/bjsports-2016-096581.

SOUISSI, H.; ZORY, R.; BREDIN, J.; GERUS, P. Comparison of methodologies to assess muscle co-contraction during gait. **Journal of Biomechanics**, v.

57, n. March, p. 141–145, 2017. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2017.03.029.

SOUISSI, H.; ZORY, R.; BREDIN, J.; ROCHE, N.; GERUS, P. Co-contraction around the knee and the ankle joints during post-stroke gait. **European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine**, v. 54, n. 3, p. 380–387, 2018. DOI: 10.23736/S1973-9087.17.04722-0.

SOUZA, R. B.; POWERS, C. M. Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 39, n. 1, p. 12–19, 2009. DOI: 10.2519/jospt.2009.2885.

SPRINGER, B. K.; PINCIVERO, D. M. The effects of localized muscle and whole-body fatigue on single-leg balance between healthy men and women. **Gait and Posture**, v. 30, n. 1, p. 50–54, 2009. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2009.02.014.

STAMATAKIS, E.; CHAUDHURY, M. Temporal trends in adults' sports participation patterns in England between 1997 and 2006: The health survey for England. **British Journal of Sports Medicine**, v. 42, n. 11, p. 601–608, 2008. DOI: 10.1136/bjsm.2008.048082.

STANISH, W. D. Overuse injuries in athletes: a perspective. **Med Sci Sports Exerc**, v. 16, n. 1, p. 1–7, 1984.

SURENKOK, O.; KIN-ISLER, A.; AYTAR, A.; GÜLTEKIN, Z. Effect of trunk-muscle fatigue and lactic acid accumulation on balance in healthy subjects. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 17, n. 4, p. 380–386, 2008. DOI: 10.1123/jsr.17.4.380.

TAIMELA, S.; KANKAANPÄÄ, M.; AIRAKSINEN, O. A submaximal back extension endurance test utilising subjective perception of low back fatigue. **Scand J Rehabil Med.**, v. 30, n. 2, p. 107–112, 1998. DOI: 10.1080/003655098444219.

TAUNTON, J. E.; RYAN, M. B.; CLEMENT, D. B.; MCKENZIE, D. C.; LLOYD-SMITH, D. R.; ZUMBO, B. D. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. **Br J Sports Med**, v. 36, n. 2, p. 95–102, 2002. DOI: 10.1136/bjsm.36.2.95.

TRIGSTED, S. M.; POST, E. G.; BELL, D. R. Landing mechanics during single hop for distance in females following anterior cruciate ligament reconstruction compared to healthy controls. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 25, n. 5, p. 1395–1402, 2017. DOI: 10.1007/s00167-015-3658-9.

TROPP, H.; ODENRICK, P.; GILLQUIST, J. Stabilometry recordings in

functional and mechanical instability of the ankle joint. **International Journal of Sports Medicine**, v. 6, n. 3, p. 180–182, 1985. DOI: 10.1055/s-2008-1025836.

UHLÁR, Á.; AMBRUS, M.; KÉKESI, M.; FODOR, E.; GRAND, L.; SZATHMÁRY, G.; RÁCZ, K.; LACZA, Z. Kinect azure-based accurate measurement of dynamic valgus position of the knee: A corrigible predisposing factor of osteoarthritis. **Applied Sciences (Switzerland)**, v. 11, n. 12, 2021. DOI:10.3390/app11125536.

VAN DER WORP, M. P.; TEN HAAF, D. S. M.; VAN CINGEL, R.; DE WIJER, A.; NIJHUIS-VAN DER SANDEN, M. W. G.; BART STAAL, J. Injuries in runners; a systematic review on risk factors and sex differences. **PLoS ONE**, v. 10, n. 2, p. 1–18, 2015. DOI: 10.1371/journal.pone.0114937.

VAN GENT, R. N.; SIEM, D.; VAN MIDDELKOOP, M.; VAN OS, A. G.; BIERMA-ZEINSTR, S. M. A.; KOES, B. W. 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, 2007. DOI: 10.1136/bjsm.2006.033548.

VAN POPPEL, D.; SCHOLTEN-PEETERS, G. G. M.; VAN MIDDELKOOP, M.; VERHAGEN, A. P. Prevalence, incidence and course of lower extremity injuries in runners during a 12-month follow-up period. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 24, n. 6, p. 943–949, 2014. DOI: 10.1111/sms.12110.

VAN ROSSOM, S.; SMITH, C. R.; THELEN, D. G.; VANWANSEEELE, B.; VAN ASSCHE, D.; JONKERS, I. Knee joint loading in healthy adults during functional exercises: Implications for rehabilitation guidelines. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 48, n. 3, p. 162–173, 2018. DOI: 10.2519/jospt.2018.7459.

VERKERKE, G. J.; AMENT, W.; WIERENGA, R.; RAKHORST, G. Measuring changes in step parameters during an exhausting running exercise. **Gait and Posture**, v. 8, n. 1, p. 37–42, 1998. DOI: 10.1016/s0966-6362(98)00017-4.

