

UNIVERSIDADE FEDERAL DO TRIÂNGULO MINEIRO
UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA UFTM-UFU

FRANCIELE DIAS DA COSTA

**ANÁLISE BIOMECÂNICA EM CORREDORAS RECREATIVAS COM E SEM
VALGO DINÂMICO DURANTE TESTES FUNCIONAIS: EFEITOS IMEDIATOS
DA FADIGA MUSCULAR DO *CORE***

UBERLÂNDIA
2024

FRANCIELE DIAS DA COSTA

**ANÁLISE BIOMECÂNICA EM CORREDORAS RECREATIVAS COM E SEM
VALGO DINÂMICO DURANTE TESTES FUNCIONAIS: EFEITOS IMEDIATOS
DA FADIGA MUSCULAR DO *CORE***

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da Universidade Federal do Triângulo Mineiro e Universidade Federal de Uberlândia (UFTM/UFU), como requisito parcial para o título de Mestre em Fisioterapia.

Área de concentração: Processo de Avaliação e Intervenção Fisioterapêutica do Sistema Musculoesquelético

Orientador: Prof. Dr. Valdeci Carlos Dionisio
Co-orientador: Prof. Dr. Thiago Ribeiro Teles dos Santos

UBERLÂNDIA
2024

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

C837a Costa, Franciele Dias da, 1987-
2024 Análise biomecânica em corredoras recreativas com e sem valgo dinâmico durante testes funcionais [recurso eletrônico] : efeitos imediatos da fadiga muscular do *core* / Franciele Dias da Costa. - 2024.

Orientador: Valdeci Carlos Dionisio.

Coorientador: Thiago Ribeiro Teles dos Santos.

Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-graduação em Fisioterapia.

Modo de acesso: Internet.

Disponível em: <http://doi.org/10.14393/ufu.di.2024.5097>

Inclui bibliografia.

Inclui ilustrações.

1. Fisioterapia. I. Dionisio, Valdeci Carlos, 1965-, (Orient.). II. Santos, Thiago Ribeiro Teles dos, 1984-, (Coorient.). III. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-graduação em Fisioterapia. IV. Título.

CDU: 615.8

André Carlos Francisco
Bibliotecário Documentalista - CRB-6/3408

FRANCIELE DIAS DA COSTA

**ANÁLISE BIOMECÂNICA EM CORREDORAS RECREATIVAS COM E SEM
VALGO DINÂMICO DURANTE TESTES FUNCIONAIS: EFEITOS IMEDIATOS
DA FADIGA MUSCULAR DO *CORE***

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

Área de concentração: Processo de Avaliação e Intervenção Fisioterapêutica do Sistema Musculoesquelético

Uberlândia, 2024

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Valdeci Carlos Dionisio – UFU / (Orientador)

Profa. Dra. Vanessa Lara de Araújo – UFMG

Prof. Dr. Daniel Ferreira Moreira Lobato - UFTM



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia
Rua Benjamim Constant, 1286 - Bairro Aparecida, Uberlândia-MG, CEP 38400-678
Telefone: (34) 3218-2928 - www.faefi.ufu.br/ppgfisio - secretaria.ppgfisio@faefi.ufu.br



ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Fisioterapia				
Defesa de:	Dissertação de Mestrado Acadêmico, 46, PPGFISIO				
Data:	26/07/2024	Hora de início:	14:00	Hora de encerramento:	15:30
Matrícula do Discente:	12122FST001				
Nome do Discente:	Franciele Dias da Costa				
Título do Trabalho:	Análise biomecânica em corredoras recreativas com e sem valgo dinâmico durante testes funcionais: efeitos imediatos da fadiga muscular do <i>core</i>				
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 22/08/2024, às 11:13, 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 22/08/2024, às 14:05, 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 27/08/2024, às 16:29, 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 **5635070** e o código CRC **FBF66D27**.

Referência: Processo nº 23117.040293/2024-31

SEI nº 5635070

Dedico este trabalho aos meus pais,
Maria Abadia e Francisco,
por me apoiarem incondicionalmente, sempre
me acolherem com tanta paciência e amor,
diante das adversidades da vida;
ao meu amado filho Rafael, o qual é o meu
sustento diário, preenchendo meu coração de
alegria, minha maior benção!
Ao meu irmão Alexandre, pelo apoio quando
precisei.

AGRADECIMENTOS

À Deus, que é meu refúgio, meu maior sustento, que me permitiu tantos livramentos e chegar até aqui. Que não me deixou desistir. A Ele toda honra e toda glória!!

À família: aos meus queridos pais, Maria Abadia e Francisco, que me criaram com tanto esforço e amor. Pela paciência devido ao dispendioso tempo que necessitei dedicar a esse trabalho. Meu querido pai, que me apoia de tantas formas. Minha querida mãe, que sempre me incentivou a estudar e nunca desistir dos sonhos e tanto me ajudou (e ajuda) a cuidar do netinho. Minha total admiração, respeito e gratidão a vocês!!; ao meu querido filho Rafael, pela compreensão de eu não conseguir dar toda a atenção que ele merece, durante a elaboração desse trabalho, mesmo sempre tentando me desdobrar para isso e quantas vezes, estudando de madrugada; ao meu irmão Alexandre pela amizade, apoio me emprestando o carro para eu ir para Uberlândia e pelas dicas de matemática; às minhas avós Maria Conceição (in memoriam) por tanto amor e conselhos valiosos para a vida; Adair, pelo carinho e conselhos; avós Sebastião e Alonso (in memoriam), por terem feito uma bela história em minha família.

Ao orientador Prof. Dr. Valdeci, pela paciência, presteza e grande trabalho que fez, desde as aulas da graduação e agora na pós-graduação, me ajudando a chegar até aqui, com tantos ensinamentos, os quais me auxiliaram nesse trabalho e na vida profissional e pessoal; ao co-orientador Prof. Dr. Thiago, pela presteza e atenção sempre, oferecendo valiosas contribuições ao trabalho. Minha admiração e respeito a vocês.

Aos alunos da graduação, que tanto nos ajudaram com o recrutamento das participantes e as coletas de dados, em especial ao Vinícius e Victor, foi fundamental a ajuda de todos eles; aos técnicos do laboratório e demais funcionários da Universidade, pelo apoio; aos meus pacientes, pela compreensão pelas remarcações de atendimentos, devido aos compromissos do mestrado.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), pelo apoio e incentivo e à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG), pela bolsa concedida.

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

“A mente que se abre a uma nova ideia,
jamais voltará ao seu tamanho original”

Albert Einstein

RESUMO

INTRODUÇÃO: A corrida é um exercício físico cada vez mais praticado. A fadiga muscular do *core* pode influenciar o desempenho da corrida e modificar o padrão de movimento do tronco e dos membros inferiores (MMII), especialmente nos corredores que possuem valgo dinâmico de joelho. Esses indivíduos podem apresentar alterações cinemáticas e na atividade eletromiográfica dos MMII durante a realização de testes funcionais, como *Step-Down Test* (SDT) e *Y Balance Test* (YBT), além de fraqueza muscular. Os testes funcionais podem oferecer subsídios aos corredores e profissionais que cuidam dos mesmos, a fim de serem evitadas lesões relacionadas à corrida. **OBJETIVO:** Comparar as excursões angulares e a ativação muscular, durante o SDT e YBT, entre corredoras recreacionais com e sem valgo dinâmico do joelho, imediatamente após um protocolo de fadiga muscular do *core*. **METODOLOGIA:** A amostra foi composta por 44 corredoras recreacionais e dividida no grupo valgo dinâmico do joelho (VDJ, $n=20$) e não valgo dinâmico do joelho (NVDJ, $n=24$). A força muscular foi avaliada para caracterizar os grupos e verificar possíveis diferenças entre eles, antes do protocolo de fadiga, em ambos os grupos. As participantes foram avaliadas antes e após um protocolo de fadiga muscular do *core* por meio do SDT e YBT, em que foram analisadas a cinemática do quadril, joelho e tornozelo no plano sagital e quadril e joelho no plano frontal e a integral da atividade eletromiográfica (iEMG) dos principais músculos do membro inferior, durante as fases do movimento, em cada teste. **RESULTADOS:** Os resultados para as participantes que realizaram o SDT, mostraram que o grupo VDJ apresentou menor força dos extensores do quadril ($p=0,049$) e maior adução do quadril ($p=0,021$) que NVDJ. Além disso, esse grupo apresentou maior iEMG do vasto lateral ($p=0,043$) durante a fase ascendente do SDT que o grupo NVDJ. Após protocolo de fadiga, ambos os grupos apresentaram na fase preparatória, maior deslocamento médio-lateral do ombro na direção do membro inferior de apoio ($p<0,05$), maior iEMG do tibial anterior ($p=0,019$) e vasto medial oblíquo ($p=0,022$); enquanto que na fase descendente houve menor iEMG do gastrocnêmio medial ($p=0,015$); e na fase ascendente menor iEMG do gastrocnêmio medial ($p=0,006$), vasto lateral ($p=0,012$), semitendinoso ($p=0,014$), bíceps femoral ($p=0,032$) e glúteo médio ($p=0,014$). Os resultados para as participantes que realizaram o YBT mostraram que no plano frontal, o ângulo mínimo do joelho foi menor (apresentou maior valgo dinâmico do joelho) no grupo VDJ ($p=0,025$) e a excursão angular do joelho foi maior para o grupo VDJ ($p=0,017$). Após a fadiga muscular do *core*, houve aumento da excursão angular do quadril no plano sagital ($p=0,040$) e aumento do

deslocamento linear do ombro em todas as direções (médio-lateral $p<0,001$; anteroposterior $p<0,001$ e vertical $p=0,049$) para ambos os grupos. O grupo VDJ, na fase preparatória apresentou maior iEMG do vasto lateral ($p=0,005$) e, na fase ascendente na direção pósteromedial, maior iEMG do tibial anterior ($p=0,001$) quando comparado ao NVDJ. Após a fadiga muscular do *core*, ambos os grupos apresentaram na fase preparatória, maior iEMG para os músculos semitendinoso ($p=0,004$), glúteo médio ($p=0,009$), glúteo máximo ($p=0,016$); enquanto que na fase descendente na direção anterior houve menor iEMG para os músculos tibial anterior ($p=0,006$), gastrocnêmio medial ($p=0,039$), semitendinoso ($p=0,047$), e maior iEMG para o glúteo médio ($p=0,047$); na fase descendente, na direção pósterolateral: menor iEMG para o tibial anterior ($p<0,001$); na fase ascendente pósterolateral, maior iEMG para o bíceps femoral ($p=0,014$). **CONCLUSÃO:** Em ambos os testes funcionais, as corredoras do grupo VDJ apresentaram diferentes estratégias para realizar o SDT e YBT, em relação àquelas do NVDJ e o efeito imediato da fadiga muscular do *core* foi similar naquelas corredoras do VDJ e NVDJ. No YBT houve aumento de amplitude articular no membro inferior. Ocorreu ainda, redução da atividade EMG dos principais músculos do membro inferior, mas com maior deslocamento do tronco, em todas as direções.

Palavras-chave: corrida; biomecânica; valgo dinâmico de joelho; testes funcionais; fadiga.

ABSTRACT

INTRODUCTION: Running is an increasingly practiced physical exercise. Core muscle fatigue can influence running performance and modify the movement pattern of the trunk and lower limbs (LL), especially in runners who have dynamic knee valgus. These subjects may present kinematic changes and changes in the electromyographic activity of the LL during functional tests, such as the Step Down Test (SDT) and Y Balance Test (YBT), in addition to muscle weakness. Functional tests can support runners and professionals who care for them to avoid running-related injuries. **OBJECTIVE:** To compare kinematics and electromyographic activity during SDT and YBT between recreational runners with and without dynamic knee valgus immediately after a core muscle fatigue protocol. **METHODOLOGY:** The sample comprised 44 female recreational runners and was divided into the dynamic knee valgus (DKV, $n=20$) and non-dynamic knee valgus (NDKV, $n=24$) groups. Muscle strength was evaluated to characterize the groups and verify possible differences between them before the fatigue protocol

in both groups. The participants were evaluated before and after a core muscle fatigue protocol using SDT and YBT, in which the kinematics of the hip, knee, and ankle in the sagittal plane and pelvic and knee alignment in the frontal plane, and the integral of electromyographic activity were analyzed. (iEMG) of the main muscles of the lower limb during the movement phases in each test. **RESULTS:** The results for the participants who performed the SDT showed that the DKV group had lower hip extensor strength ($p=0.049$) and greater hip adduction ($p=0.021$) than NDKV. Furthermore, this group showed greater vastus lateralis iEMG ($p=0.043$) during the ascending phase of SDT than the NDKV group. After the fatigue protocol, both groups presented in the preparatory phase a greater medio-lateral displacement of the shoulder towards the supporting lower limb ($p<0.05$), greater iEMG of the tibialis anterior ($p=0.019$) and vastus medialis oblique ($p=0.022$); while in the descending phase, there was lower iEMG of the medial gastrocnemius ($p=0.015$); and in the ascending phase lower iEMG of the medial gastrocnemius ($p=0.006$), vastus lateralis ($p=0.012$), semitendinosus ($p=0.014$), biceps femoris ($p=0.032$) and gluteus medius ($p=0.014$). The results for the participants who performed the YBT showed that in the frontal plane, the minimum knee angle was smaller (presenting greater dynamic knee valgus) in the DKV group ($p=0.025$) and the angular excursion of the knee was greater for the DKV group ($p=0.017$). After core muscle fatigue, there was an increase in the angular excursion of the hip in the sagittal plane ($p=0.040$) and an increase in the linear displacement of the shoulder in all directions (medio-lateral $p<0.001$; anteroposterior $p<0.001$ and vertical $p=0.049$) for both groups. The DKV group, in the preparatory phase, showed greater iEMG of the vastus lateralis ($p=0.005$) and, in the ascending phase in the posteromedial direction, greater iEMG of the tibialis anterior ($p=0.001$) when compared to the NDKV. After core muscle fatigue, both groups presented higher iEMG in the preparatory phase for the semitendinosus muscles ($p=0.004$), gluteus medius ($p=0.009$), gluteus maximus ($p=0.016$); while in the descending phase in the anterior direction there was lower iEMG for the tibialis anterior ($p=0.006$), medial gastrocnemius ($p=0.039$), semitendinosus ($p=0.047$) muscles, and higher iEMG for the gluteus medius ($p=0.047$); in the descending phase, in the posterolateral direction: lower iEMG for the tibialis anterior ($p<0.001$); in the posterolateral ascending phase, greater iEMG for the biceps femoris ($p=0.014$). **CONCLUSION:** In both functional tests, the runners in the DKV group presented different strategies to perform the SDT and YBT, in relation to those in the NDKV, and the immediate effect of core muscle fatigue was similar in those runners in the DKV and NDKV. In YBT there was an increase in joint range of motion in the lower limb. There was also a reduction in the

EMG activity of the main muscles of the lower limb, but with greater displacement of the trunk, in all directions.

Keywords: running; biomechanics; dynamic knee valgus; functional tests; fatigue.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

ARTIGO 1

Figura 1 - Step Down Test (SDT).....	51
Figura 2 - VDJ e NVDJ antes do protocolo de fadiga muscular do <i>core</i>	52
Figura 1s - Teste de força muscular.....	53
Figura 2s - Testes de resistência muscular.....	56
Figura 3s - Protocolo de fadiga muscular do <i>core</i>	58
Figura 4s - Média e desvio padrão do deslocamento linear do ombro.....	60

ARTIGO 2

Figura 1 - Média e desvio padrão do deslocamento linear do ombro.....	89
Figura 2 - Figura representativa de um indivíduo de cada grupo.....	90
Figura 1s - Teste de força muscular.....	91
Figura 2s - Testes de resistência muscular.....	94
Figura 3s - Protocolo de fadiga muscular do <i>core</i>	96

LISTA DE TABELAS

ARTIGO 1

Tabela1 - Características dos participantes e dados do torque e resistência muscular.....	44
Tabela 2 - Variáveis cinemáticas antes e após protocolo de fadiga muscular do <i>core</i>	45
Tabela 3 - Deslocamento linear do ombro.....	47
Tabela 4 - Integral da atividade eletromiográfica (iEMG)	48
Tabela 1s - Descrição dos testes de força muscular.....	53
Tabela 2s - Descrição dos testes de resistência muscular.....	56
Tabela 3s - Co-contração muscular antes e após protocolo de fadiga.....	59

ARTIGO 2

Tabela1 - Características dos participantes e dados do torque e resistência muscular.....	79
Tabela 2 - Desempenho do YBT, pré e pós-fadiga.....	81
Tabela 3 - Variáveis cinemáticas antes e após intervenção.....	81
Tabela 4 - Deslocamento linear do ombro.....	83
Tabela 5 - Integral da atividade eletromiográfica (iEMG).....	84
Tabela 1s - Descrição dos testes de força muscular.....	92
Tabela 2s - Descrição dos testes de resistência muscular.....	95
Tabela 3s - Descrição do protocolo de fadiga muscular do <i>core</i>	97

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

SDT – *Step Down Test*

YBT - *Y Balance Test*

MMII - Membros Inferiores

VDJ - Valgo Dinâmico de Joelho

NVDJ - Não-Valgo Dinâmico de Joelho

HHDs - Hand Held Dinamometer

LCA - Ligamento cruzado anterior

TA - Tibial Anterior

GM - Gastrocnêmico Medial

VMO - Vasto Medial Oblíquo

VL - Vasto lateral

BF - Bíceps Femoral

ST - Semitendíneo

SO - Sóleo

GMED - Glúteo médio

GMAX - Glúteo máximo

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	18
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	19
2.1. Prática de corrida e lesões relacionadas	19
2.2. Valgo dinâmico de joelho	20
2.3. Força e resistência do <i>core</i>	23
2.4. Testes Funcionais	24
2.5. Ferramentas de avaliação	25
2.5.1. Eletromiografia	25
2.5.2. Análise Cinemática	27
2.5.3. Dinamometria	27
3. ARTIGO 1	29
4. ARTIGO 2	61
5. CONSIDERAÇÕES FINAIS	98
REFERÊNCIAS	98

1. INTRODUÇÃO

A corrida é um exercício físico cada vez mais praticado, por ser prático e apresentar benefícios à saúde (DE OLIVEIRA et al., 2017). A corrida pode ser em nível competitivo ou recreacional (SOUZA, 2016) mas é importante que os praticantes estejam cientes das lesões relacionadas à corrida (DE OLIVEIRA et al., 2017). Muitas lesões estão relacionadas ao desalinhamento do joelho, conhecido como valgo dinâmico do joelho, sendo mais comuns em mulheres (DIX et al., 2019; MASTERS et al., 2018). Ocorrendo mais durante atividades de sustentação de peso (SCHMIDT; HARRIS-HAYES; SALSICH, 2017), o valgo dinâmico de joelho é composto pela adução excessiva e rotação medial do quadril e abdução do joelho (tíbia), rotação lateral da tíbia em relação ao fêmur (JAMALUDIN et al., 2022), alterando a cinemática do quadril e joelho, causando tensões exageradas nessas articulações. O valgo dinâmico de joelho pode aumentar dinamicamente o ângulo do quadríceps, aumentando as tensões orientadas lateralmente, podendo levar à dor femoropatelar (SCHMIDT; HARRIS-HAYES; SALSICH, 2017).