VERSCHUEREN, J.; TASSIGNON, B.; DE PAUW, K.; PROOST, M.; TEUGELS, A.; VAN CUTSEM, J.; ROELANDS, B.; VERHAGEN, E.; MEEUSEN, R. Does acute fatigue negatively affect intrinsic risk factors of the lower extremity injury risk profile? A systematic and critical review. **Sports Medicine**, v. 50, n. 4, p. 767–784, 2020. DOI: 10.1007/s40279-019-01235-1.

VIDEBÆK, S.; BUENO, A. M.; NIELSEN, R. O.; RASMUSSEN, S. Incidence of running-related injuries per 1000 h of running in different types of runners:

A systematic review and meta-analysis. **Sports Medicine**, v. 45, n. 7, p. 1017–1026, 2015. DOI: 10.1007/s40279-015-0333-8.

VUILLERME, N.; HINTZY, F. Effects of a 200 W-15 min cycling exercise on postural control during quiet standing in healthy young adults. **European Journal of Applied Physiology**, v. 100, n. 2, p. 169–175, 2007. DOI:10.1007/s00421-007-0419-6.

WAITEMAN, M. C.; CHIA, L.; DUCATTI, M. H. M.; BAZETT-JONES, D. M.; PAPPAS, E.; DE AZEVEDO, F. M.; BRIANI, R. V. Trunk Biomechanics in Individuals with Knee Disorders: A Systematic Review with Evidence Gap Map and Meta-analysis. **Sports Medicine - Open**, v. 8, n. 1, 2022. DOI: 10.1186/s40798-022-00536-6.

WARYASZ, G. R.; MCDERMOTT, A. Y. Patellofemoral pain syndrome (PFPS): A systematic review of anatomy and potential risk factors. **Dynamic Medicine**, v. 7, n. 1, p. 1–14, 2008. DOI: 10.1186/1476-5918-7-9.

WILCZYŃSKI, B.; RADZIMIŃSKI, Ł.; SOBIERAJSKA-REK, A.; DE TILLIER, K.; BRACHA, J.; ZORENA, K. Biological Maturation Predicts Dynamic Balance and Lower Limb Power in Young Football Players. **Biology**, v. 11, n. 8, 2022. DOI: 10.3390/biology11081167.

WILCZYŃSKI, B.; ZORENA, K.; ŚLEZAK, D. Dynamic knee valgus in single-leg movement tasks. Potentially modifiable factors and exercise training options. a literature review. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, v. 17, n. 21, p. 1–17, 2020. DOI: 10.3390/ijerph17218208.

WILKERSON, G. B.; COLSTON, M. A. A refined prediction model for core and lower extremity sprains and strains among collegiate football players. **Journal of Athletic Training**, v. 50, n. 6, p. 643–650, 2015. DOI: 10.4085/1062-6050-50.2.04.

WILKERSON, G. B.; GILES, J. L.; SEIBEL, D. K. Prediction of core and lower extremity strains and sprains in collegiate football players: A preliminary study. **Journal of Athletic Training**, v. 47, n. 3, p. 264–272, 2012. DOI: 10.4085/1062-6050-47.3.17.

WILLSON, J. D.; DAVIS, I. S. Utility of the frontal plane projection angle in females with patellofemoral pain. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 38, n. 10, p. 606–615, 2008a. DOI: 10.2519/jospt.2008.2706.

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, 2008b. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2007.08.025.

WILLWACHER, S.; KURZ, M.; ROBBIN, J.; THELEN, M.; HAMILL, J.; KELLY, L.; MAI, P. Running-Related Biomechanical Risk Factors for Overuse Injuries in Distance Runners: A Systematic Review Considering Injury Specificity and the Potentials for Future Research. **Sports Medicine**, v. 52, n. 8, p. 1863–1877, 2022. DOI: 10.1007/s40279-022-01666-3.

WILLY, R. W.; SCHOLZ, J. P.; DAVIS, I. S. Mirror gait retraining for the treatment of patellofemoral pain in female runners. **Clin Biomech**, v. 27, n. 10, p. 1045–1051, 2012. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2012.07.011.

WITVROUW, E.; CALLAGHAN, M. J.; STEFANIK, J. J.; NOEHREN, B.; BAZETT-JONES, D. M.; WILLSON, J. D.; EARL-BOEHM, J. E.; DAVIS, I. S.; POWERS, C. M.; MCCONNELL, J.; CROSSLEY, K. M. Patellofemoral pain: Consensus statement from the 3rd International Patellofemoral Pain Research Retreat held in Vancouver, September 2013. **British Journal of Sports Medicine**, v. 48, n. 6, p. 411–414, 2014. DOI: 10.1136/bjsports-2014-093450.

WYNDOW, N.; DE JONG, A.; RIAL, K.; TUCKER, K.; COLLINS, N.; VICENZINO, B.; RUSSELL, T.; CROSSLEY, K. The relationship of foot and ankle mobility to the frontal plane projection angle in asymptomatic adults. **Journal of Foot and Ankle Research**, v. 9, n. 1, p. 1–7, 2016. DOI: 10.1186/s13047-016-0134-9.

YAMATO, T. P.; SARAGIOTTO, B. T.; HESPANHOL JUNIOR, L. C.; YEUNG, S. S.; LOPES, A. D. Descriptors used to define running-related musculoskeletal injury: a systematic review. v. 45, n. 5, p. 366–374, 2015. DOI: 10.2519/jospt.2015.5750.

ZECH, A.; STEIB, S.; HENTSCHKE, C.; ECKHARDT, H.; PFEIFER, K. Effects of localized and general fatigue on static and dynamic postural control in male team handball athletes. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 24, p. 1162–1168, 2012. DOI: 10.1519/JSC.0b013e31822dfbbb.

ZEMKOVÁ, E.; ZAPLETALOVÁ, L. The Role of Neuromuscular Control of Postural and Core Stability in Functional Movement and Athlete Performance. **Frontiers in Physiology**, v. 13, n. February, p. 1–21, 2022. DOI: 10.3389/fphys.2022.796097.

7. ANEXOS

ANEXO 1 - FICHA DE AVALIAÇÃO

DATA: / /

CÓDIGO _____

ESTADO CIVIL: _____ COR: () Branca () Preta () Parda () Amarela ()
Indígena

ESCOLARIDADE: _____ PROFISSÃO: _____

PESO: _____ kg ALTURA: _____ m IMC: _____

MEMBRO DOMINANTE: () DIREITO () ESQUERDO

TEMPO DE PRÁTICA DE CORRIDA: _____ meses

FREQ. DE CORRIDA SEMANAL: _____ vezes/semana

QUILOMETRAGEM DIÁRIA: _____ km DURAÇÃO: _____ min

QUILOMETRAGEM SEMANAL: _____ km

HISTÓRICO DE COMPETIÇÃO: () SIM () NÃO

PRÁTICA OUTRA MODALIDADE DE EXERCÍCIO FÍSICO: () SIM () NÃO

QUAL: _____

HISTÓRICO DE LESÃO/CIRURGIA EM MMII/ TRONCO: () SIM () NÃO

QUAL: _____

DOENÇAS DO SIST. CARDIOVASCULAR/ NEUROLÓGICO: () SIM () NÃO

QUAL: _____

DOR DURANTE A PRÁTICA DE CORRIDA: () SIM () NÃO

LOCAL:

COMPRIMENTO DO MEMBRO:

Medida Real

Direito: _____ cm

Esquerdo _____ cm

Medida Aparente

Direito: _____ cm

Esquerdo _____ cm

TROFISMO DO MEMBRO:

Direito (cm)	Esquerdo (cm)

AQUECIMENTO (corrida em esteira):

Velocidade máxima: _____ km/h

Distância: _____ metros

TORQUE:

Medida do Fêmur (cm): _____

Medida da Perna (cm): _____

Medida do Pé (cm): _____

EIAS até centro do esterno (cm): _____

EIPS até T4 (cm): _____

Crista Ilíaca até linha axilar (cm): _____

DINAMOMETRIA

Extensores do joelho

1ª tentativa: _____ (kgf)

2ª tentativa: _____ (kgf)

3ª tentativa: _____ (kgf)

Flexores do joelho

1ª tentativa: _____ (kgf)

2ª tentativa: _____ (kgf)

3ª tentativa: _____ (kgf)

Rotadores externos do quadril

1ª tentativa: _____ (kgf)

2ª tentativa: _____ (kgf)

3ª tentativa: _____ (kgf)

Flexores laterais do tronco (Direito)

1ª tentativa: _____ (kgf)

2ª tentativa: _____ (kgf)

3ª tentativa: _____ (kgf)

Flexores laterais do tronco (Esquerdo)

1ª tentativa: _____ (kgf)

2ª tentativa: _____ (kgf)

3ª tentativa: _____ (kgf)

Adutores do quadril

1ª tentativa: _____ (kgf)

2ª tentativa: _____ (kgf)

3ª tentativa: _____ (kgf)

Flexores do tronco

1ª tentativa: _____ (kgf)

2ª tentativa: _____ (kgf)

3ª tentativa: _____ (kgf)

Abdutores do quadril

1ª tentativa: _____ (kgf)

2ª tentativa: _____ (kgf)

3ª tentativa: _____ (kgf)

Extensores do quadril

1ª tentativa: _____ (kgf)

2ª tentativa: _____ (kgf)

3ª tentativa: _____ (kgf)

Extensores do tronco

1ª tentativa: _____ (kgf)

2ª tentativa: _____ (kgf)

3ª tentativa: _____ (kgf)

Flexores plantares de tornozelo

1ª tentativa: _____ (kgf)

2ª tentativa: _____ (kgf)

3ª tentativa: _____ (kgf)

Dorsiflexores do tornozelo

1ª tentativa: _____ (kgf)

2ª tentativa: _____ (kgf)

3ª tentativa: _____ (kgf)

RESISTÊNCIA ESTÁTICA DO *CORE*

Flexores do tronco _____ segundos

Extensores do tronco _____ segundos

Flexores laterais (direito) _____ segundos

Flexores laterais (esquerdo) _____ segundos

RESISTÊNCIA DINÂMICA DO *CORE*

Teste de sentar _____ repetições em 1 minuto.