No entanto, em uma recente revisão sistemática, foram sintetizados os fatores de risco biomecânicos para lesões associadas à corrida e observadas limitadas evidências para a cinemática e características espaço-temporais da corrida, incluindo a presença de valgo dinâmico de joelho. Os autores também apontaram que fatores metodológicos como o tamanho da amostra, população estudada e como foram abordados os segmentos corporais podem ter influenciado nos resultados, dificultando a generalização para a população de corredores. Isto indica que ainda são necessários outros estudos para melhor compreender os movimentos utilizados na corrida, na busca de estratégias de intervenção específicas para modificar com sucesso as variáveis biomecânicas que possam estar associadas a lesões em corredores, seja na prevenção ou reabilitação. Em particular, o treinamento de movimentos utilizados na corrida e a identificação do padrão de recrutamento muscular poderiam fornecer informações relevantes para as estratégias de prevenção e reabilitação (CEYSSSENS et al., 2019).

Por exemplo, sabe-se que o valgo dinâmico de joelho, rotineiramente observado por meio de testes funcionais, observado no plano frontal e transversal, pode produzir diferentes padrões de recrutamento muscular. Foi observado que pessoas com excessivo deslocamento medial do joelho mostraram maior atividade muscular no adutor magno, bíceps femoral, vasto lateral e vasto medial no momento da fase excêntrica do agachamento (DINIS et al., 2021). Na avaliação cinemática, essas pessoas com excessivo deslocamento medial do joelho tiveram maior rotação interna do joelho e abdução do joelho e abdução do tornozelo, em relação as pessoas usadas como controle (DINIS et al., 2021).

Os músculos do tronco juntamente com músculos do quadril compõem um conjunto chamado *core* (RESENDE et al., 2020) e esse conjunto de músculos mantém a estabilidade do tronco e pelve (KIBLER; PRESS; SCIASCIA, 2006), além de absorver e distribuir as forças geradas pelo impacto possibilitando movimentos mais eficientes (RIVERA, 2016). Desse modo, se a estabilidade do *core* estiver comprometida, os movimentos ficam menos eficientes, o que pode levar a lesões (CHAUDHARI et al., 2020), por exemplo, as relacionadas ao valgo dinâmico de joelho. Portanto, o risco de lesão pode ser aumentado devido a modificações do padrão de movimento durante a corrida. Assim, para se entender melhor as situações que acontecem durante a corrida, a avaliação do controle postural dinâmico e a análise do alinhamento do membro inferior podem ser úteis.

Não foram encontrados na literatura, até o presente momento, estudos que tenham avaliado a atividade muscular abrangendo vários músculos do membro inferior e cinemática, em corredores com valgo dinâmico de joelho durante testes funcionais, após fadiga muscular do *core*, com avaliação prévia da força muscular. Desse modo, a análise do alinhamento dos MMII, assim como da atividade eletromiográfica dos músculos envolvidos, sob o efeito de fadiga muscular do *core*, somada à avaliação da força muscular dos principais músculos dos MMII é importante para oferecer benefícios à comunidade geral. Podem ser oferecidos subsídios para os corredores conhecerem os fatores de risco ao praticar seu esporte, bem como aos profissionais de saúde que acompanham os atletas seja ao nível de prevenção ou de reabilitação dessa população. Portanto, o objetivo desse estudo é comparar a cinemática e atividade eletromiográfica, durante os testes funcionais *step down test* (SDT) e *Y Balance test* (YBT), entre corredoras recreacionais com e sem valgo dinâmico do joelho, imediatamente após um protocolo de fadiga muscular do *core*.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1. Prática de corrida e lesões relacionadas

Como um método de atividade física muito popular (BRAMAH et al., 2018), a corrida tem sido cada vez mais praticada nos últimos anos (DOS SANTOS et al., 2016) por associar-se a um estilo de vida saudável e possuir facilidade de execução e de ser praticada em qualquer lugar (DE OLIVEIRA et al., 2017) além de apresentar baixo custo financeiro ao praticante (LINDSAY; YAGGIE; MCGREGOR, 2014). Como um reflexo mundial, em 2019 foi registrado 17,6 milhões de americanos inscritos em corrida de rua, sendo que desses, 61% se identificaram como sendo do sexo feminino (CHRISTOPHER et al., 2020).

Esse aumento de participação, traz consigo um aumento de lesões. Por exemplo, a taxa média de 7,3 lesões a cada mil horas de corrida é alta. É importante que um corredor tenha conhecimento dos fatores de risco e lesões comuns relacionadas à corrida, para praticar o esporte de forma mais segura. A síndrome femoropatelar, síndrome de estresse tibial medial, tendinopatia patelar, fascite plantar, tendinopatia de Aquiles e síndrome da banda iliotibial são as principais lesões músculo-esqueléticas que têm relação com a corrida (DE OLIVEIRA et al., 2017). A contagem de lesões por mil horas de corrida é uma boa medida de associação, para auxiliar na comparação de diferentes estudos que apresentam lesões relacionadas à corrida (VIDEBÆK et al., 2015).

Diferente dos corredores profissionais, os recreativos comumente adaptam seus treinos a outras atividades da vida diária, com horários limitados para a corrida (BOULLOSA et al., 2020). Além disso, frequentemente os corredores recreacionais tentam praticar seus treinos de forma semelhante aos corredores profissionais, como a realização de alta quilometragem semanal, como por exemplo, maior que 70 km, o que pode ser causa da alta prevalência de lesões (BOULLOSA et al., 2020). Lesões relacionadas à corrida nos MMII podem acontecer por várias causas, somado a erros de treinamento como distâncias percorridas além do confortável ao praticante, bem como alterações bruscas nos treinos. A dor femoropatelar está relacionada a discrepâncias na cinemática dos MMII, com ênfase no valgo dinâmico de joelho, aumento na adução e rotação interna do quadril e grande eversão de tornozelo, na fase de apoio da corrida (LETAFATKAR; RABIEI; AFSHARI, 2020). A identificação de desalinhamento nos MMII em corredores pode ser útil para melhorar as estratégias de prevenção de lesões (LETAFATKAR; RABIEI; AFSHARI, 2020).

2.2. Valgo dinâmico de joelho

É comum que muitos corredores com lesões por uso excessivo apresentem valgo dinâmico de joelho (MASTERS et al., 2018), condição a qual é dada por uma combinação de movimentos e rotações nesse segmento, incluindo adução e rotação interna do quadril, abdução do joelho, rotação externa da tíbia e eversão do tornozelo (FORD et al., 2015). Uma outra definição (ORTIZ; CAPO-LUGO; VENEGAS-RIOS, 2014) é que seria o movimento distal do fêmur em direção à linha média e a tíbia distal longe da linha média do corpo, acontecendo uma redução da flexão de joelho e aumento da adução do quadril, rotação interna do quadril e abdução do joelho.

No valgo dinâmico de joelho a patela fica posicionada mais lateralmente no sulco troclear e pressiona ainda mais a face lateral da articulação femoropatelar (REES; YOUNIS; MACRAE, 2019). Frequentemente presente em pessoas do sexo feminino (DIX et al., 2019), o valgo dinâmico de joelho propicia o surgimento de várias lesões nas extremidades inferiores, sendo que em pessoas mais

jovens, a lesão do LCA e dor femoropatelar são as mais comuns (BARRIOS et al., 2016; DIX et al., 2019). E o mau alinhamento lateral presente no valgo dinâmico de joelho é frequente durante corrida (BARRIOS et al., 2016).

Na presença do valgo dinâmico de joelho, também ocorre alteração na atividade muscular e força nos MMII. Um estudo prévio (HOLLMAN et al., 2009) encontrou que o ângulo de adução do quadril, EMG do glúteo máximo e força de abdução do quadril tiveram correlação com o plano frontal do joelho valgo, concluindo que o maior recrutamento do glúteo máximo pode ter associação com a redução do valgo dinâmico do joelho em mulheres saudáveis, durante o SDT. Os autores observaram também que a falta força do glúteo médio pode estar relacionada ao aumento do valgo dinâmico de joelho (HOLLMAN et al., 2009).

O glúteo máximo faz uma grande extensão e roda lateralmente o quadril, enquanto o glúteo médio tem maior enfoque em abduzir essa articulação. A redução da atividade muscular e da força dos músculos abdutores e rotadores laterais do quadril pode estar envolvida com aumento do valgo dinâmico do joelho com atividades sustentação de peso, como agachamento unipodal (HOLLMAN et al., 2009), além do maior risco de dor femoropatelar e lesão do LCA. Outros autores (REIMAN; BOLGLA; LOUDON, 2012) afirmaram que o glúteo médio, também gira medialmente e auxilia na flexão do quadril (porção anterior) e estende e gira lateralmente essa articulação (porção posterior), ambos unidos para dar força e contrapondo a ocorrência do valgo dinâmico do joelho (REIMAN; BOLGLA; LOUDON, 2012). Ainda sobre o glúteo médio, ele tem uma maior função na realização de abdução em comparação ao glúteo mínimo e tensor da fáscia lata (NEAMATALLAH; HERRINGTON; JONES, 2020).

Relacionando-se diretamente com o desalinhamento dinâmico dos MMII, a fraqueza dos músculos abdutores e rotadores laterais do quadril, leva a um aumento do movimento do quadril nos planos frontal e transversal (RABELO; LUCARELI, 2018). Há hipóteses de que o valgo dinâmico de joelho esteja relacionado à síndrome da dor femoropatelar (SDFP), pois o desalinhamento faz com que fique reduzida a área de contato entre a patela e a tróclea intensificando a pressão sobre a articulação femoropatelar e prejudicando os tecidos locais, ocasionando dor (POWERS, 2010). Pode-se dizer que a fraqueza dos músculos do quadril é relacionada a lesões no joelho (POWERS, 2010).

Ainda sobre alguns músculos dos MMII podemos discorrer que, os isquiotibiais têm um papel de descarga, limitando a translação anterior da tíbia e permitindo uma flexão de joelho maior (MENGARELLI et al., 2018). Originando-se as cabeças do músculo gastrocnêmio nos côndilos medial e lateral do fêmur, e inserindo-se no calcâneo, esses músculos também têm um papel flexor

direto na articulação do joelho. Os músculos isquiotibiais medial (semitendinoso e semimembranoso) tem a função de evitar o valgo dinâmico excessivo e a rotação lateral da articulação do joelho durante a realização de esportes (ZEBIS et al., 2013).

Em um estudo prévio, foi investigado como os músculos dos MMII geram e se opõem às principais forças de reação entre o fêmur e a tíbia durante a fase de aceitação do peso e corte lateral inesperado (MANIAR et al., 2018). Os autores (MANIAR et al., 2018) acreditam que os músculos que conseguem controlar a força de cisalhamento anterior e o momento externo em valgo no joelho, apresentam maior chance de proteger o LCA de sofrer lesões (MANIAR et al., 2018).

O valgo dinâmico de joelho é mais comum em pessoas do sexo feminino, possivelmente devido as diferentes respostas neuromusculares do controle do quadril (MASTERS et al., 2018). Um estudo anterior (BARRIOS et al., 2016) encontrou que as mulheres com alinhamento em genu valgo apresentaram redução da flexão do quadril e aumento da abdução do joelho nas tarefas de caminhada, corrida e aterrissagem unipodal, e sugeriram que mulheres com genu valgo utilizam mecanismos anormais de quadril e joelho associadas ao genu valgo (BARRIOS et al., 2016).

O valgo dinâmico de joelho existente em pessoas praticantes de corrida, é uma causa comum para disfunções femoropatelares, levando também a alterações na cinemática das extremidades inferiores, durante testes funcionais. Esse desalinhamento dos MMII pode ser avaliado a partir de testes e análises computadorizadas para diagnosticar e apontar alterações biomecânicas causadas pelo desalinhamento dos MMII. Um estudo (PALMER; HEBRON; WILLIAMS, 2015) se serviu da análise de vídeo bidimensional no plano frontal, para fazer a triagem do valgo dinâmico de joelho. As avaliações consistiram na cinemática do joelho através de um agachamento unipodal que o participante realizou com sensores inerciais fixados nesse membro e de avaliação de força dos abdutores de quadril com uso de um equipamento célula de carga, sendo que os métodos foram satisfatórios para alcançarem seu objetivo (PALMER; HEBRON; WILLIAMS, 2015).

Um estudo prévio avaliou em sujeitos saudáveis e fisicamente ativos, a relação da força muscular dos glúteos e EMG na biomecânica de joelho e quadril durante 4 testes funcionais, que envolviam agachamento com uma única perna e aterrissagem unipodal, observando forte correlação dos momentos e ângulos de abdução do joelho com força de abdução do quadril, mais claro em mulheres que em homens (NEAMATALLAH; HERRINGTON; JONES, 2020). Outros autores observaram em participantes saudáveis e com níveis mais altos de atividade física, que os ângulos de joelho no plano frontal foram correlacionados com ângulos de quadril no plano transversal durante tarefa de salto com aterrissagem, força isométrica de extensão do quadril e recrutamento de glúteo

máximo, apresentando associações da presença do valgo dinâmico de joelho com os achados das variáveis biomecânicas (HOLLMAN et al., 2013).

2.3. Força e resistência do *core*

Os músculos do *core* ajudam a absorver e distribuir as forças geradas pelo impacto e possibilita movimentos mais eficientes ao corpo. São os músculos paravertebrais, abdominais e do assoalho pélvico, em que, mais especificamente, os multífidos, transverso abdominal, oblíquos internos e os músculos do assoalho pélvico atuam localmente controlando a curvatura e estabilidade das vértebras lombares. E os músculos reto abdominal, quadrado lombar, eretores da espinha e oblíquos possibilitam a distribuição das forças (RIVERA, 2016). A estabilidade do *core* pode ser definida como a capacidade do corpo de controlar o tronco e manter uma posição de equilíbrio do tronco e da pelve, posteriormente a perturbações internas ou externas. Acredita-se que a estabilidade insuficiente do *core* gera movimentos menos eficientes e, em última análise, a lesões musculoesqueléticas (CHAUDHARI et al., 2020), sendo que a estabilidade do *core* se tornou muito conhecida na literatura e cultura popular para auxiliar na prevenção de lesões e melhorar o desempenho no esporte (JAMISON et al., 2013).

A fadiga muscular do *core* que pode ocorrer, em partes, devido ao trabalho respiratório, pode reduzir a resistência na corrida (RIVERA, 2016). A fadiga pode também reduzir a capacidade dos músculos em gerar força e levar a um controle neuromuscular alterado e, diante disso, a maior parte das lesões no esporte acontecem posteriormente às competições, o que indica que a fadiga muscular pode influenciar fortemente nas ocorrências de lesões (LESSI et al., 2017). No plano frontal, os músculos abdutores do quadril ficam menos ativados em consequência da fadiga, podendo ocasionar uma queda pélvica contralateral excessiva, ocasionando inclinação ipsilateral do tronco como compensação. Então, haverá um deslocamento do vetor de força de reação do solo lateralmente ao centro da articulação do joelho, criando um momento abductor no joelho (POWERS, 2010) o que pode aumentar o risco de lesão no LCA (HEWETT et al., 2005), além de síndrome da banda iliotibial e dor na articulação femoropatelar, devido ao movimento deficiente do quadril (POWERS, 2010).

Os ajustes posturais antecipatórios, decorrentes do sistema de controle conhecido como feedforward, posicionam o corpo para reagir a perturbações no equilíbrio originadas pelas forças de chutar, arremessar ou correr (KIBLER; PRESS; SCIASCIA, 2006). Os ajustes posturais antecipatórios geram a estabilidade proximal para mobilidade distal (KIBLER; PRESS; SCIASCIA, 2006) Isso pode ser explicado devido ao fato de que um *core* mais estável possui melhor capacidade de se ajustar ou prever situações de mudança (JAMISON et al., 2013). A corrida é uma atividade

repetitiva, possui mudanças imprevisíveis no movimento em relação à aceleração, desaceleração, giro e variações no comprimento e no ritmo da passada. Assim, desequilíbrios nos movimentos funcionais podem levar a lesões relacionadas à corrida (GONZÁLEZ; ORTIZ, 2023).

2.4. Testes Funcionais

Na última década as avaliações clínicas têm ganhado peso a partir de observações da estabilidade estática e dinâmica em atletas (HUDSON, 2012). Como uma forma de avaliação, e utilizados em vários níveis e principalmente na área esportiva, os testes funcionais são no geral simples e rápidos de serem realizados, e são muito usados em triagens prévias a campeonatos. Para que apresentem resultados concretos, devem possuir confiabilidade, validade e produzir resposta (HEGEDUS et al., 2015). Na prática da corrida, os testes funcionais são largamente utilizados por treinadores e profissionais de saúde, os quais podem usar esses testes de triagem para avaliar o controle neuromuscular dos MMII de um corredor e sugerir como seria o movimento do indivíduo durante a corrida (SCHREIBER; BECKER, 2020). São usados também, para avaliar indivíduos com risco de lesões nos MMII e observar padrões de movimentos alterados, como o valgo dinâmico de joelho (DE VASCONCELOS et al., 2022).

O SDT é uma ferramenta prática para avaliar a qualidade do movimento dos MMII em uma atividade funcional (SILVA et al., 2019). Se trata de um teste muito usado na prática clínica, buscando-se identificar movimentos anormais do tronco, pelve e joelho durante descida de um degrau (MOSTAED; WERNER; BARRIOS, 2018). Existe o teste realizado na posição frontal sendo aplicável, pois o sujeito simula uma descida de degrau, e foi utilizado com sucesso em protocolo para avaliar a estabilidade postural dinâmica em indivíduos com lesão do ligamento cruzado do joelho (BOLT et al., 2018). Há também o teste realizado na posição lateral, em que o participante realiza uma descida de um degrau na direção lateral, enquanto o examinador avalia a qualidade do movimento na vista do plano frontal (SILVA et al., 2019). Com a descida de degrau, há um aumento da necessidade de contrações musculares excêntricas do quadríceps para melhor realizar a tarefa (RANSOM et al., 2019).

O YBT é um teste funcional usado na clínica e na pesquisa para mensurar a função dos membros inferiores (BULOW et al., 2021). Ele mostra que são redundantes as 8 direções do *Star Excursion Balance Test* (SEBT), o qual avalia o desempenho na manutenção da postura unilateral em um membro inferior, enquanto o membro contralateral procura alcançar o mais longe possível em todas as oito direções. O YBT possui o mesmo objetivo, sendo realizado de forma semelhante, porém apresenta eficiência em questão do tempo que avalia a estabilidade dinâmica e equilíbrio assimétrico

com somente 3 direções (anterior, posteromedial e posterolateral) (SHAFFER et al., 2013). São calculadas as distâncias de alcance do YBT com porcentagem do comprimento do membro de alcance, medido da EIAS até o maléolo medial ipsilateral. Para isso, são calculados os valores normalizados, como distância de alcance média dividida pelo comprimento do membro inferior, multiplicado por 100, para cada direção (SHAFFER et al., 2013).

2.5. Ferramentas de avaliação

2.5.1. Eletromiografia

A eletromiografia (EMG) é o registro da atividade elétrica muscular (sinais mioelétricos) em milivolt (mV) ou microvolts (μ V) (ROBERTSON et al., 2014), através de eletrodos de superfície ou de agulha (TANKISI et al., 2020) e permite identificar alterações neuromusculares (COLLIN HERB et al., 2018). A EMG faz o registro da atividade da unidade motora muscular, por exemplo, durante testes funcionais (FORD et al., 2015). A atividade muscular é controlada pelo sistema nervoso e produzida durante a contração muscular (CHOWDHURY et al., 2013). A fibra muscular é ativada pelo potencial de ação, o qual é uma mensagem neural que se propaga em ambas as direções da junção neuromuscular (ROBERTSON et al., 2014). A EMG mede a atividade muscular através de um voltímetro muito sensível que faz a detecção na voltagem do sarcolema, de aumentos e diminuições nessa (MARTÍN-FUENTES; OLIVA-LOZANO; MUYOR, 2020).

Os sinais mioelétricos comumente são atrapalhados por ruídos externos (CHOWDHURY et al., 2013). É importante o preparo da pele do participante, a fim de se evitar ruídos e reduzir a impedância da pele, sendo que essa se dá pelos obstáculos devido às cargas elétricas, como íons no tecido da pele e gel e elétrons no metal do eletrodo se direcionando para o amplificador, pelo eletrodo (MERLETTI; CERONE, 2020). Assim, comumente se segue as recomendações do SENIAM (*Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*), o qual fornece também a orientação da colocação correta dos eletrodos (HERMENS et al., 2000), os quais frequentemente são usados de Ag ou AgCl (MERLETTI; CERONE, 2020). Na pele, a amplitude pico a pico do sinal mioelétrico pode ocorrer de algumas dezenas de μ V a 1-2 mV em uma contração voluntária. A amplitude da *root mean square* (RMS) (raiz quadrada média) do ruído, na faixa de frequência de 10-1000 Hz, está na faixa de 1-5 μ V RMS (MERLETTI; CERONE, 2020).

Faz-se importante amplificar a tensão do sinal mioelétrico e atenuar o ruído externo e para isso são usadas técnicas analógicas de hardware e uso de processo digital de sinais. Eletrodos registram tanto o sinal mioelétrico quanto o ruído e são levados para o amplificador via eletrodos ou

cabo. Esses materiais acabam por aumentar o ruído, por isso, um amplificador diferencial amplia o sinal, no momento que ameniza o ruído desprezado, auxiliado por filtros analógicos (TANKISI et al., 2020). Então após o sinal ser captado através de eletrodos, ele é condicionado, por meio de amplificadores e filtros analógicos (sendo a filtragem “passa-baixa” muito utilizada, que ameniza ou extingue os componentes de alta frequência do sinal mioelétrico, convertido de analógico para digital (MERLETTI; CERONE, 2020) e retificado (convertido em valores positivos) (ROBERTSON et al., 2014).

Após a aquisição do sinal da EMG é feita sua normalização, que pode ser feita de várias formas. A mais comum é através da contração isométrica voluntária máxima (CIVM), que é um teste de referência, que costuma ser um teste muscular manual e que causa uma contração máxima no músculo avaliado. Outra forma de normalização é pelo pico de atividade do músculo, que se dá através da ativação máxima adquirida no momento da tarefa investigada, se dando através de uma situação dinâmica, como foi feito no presente estudo. Assim, os dados EMG são normalizados para o pico durante a atividade, em cada músculo e para cada participante, de forma separada (HALAKI; GI, 2012).

A EMG é largamente utilizada em estudos e pode ser combinada com avaliação cinética e cinemática. Assim, um estudo anterior avaliou a atividade eletromiográfica glútea, juntamente com a cinética e cinemática do quadril e joelho, avaliando ainda a força muscular dos glúteos, relacionando ao valgo dinâmico de joelho, durante testes funcionais unipodais, com um agachamento e testes de pouso (NEAMATALLAH; HERRINGTON; JONES, 2020).

A partir da avaliação EMG pode ser feita a análise da co-contracção muscular. Define-se co-contracção 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), melhorar a eficiência do movimento e estabilidade articular (SOUISSI et al., 2017). A co-contracção disfuncional pode alterar a marcha diminuindo a velocidade desta e aumentando o gasto metabólico. Assim sendo, a avaliação da co-contracção é muito utilizada na prática clínica, para verificar os padrões de contração muscular durante a locomoção (SOUISSI et al., 2017). A avaliação EMG pode ser realizada em conjunto com a cinemática, para fornecer dados da atividade muscular em posições ou movimentos específicos de segmentos corporais e também para realizar o processamento dos sinais mioelétricos, os quais podem ser analisados durante as fases do movimento, sendo esse captado pelo sistema da cinemática.

2.5.2. Análise Cinemática

A cinemática avalia o deslocamento e orientação de segmentos corporais, parâmetros espaço-temporais e ângulos articulares (LENCIONI et al., 2019), a partir dos três eixos (anteroposterior, médio-lateral e vertical) e os três planos (frontal, sagital e transversal) (ROBERTSON et al., 2014). Fornecendo diretamente aceleração e velocidade angular (MILLOR et al., 2014), a análise cinemática avalia a angulação articular nos diferentes planos, durante o movimento gravado por câmeras, existindo a no formato bidimensional (2D) e tridimensional (3D), a partir de pontos reflexivos fixados em áreas anatômicas específicas de interesse para o estudo, no sujeito de pesquisa. Sistemas de captura de movimento tridimensionais (3D), que são de tecnologia avançada, em termos de confiabilidade e precisão são considerados “padrão ouro” na análise da marcha ou mesmo durante testes funcionais. Comumente os sistemas 3D possuem câmeras que rastreiam os referidos marcadores fixados e têm a possibilidade de serem combinados com plataformas de força e EMG para registrar dados cinéticos e de ativação muscular, respectivamente, durante a locomoção (MICHELINI; ESHRAGHI; ANDRYSEK, 2020).

Para processar o sinal, o mesmo é filtrado para reduzir os ruídos, a partir da trajetória dos marcadores. Então se calcula os ângulos, para se observar o deslocamento angular e linear, a partir dos quais se calcula a velocidade e aceleração (ROBERTSON et al., 2014). Então o sinal pode ser normalizado, como por exemplo, dentro do ciclo do movimento de 0-100% (YUM et al., 2021), mas também pode ser mantido em série temporal. Independente da normalização, o movimento pode ser dividido em fases, nas quais o participante está acelerando ou desacelerando, como por exemplo, a partir do movimento do joelho no plano sagital.

2.5.3. Dinamometria

Representando a ação de um corpo sobre outro, as forças podem ser avaliadas de diferentes formas (ROBERTSON et al., 2014). Pode-se avaliar a força com o uso de plataforma de força, por exemplo com a mensuração da força de reação do solo (ROBERTSON et al., 2014). Já a força muscular pode ser avaliada por dinamometria, através de dinamômetro célula de carga (CUTLER et al., 2018), isocinético ou manual (ROBERTSON et al., 2014). A avaliação da força muscular possui um enfoque clínico importante para pessoas com potenciais condições musculoesqueléticas, podendo ser feita para mensurar a eficácia de tratamentos (CHAMORRO et al., 2017). O dinamômetro isocinético é uma máquina computadorizada que mensura o torque muscular isocinético, porém é grande e de alto custo (IVARSSON; CRONSTRÖM, 2022). Ele possibilita avaliações precisas, porém não possui praticidade e necessita de mais tempo para a avaliação (IEIRI et al., 2015). A

dinamometria manual é considerada de fácil manuseio e de baixo custo, por isso é muito utilizada na prática clínica. *Hand held dynamometer (HHDs)* são dispositivos portáteis que possuem alta confiabilidade e validade e podem medir a força muscular isométrica e potência muscular (MENTIPLAY et al., 2015). Em um estudo anterior, o HHD foi válido para avaliação de quadríceps e mostrou excelente confiabilidade teste-reteste e moderada a boa correlação com o dinamômetro isocinético (ALMEIDA; ALBANO; MELO, 2019).

Para a avaliação de força se tornar mais confiável e adequada, tem sido sugerido o uso de cinta de fixação para o dinamômetro, a qual oferece melhor estabilização ao *HHD* (BOHANNON; BOHANNON, 1999). A literatura tem indicado também o uso de cinta para estabilização de segmentos corporais, a fim de reduzir compensações (Almeida 2018); (IVARSSON; CRONSTRÖM, 2022). Para o cálculo da força, é feito o cálculo do torque (Nm) de cada grupo muscular, sendo calculado a partir do produto da força mensurada em Newtons (N) pelo comprimento da alavanca mensurada em metros, correspondida pelo segmento corporal entre o ponto de fixação do dinamômetro e o ponto anatômico do eixo articular correspondente da alavanca (BAZETT-JONES et al., 2017). Comumente usa-se o valor da massa corporal (kg) para se normalizar os valores do torque (MENDONÇA et al., 2022).

Em um estudo prévio (ROMERO-FRANCO; JIMÉNEZ-REYES; MONTAÑO-MUNUERA, 2017) foi comparada a dinamometria isocinética com a isométrica, esta realizada por um dinamômetro digital de baixo custo, em MMII de onze participantes saudáveis e obtiveram forte confiabilidade e validade para avaliar a força isométrica dos principais grupos musculares dos MMII, concluindo que esse instrumento simples e portátil pode ser utilizado em avaliações no meio esportivo.

3. ARTIGO 1

Este artigo está submetido na revista Sport Sciences for Health, cujo impacto é 1,5.

EFEITO IMEDIATO DA FADIGA MUSCULAR DO CORE NO *STEP-DOWN TEST* EM CORREDORAS RECREACIONAIS COM E SEM VALGO DINÂMICO DO JOELHO

RESUMO

INTRODUÇÃO: A fadiga muscular do *core* pode alterar o padrão de movimento do tronco e dos membros inferiores, especialmente nos corredores que possuem disfunção de membro inferior (e.g., valgo dinâmico do joelho), elevando o risco de lesão. A avaliação do controle postural dinâmico pode contribuir para a compreensão dos eventos durante a corrida. **OBJETIVO:** Comparar a cinemática e atividade eletromiográfica durante o *step down test* (SDT) entre corredoras recreacionais com e sem valgo dinâmico do joelho imediatamente após um protocolo de fadiga muscular do *core*. **METODOLOGIA:** Corredoras recreacionais foram recrutadas e divididas em grupo valgo dinâmico do joelho (VDJ, $n=17$) e não valgo dinâmico do joelho (NVDJ, $n=17$). A força muscular foi avaliada para caracterizar os grupos e verificar possíveis diferenças entre eles, antes do protocolo de fadiga, em ambos os grupos. As participantes foram avaliadas antes e após um protocolo de fadiga muscular do *core* por meio do SDT, em que foram analisadas a cinemática do quadril, joelho e tornozelo no plano sagital e quadril e joelho no plano frontal e a integral da atividade eletromiográfica (iEMG) dos principais músculos do membro inferior em três fases do movimento. **RESULTADOS:** O grupo VDJ apresentou menor força dos extensores do quadril ($p=0,049$) e maior adução do quadril ($p=0,021$) que o NVDJ. Além disso, o grupo VDJ apresentou maior iEMG do vasto lateral ($p=0,043$) durante a fase ascendente do SDT que NVDJ. Após protocolo de fadiga, ambos os grupos apresentaram: (i) antes do início do SDT: maior deslocamento médio-lateral do ombro na direção do membro inferior de apoio ($p<0,05$), maior iEMG do tibial anterior ($p=0,019$) e vasto medial oblíquo ($p=0,022$); (ii) fase descendente: menor iEMG do gastrocnêmio medial ($p=0,015$); (iii) fase ascendente: menor iEMG do gastrocnêmio medial ($p=0,006$), vasto lateral ($p=0,012$), semitendinoso ($p=0,014$), bíceps femoral ($p=0,032$) e glúteo médio ($p=0,014$). **CONCLUSÃO:** Corredoras do grupo VDJ apresentaram estratégia distinta para descer o degrau comparadas com aqueles do NVDJ. O efeito imediato da fadiga muscular do core é similar naquelas corredoras do VDJ e NVDJ.

PALAVRAS-CHAVE: biomecânica; cinemática; eletromiografia; *step down test*; estabilidade central.

INTRODUÇÃO

A corrida é um exercício físico cada vez mais praticado por apresentar benefícios à saúde (DE OLIVEIRA et al., 2017). Tanto na corrida em nível competitivo quanto recreacional (SOUZA, 2016), os praticantes devem estar cientes das lesões relacionadas (DE OLIVEIRA et al., 2017), as quais podem estar relacionadas ao desalinhamento do joelho, conhecido como valgo dinâmico, que é mais comumente observado no sexo feminino (MASTERS et al., 2018, DIX et al., 2019). O valgo dinâmico do joelho é caracterizado por adução excessiva e rotação medial da coxa, associada a abdução e rotação lateral da tibia em relação à coxa durante atividades de sustentação de peso (JAMALUDIN et al., 2022). Essa alteração no padrão de movimento dos membros inferiores (MMII) pode sobrecarregar, por exemplo, o joelho, favorecendo a dor femoropatelar (SCHMIDT; HARRIS-HAYES; SALSICH, 2017). A alteração dos padrões de movimento associadas ao valgo dinâmico de joelho podem ser melhor observadas em corredoras recreacionais (BOULLOSA et al., 2020) pois além do sexo, a inexperiência afeta os padrões de movimento (FLORÍA et al., 2018). Um dos fatores que também contribui com essa alteração de movimento é o déficit de força ou de controle neuromuscular dos músculos do quadril (FORD et al., 2015).

Os músculos abdutores do quadril associados aos músculos que atuam no tronco compõem um conjunto chamado de *core* (RESENDE et al., 2020). Os músculos do *core* são responsáveis por manter a estabilidade do tronco e pelve (KIBLER; PRESS; SCIASCIA, 2006), bem como a absorver e distribuir as forças geradas pelo impacto, além de possibilitar movimentos mais eficientes (RIVERA, 2016). Portanto, a insuficiência dos músculos do *core* pode ocasionar movimentos menos eficientes, e assim, poderia resultar em lesões (CHAUDHARI et al., 2020), como as relacionadas ao valgo dinâmico do joelho. Chaudhari et al. (2020) mostraram que a fadiga muscular do *core* ocasionou aumento no momento do pico de flexão do joelho durante a fase de apoio da corrida, produzindo maior sobrecarga na articulação femoropatelar. Assim, alterações do padrão de movimento durante a corrida podem aumentar o risco de lesão, e a avaliação do controle postural dinâmico, especialmente o alinhamento do membro inferior, pode contribuir para a compreensão dos eventos durante a corrida.

A tarefa de descida de degrau pode ser executada por meio do *Step Down test* (SDT), o qual é um teste funcional útil para identificar a presença de valgo dinâmico do joelho (PELEG et al., 2023). Esse teste é usado na prática clínica para avaliar a qualidade do movimento dos MMII, buscando-se identificar movimentos anormais do tronco, pelve e joelho durante descida de um degrau (MOSTAED; WERNER; BARRIOS, 2018). Para a execução do teste, durante a fase descendente, há uma atividade muscular excêntrica dos músculos quadríceps (RANSOM et al., 2019), sóleo e glúteo

máximo (HOLLMAN et al., 2009). No plano frontal, o controle do alinhamento do membro inferior é dependente da boa estabilidade pélvica e de tronco para realização da tarefa (LESSI et al., 2017). Dessa forma, a execução do SDT pode ser influenciada pela posição do tronco. Distúrbios no controle dinâmico do tronco como, por exemplo, os decorrentes de fadiga muscular, podem contribuir para alterações no padrão de movimento adotado em MMII (LESSI et al., 2017).

Entretanto, até o momento não há estudos que tenham avaliado o controle do tronco e membros inferiores durante o SDT sob o efeito imediato da fadiga do *core*. Assim, o objetivo deste estudo foi comparar os padrões cinemático e eletromiográfico (EMG) durante o SDT, entre corredoras recreacionais com e sem valgo dinâmico de joelho, imediatamente após um protocolo de fadiga muscular do *core*. A hipótese foi que durante o SDT, os indivíduos com valgo dinâmico de joelho teriam maior amplitude angular (ADM) no quadril e joelho e maior atividade EMG dos músculos estabilizadores dessas articulações na tentativa de mitigar o aumento da ADM. Após o protocolo de fadiga do *core*, haveria aumento da atividade EMG dos músculos do membro inferior e, conseqüentemente, a instabilidade reduziria a amplitude angular, nos diferentes planos, em ambos os grupos.