SORTEIO ORDEM DOS TESTES

1° _____

2° _____

3° _____

4° _____

() DESEMPENHO PRÉ FADIGA () DESEMPENHO PÓS FADIGA

STEP DOWN TEST

Nº tentativas malsucedidas:

() não concluiu a tentativa conforme as instruções

() perdeu o equilíbrio durante qualquer parte do teste/uso do membro contralateral ou movimento do excessivo do tronco ou braço para recuperar o equilíbrio

() não conseguiu manter a postura final em um único membro por pelo menos dois segundos.

1º Tentativa:

MOVIMENTO SUAVE () SIM () NÃO

MANTEVE O EQUILÍBRIO SEM DESVIOS DO TRONCO E DA PELVE () SIM

() NÃO PRESENÇA DE VALGO () SIM () NÃO

2º Tentativa:

MOVIMENTO SUAVE () SIM () NÃO

MANTEVE O EQUILÍBRIO SEM DESVIOS DO TRONCO E DA PELVE () SIM

() NÃO PRESENÇA DE VALGO () SIM () NÃO

3º Tentativa:

MOVIMENTO SUAVE () SIM () NÃO

MANTEVE O EQUILÍBRIO SEM DESVIOS DO TRONCO E DA PELVE () SIM

() NÃO PRESENÇA DE VALGO () SIM () NÃO

CLASSIFICAÇÃO GERAL CONSIDERANDO TODAS AS 3 TENTATIVAS:

() BOM () RUIM () REGULAR

Obs: BOM - capaz de executar o movimento suavemente, mantendo equilíbrio sem desvios do tronco e da pelve, e evitar adução de quadril e joelho valgo em todas as 3 tentativas.

RUIM – Participante não atendeu aos requisitos de pelo menos um dos critérios mencionados para todas as tentativas.

REGULAR – Participante não foi claramente classificado como bom ou ruim

() DESEMPENHO PRÉ FADIGA () DESEMPENHO PÓS FADIGA

SINGLE LEG HOP FOR DISTANCE

Nº tentativas malsucedidas: _____

() não concluiu a tentativa conforme as instruções

() perdeu o equilíbrio durante qualquer parte do teste/uso do membro contralateral ou movimento do excessivo do tronco ou braço para recuperar o equilíbrio

() não conseguiu manter a postura final em um único membro por pelo menos dois segundos.

Distância (cm)

1º Tentativa: _____ (cm)

2º Tentativa: _____ (cm)

3º Tentativa: _____ (cm)

() DESEMPENHO PRÉ FADIGA () DESEMPENHO PÓS FADIGA

SINGLE-LEG DROP LANDING

Nº tentativas malsucedidas: _____

() não concluiu a tentativa conforme as instruções

() perdeu o equilíbrio durante qualquer parte do teste/uso do membro contralateral ou movimento do excessivo do tronco ou braço para recuperar o equilíbrio

() não conseguiu manter a postura final em um único membro por pelo menos dois segundos.

Distância (cm)

1º Tentativa: _____ segundos

2º Tentativa: _____ segundos

3º Tentativa: _____ segundos

() DESEMPENHO PRÉ FADIGA () DESEMPENHO PÓS FADIGA

Y BALANCE TEST

Nº tentativas malsucedidas: _____

() não concluiu a tentativa conforme as instruções

() perdeu o equilíbrio durante qualquer parte do teste/uso do membro contralateral ou movimento do excessivo do tronco ou braço para recuperar o equilíbrio

() não conseguiu manter a postura final em um único membro por pelo menos dois segundos.

1º Tentativa:

Distância (cm)

Anterior: _____

Postero-Lateral: _____

Postero-Medial: _____

2º Tentativa:

Distância (cm)

Anterior: _____

Postero-Lateral: _____

Postero-Medial: _____

3º Tentativa:

Distância (cm)

Anterior: _____

Postero-Lateral: _____

Postero-Medial: _____

PROTOCOLO DE FADIGA DO *CORE*

Instrução: A participante deve completar todos os exercícios consecutivamente, cada um até a exaustão voluntária ou até que o posicionamento adequado não possa ser mantido.