METODOLOGIA

Desenho experimental

Este é um estudo experimental e descritivo, em que as participantes foram avaliadas antes e após um protocolo de fadiga muscular do tronco, aprovado pelo comitê de Ética da Universidade (nº 5.543.780).

Participantes

Participaram deste estudo 34 participantes do sexo feminino, divididas no grupo VDJ (n=17) e não VDJ (NVDJ; n=17) (Tabela 1). Sendo que as perdas amostrais que ocorreram por exemplo, foram devido a problemas técnicos durante as coletas de dados, como perda de pontos de marcadores reflexivos no processamento da cinemática ou ruído no sinal EMG. As participantes foram recrutadas por meio de redes sociais, folders impressos e por busca em eventos de competições de corrida recreacional. Os critérios de inclusão foram ter idade entre 20 e 35 anos, praticar corrida recreacional, definida como qualquer corredor que treine e realize competições de forma regular e por lazer, independentemente do nível de desempenho (BOULLOSA et al., 2020), com quilometragem semanal

de até 25 km. Os critérios de exclusão foram apresentar dor ou histórico de cirurgia no membro inferior, cardiopatias, doenças do sistema nervoso ou índice de massa corporal (IMC) $>30 \text{ kg/m}^2$. O tamanho amostral foi estimado a partir da análise de poder estatístico a priori com os seguintes parâmetros: nível de significância de 0,05, poder estatístico de 95%, tamanho de efeito de 0,35 para a interação da análise de variância (ANOVA) mista, considerando dois grupos (i.e., VDJ e NVDJ) e duas medidas (antes e após fadiga). O cálculo foi realizado por meio do *software* G*Power 3.1.9.7 e resultou em uma amostra total mínima de 30 participantes.

Procedimentos

No primeiro dia de visita, dados demográficos, antropométricos e informações relativas à prática esportiva foram coletados. A dominância de membro inferior foi determinada a partir da escolha pela participante de qual membro inferior escolheria para chutar uma bola (VAN MELICK et al., 2017). Logo após, a participante realizou aquecimento na esteira por 5 minutos, iniciando com caminhada e chegando a uma corrida até um nível de velocidade auto selecionada como aquela que referisse como confortável. Em seguida, para caracterizar os grupos e verificar possíveis diferenças entre eles antes do protocolo de fadiga, a força isométrica e a resistência estática e dinâmica do tronco foram avaliadas. A força isométrica dos seguintes músculos foi avaliada, por dois avaliadores devidamente treinados, com um dinamômetro manual (*Hand Held Dynamometer Lafayette, Lafayette Manual Muscle Testing System*): extensores e flexores do joelho; rotadores laterais, adutores, abdutores e extensores do quadril; extensores, flexores e flexores laterais do tronco; flexores plantares e dorsiflexores do tornozelo (BAZETT-JONES et al., 2017; BITTENCOURT et al., 2016; KARTHIKBABU; CHAKRAPANI, 2017; KATOH; YAMASAKI, 2009). Cinta para estabilização corporal da participante foi utilizada nos testes de flexão, flexão lateral e extensão do tronco; extensão e abdução do quadril; e dorsiflexão. O dinamômetro foi fixado com cinta em todos os testes, exceto nos testes de tronco, no qual foi feita a fixação pela mão do avaliador (Material suplementar, Figura 1s, Tabela 1s). As participantes executaram uma repetição para familiarização, seguida por três registros de contração máxima por três segundos de cada grupo muscular, com um minuto de descanso entre repetições (BAZETT-JONES et al., 2017). Foi utilizado o seguinte comando verbal padronizado para todos os testes: “vá em frente, empurre, empurre, empurre e relaxe” (THORBORG; BANDHOLM; HÖLMICH, 2013). Além disso, os seguintes procedimentos foram realizados para mensurar a distância do dinamômetro posicionado sobre o segmento corporal ao eixo articular (i.e., alavanca) a fim de possibilitar o cálculo do torque: Para a coxa, foi registrada a distância entre 5 cm proximal à linha articular do joelho até trocânter maior do fêmur (BITTENCOURT et al., 2016); para a perna, do epicôndilo medial femoral até o maléolo medial; para o pé, da cabeça do quinto metatarso

até a extremidade inferior do maléolo lateral; para o tronco (anterior), da espinha ilíaca anterosuperior (EIAS) até o centro do esterno; para o tronco (posterior), da espinha ilíaca posterosuperior (EIPS) até a quarta vértebra torácica (T4); para o tronco (lateral), da crista ilíaca até linha axilar.

A resistência estática e dinâmica do tronco também foi avaliada com os seguintes testes (isométricos): prancha tradicional isométrica, prancha lateral isométrica (bilateral), exercício de abdominal isométrico e extensão de tronco (Material suplementar, Figura 2s e Tabela 2s). Nesses testes, as participantes foram encorajadas verbalmente a permanecer o máximo de tempo possível, com o comando verbal: “mantenha a posição o maior tempo possível”, até a sua exaustão e o tempo de permanência em cada posição foi registrado em segundos (MCGILL; CHILDS; LIEBENSON, 1999). Por fim, foi realizado o teste de sentar-se (dinâmico), em que a participante foi encorajada verbalmente, com o comando verbal: “faça o maior número de repetições o possível”, a realizar o máximo de repetições de flexão de tronco em 60 segundos e o número máximo de abdominais executados nesse tempo foi registrado (WALDHELM; LI, 2012). A ordem dos testes de força, resistência estática e dinâmica não foi randomizada, a fim de otimizar tempo na coleta de dados. Porém, houve tempo de descanso da participante entre os testes de força, que foi de 1 minuto e entre o término do teste de força e os testes de resistência, que foi de 5 minutos (MCGILL; CHILDS; LIEBENSON, 1999).

No segundo dia, as participantes realizaram o SDT (Figura 1) para classificar em qual grupo seriam alocadas (i.e., VDJ ou NVDJ), assim como para analisar o desempenho nessa tarefa a partir das variáveis dependentes deste estudo. Inicialmente, a participante foi posicionada em pé sobre um *step* com 20 cm de altura (KLINE et al., 2016), mantendo o olhar fixo em um ponto na parede, a 4 m de distância e orientada a manter um apoio unipodal com o membro inferior dominante por 2 segundos e descer o membro contralateral, lentamente, por 2 segundos, até que o calcanhar desse membro tocasse o chão. Ao fazer suave contato do calcanhar com o solo, deveria retornar à posição inicial, mantendo as mãos apoiadas na cintura. As participantes foram orientadas verbalmente a evitar movimentos do tronco, quando foram observadas estratégias compensatórias de movimento (HOLLMAN et al., 2009). O teste foi realizado três vezes. As participantes foram classificadas como apresentando ou não o valgo dinâmico do joelho, por um examinador previamente treinado no teste. As participantes que apresentaram movimento do joelho do membro dominante, em direção à linha média do corpo, em pelo menos uma de três tentativas do teste, foram incluídas no grupo VDJ e as que não apresentaram essa condição, foram alocadas no grupo NVDJ. O movimento foi observado através de análise visual e feito registro de vídeo no plano frontal, de acordo com estudo anterior (HARRIS-HAYES et al., 2014), em que foram analisadas imagens a partir do vídeo do movimento,

sendo comparada a imagem do apoio unipodal com o joelho em extensão, com a imagem do joelho no pico de flexão, durante o SDT.

A cinemática do tronco e do membro inferior dominante durante o SDT foi rastreada por 10 câmeras 3 D (*OptiTrack FLEX V100R2, Natural Point, Corvallis, Oregon*) a uma frequência de 100 Hz. O ambiente foi previamente calibrado com equipamento de calibração estática e dinâmica e a colocação dos marcadores na participante era feito sempre por dois pesquisadores devidamente treinados para o procedimento. Os marcadores passivos foram fixados nas seguintes proeminências ósseas: aspecto lateral do acrômio (bilateralmente), EIAS, trocânter maior do fêmur, epicôndilos medial e lateral do fêmur, maléolos medial e lateral, e cabeça da quinta articulação metatarsofalangeana.

A atividade EMG dos seguintes músculos do membro inferior dominante foi registrada durante o SDT: 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). Os procedimentos para registro da atividade EMG seguiram as recomendações do SENIAM (*Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*) (HERMENS et al., 2000). Eletrodos bipolares de superfície, de 4,5 por 3,8 cm, com adesivo hipoalérgico foram posicionados com distância entre eletrodos de 2 cm, nos músculos, por dois avaliadores devidamente treinados. O condicionador de sinais EMG 830C *electromyograph* (EMG System of Brazil LTDA – 1232WF *Signal Acquisition System*) foi utilizado com faixa de frequência foi de 20 a 500 Hz, com 12 canais condicionados com filtro analógico *Butterworth* de 4ª ordem. Os eletrodos bipolares eram pré-amplificados e o nível de ruído de entrada de sinal de $<3 \mu\text{V RMS}$, com ganho de 100 vezes, impedância de entrada de 109 Ohms, e modo comum de rejeição com razão $>100 \text{ dB}$. A frequência de aquisição de sinal foi de 2000 Hz. O SDT foi realizado antes do protocolo de fadiga de músculos do *core* e repetido logo após esse protocolo.

Protocolo de fadiga muscular do *core*

O protocolo foi constituído de três exercícios isométricos e três exercícios dinâmicos (Material suplementar, Figura 3s) seguidos um do outro, com mínimo ou nenhum descanso entre eles, até a exaustão da participante (CHAUDHARI et al., 2020). Nos exercícios dinâmicos, cada repetição teve duração de dois segundos. 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 seguintes exercícios isométricos foram realizados até que a participante relatasse estar exausta: 1) Prancha lateral: apoio sobre o antebraço e pés mantendo os

joelhos, quadril e tronco acima da maca, realizando de ambos os lados; 2) Prancha tradicional: apoio sobre o antebraço e ponta dos pés mantendo joelhos e quadris elevados na altura dos ombros; 3) Extensão lombar: decúbito ventral mantendo os ombros, tronco superior e membros inferiores elevados acima da maca. Os exercícios dinâmicos foram: 1) Flexões laterais de tronco: decúbito lateral mantendo o quadril sobre um disco de equilíbrio com os braços cruzados enquanto flexões laterais do tronco eram realizadas em amplitude máxima em ambos os lados; 2) Extensão lombar: decúbito ventral com o abdome sobre o disco de equilíbrio e com os braços cruzados enquanto extensões de tronco eram realizadas em máxima amplitude; 3) Abdominais: decúbito dorsal, com os braços cruzados, sobre uma bola suíça, enquanto abdominais eram realizados em máxima amplitude (CHAUDHARI et al., 2020). Para verificar o estado de fadiga ao final do protocolo foi utilizada a escala de percepção de esforço de Borg de 15 pontos (classificação 6-20). Seis pontos representavam facilidade em realizar o exercício, e entre 17 a 20 indicava que a execução dos exercícios falhou, indexando assim a fadiga dos músculos do *core*. As participantes que indicaram o número igual ou superior a 17 concluíram o protocolo e estavam aptas para a reavaliação. Caso relatassem menos pontos repetiriam o ciclo de exercícios até indicar esforço correspondente a no mínimo 17 (ASKARI; ESMAEILI, 2021).

Processamento dos dados

O torque (Nm) de cada grupo muscular foi calculado a partir do produto da força mensurada em Newtons (N) pelo comprimento da alavanca mensurada em metros (BAZETT-JONES et al., 2017). Os valores obtidos foram normalizados pela massa corporal (kg) (MENDONÇA et al., 2022).

Os dados cinemáticos e eletromiográficos foram processados em MATLAB R2020a (MathWorks®). A trajetória dos marcadores foi filtrada com filtro *Butterworth* com ponto de corte 5 Hz. Após isso, os seguintes ângulos foram calculados no plano sagital: quadril (ângulo entre marcador sobre trocânter maior do fêmur, aspecto lateral do acrômio e epicôndilo lateral do fêmur), joelho (ângulo entre marcador sobre o epicôndilo lateral do fêmur, trocânter maior do fêmur e maléolo lateral) e tornozelo (ângulo entre marcador sobre o maléolo lateral, epicôndilo lateral do fêmur e cabeça da quinta articulação metatarsofalangeana). No plano frontal, os seguintes ângulos foram calculados: quadril (ângulo entre marcador sobre as espinhas ilíacas ântero-superiores e a distância média entre os epicôndilos femorais medial e lateral) e joelho (ângulo entre marcador sobre a espinha ilíaca ântero-superior no membro dominante, distância média entre os epicôndilos femorais medial e lateral e a distância média entre os maléolos medial e lateral) (PELEG et al., 2023). Os valores mínimos (MIN), máximos (MAX) e excursão angular (EXC) foram extraídos de todos os ângulos. No plano sagital, os valores positivos indicam flexão do quadril, extensão do joelho e dorsiflexão do

tornozelo. Já no plano frontal, os valores maiores indicam adução do quadril e adução do joelho, sendo que os valores menores indicam abdução do quadril e abdução do joelho, como uma das características do valgo dinâmico do joelho. Os valores médios do deslocamento linear do ombro ipsilateral ao membro dominante, também foram calculados a partir do marcador sobre o aspecto lateral do acrômio nas coordenadas anteroposterior (AP), médio-lateral (ML) e vertical (VT). O movimento do tronco no sentido ML pode levar a modificações no momento no plano frontal no joelho, e assim, na estabilidade pélvica. O centro de massa deslocado sobre o membro de apoio pode resultar em um momento de valgo do joelho, em que o vetor de força de reação do solo passa ao lado do centro da articulação do joelho (POWERS, 2010).

Os dados EMG foram retificados, filtrados a 20 Hz, normalizados pelo pico de atividade para cada músculo. Em seguida, a integral da atividade EMG (iEMG) foi calculada em três fases do SDT, definidas com base no deslocamento angular do joelho. A primeira fase (F1 - preparo) corresponde aos primeiros 100 ms da atividade EMG antes do início do movimento. A segunda fase (F2 - descendente) corresponde ao intervalo entre o início do movimento e o pico de flexão do joelho. A terceira fase (F3 - ascendente) corresponde ao intervalo entre o pico de flexão do joelho e o final do movimento. Além disso, a co-contracção entre pares antagonistas TA/SO, TA/GM, VMO/ST, VL/BF foi calculada utilizando-se a seguinte fórmula (WINTER, 2009):

$$\%COCON = 2 \times \frac{\text{commum area } A \wedge B}{\text{area } A + \text{area } B} \times 100$$

Onde %COCON é a porcentagem da co-contracção; área comum $A \wedge B$ mede a área da co-contracção; a área é a área total de cada músculo (A e B).

Análise estatística

Estatística descritiva foi realizada a partir do cálculo da média e desvio padrão. O teste de *Shapiro-Wilk* foi utilizado para verificar a normalidade dos dados que foi confirmada para todas as variáveis com exceção do deslocamento linear de ombro. O teste t independente foi utilizado para verificar diferenças entre grupos (i.e., VDJ e NVDJ) nos dados antropométricos, de torque muscular e dos testes de resistência estática e dinâmica. O tamanho de efeito d de Cohen foi calculado para esses testes e interpretado como pequeno ($d = 0,2$), médio ($d = 0,5$) e grande ($d \geq 0,8$) (COHEN, 1988). A análise de variância (ANOVA) mista foi realizada para verificar o efeito grupo (i.e., VDJ e NVDJ), tempo (antes e após o protocolo de fadiga) e interação grupo*tempo nas variáveis dependentes paramétricas. Quando o efeito interação foi significativo, a comparação entre pares foi realizada com o teste de *Tukey*. O eta-quadrado (η^2) foi calculado para determinar magnitude do

tamanho do efeito e interpretado como tamanho do efeito pequeno ($\eta^2 < 0,01$), médio (η^2 entre 0,02 e 0,06) e grandes ($\eta^2 > 0,14$) (COHEN, 1988). O teste de *Wilcoxon* foi usado para comparar o deslocamento linear do ombro antes e após o protocolo de fadiga enquanto o teste de *Mann-Whitney* foi utilizado para analisar a diferença dessa variável entre VDJ e NVDJ. Todas as análises foram realizadas no programa JASP (versão 0.17.1.0), utilizando nível de significância foi de 0,05.

RESULTADOS

Os grupos não foram diferentes nos dados antropométricos e de torque muscular, exceto, para os extensores do quadril, que apresentaram menor torque no grupo VDJ que NVDJ (tamanho de efeito médio a grande). Os grupos também não foram diferentes para os testes de resistência estática e dinâmica (Tabela 1).

Na análise cinemática (Tabela 2), foi identificado efeito grupo somente para o ângulo máximo do quadril no plano frontal (tamanho de efeito médio a grande), em que o VDJ apresentou maior magnitude de adução de quadril que o NVDJ. Não houve efeito tempo em nenhuma variável. O efeito interação grupo*tempo foi marginal na variável excursão do joelho no plano frontal (tamanho de efeito médio), sem diferença nas comparações par a par.

O teste de *Wilcoxon* mostrou que o deslocamento linear do ombro foi significativo na direção do membro de apoio, após a fadiga, para o grupo VDJ e para o grupo NVDJ (Tabela 3 e Material Suplementar, Figura 4s). O teste de *Mann-Whitney* não mostrou diferença entre grupos.

Na iEMG (Tabela 4, Figura 2), o efeito grupo foi observado somente em F3, em que VDJ apresentou maior EMG no VL que o NVDJ (tamanho de efeito médio a grande). O efeito tempo foi observado em todas as fases do movimento. Na F1, o TA e VMO apresentaram maior atividade EMG após a intervenção (tamanho de efeito médio). Na F2, o GM apresentou menor atividade EMG após a intervenção (tamanho de efeito pequeno a médio). Na F3, GM (tamanho de efeito médio), VL (tamanho de efeito médio), BF (tamanho de efeito pequeno), ST (tamanho de efeito médio) e GMED (tamanho de efeito médio) apresentaram menor atividade EMG após a intervenção. Não foi observada interação grupo*tempo em nenhuma variável. Além disso, não foi observado efeito grupo, efeito tempo e interação grupo*tempo nas variáveis de co-contracção muscular (Material suplementar, Tabela 3s).