Exercícios isométricos:

Prancha tradicional isométrica _____ segundos

Prancha lateral isométrica (Lado direito) _____ segundos

Prancha lateral isométrica (Lado esquerdo) _____ segundos Extensão lombar isométrica _____ segundos

Exercícios dinâmicos

Flexões laterais de tronco (Lado direito) _____ repetições

Flexões laterais de tronco (Lado esquerdo) _____ repetições

Extensão lombar _____ repetições

Abdominais _____ repetições

ESCALA DE ESFORÇO PERCEBIDO DE BORG _____ Pontos

Necessidade de repetir o protocolo (< 17 Pontos)? () SIM () NÃO

Voluntária admitida no estudo? () SIM () NÃO

Motivo: _____

Observações:

ESCALA DE ESFORÇO PERCEBIDO DE BORG

6	
7	Muito, muito fácil
8	
9	Muito fácil
10	
11	Razoavelmente fácil
12	
13	Um pouco difícil
14	
15	Difícil
16	
17	Muito difícil
18	
19	Muito, muito difícil
20	

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: EFEITO DA FADIGA DO CORE NA CINEMÁTICA DOS MEMBROS INFERIORES DURANTE TESTES FUNCIONAIS E CORRIDA EM MULHERES CORREDORAS INICIANTES COM E SEM VALGO DINÂMICO

Pesquisador: Valdeci Carlos Dionisio

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 52473121.2.0000.5152

Instituição Proponente: Faculdade de Educação Física e Fisioterapia

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 5.153.321

Apresentação do Projeto:

A ineficiência no controle neuromuscular do tronco, seja por fraqueza ou baixa resistência do core, tem sido vinculada ao déficit no controle dinâmico das extremidades inferiores e pode resultar em alterações cinemáticas durante a corrida e em testes funcionais. Os objetivos deste estudo são analisar e comparar a cinemática dos membros inferiores e tronco durante a corrida em esteira e desempenho dos testes funcionais antes e após a fadiga induzida do core entre grupos de corredoras iniciantes saudáveis com e sem valgo dinâmico e correlacionar as alterações cinemáticas do tronco e as dos membros inferiores resultantes do protocolo de fadiga do core. Serão selecionadas 30 mulheres praticantes de corrida amadora com início em até 2 anos e prática de corrida de 8 a 20 km/semana, sem histórico de competições. As participantes serão subdivididas em grupos de acordo com a presença ou ausência de valgo dinâmico após submetidas a análise cinemática da corrida e testes funcionais e irão completar um protocolo de fadiga muscular do core, sendo em seguida reavaliadas. A normalidade dos dados será testada pelo teste de Shapiro-Wilk e utilizada a ANOVA de medidas repetidas para testar o efeito de significância estatística para cada variável separadamente e para a comparação entre pares.

Os efeitos principais observados para cada variável serão correlacionados utilizando o teste de Pearson. Investigar o efeito isolado da fadiga do core poderá evidenciar adaptações positivas ou negativas em membros inferiores durante a corrida e testes funcionais sendo de suma importância

Endereço: Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica

Bairro: Santa Mônica

CEP: 38.408-144

UF: MG

Município: UBERLÂNDIA

Telefone: (34)3239-4131

Fax: (34)3239-4131

E-mail: cep@propp.ufu.br

Continuação do Parecer: 5.153.321

no contexto da prevenção de lesões relacionadas a corrida. Hipotetizamos que ambos os grupos apresentarão alterações cinemáticas no momento pós fadiga, sendo elas mais evidentes no grupo de indivíduos com valgo dinâmico e que haverá correlação entre as variáveis cinemáticas do tronco e as variáveis cinemáticas que sofrerão alterações no plano frontal dos membros inferiores no momento pós fadiga.

Objetivo da Pesquisa:

De acordo com o arquivo "PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1797955.pdf"

Objetivo Primário:

1) Analisar a cinemática dos membros inferiores e tronco durante a corrida em esteira e desempenho dos testes funcionais antes e após a fadiga induzida do core nos grupos de corredoras com e sem valgo dinâmico.

Objetivo Secundário:

- 2) Comparar a cinemática dos membros inferiores e tronco durante a corrida em esteira antes e após a fadiga induzida do core entre os grupos de corredoras com e sem valgo dinâmico;
- 3) Comparar a cinemática dos membros inferiores e tronco e o desempenho durante os testes funcionais antes e após a fadiga induzida do core entre os grupos de corredoras com e sem valgo dinâmico;
- 4) Correlacionar as alterações cinemáticas do tronco e as dos membros inferiores após a aplicação do protocolo de fadiga do core.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

De acordo com o arquivo "PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1797955.pdf"

Riscos:

Como riscos aos participantes, observa-se o pequeno risco de quedas durante a corrida na esteira e salto durante os testes funcionais, porém os riscos serão minimizados com a presença dos pesquisadores assistindo-os durante as atividades requisitadas. A pesquisa terá sigilo absoluto quanto aos dados dos participantes a fim de evitar exposição dos mesmos.

Benefícios:

Como benefícios, o estudo trará à comunidade acadêmica e clínica informações sobre as

Endereço: Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica
Bairro: Santa Mônica **CEP:** 38.408-144
UF: MG **Município:** UBERLÂNDIA
Telefone: (34)3239-4131 **Fax:** (34)3239-4131 **E-mail:** cep@propp.ufu.br

Continuação do Parecer: 5.153.321

alterações articulares de membro inferior e acerca dos diferentes fatores que influenciam a corrida, dando-lhes um melhor direcionamento para as condutas de avaliação, prevenção e tratamento. Aos participantes também será oferecido orientações sobre os fatores de risco de lesão e cuidados preventivos.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

De acordo com o arquivo "PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1797955.pdf"

Metodologia Proposta:

2. MATERIAL E MÉTODOS:

2.1 Participantes

Os participantes serão recrutados por divulgação em telejornais e mídias sociais focando em grupos de corrida de rua da cidade de Uberlândia e região. As voluntárias serão divididas em dois grupos experimentais e submetidas aos mesmos procedimentos de avaliação pré e pós intervenção.

O grupo 1 será composto por mulheres com valgo dinâmico que apresentarem pronação subtalar acima de 12° e adução do quadril acima de 20° durante a avaliação inicial da corrida, e valgo de joelho menor que 170° no Step Down Test. O grupo 2 será composto por mulheres que não apresentarem alterações no alinhamento do membro inferior.

2.2 Critérios de inclusão

Serão selecionadas 30 mulheres com idade entre 20 e 35 anos, praticantes de corrida amadora com início em até 2 anos e prática de corrida de 8 a 20 km/semana, sem histórico de competições, (CAMELIO et al., 2020; MAAS et al., 2018; MO; CHOW, 2018), que apresentem ou não valgo dinâmico em primeiro momento da avaliação.

2.3 Critérios de exclusão

As voluntárias que apresentarem qualquer lesão musculoesquelética nos últimos 3 meses, histórico de dor lombar, cirurgias antecedentes nos membros inferiores e tronco, cardiopatias, disfunções do sistema nervoso e IMC > 30 não serão admitidas no estudo.

2.4 Protocolo de fadiga muscular do core

O protocolo consistirá em 3 exercícios isométricos (CHAUDHARI et al., 2020) e 3 exercícios

Endereço: Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica

Bairro: Santa Mônica

CEP: 38.408-144

UF: MG

Município: UBERLÂNDIA

Telefone: (34)3239-4131

Fax: (34)3239-4131

E-mail: cep@propp.ufu.br

Continuação do Parecer: 5.153.321

dinâmicos (ROTH et al., 2019) realizados consecutivamente até a exaustão voluntária (CHAUDHARI et al., 2020). Nos exercícios dinâmicos cada repetição deverá ter duração de 2 segundos.

Os critérios para interromper o protocolo serão: 1) incapacidade de realizar os exercícios de forma adequada; e 2) incapacidade de realizar cada repetição dos exercícios dinâmicos em dois segundos. Para verificar o estado de fadiga ao final do protocolo será utilizada a escala de percepção de esforço de Borg de 15 pontos (classificação 6-20). Os indivíduos que indicarem o número igual ou superior a 17 estarão aptos para a reavaliação (ASKARI; ESMAEILI, 2021). Os exercícios isométricos serão: 1) Prancha lateral isométrica; 2) Prancha tradicional isométrica; 3) Extensão lombar isométrica. Os exercícios dinâmicos serão: 1) Flexões laterais de tronco; 2) Extensão lombar; 3) Abdominais (GEORGE et al., 2018; MAZZONE; WOOD; GOMBATTO, 2016; SHAMSI et al., 2016).

2.5 Testes funcionais

Os testes funcionais serão: 1) Step-down Test; 2) Single-legged Drop-jump Landing; 3) Triple Hop Test.

2.6 Análise cinemática

A coleta de dados será feita no momento pré e pós intervenção. Os participantes irão correr a uma velocidade auto selecionada por 15 minutos, sendo os 10 minutos iniciais para aquecimento e familiarização na esteira (LAVCANSKA; TAYLOR; SCHACHE, 2005; MOORE; DIXON, 2014).

Serão analisados a queda contralateral da pelve, a adução do quadril, o valgo de joelho, o ângulo de dorsiflexão de tornozelo, o alinhamento vertical da tíbia, e o pico de flexão de joelho, extensão de quadril e inclinação de tronco. Serão identificados o comprimento do passo, a cadência e os valores máximos, médios e mínimos do, ângulos do tornozelo, joelho e quadril no plano sagital, e do quadril no plano frontal. Quanto aos testes funcionais, uma tentativa por perna será realizada antes do teste real (FRANSZ; HUURNINK; KINGMA, 2018). Os participantes realizarão três tentativas de cada teste, iniciando com a perna dominante, com intervalos de 5 segundos entre elas (AHMADIAN, N et al., 2020). Tentativas malsucedidas serão registradas se o participante 1) não concluir a tentativa conforme as instruções ou 2) perder o equilíbrio durante qualquer parte do teste. Serão registrados e analisados os dados cinemáticos do tronco e membros inferiores dos três primeiros testes aceitáveis (ROGERS et al., 2019). Os dados serão analisados em um ambiente MatLab (Mathworks, versão 2015a), onde serão filtrados e a posição das marcas será utilizada para o cálculo dos ângulos, velocidade e aceleração.