DISCUSSÃO

Este estudo teve como hipótese que durante o SDT, os indivíduos com valgo dinâmico de joelho teriam maior amplitude angular (ADM) no quadril e joelho e maior atividade EMG dos músculos estabilizadores dessas articulações, na tentativa de mitigar a ADM. Após o protocolo de fadiga do *core*, decorrente da instabilidade do tronco, haveria aumento da atividade EMG dos músculos do membro inferior e, conseqüentemente, a instabilidade reduziria a amplitude angular, nos diferentes planos, em ambos os grupos. Os resultados revelaram que o grupo VDJ apresentou maior atividade do VL durante a F3 e maior adução do quadril comparado ao grupo NVDJ, o que confirma as hipóteses desse estudo. Além disso, os achados indicaram que a fadiga de músculos do *core* promoveu alterações locais (i.e., em tronco e pelve), assim como não-locais (i.e., em membro inferior), especialmente para as variáveis EMG, resultados que são a favor das hipóteses, para a atividade de alguns músculos, mas contra a hipótese para outros músculos, os quais mostraram redução da atividade após a fadiga do *core*. Foi contrário às hipóteses também, o achado de não ocorrer efeito de tempo para a ADM do membro inferior, porém, foi a favor, o aumento do deslocamento do tronco após a fadiga. Por fim, os resultados sugerem que os grupos lidaram de forma similar com os efeitos da fadiga de músculos do *core* devido à ausência de efeito significativo interação.

A maior atividade do VL também foi identificada em estudo prévio, em que mulheres tem maior atividade do VL durante a marcha comparadas aos homens, associada a maior rotação interna e adução de quadril (CHUMANOV et al., 2008). Embora os autores não tenham investigado o valgo no joelho, as características encontradas durante a marcha são similares as observadas neste estudo durante o SDT. Neste estudo ainda vale ressaltar que houve maior adução do quadril no plano frontal no grupo VDJ que no grupo NVDJ, o que justificaria a diferença de ativação do VL. Na linha de base, o grupo VDJ apresentava redução da força dos extensores do quadril. Considerando que o GMAX é o principal extensor do quadril e que pode contribuir com a abdução do quadril (HOLLMAN et al., 2013), o déficit nesse músculo pode ter sido chave para os achados de diferença entre grupos.

A fadiga muscular do *core* foi capaz de influenciar a atividade EMG em diferentes fases do movimento para ambos os grupos. Na F1 (preparatória), a atividade EMG do TA e VMO foi aumentada. A importância do TA foi descrita em estudos anteriores durante a fase preparatória do agachamento unipodal (OROZCO-CHAVEZ; MENDEZ-REBOLLEDO, 2018) e bipodal (MONAJATI et al., 2019). O TA atua para iniciar o movimento, bem como sua atividade contribui para lidar com o deslocamento médio-lateral do tornozelo (CABRAL; JORGE; DIONISIO, 2021). Nessa perspectiva, a atividade do TA pode ter sido acentuada para lidar com a instabilidade do tronco

induzida pela fadiga do *core*. A maior atividade para lidar com a instabilidade decorrente da fadiga do *core* também pode explicar a maior atividade do VMO, a fim de contribuir com a maior estabilidade do joelho para iniciar o movimento (HYONG, 2015).

Na F2 (descendente), houve redução da EMG do GM, embora o tamanho do efeito tenha sido pequeno. Estudos prévios têm sugerido um aumento da atividade do GM nessa fase, no entanto, esse aumento foi observado em condições específicas. Um estudo, por exemplo, observou aumento da atividade do GM quando aplicado um comando verbal induzindo o foco interno (CORATELLA et al., 2020). O aumento da atividade do gastrocnêmio também já foi observada no deslocamento medial joelho (SLATER; HART, 2017). Por outro lado, outros autores mostraram uma inibição do GM para execução do agachamento em crianças saudáveis, e consideraram um padrão adequado para executar o movimento (DAN et al., 1999). No presente estudo, não houve qualquer ação para induzir um tipo de foco e não foi observado alteração do alinhamento do joelho no plano frontal após a fadiga de músculos do *core*. A alteração cinemática observada após a fadiga foi o maior deslocamento do tronco ipsilateral ao membro de análise. Essa alteração pode ter alterado a carga sobre o membro inferior, em especial, o tornozelo e assim, reduzido a demanda muscular sobre o GM. Essa interpretação é especulativa e seriam necessários mais estudos para investigar a distribuição da força de reação do solo sobre as articulações do membro inferior de análise após fadiga dos músculos do *core*.

Durante a F3 (ascendente), houve redução da atividade EMG do GMED, do ST, do BF e VL, o que não está alinhada à hipótese inicial. No entanto, outros estudos durante agachamento unipodal, mostraram aumento da atividade EMG para os músculos ST, BF e VM, durante as fases descendente e ascendente e para o músculo VL para fase ascendente (MONAJATI et al., 2019). A redução da atividade muscular observada na F3 pode ter sido influenciada pelo já descrito deslocamento do tronco no sentido médio-lateral, deslocando o centro de massa para o membro inferior de apoio, diminuindo as demandas musculares, como sugerido para o GM. Embora as participantes tenham sido orientadas a evitar movimentos do tronco (HOLLMAN et al., 2009), a perturbação da estabilidade provocada pela fadiga muscular do *core*, induziu as participantes deste estudo a deslocar o tronco em direção ao membro inferior de apoio, como estratégia para reduzir o momento externo. Como resultado, menor ativação muscular do membro de apoio foi utilizada para execução do SDT. Isso pode sugerir que, em corridas de longa distância, a fadiga do *core* favoreça maior deslocamento médio-lateral do tronco (HART et al., 2009). Esse deslocamento pode alterar as estratégias adotadas no membro inferior para recrutamento muscular. Além disso, o deslocamento excessivo médio-lateral do tronco pode diminuir a eficiência da corrida (CLARK et al., 2017), assim como favorecer

sobrecargas articulares, como na coluna lombar e, por consequência, contribuir com o surgimento de condições de saúde (e.g., lombalgia) (RAABE; CHAUDHARI, 2018).

Este estudo apresenta limitações que devem ser consideradas. A amostra envolveu apenas corredores jovens do sexo feminino. Assim, os resultados não podem ser generalizados para o sexo masculino e outras faixas etárias, ou para corredoras de outros níveis funcionais ou outras condições clínicas. Outra possível limitação seria a não randomização nos testes de avaliação da força e resistência muscular. Contudo, essa conduta foi necessária para otimizar o tempo de coleta de dados. Além disso, essas variáveis foram utilizadas para caracterização dos grupos e para contribuir com possíveis interpretações dos achados ao invés de variáveis para verificar o efeito do protocolo de fadiga. A falta da análise cinética neste estudo pode ter comprometido a interpretação dos efeitos da fadiga muscular do *core* sobre o tronco, pelve e articulações do membro inferior. Futuros estudos podem considerar o efeito da fadiga em corredores de ambos os sexos, diferentes faixas etárias, assim como podem incluir a análise cinética.

CONCLUSÃO

Este estudo mostrou que corredoras recreacionais com VDJ tem maior adução de quadril e atividade do VL durante o SDT, além de menor força dos extensores de quadril. A fadiga muscular do *core* tem efeito imediato e similar entre os grupos VDJ e NVDJ, com deslocamento do tronco sobre o membro de apoio e redução da atividade EMG de músculos do membro inferior durante o SDT.

REFERÊNCIAS

ASKARI, Z.; ESMAEILI, H. Effect of trunk muscles fatigue on plantar pressure distribution in novice runners. **Journal of Biomechanics**, v. 122, 9 jun. 2021. doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110487

BAZETT-JONES, D. M. et al. 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, ago. 2017. PMID: [28900559](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28900559/)

BITTENCOURT, N. F. N. et al. Reference values of hip abductor torque among youth athletes: Influence of age, sex and sports. **Physical Therapy in Sport**, v. 21, p. 1–6, 1 set. 2016. dx.doi.org/10.1016/j.ptsp.2015.12.005

BOULLOSA, D. et al. Factors affecting training and physical performance in recreational endurance runners. **Sports**, v. 8, n. 3, 1 mar. 2020. [doi:10.3390/sports8030035](https://doi.org/10.3390/sports8030035)

- CABRAL, A. L. C. E. S.; JORGE, J. G.; DIONISIO, V. C. Biomechanical analysis during single-leg squat in individuals with knee osteoarthritis. **Knee**, v. 28, p. 362–370, 1 jan. 2021. doi.org/10.1016/j.knee.2020.12.031
- CHAUDHARI, A. M. W. et al. Reducing Core Stability Influences Lower Extremity Biomechanics in Novice Runners. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 52, n. 6, p. 1347–1353, 1 jun. 2020. [DOI: 10.1249/MSS.0000000000002254](https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002254)
- CLARK, A. W. et al. Effects of pelvic and core strength training on high school cross-country race times. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 31, n. 8, p. 2289–2295, 2017. [DOI: 10.1519/JSC.0000000000001729](https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001729)
- CORATELLA, G. et al. The Effects of Verbal Instructions on Lower Limb Muscles' Excitation in Back-Squat. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 93, n. 2, p. 429–435, 2020. doi.org/10.1080/02701367.2020.1840496
- DAN, B. et al. Adaptive motor strategy for squatting in spastic diplegia. **European Journal of Paediatric Neurology**, v. 3, p. 159–165, 1999.
- DE OLIVEIRA, R. R. et al. There are no biomechanical differences between runners classified by the functional movement screen. **The International Journal of Sports Physical Therapy**, v. 12, p. 625, 2017. PMCID: [PMC5534153](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/35534153/)
- DIX, J. et al. The relationship between hip muscle strength and dynamic knee valgus in asymptomatic females: A systematic review. **Physical Therapy in Sport** Churchill Livingstone, 1 maio 2019. [DOI: 10.1016/j.ptsp.2018.05.015](https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2018.05.015)
- FLORÍA, P. et al. Effects of running experience on coordination and its variability in runners. **Journal of Sports Sciences**, v. 36, n. 3, p. 272–278, 1 fev. 2018. dx.doi.org/10.1080/02640414.2017.1300314
- FORD, K. et al. An evidence-based review of hip-focused neuromuscular exercise interventions to address dynamic lower extremity valgus. **Open Access Journal of Sports Medicine**, p. 291, ago. 2015. dx.doi.org/10.2147/OAJSM.S72432
- HARRIS-HAYES, M. et al. 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](https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.2.21)
- HART, J. M. et al. Jogging Kinematics After Lumbar Paraspinal Muscle Fatigue. **Journal of Athletic Training**, v. 44, p. 475–481, 2009. doi.org/10.4085/1062-6050-44.5.475
- HERMENS, H. J. et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, p. 361–374, 2000. [PII: S1050-6411\(00\)00027-4](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/110506411/)
- HOLLMAN, J. H. et al. 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.org/10.1123/jsr.18.1.104
- HOLLMAN, J. H. et al. 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, p. 184–190, 2013. doi.org/10.1123/jsr.22.3.184

HYONG, I. H. Effects of squats accompanied by hip joint adduction on the selective activity of the vastus medialis oblique. **Jornal of Physical Therapy Science**, v. 27, p. 1979–1981, 2015. doi.org/10.1589/jpts.27.1979

JACOB COHEN. **Statistical power analysis fot the behavioral sciences**. 2. ed. New York, New York: Lawrence Erlbaum Associates, 1988.

JAMALUDIN, N. I. et al. The Concurrent Validity and Reliability of Single Leg Squat Among Physically Active Females with and without Dynamic Knee Valgus. **International Journal of Sports Physical Therapy**, v. 17, n. 4, p. 574–584, 2022. doi.org/10.26603/001c.35706

KARTHIKBABU, S.; CHAKRAPANI, M. Hand-held dynamometer is a reliable tool to measure trunk muscle strength in chronic stroke. **Journal of Clinical and Diagnostic Research**, v. 11, n. 9, p. YC09–YC12, 1 set. 2017. [DOI: 10.7860/JCDR/2017/28105.10672](https://doi.org/10.7860/JCDR/2017/28105.10672)

KATOH, M.; YAMASAKI, H. Comparison of Reliability of Isometric Leg Muscle Strength Measurements Made Using a Hand-Held Dynamometer with and without a Restraining Belt. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 21, p. 37–42, 2009. [DOI:101589/JPTS.21.37](https://doi.org/10.1589/JPTS.21.37)

KIBLER, W. BEN; PRESS, J.; SCIASCIA, A. The Role of Core Stability in Athletic Function. **Sports Med**, v. 36, n. 3, p. 189–198, 2006. doi.org/10.2165/00007256-200636030-00001

KLINE, P. W. et al. Clinical predictors of knee mechanics at return to sport after ACL reconstruction. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 48, n. 5, p. 790–795, 1 maio 2016. [doi:10.1249/MSS.0000000000000856](https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000856)

LESSI, G. C. et al. Effects of fatigue on lower limb, pelvis and trunk kinematics and muscle activation: Gender differences. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 32, p. 9–14, 1 fev. 2017. [dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2016.11.001](https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2016.11.001)

MASTERS, A. et al. Hip Taping Positively Alters Running Kinematics in Asymptomatic Females. **International Journal of Sports Medicine**, v. 39, n. 14, p. 1068–1074, 2018. DOI <https://doi.org/10.1055/a-0741-7075>

MCGILL, S. M.; CHILDS, A.; LIEBENSON, C. Endurance Times for Low Back Stabilization Exercises: Clinical Targets for Testing and Training From a Normal Database. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 80, 1999. [doi.org/10.1016/s0003-9993\(99\)90087-4](https://doi.org/10.1016/s0003-9993(99)90087-4)

MENDONÇA, L. D. M. et al. 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, 1 jan. 2022. doi.org/10.1016/j.bjpt.2022.100391

MONAJATI, A. et al. Surface Electromyography Analysis of Three Squat Exercises. **Journal of Human Kinetics**, v. 67, n. 1, p. 73–83, 2019. [DOI: 10.2478/hukin-2018-0073](https://doi.org/10.2478/hukin-2018-0073)

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, fev. 2018. [DOI: 10.26603/ijst20180077](https://doi.org/10.26603/ijst20180077)

OROZCO-CHAVEZ, I.; MENDEZ-REBOLLEDO, GUILLERMO. Effect of squatting velocity on hip muscle latency in women with patellofemoral pain syndrome. **The Journal of Physical Therapy Science**, v. 30, p. 381–386, 2018. doi.org/10.1589%2Fjpts.30.381

PELEG, S. et al. 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, 1 dez. 2023. <https://doi.org/10.1186/s12891-023-06943-4>

POWERS, C. M. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: A biomechanical perspective. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy** Movement Science Media, 2010. [doi/10.2519/jospt.2010.3337](https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3337)

RAABE, M. E.; CHAUDHARI, A. M. W. Biomechanical consequences of running with deep core muscle weakness. **Journal of Biomechanics**, v. 67, p. 98–105, 23 jan. 2018. doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.11.037

RANSOM, A. L. et al. External loading alters lower extremity kinetics, kinematics, and muscle activity in a distribution-specific manner during the transition from stair descent to level walking. **Clinical Biomechanics**, v. 69, p. 71–78, 1 out. 2019. doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2019.07.008

RESENDE, R. A. et al. Does trunk and hip muscles strength predict performance during a core stability test? **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 24, n. 4, p. 318–324, 1 jul. 2020. doi.org/10.1016/j.bjpt.2019.03.001

RIVERA, C. E. Core and Lumbopelvic Stabilization in Runners. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America** W.B. Saunders, 2016. [dx.doi.org/10.1016/j.pmr.2015.09.003](https://doi.org/10.1016/j.pmr.2015.09.003)

SCHMIDT, E.; HARRIS-HAYES, M.; SALSICH, G. B. Dynamic knee valgus kinematics and their relationship to pain in women with patellofemoral pain compared to women with chronic hip joint pain. **Journal of Sport and Health Science**, v. 8, n. 5, p. 486–493, 1 set. 2017. doi: [10.1016/j.jshs.2017.08.001](https://doi.org/10.1016/j.jshs.2017.08.001)

SLATER, L. V.; HART, J. M. Muscle Activation Patterns during Different Squat Techniques. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 31, n. 3, p. 667–676, 1 mar. 2017. DOI: [10.1519/JSC.0000000000001323](https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001323)

SOUZA, R. B. An Evidence-Based Videotaped Running Biomechanics Analysis. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America** W.B. Saunders, 2016. [doi:10.1016/j.pmr.2015.08.006](https://doi.org/10.1016/j.pmr.2015.08.006)

THORBORG, K.; BANDHOLM, T.; HÖLMICH, P. Hip- and knee-strength assessments using a hand-held dynamometer with external belt-fixation are inter-tester reliable. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 21, n. 3, p. 550–555, 1 mar. 2013. DOI: [10.1111/j.1600-0838.2009.00958.x](https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2009.00958.x)

VAN MELICK, N. et al. How to determine leg dominance: The agreement between self-reported and observed performance in healthy adults. **PLoS ONE**, v. 12, n. 12, 1 dez. 2017. doi.org/10.1371/journal.pone.0189876

WALDHELM, A.; LI, L. Endurance tests are the most reliable core stability related measurements. **Journal of Sport and Health Science**, v. 1, n. 2, p. 121–128, 1 set. 2012. doi: [10.1016/j.jshs.2012.07.007](https://doi.org/10.1016/j.jshs.2012.07.007)

WINTER, D. A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. Wiley, 2009.

Tabela 1. Características sociodemográficas e antropométricas e dados do torque e resistência muscular.