Endereço: Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica

Bairro: Santa Mônica

CEP: 38.408-144

UF: MG

Município: UBERLÂNDIA

Telefone: (34)3239-4131

Fax: (34)3239-4131

E-mail: cep@propp.ufu.br

Continuação do Parecer: 5.153.321

Metodologia de Análise de Dados:

O cálculo amostral foi realizado por meio do software G*Power 3.1.2.9. Para determinar o tamanho da amostra foi utilizada a família F testes – ANOVA mensuramento de medidas repetidas, interação dentro-entre, com tamanho de efeito 0,50, nível de significância padrão ($\alpha = 0,05$), poder estatístico (0,95) e considerando 2 grupos e duas medidas. O resultado foi uma amostra total mínima de 30 participantes. A normalidade dos dados será testada pelo teste de Shapiro-Wilk. Para testar o efeito de significância estatística para cada variável separadamente será utilizada a ANOVA de medidas repetidas [2 x 2 (grupos (1 vs. 2) x tempo (Pré vs. Pós))] Havendo o efeito da interação, será aplicada ANOVA de medidas repetidas para

comparação entre pares. Os efeitos principais observados para cada variável serão correlacionados utilizando o teste de Pearson, sendo considerado o guia geral baseado em Schober, Boer & Schwarte, em que o intervalo 0,10–0,39 indicará uma correlação fraca, 0,40–0,69 indicará uma correlação moderada, 0,70–0,89 forte correlação e 0,9–1 correlação muito forte (SCHOBER; BOER; SCHWARTZ, 2018). Para análise estatística dos resultados será utilizado o programa IBM SPSS Statistics, versão 22.0 (IBM Corporation, Armonk, NY, EUA). Para todos os testes o nível de significância será $p < 0,05$.

Tamanho amostral: 30 participantes.

=====
Respostas das pendências apontadas no parecer nº 5.074.574 de 01 de Novembro de 2021:

1. Para o TCLE:

a) O pesquisador deverá atender as orientações da Resolução 510/16 (Capítulo VI, Art.28; IV - manter os dados da pesquisa em arquivo, físico ou digital, sob sua guarda e responsabilidade, por um período mínimo de 5 (cinco) anos após o término da pesquisa). Dessa forma, essas informações devem ser incluídas no corpo do TCLE. O CEP/UFU solicita adequação.

RESPOSTA DOS PESQUISADORES:

Para solucionar a pendência foi acrescentado e destacado no corpo do texto do TCLE a informação

Endereço: Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica
Bairro: Santa Mônica **CEP:** 38.408-144
UF: MG **Município:** UBERLÂNDIA
Telefone: (34)3239-4131 **Fax:** (34)3239-4131 **E-mail:** cep@propp.ufu.br

Continuação do Parecer: 5.153.321

de que os dados da pesquisa em arquivo, físico ou digital, serão mantidos sob guarda e responsabilidade do pesquisador por um período mínimo de 5 (cinco) anos após o término da pesquisa.

ANÁLISE DO CEP/UFU: Pendência atendida.

b) O CEP/UFU alerta que o indivíduo tem o tempo que for necessário para decidir participar ou não da pesquisa. Não se deve determinar um prazo para a resposta de aceite (conforme item IV da Resolução CNS 466/12). O CEP/UFU solicita que, se necessário for, seja informada a data final da coleta de dados.

RESPOSTA DOS PESQUISADORES:

Para solucionar a pendência foi acrescentado e destacado no corpo do texto do TCLE a informação de que o participante tem o tempo que julgar necessário para decidir sobre a sua participação ou não na pesquisa.

ANÁLISE DO CEP/UFU: Pendência atendida.

c) O CEP/UFU solicita que seja informado ao participante o tempo estimado que ele levará para responder os instrumentos de coleta de dados [questionário, entrevista ou outro], considerar o modelo de TCLE que está no site: <http://www.comissoes.propp.ufu.br/node/123>.

RESPOSTA DOS PESQUISADORES:

Para solucionar a pendência foi acrescentado e destacado no corpo do texto do TCLE uma descrição sobre os instrumentos de coleta de dados, como a ficha de dados pessoais e dados relacionados a corrida, e a escala de percepção de esforço, constando o momento e o modo em que serão respondidos assim como a previsão de duração para tal

ANÁLISE DO CEP/UFU: Pendência atendida.

Endereço: Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica

Bairro: Santa Mônica

CEP: 38.408-144

UF: MG

Município: UBERLÂNDIA

Telefone: (34)3239-4131

Fax: (34)3239-4131

E-mail: cep@propp.ufu.br

Continuação do Parecer: 5.153.321

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Todos os termos foram apresentados de forma adequada.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

De acordo com as atribuições definidas nas Resoluções CNS nº 466/12, CNS nº 510/16 e suas complementares, o CEP/UFU manifesta-se pela aprovação do protocolo de pesquisa.