Variável	VDJ		NVDJ		Teste t independente		
	Média (DP)	IC 95%	Média (DP)	IC 95%	<i>t</i>	<i>p</i>	<i>Cohen's d</i>
Idade (<i>anos</i>)	27,35 (4,59)	25,16-29,53	25,47 (3,69)	23,71-27,22	1,316	0,197	0,452
Estatura (<i>m</i>)	1,62 (0,07)	1,59-1,65	1,65 (0,04)	1,63-1,67	-1,381	0,177	0,474
Massa corporal (<i>kg</i>)	57,32 (8,29)	53,38-61,26	59,19 (5,13)	56,75-61,63	-0,790	0,435	0,271
Índice de massa corporal (<i>kg/m²</i>)	21,73 (2,34)	20,62-22,84	21,74 (1,79)	20,88-22,59	-0,011	0,992	0,004
Experiência com corrida (<i>meses</i>)	38,70 (47,77)	15,99-61,41	24,70 (35,84)	7,66-41,74	0,967	0,341	0,332
Volume de treino (<i>km/semana</i>)	15,00 (4,66)	12,78-17,21	14,29 (4,81)	12,00-16,58	0,434	0,667	0,149
Torque muscular (<i>Nm/kg</i>)							
Tronco							
Flexores	0,73 (0,31)	0,58-0,88	0,83 (0,23)	0,72-0,94	-1,003	0,323	0,344
Extensores	0,82 (0,20)	0,72-0,92	0,83 (0,17)	0,75-0,91	-0,155	0,878	0,053
Flexores Laterais Direito	0,71 (0,16)	0,63-0,79	0,73 (0,15)	0,65-0,80	-0,318	0,753	0,109
Flexores Laterais Esquerdo	0,71 (0,15)	0,63-0,78	0,73 (0,14)	0,67-0,80	-0,534	0,597	0,183
Quadril							
Abdutores	1,49 (0,29)	1,35-1,63	1,76 (0,83)	1,37-2,16	-1,262	0,216	0,433
Adutores	0,96 (0,23)	0,85-1,08	1,06 (0,48)	0,84-1,30	-0,763	0,451	0,262
Extensores	0,99 (0,33)	0,83-1,15	1,34 (0,62)	1,04-1,64	-2,046	0,049*	0,702
Rotadores laterais	0,73 (0,26)	0,60- 0,86	0,72 (0,15)	0,65-0,79	0,125	0,901	0,043
Joelho							
Extensores	1,73 (0,59)	1,45- 2,01	1,89 (0,48)	1,66-2,12	-0,868	0,392	0,298
Flexores	1,19 (0,44)	0,98- 1,40	1,23 (0,24)	1,11-1,34	-0,290	0,773	0,100
Tornozelo							
Flexores plantares	0,99 (0,43)	0,78- 1,20	0,96 (0,35)	0,79-1,13	0,211	0,834	0,073
Dorsiflexores	0,347 (0,12)	0,28- 0,40	0,34 (0,10)	0,29-0,39	0,030	0,977	0,010
Testes de resistência estática (<i>s</i>)							
Flexores do tronco	186,47 (123,23)	127,88-245,05	310,17 (321,21)	157,48-462,86	- 1,483	0,148	0,509
Extensores do tronco	120,76 (61,95)	91,31-150,21	115,29 (32,72)	99,74-130,84	0,322	0,750	0,110
Flexores laterais de tronco Direito	58,92 (27,41)	45,89-71,95	78,00 (28,82)	64,29-91,70	- 1,977	0,057	0,678
Flexores laterais de tronco Esquerdo	64,04 (27,72)	50,86-77,21	78,70 (36,62)	61,29-96,11	- 1,316	0,197	0,452
Teste de resistência dinâmica							
(<i>repetições/min</i>)							
Teste de sentar-se	32,58 (7,37)	29,08-36,09	37,94 (10,04)	33,16-42,71	-1,771	0,086	0,607

Legenda: VDJ = Grupo Valgo Dinâmico de Joelho, NVDJ = Grupo Não-Valgo Dinâmico de Joelho; DP = Desvio padrão; IC = Intervalo de confiança; *t* = estatística do teste; *p* = valor *p*; Cohen's *d* = tamanho do efeito; Valores em negrito* = *p* < 0,05; s=segundos.

Tabela 2. Variáveis cinemáticas antes e após protocolo de fadiga muscular do *core*.

Variável	Pré-fadiga				Pós-fadiga				ANOVA mista								
	VDJ		NVDJ		VDJ		NVDJ		Efeito Grupo			Efeito Tempo			Interação		
	Média (DP)	IC 95%	Média (DP)	IC 95%	Média (DP)	IC 95%	Média (DP)	IC 95%	F	p	η^2	F	p	η^2	F	p	η^2
Plano Sagital																	
<i>ANG_MÍN_Q</i>	-8,39 (6,29)	-11,38- -5,40	-6,83 (6,33)	-9,84- -3,81	-13,03 (15,33)	-20,32 – -5,74	-7,03 (6,30)	-10,03– -4,04	2,451	0,127	0,047	2,432	0,129	0,023	0,907	0,348	0,009
<i>ÂNG_MIN_J</i>	-76,04 (18,58)	-84,88- -67,21	-71,11 (9,57)	-75,66- -66,56	-71,88 (11,37)	-77,28 – - 66,47	-74,67 (8,71)	-78,81– -70,53	0,453	0,506	0,010	0,387	0,538	0,003	1,477	0,233	0,013
<i>ÂNG_MÍN_T</i>	-15,59 (8,73)	-19,75- -11,44	-16,46 (5,22)	-18,94- -13,97	-17,47 (7,37)	-20,97 – -13,96	-18,68 (8,80)	-22,870– -14,503	0,066	0,799	0,001	1,494	0,231	0,014	0,006	0,938	<0,001
<i>ÂNG_MÁX_Q</i>	56,33 (27,19)	43,40- 69,26	50,64 (15,78)	43,14- 58,14	48,86 (17,21)	40,68- 57,04	50,85 (16,29)	43,10- 58,59	0,418	0,523	0,010	2,954	0,095	0,015	0,984	0,329	0,005
<i>ÂNG_MÁX_J</i>	-0,60 (5,15)	-3,05- 1,84	-1,36 (4,54)	-3,53- 0,7	0,23 (6,39)	-2,80- 3,27	-3,38 (5,19)	-5,85 - 0,91	1,237	0,274	0,028	0,008	0,931	<0,001	1,030	0,318	0,008
<i>ÂNG_MÁX_T</i>	16,82 (5,94)	13,99- 19,65	15,70 (4,82)	13,40- 17,99	18,53 (8,39)	14,54- 22,52	14,60 (7,96)	10,81- 18,38	1,187	0,284	0,022	0,099	0,755	0,001	0,754	0,392	0,009
<i>EXC_QUA</i>	64,72 (25,37)	52,66- 76,78	57,09 (14,93)	49,99- 64,18	58,53 (13,54)	52,09- 64,96	57,89 (14,98)	50,76- 65,01	1,499	0,230	0,035	1,435	0,240	0,009	1,042	0,315	0,007
<i>EXC_JOE</i>	75,44 (17,55)	67,09 -83,78	69,74 (9,93)	65,02- 74,46	72,11 (9,96)	67,38- 76,85	71,29 (9,98)	66,54- 76,03	1,381	0,249	0,029	0,410	0,526	0,004	0,624	0,436	0,006
<i>EXC_TOR</i>	32,41 (5,04)	30,01- 34,81	32,15 (4,66)	29,94- 34,37	36,00 (10,80)	30,87- 41,14	33,28 (7,19)	29,86- 36,70	0,432	0,515	0,009	2,686	0,111	0,023	1,022	0,320	0,009

Plano Frontal

<i>ÂNG_MÍN_P</i>	95,90 (5,13)	93,46- 98,34	95,38 (4,95)	93,03- 97,74	94,63 (5,09)	92,21 – 97,06	95,66 (4,5)	93,49- 97,82	0,104	0,749	0,003	1,688	0,203	0,008	0,491	0,489	0,002
<i>ÂNG_MÍN_J</i>	162,30 (8,96)	158,04- 166,57	166,35 (9,34)	161,91- 170,79	160,78 (12,01)	155,07 -166,49	163,78 (10,25)	158,91- 168,66	2,368	0,134	0,056	1,864	0,182	0,010	0,098	0,757	<0,001
<i>ÂNG_MÁX_P</i>	118,87 (5,29)	116,35- 121,39	115,23 (6,08)	112,34- 118,13	118,58 (6,60)	115,43- 121,72	114,61 (5,73)	111,88- 117,33	5,896	0,021*	0,110	0,818	0,373	0,007	0,420	0,522	0,004
<i>ÂNG_MÁX_J</i>	174,86 (7,98)	171,06- 178,66	175,81 (7,37)	172,31- 179,32	175,12 (7,55)	171,52- 178,71	176,60 (8,11)	172,74- 180,46	1,048	0,314	0,029	1,195	0,283	0,003	0,499	0,485	0,001
<i>EXC_P</i>	22,96 (6,65)	19,79- 26,12	18,71 (5,25)	16,21- 21,21	22,72 (6,02)	19,86- 25,59	18,94 (7,03)	15,60- 22,29	2,998	0,093	0,077	0,126	0,725	<0,001	<0,001	0,990	<0,001
<i>EXC_JOE</i>	12,55 (3,01)	11,12- 13,99	9,46 (4,03)	7,54- 11,38	11,50 (4,14)	9,53- 13,46	11,04 (5,35)	8,49- 13,59	1,835	0,185	0,040	0,297	0,589	0,002	4,140	0,050*	0,029

Legenda: VDJ = Grupo Valgo Dinâmico de Joelho, NVDJ = Grupo Não-Valgo Dinâmico de Joelho; DP = Desvio padrão; IC = Intervalo de confiança; Valores em negrito* = $p < 0,05$; F= Estatística de teste; p= valor p; η^2 = tamanho do efeito eta ao quadrado; ÂNG_MÍN_Q = Ângulo mínimo do quadril; ÂNG_MÍN_J = Ângulo mínimo do joelho; ÂNG_MÍN_T = Ângulo mínimo do tornozelo; ÂNG_MÁX_Q = Ângulo máximo do quadril; ÂNG_MÁX_J = Ângulo máximo do joelho; ÂNG_MÁX_T = Ângulo máximo do tornozelo; EXC_QUA = Excursão angular do quadril; EXC_JOE = Excursão angular do joelho; EXC_TOR = Excursão angular do tornozelo; ÂNG_MÍN_Q = Ângulo mínimo do quadril; ÂNG_MÍN_P = Ângulo mínimo do quadril; ÂNG_MÍN_J = Ângulo mínimo do joelho; ÂNG_MÁX_Q = Ângulo máximo do quadril; ÂNG_MÁX_P = Ângulo máximo do quadril; ÂNG_MÁX_J = Ângulo máximo do joelho; EXC_QUA = Excursão angular do quadril; EXC_P = Excursão angular do quadril; EXC_JOE = Excursão angular do joelho. No plano sagital, os valores positivos indicam extensão do quadril e joelho, e flexão plantar do tornozelo. No plano frontal, os valores positivos indicam queda pélvica e adução do joelho.

Tabela 3. Deslocamento linear do ombro antes e após protocolo de fadiga muscular do *core*.

Variáveis	Pré-fadiga				Pós-fadiga				Wilcoxon	
	VDJ		NVDJ		VDJ		NVDJ		VDJ	NVDJ
	Media (DP)	IC 95%	Media (DP)	IC 95%	Media (DP)	IC 95%	Media (DP)	IC 95%	Pré x Pós fadiga <i>p</i>	Pré x Pós fadiga <i>p</i>
ML (cm)	16,99 (3,74)	(15,21-18,77)	17,83 (7,14)	(14,43-21,22)	21,05 (7,70)	(17,39-24,72)	19,34 (5,40)	(16,77 – 21,91)	0,031*	0,045*
AP (cm)	17,89 (18,57)	(9,06-26,72)	18,85 (22,64)	(8,08-29,61)	15,52 (4,73)	(13,27 – 17,77)	15,34 (11,19)	(10,02 – 20,66)	0,225	0,611
VT (cm)	27,80 (10,70)	(22,72-32,89)	30,51 (19,78)	(21,11-39,92)	26,88 (11,00)	(21,65 – 21,65)	27,21 (8,79)	(23,03 – 31,39)	0,644	0,782

Legenda: ML: médio-lateral; AP: anteroposterior; VT: vertical; VDJ: Grupo Valgo Dinâmico de Joelho; NVDJ: Grupo Não-Valgo Dinâmico de Joelho; *Valor significativo; DP: desvio padrão; IC: intervalo de confiança; Valores em negrito* = $p < 0,05$

Tabela 4. Integral da atividade eletromiográfica (iEMG) nas fases de movimento antes e após protocolo de fadiga muscular do *core*.

Variáveis	Pré-fadiga				Pós-fadiga				ANOVA mista								
	VDJ		NVDJ		VDJ		NVDJ		Efeito Grupo			Efeito Tempo			Interação		
	Média (DP)	IC 95%	Média (DP)	IC 95%	Média (DP)	IC 95%	Média (DP)	IC 95%	F	p	η²	F	p	η²	F	p	η²
Fase 1 - Preparatória																	
<i>TA</i>	0,80 (0,39)	0,61-0,98	1,17 (0,80)	0,78-1,55	1,28 (0,74)	0,93-1,63	1,25 (0,83)	0,85-1,64	0,653	0,425	0,014	6,150	0,019*	0,049	1,469	0,234	0,012
<i>GM</i>	1,04 (0,61)	0,75-1,33	1,22 (0,75)	0,86-1,58	1,00 (0,54)	0,74-1,26	1,01 (0,90)	0,58-1,44	0,286	0,596	0,005	0,523	0,475	0,006	0,223	0,640	0,003
<i>VMO</i>	0,34 (0,25)	0,22-0,47	0,28 (0,22)	0,17-0,38	0,44 (0,40)	0,25-0,64	0,33 (0,20)	0,23-0,43	1,120	0,298	0,028	5,816	0,022*	0,027	0,017	0,898	<0,001
<i>VL</i>	0,33 (0,19)	0,24-0,43	0,33 (0,28)	0,19-0,46	0,33 (0,28)	0,20-0,47	0,29 (0,17)	0,20-0,37	0,309	0,582	0,006	0,126	0,725	0,001	0,094	0,761	0,001
<i>BF</i>	0,42 (0,50)	0,18-0,66	0,50 (0,38)	0,32-0,68	0,36 (0,27)	0,23-0,49	0,56 (0,28)	0,42-0,69	0,980	0,330	0,023	<0,001	0,977	<0,001	0,865	0,359	0,006
<i>ST</i>	0,96 (0,69)	0,63-1,29	0,93 (0,81)	0,54-1,32	0,86 (0,51)	0,61-1,10	0,76 (0,49)	0,53-1,00	0,154	0,697	0,004	2,174	0,150	0,014	0,232	0,633	0,002
<i>SO</i>	0,69 (0,40)	0,50-0,89	0,87 (0,41)	0,676-1,07	0,673 (0,40)	0,483-0,86	0,654 (0,38)	0,473-0,83	0,208	0,651	0,005	1,745	0,196	0,015	0,932	0,342	0,008
<i>GMED</i>	0,77 (0,50)	0,53-1,01	0,75 (0,49)	0,52-0,99	0,68 (0,44)	0,47-0,89	0,83 (0,38)	0,65-1,01	0,249	0,621	0,006	0,206	0,653	0,002	0,532	0,471	0,004
<i>GMAX</i>	0,65 (0,36)	0,48-0,82	0,67 (0,44)	0,46-0,88	0,64 (0,36)	0,46-0,81	0,99 (0,64)	0,69-1,30	1,287	0,265	0,025	2,461	0,127	0,024	3,034	0,091	0,029

Fase 2 - Descendente

<i>TA</i>	39,28 (11,44)	33,84- 44,72	37,11 (11,26)	31,76- 42,47	37,77 (12,12)	32,01- 43,53	34,62 (13,29)	28,30- 40,94	2,081	0,159	0,048	0,487	0,491	0,003	0,011	0,917	<0,001
<i>GM</i>	32,92 (5,79)	30,17- 35,68	32,27 (15,29)	25,00- 39,55	29,54 (6,79)	26,31- 32,77	29,14 (12,07)	23,40- 34,88	0,086	0,771	0,002	6,562	0,015*	0,019	0,152	0,699	<0,001
<i>VMO</i>	42,36 (11,58)	36,86- 47,87	42,66 (16,93)	34,61- 50,71	40,11 (10,90)	34,93- 45,30	39,55 (16,99)	31,47- 47,63	0,151	0,700	0,004	0,505	0,482	0,002	0,592	0,447	0,002
<i>VL</i>	41,06 (14,58)	34,12- 47,99	37,97 (12,09)	32,22- 43,72	37,93 (10,51)	32,93- 42,93	38,26 (14,21)	31,51- 45,02	0,594	0,447	0,015	0,195	0,662	0,001	1,767	0,193	0,010
<i>BF</i>	34,02 (8,89)	29,79- 38,26	33,19 (9,93)	28,46- 37,91	32,10 (11,83)	26,47- 37,72	34,03 (15,14)	26,83- 41,23	0,109	0,743	0,003	0,092	0,763	<0,001	0,898	0,350	0,005
<i>ST</i>	41,98 (13,71)	35,46- 48,50	47,97 (33,81)	31,90- 64,04	42,35 (17,22)	34,16- 50,53	39,24 (17,47)	30,93- 47,55	<0,001	1,000	<0,001	1,200	0,282	0,014	1,381	0,249	0,016
<i>SO</i>	36,66 (11,10)	31,38- 41,94	41,15 (17,38)	32,89- 49,42	35,90 (12,90)	29,77- 42,03	37,03 (13,55)	30,59- 43,47	0,062	0,804	0,002	0,650	0,426	0,003	0,126	0,724	<0,001
<i>GMED</i>	35,34 (11,29)	29,97- 40,71	38,65 (18,10)	30,04- 47,25	34,40 (11,65)	28,86- 39,94	37,49 (14,72)	30,49- 44,49	0,533	0,471	0,014	0,561	0,459	0,003	0,061	0,807	<0,001
<i>GMAX</i>	30,28 (10,32)	25,37- 35,18	30,13 (18,41)	21,38- 38,88	29,44 (11,19)	24,12- 34,76	34,47 (22,81)	23,63- 45,31	0,200	0,658	0,004	0,119	0,732	0,001	0,390	0,536	0,004