O protocolo não apresenta problemas de ética nas condutas de pesquisa com seres humanos, nos limites da redação e da metodologia.

Prazo para a entrega do Relatório Final ao CEP/UFU: SETEMBRO/2023*.

* Tolerância máxima de 01 mês para o atraso na entrega do relatório final.

Considerações Finais a critério do CEP:

O CEP/UFU LEMBRA QUE QUALQUER MUDANÇA NO PROTOCOLO DE PESQUISA DEVE SER INFORMADA, IMEDIATAMENTE, AO CEP PARA FINS DE ANÁLISE ÉTICA.

O CEP/UFU alerta que:

a) Segundo as Resoluções CNS nº 466/12 e nº 510/16, o pesquisador deve manter os dados da pesquisa em arquivo, físico ou digital, sob sua guarda e responsabilidade, por um período mínimo de 5 (cinco) anos após o término da pesquisa;

b) O CEP/UFU poderá, por escolha aleatória, visitar o pesquisador para conferência do relatório e documentação pertinente ao projeto;

Endereço: Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica

Bairro: Santa Mônica

CEP: 38.408-144

UF: MG

Município: UBERLÂNDIA

Telefone: (34)3239-4131

Fax: (34)3239-4131

E-mail: cep@propp.ufu.br

Continuação do Parecer: 5.153.321

c) A aprovação do protocolo de pesquisa pelo CEP/UFU dá-se em decorrência do atendimento às Resoluções CNS nº 466/12 e nº 510/16 e suas complementares, não implicando na qualidade científica da pesquisa.

ORIENTAÇÕES AO PESQUISADOR:

- O participante da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização e sem prejuízo (Resoluções CNS nº 466/12 e nº 510/16) e deve receber uma via original do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – TCLE, na íntegra, por ele assinado.
- O pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado pelo CEP/UFU e descontinuar o estudo após a análise, pelo CEP que aprovou o protocolo (Resolução CNS nº 466/12), das razões e dos motivos para a descontinuidade, aguardando a emissão do parecer, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao participante ou quando constatar a superioridade de regime oferecido a um dos grupos da pesquisa que requeiram ação imediata.
- O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Resolução CNS nº 466/12). É papel do pesquisador assegurar medidas imediatas e adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro); e enviar a notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA – apresentando o seu posicionamento.
- Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, destacando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. No caso de projetos do Grupo I ou II, apresentados à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador também deve informá-la, enviando o parecer aprobatório do CEP, para ser anexado ao protocolo inicial (Resolução nº 251/97, item III.2.e).

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Endereço: Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica
Bairro: Santa Mônica **CEP:** 38.408-144
UF: MG **Município:** UBERLÂNDIA
Telefone: (34)3239-4131 **Fax:** (34)3239-4131 **E-mail:** cep@propp.ufu.br

Continuação do Parecer: 5.153.321

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1797955.pdf	24/11/2021 21:11:40		Aceito
Outros	Resposta_as_pendencias.pdf	24/11/2021 21:04:08	GINA OLIVIA BRIGIDO DA COSTA CURI	Aceito
Outros	Link_lattes.pdf	24/11/2021 21:02:23	GINA OLIVIA BRIGIDO DA COSTA CURI	Aceito
Outros	Instrumento_de_coleta_de_dados_2.pdf	24/11/2021 21:01:41	GINA OLIVIA BRIGIDO DA COSTA CURI	Aceito
Outros	Instrumento_de_coleta_de_dados_1.pdf	24/11/2021 21:01:13	GINA OLIVIA BRIGIDO DA COSTA CURI	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	Modelo_TCLE_ajustadoCovid.pdf	24/11/2021 20:56:48	GINA OLIVIA BRIGIDO DA COSTA CURI	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_detalhado.pdf	11/10/2021 13:50:25	GINA OLIVIA BRIGIDO DA COSTA CURI	Aceito
Declaração de Pesquisadores	Termo_de_compromisso.pdf	11/10/2021 13:49:11	GINA OLIVIA BRIGIDO DA COSTA CURI	Aceito
Folha de Rosto	Folha_de_rosto.pdf	16/08/2021 10:18:22	GINA OLIVIA BRIGIDO DA COSTA CURI	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita apreciação da CONEP:

Não

UBERLÂNDIA, 08 de Dezembro de 2021

Assinado por:
ALEANDRA DA SILVA FIGUEIRA SAMPAIO
(Coordenador(a))

Endereço: Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica
Bairro: Santa Mônica **CEP:** 38.408-144
UF: MG **Município:** UBERLÂNDIA
Telefone: (34)3239-4131 **Fax:** (34)3239-4131 **E-mail:** cep@propp.ufu.br