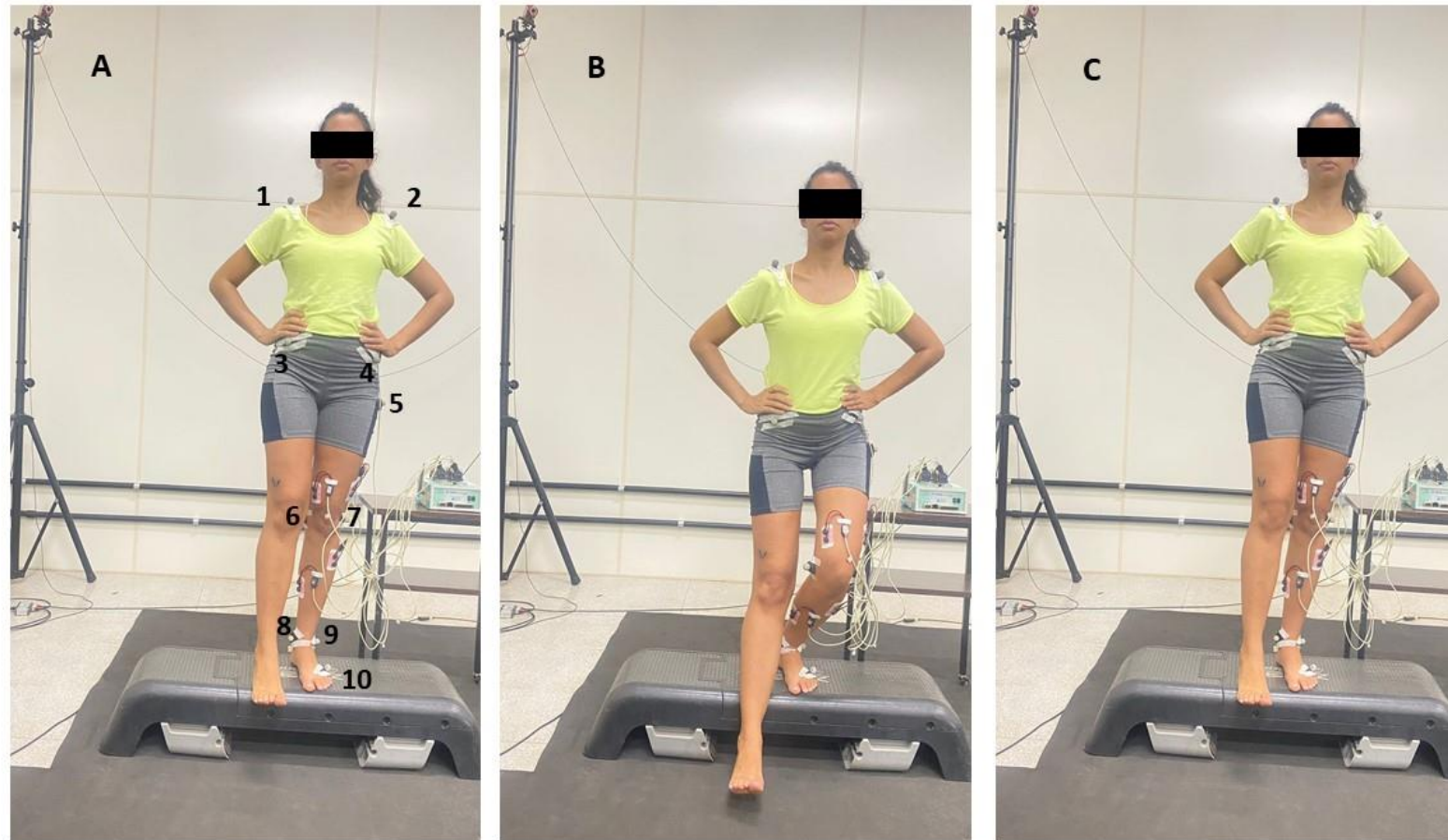
Fase 3 - Ascendente

<i>TA</i>	14,78 (6,36)	11,75- 17,80	11,86 (8,10)	8,01- 15,72	12,88 (7,42)	9,35- 16,40	12,64 (8,72)	8,494- 16,78	2,238	0,144	0,043	0,682	0,415	0,007	0,307	0,583	0,003
<i>GM</i>	24,69 (7,66)	21,05- 28,34	24,06 (9,22)	19,68- 28,45	22,02 (5,91)	19,21- 24,83	22,25 (10,07)	17,46- 27,04	0,126	0,725	0,003	8,698	0,006*	0,063	0,536	0,470	0,004

<i>VMO</i>	28,01 (10,85)	22,85- 33,18	23,66 (10,94)	18,46- 28,87	23,12 (10,21)	18,27- 27,97	21,38 (7,37)	17,87- 24,89	2,517	0,122	0,047	3,523	0,070	0,035	0,241	0,627	0,002
<i>VL</i>	28,98 (11,57)	23,48- 34,48	22,99 (8,36)	19,02- 26,97	23,60 (8,31)	19,65- 27,56	21,80 (8,49)	17,77- 25,84	4,445	0,043*	0,091	7,129	0,012*	0,045	0,869	0,358	0,005
<i>BF</i>	21,70 (7,53)	18,12- 25,29	20,16 (11,05)	14,91- 25,42	19,04 (6,55)	15,92- 22,16	22,28 (7,57)	18,68- 25,88	0,080	0,779	<0,001	5,056	0,032*	0,005	0,218	0,644	0,008
<i>ST</i>	26,43 (11,34)	21,03- 31,82	26,65 (13,91)	20,03- 33,27	22,80 (10,78)	17,67- 27,92	24,78 (10,92)	19,58- 29,97	1,774	0,192	0,002	6,713	0,014*	0,044	0,099	0,755	0,002
<i>SO</i>	30,53 (10,29)	25,63- 35,42	27,47 (8,36)	23,46- 31,41	27,75 (7,96)	23,96- 31,53	25,08 (8,33)	21,12- 29,05	1,720	0,199	0,042	3,775	0,061	0,035	0,109	0,744	<0,001
<i>GMED</i>	31,36 (11,60)	25,85- 36,88	28,32 (9,67)	23,73- 32,92	27,81 (9,25)	23,41- 32,22	25,89 (9,54)	21,35- 30,43	1,091	0,304	0,025	6,683	0,014*	0,040	0,049	0,826	<0,001
<i>GMAX</i>	35,74 (13,52)	29,31- 42,18	32,16 (9,73)	27,541- 36,79	32,09 (9,89)	27,39- 36,80	32,70 (14,02)	26,03- 39,37	0,738	0,397	0,015	1,361	0,252	0,014	0,236	0,631	0,002

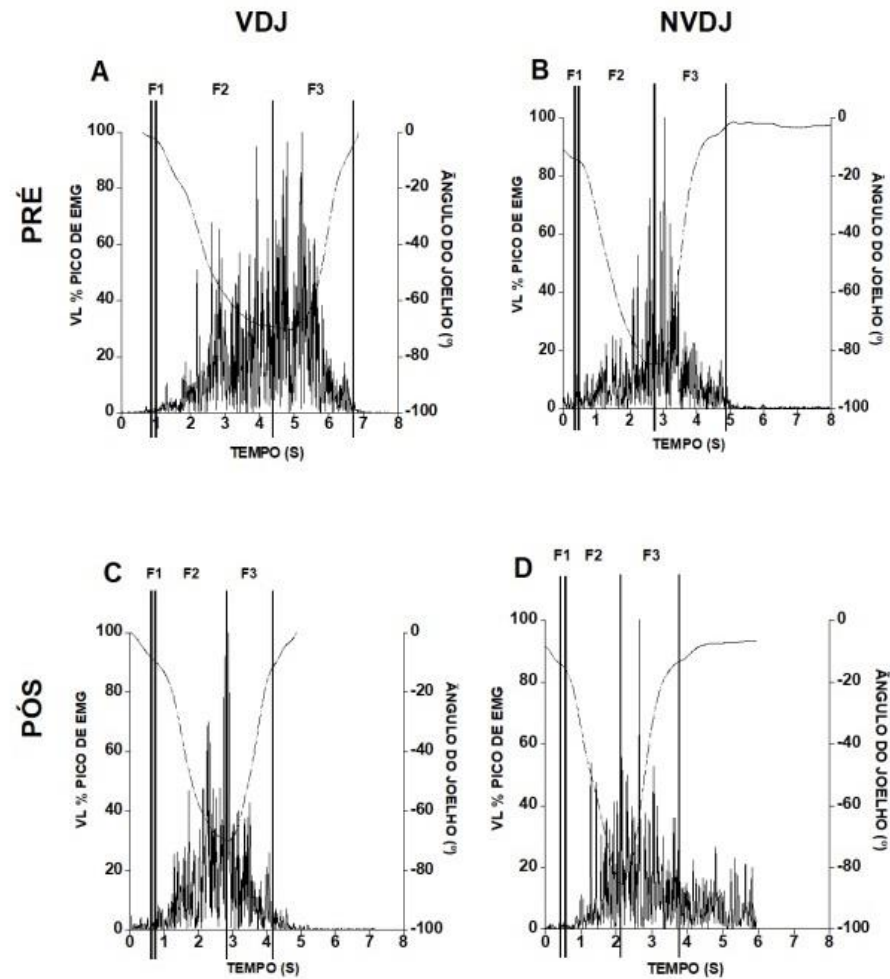
Legenda: VDJ = Grupo Valgo Dinâmico de Joelho, NVDJ = Grupo Não-Valgo Dinâmico de Joelho; DP = Desvio padrão; IC = Intervalo de confiança; Valores em negrito* = $p < 0,05$; F= Estatística de teste; p= p valor; η^2 = tamanho do efeito eta ao quadrado; TA = tibial anterior; GM = gastrocnêmio medial; VMO = vasto medial oblíquo; VL = vasto lateral; BF = bíceps femoral; ST = semitendíneo; SO = sóleo; GMED = glúteo médio; GMAX = glúteo máximo; Fase 1 - Preparatória = corresponde aos primeiros 100 ms da atividade EMG antes do início do movimento; Fase 2 – Descendente = corresponde ao intervalo entre o início do movimento e o pico de flexão do joelho; Fase 3 = Ascendente = corresponde ao intervalo entre o pico de flexão do joelho e o final do movimento.

Figura 1. Step Down Test (SDT).



Legenda: (A) Fase 1 - Preparatória = corresponde aos primeiros 100 ms da atividade EMG antes do início do movimento; (B) Fase 2 – Descendente = corresponde ao intervalo entre o início do movimento e o pico de flexão do joelho; (C) Fase 3 = Ascendente = corresponde ao intervalo entre o pico de flexão do joelho e o final do movimento; 1- marcador sobre o aspecto lateral do acrômio direito; 2- marcador sobre o aspecto lateral do acrômio esquerdo; 3- espinha ilíaca anterosuperior direita; 4- espinha ilíaca anterosuperior esquerda; 5- trocânter maior do fêmur; 6- epicôndilo medial do fêmur; 7- epicôndilo lateral do fêmur; 8- maléolo medial; 9- maléolos lateral; 10- cabeça da quinta articulação metatarsal-falangeana. Fonte: o próprio autor.

Figura 2. Figura representativa de um indivíduo de cada grupo, para a atividade do VL com base no deslocamento angular do joelho.



Legenda: Grupos VDJ (A) e NVDJ (B) antes do protocolo de fadiga muscular do *core* e VDJ (C) e NVDJ (D) após esse protocolo para a atividade EMG normalizada pelo pico de ativação do vasto lateral (%); linha contínua = % do pico de EMG do músculo vasto lateral (VL); linha pontilhada = ângulo de flexão do joelho; F1 (Fase 1 – Preparatória) = corresponde aos primeiros 100 ms da atividade EMG antes do início do movimento; F2 (Fase 2 – Descendente) = corresponde ao intervalo entre o início do movimento e o pico de flexão do joelho; F3 (Fase 3 – Ascendente) = corresponde ao intervalo entre o pico de flexão do joelho e o final do movimento. Fonte: o próprio autor.

MATERIAL SUPLEMENTAR

Figura 1s. Testes de força muscular.

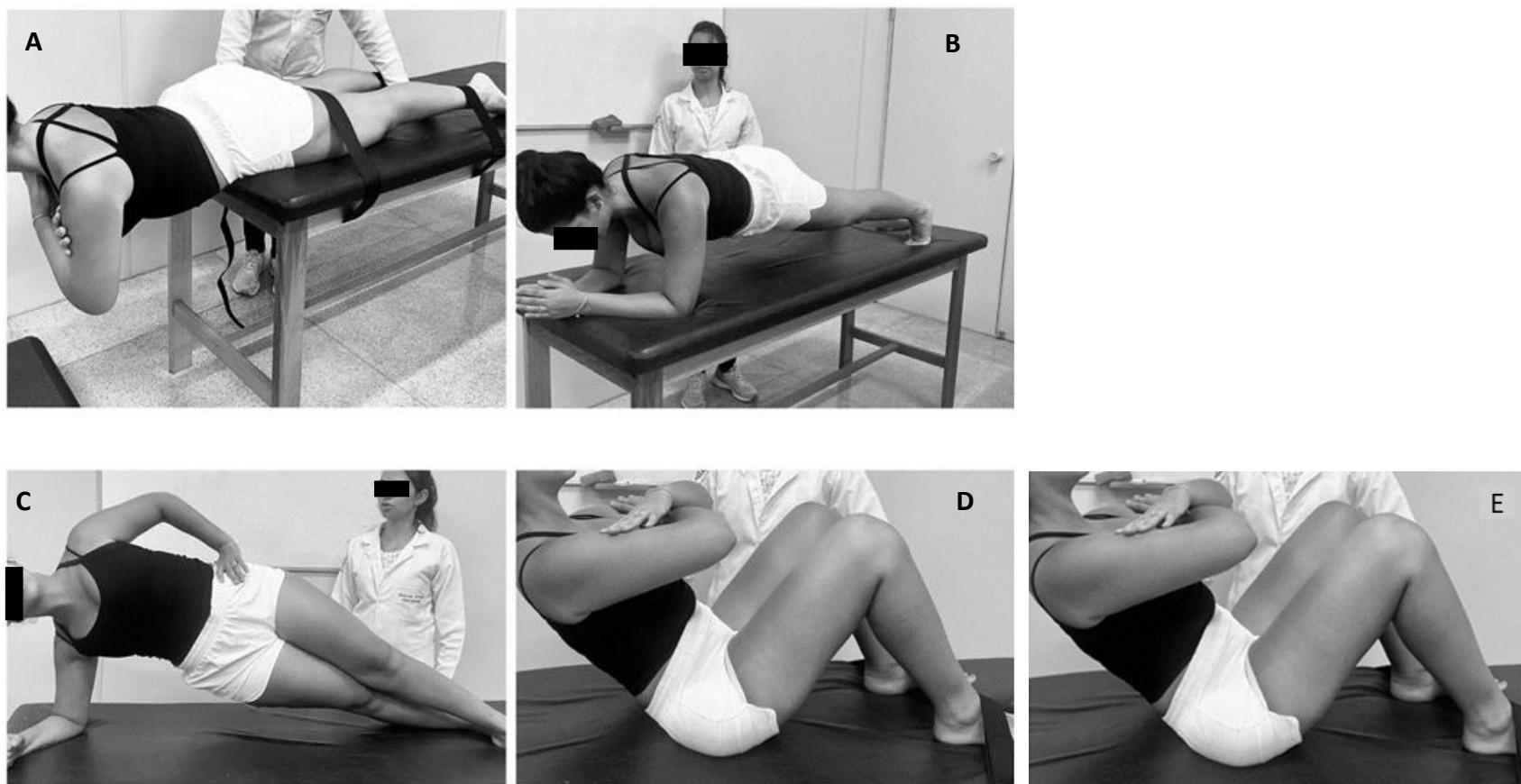
Legenda: A- Flexores do joelho; B- Extensores do joelho; C- Rotadores laterais do quadril; D- Flexores laterais do tronco; E- Extensores do quadril; F- Abdutores de quadril; G- Adutores de quadril; H- Flexores do tronco; I- Extensores do tronco; J- Flexores plantares; K- Dorsiflexores. Fonte: o próprio autor.

Tabela 1s. Descrição dos testes de força muscular

Grupo muscular	Descrição do posicionamento
Extensores do joelho	As participantes permaneceram sentadas sobre a maca com quadril e joelhos flexionados a 90° e uma toalha dobrada abaixo da fossa poplíteica e os braços ao lado do corpo. O dinamômetro foi apoiado na altura da borda superior do maléolo medial na parte anterior da tíbia, fixado por uma cinta para resistir ao movimento, a qual foi presa ao pé da maca (KATOH <i>et al.</i> , 2019).
Flexores do joelho	As participantes permaneceram sentadas sobre a maca com o quadril e joelhos flexionados a 90°, uma toalha dobrada sob a fossa poplíteica e os braços ao lado do corpo. O dinamômetro foi colocado na parte posterior da tíbia, na altura da borda superior do maléolo medial e fixado por uma cinta para resistir ao movimento, a qual foi passada por trás da perna do avaliador (KATOH <i>et al.</i> , 2019).
Rotadores laterais do quadril	As participantes ficaram sentadas em posição diagonal sobre a maca (com o membro avaliado próximo à quina da maca), com o quadril e joelhos flexionados a 90°, uma toalha dobrada sob a fossa poplíteica e os braços ao lado do corpo. O dinamômetro foi posicionado na face medial da perna, proximalmente ao maléolo medial, fixado com uma cinta presa à perna da maca (KATOH <i>et al.</i> , 2019).
Flexores laterais do tronco (bilateral)	As participantes ficaram sentadas, com os pés para fora da maca e os MMII fixados com uma cinta inelástica sobre as coxas, próximo ao quadril. O dinamômetro foi posicionado abaixo da linha axilar, com as participantes mantendo os braços cruzados anterior ao tronco. O processo foi feito bilateralmente (KARTHIKBABU <i>et. al</i> 2017).
Extensores do quadril	As participantes ficaram em decúbito ventral e joelho do membro avaliado com 90° de flexão e o dinamômetro foi apoiado posterior e proximalmente à fossa poplíteica, com uma cinta fixando o dinamômetro e outra estabilizando a pelve (BAZETT-JONES <i>et al.</i> , 2017).
Abdutores de quadril	As participantes ficaram em decúbito lateral, com o membro avaliado em extensão de quadril e joelho e o não avaliado com 90° flexão de quadril e joelho. O dinamômetro foi apoiado na parte lateral da coxa, 5 cm acima da linha articular do joelho, fixado por uma cinta, e foi usada outra cinta proximalmente à crista ilíaca estabilizando o tronco, em que as cintas foram fixadas abaixo da maca (BITTENCOURT, <i>et al.</i> , 2016).
Adutores de quadril	As participantes permaneceram em decúbito dorsal sobre a maca e com extensão de quadris e joelhos. O dinamômetro foi apoiado sobre o epicôndilo medial, fixado a uma cinta presa ao corpo do avaliador (KATOH <i>et al.</i> , 2019).

Flexores do tronco	As participantes permaneceram em decúbito dorsal, quadris e joelhos estendidos, os braços cruzados na frente do tronco, e o dinamômetro foi posicionado sobre o centro do esterno. Os tornozelos e pelve foram fixados com cintas, as quais passaram por baixo da maca (KARTHIKBABU <i>et. al</i> 2017).
Extensores do tronco	As participantes permaneceram em decúbito ventral, as mãos apoiadas na testa e o dinamômetro foi posicionado sobre a vértebra T4 da participante. Os tornozelos e pelve foram fixados com cintas, as quais passaram por baixo da maca (KARTHIKBABU <i>et. al</i> 2017).
Dorsiflexores	As participantes permaneceram sentadas sobre a maca, com joelhos estendidos e as mãos sobre a maca, o calcanhar do membro testado apoiado sobre uma toalha dobrada sobre a maca e a sola do pé apoiada em um bloco de madeira de 10 cm de altura, apoiado na parede e o dinamômetro sobre as cabeças metatarsais no dorso do pé, fixado por uma cinta, passando por baixo da maca, presa em uma haste da maca (KATOH <i>et al.</i> , 2019).
Flexores plantares	As participantes ficaram em decúbito ventral, o joelho do membro avaliado, em flexão de 115°, dorsiflexão de 15° e o dinamômetro foi apoiado sobre as cabeças metatarsais ventralmente, fixado por cinta a qual foi presa passando pela coxa da participante (KATOH <i>et al.</i> , 2019).

Figura 2s. Testes de resistência muscular.

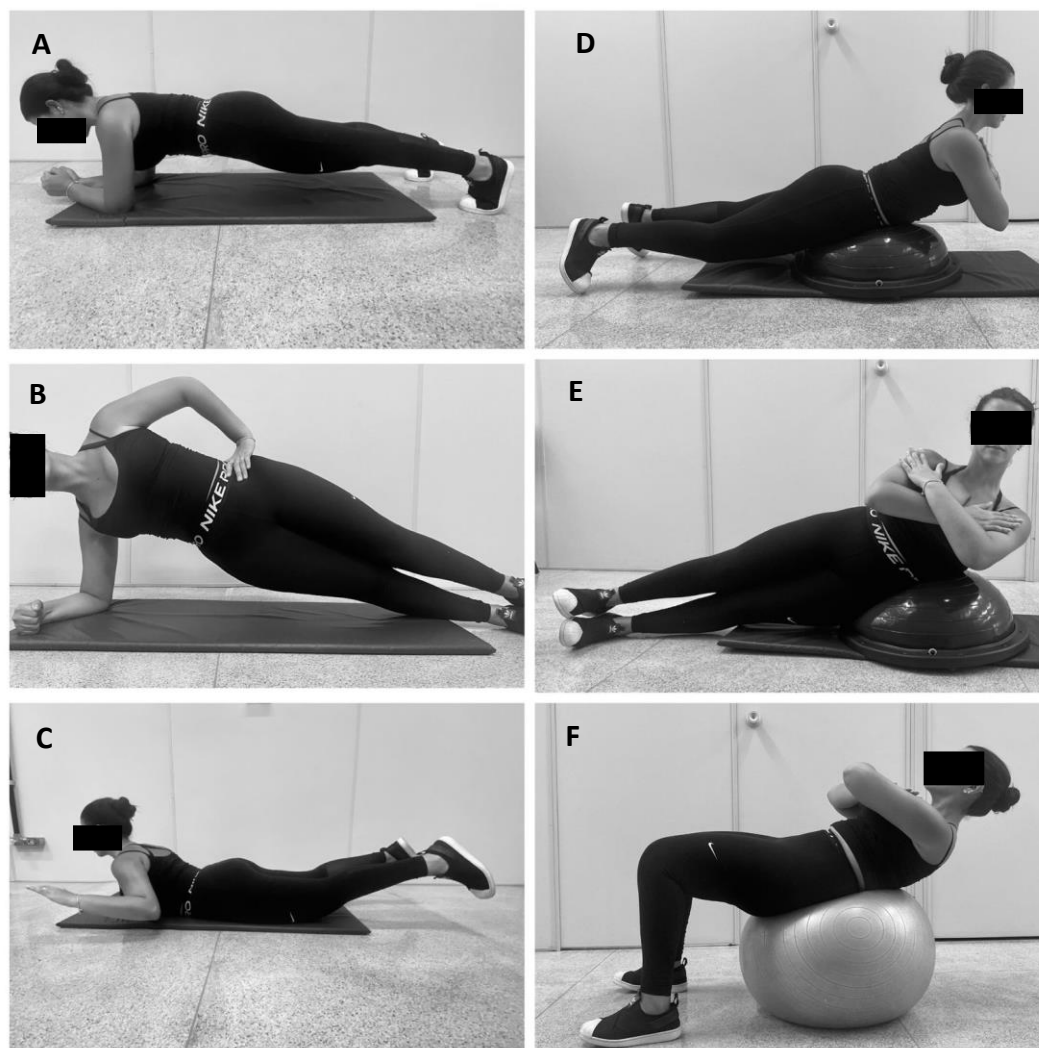


Legenda: A- Extensão de tronco; B- Prancha tradicional isométrica; C- Prancha lateral isométrica; D- Teste abdominal isométrico; E- Teste de sentar-se. Fonte: o próprio autor.

Tabela 2s. Descrição dos testes de resistência muscular

Teste de resistência estática	Descrição do posicionamento
Prancha tradicional isométrica	As participantes se posicionaram com apoio sobre o antebraço e pés, com os joelhos, quadris e tronco estendidos e elevados
Prancha lateral isométrica (bilateral)	As participantes se posicionaram com apoio sobre o antebraço e pés, com os joelhos, quadris e tronco estendidos e elevados, realizando de ambos os lados
Exercício de abdominal isométrico	As participantes, sentadas sobre a maca, com joelhos e quadris fletidos e braços cruzados anteriormente ao tronco e pés presos com faixa inelástica, mantiveram uma angulação de 60° entre a parte posterior do tronco e a maca, medida por goniômetro
Extensão de tronco	As participantes, em decúbito ventral, mantiveram a parte superior do tronco, a partir das EIAS pra fora da maca, com braços cruzados anteriormente ao tronco
Teste de resistência dinâmica	
Teste de sentar-se	A partir da posição e decúbito dorsal, as participantes realizaram flexão de tronco até que os cotovelos tocassem os joelhos, mantendo os braços cruzados anteriormente ao tronco. Os joelhos e quadris permaneceram flexionados e os pés presos com faixa inelástica

Figura 3s. Protocolo de fadiga muscular do *core*.



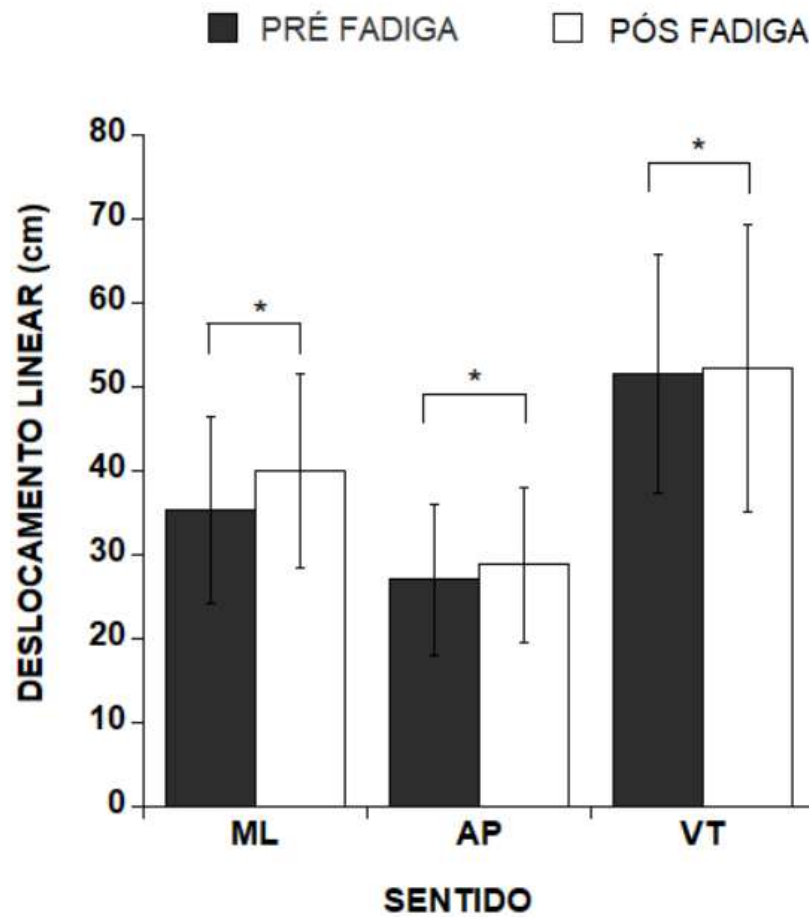
Legenda: Exercícios isométricos: A- Prancha tradicional isométrica; B- Prancha lateral isométrica; C- Extensão lombar isométrica. Exercícios dinâmicos: D- Extensão lombar; E- Flexões laterais de tronco; F- Abdominais. Fonte: o próprio autor.

Tabela 3s. Co-contração muscular antes e após protocolo de fadiga muscular do *core* apresentado em porcentagem.

Variável	Pré-fadiga				Pós-fadiga				ANOVA mista								
	VDJ		NVDJ		VDJ		NVDJ		Efeito Grupo			Efeito Tempo			Interação		
	Média (DP)	IC 95%	Média (DP)	IC 95%	Média (DP)	IC 95%	Média (DP)	IC 95%	<i>F</i>	<i>p</i>	η^2	<i>F</i>	<i>p</i>	η^2	<i>F</i>	<i>p</i>	η^2
<i>VMO-ST</i>	55,71 (14,31)	48,91- 62,52	57,50 (11,13)	52,20- 62,79	57,59 (14,83)	50,53- 64,64	55,18 (12,60)	49,19- 61,17	0,005	0,942	<0,001	0,017	0,896	<0,001	1,554	0,222	0,007
<i>VL-BF</i>	40,41 (9,33)	35,97- 44,85	40,16 (6,85)	36,90- 43,42	40,93 (7,77)	37,24- 44,62	40,62 (6,66)	37,45- 43,79	0,012	0,912	<0,001	0,316	0,578	0,001	0,001	0,972	<0,001
<i>TA-SO</i>	54,68 (11,68)	49,13- 60,23	52,01 (10,71)	46,92- 57,11	56,37 (9,18)	52,00- 60,73	53,93 (12,47)	48,002- 59,863	0,494	0,487	0,014	2,578	0,118	0,007	0,011	0,919	<0,001
<i>TA-GM</i>	47,57 (8,21)	43,67- 51,48	48,14 (8,13)	44,28- 52,01	49,50 (7,32)	46,01- 52,98	48,60 (8,67)	44,479- 52,729	0,004	0,951	<0,001	1,693	0,203	0,006	0,646	0,428	0,002

Legenda: VDJ = Grupo Valgo Dinâmico de Joelho, NVDJ = Grupo Não-Valgo Dinâmico de Joelho, DP = Desvio padrão; IC = Intervalo de confiança; Valores em negrito* = $p < 0,05$; F= fator; p= significância; η^2 = tamanho do efeito eta ao quadrado; VMO-ST: Vasto medial oblíquo-semitendinoso; VL-BF: Vasto lateral-bíceps femoral; TA-SO: Tibial anterior-sóleo; TA-GM: tibial anterior-gastrocnêmio medial.

Figura 4s. Média e desvio padrão do deslocamento linear do ombro antes e após protocolo de fadiga muscular do *core*.



Legenda: ML= sentido médio-lateral; AP= sentido ântero-posterior; VT= sentido vertical; * = $p < 0,05$. Fonte: o próprio autor.

4. ARTIGO 2

Este artigo está submetido na revista Sports Biomechanics, cujo impacto é 2,0.

EFEITOS IMEDIATOS DA FADIGA MUSCULAR DO *CORE* DE CORREDORAS RECREACIONAIS COM E SEM VALGO DINÂMICO NA BIOMECÂNICA E DESEMPENHO DO *Y-BALANCE TEST*

RESUMO

INTRODUÇÃO: O *Y-Balance Test* (YBT) avalia o desempenho em uma tarefa que requer o equilíbrio dinâmico dos membros inferiores (MMII). Esse desempenho pode ser influenciado por fatores como o valgo dinâmico de joelho e a menor estabilidade do tronco. Corredores recreacionais podem apresentar alterações no equilíbrio dinâmico dos MMII na presença de fadiga muscular do *core*. **OBJETIVO:** Comparar os padrões cinemáticos e eletromiográficos durante o YBT entre corredoras recreacionais com e sem valgo dinâmico de joelho, após a fadiga muscular do *core*. **METODOLOGIA:** Estudo experimental foi realizado com 39 corredores recreacionais do sexo feminino, com idade de 20 a 35 anos, sendo 17 com valgo dinâmico de joelho (VDJ) e 22 sem valgo dinâmico (NVDJ). Todas as participantes tiveram seus dados antropométricos, força e resistência muscular do membro inferior dominante e tronco avaliados. Em seguida, as participantes executaram o YBT avaliando seu desempenho, cinemática e atividade eletromiográfica (EMG), antes e após um protocolo de fadiga muscular do *core*. A EMG dos seguintes músculos foi avaliada: 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). A atividade EMG foi integrada (iEMG) em 7 fases do movimento. **RESULTADOS:** No plano frontal, o ângulo mínimo do joelho foi menor (apresentou maior valgo dinâmico do joelho) no grupo VDJ ($p=0,025$) e a excursão angular do joelho foi maior para o grupo VDJ ($p=0,017$). Após a fadiga muscular do *core*, houve aumento da excursão angular do quadril no plano sagital ($p=0,040$) e aumento do deslocamento linear do ombro em todas as direções (médio-lateral $p<0,001$; anteroposterior $p<0,001$ e vertical $p=0,049$) para ambos os grupos. O grupo VDJ, na fase preparatória para o início do movimento, apresentou maior iEMG do VL ($p=0,005$) e, na fase ascendente na direção pósteromedial, maior iEMG do TA ($p=0,001$) quando comparado ao

NVDJ. Após a fadiga muscular do *core*, ambos os grupos apresentaram: (i) fase preparatória: maior iEMG do ST ($p=0,004$), GMED ($p=0,009$), GMAX ($p=0,016$); (ii) fase descendente na direção anterior: menor iEMG do TA ($p=0,006$), GM ($p=0,039$), ST ($p=0,047$), e maior iEMG do GMED ($p=0,047$); (iii) fase descendente, na direção pósterio-lateral: menor iEMG do TA ($p<0,001$); (iv) fase ascendente pósterio-lateral, maior iEMG do BF ($p=0,014$). **CONCLUSÃO:** As corredoras do grupo VDJ adotam estratégia diferente para realizar o YBT comparadas as do grupo NVDJ, caracterizada por aumento de amplitude em valgo no plano frontal e de tornozelo no plano sagital, sendo que na fase preparatória e na direção pósterio-medial há maior atividade de VL e TA. A fadiga mostrou efeito similar nos grupos, resultando em redução da atividade EMG dos principais músculos do membro inferior, mas com maior amplitude no quadril e deslocamento do tronco em todas as direções.

PALAVRAS CHAVE: corrida; eletromiografia; cinemática; valgo dinâmico; *Y-balance test*; fadiga muscular do *core*.

INTRODUÇÃO

O *Y- Balance Test* (YBT) é um teste funcional eficiente para avaliar o equilíbrio dinâmico dos membros inferiores (MMII) (WILCZYŃSKI; WAŻ; ZORENA, 2021). Executado em três direções, ele indica o desempenho do participante, o qual mantém postura com apoio unilateral em um membro inferior, e avalia de forma mais rápida a estabilidade dinâmica (SHAFFER et al., 2013); (KAUR; BHANOT; FERREIRA, 2022). Baixo desempenho no YBT, sugere que o controle neuromuscular está reduzido, e/ou menor força dos músculos dos MMII, afetando o equilíbrio dinâmico, sendo associado ao valgo dinâmico de joelho (WILCZYŃSKI; WAŻ; ZORENA, 2021).

O valgo dinâmico do joelho é associado a lesões musculoesqueléticas, como ruptura do ligamento cruzado anterior (MASTERS et al., 2018, DIX et al., 2019) e dor femoropatelar, sendo que podem funcionar como precursores para OA de joelho e são comumente observadas no sexo feminino (BARRIOS et al., 2016). O valgo dinâmico é mais bem observado durante atividades de sustentação de peso, como ocorre na tarefa do YBT, em que essa condição pode orientar forças em direção lateral e gerar sobrecarga femoropatelar e dor (SCHMIDT; HARRIS-HAYES; SALSICH, 2017). Indivíduos com essas características poderiam alterar o padrão de movimento e, por consequência, o padrão de atividade muscular para executar o teste.

Os músculos do *core* têm sido considerados importantes para manter estáveis o tronco e a pelve (KIBLER; PRESS; SCIASCIA, 2006), resultando em melhora do alinhamento do membro inferior, ou seja, evitar o valgo dinâmico de joelho e minimizar a possibilidade de lesões musculoesqueléticas (CHAUDHARI et al., 2020). A menor eficiência em controlar o tronco é mais observada em corredores recreacionais e em condições de fadiga muscular do *core*. Indivíduos que praticam corrida recreacional, os quais possuem tipicamente menor experiência que os profissionais na corrida (BOULLOSA et al., 2020), podem ter músculos menos eficientes para o controle do tronco (ASKARI; ESMAEILI, 2021) e afetar a dinâmica dos MMII, levando a maior incidência de lesões relacionadas à corrida. Corredores recreacionais, portanto, poderiam apresentar pobre desempenho no YBT. No entanto, um estudo prévio que utilizou um programa de treinamento de força do *core* e controle neuromuscular dos MMII de jogadores de futebol, observou melhor desempenho no YBT, em cada direção (KUMAHARA et al., 2021).

No entanto, até onde sabemos, nenhum estudo analisou os padrões cinemáticos e eletromiográficos (EMG) durante o YBT em corredoras recreacionais, com ou sem valgo dinâmico de joelho, e nem sob o efeito imediato da fadiga muscular do *core*. Dessa forma, o objetivo deste estudo foi comparar os padrões cinemáticos e EMG durante o YBT, em corredoras recreacionais, com e sem valgo dinâmico de joelho, após a fadiga muscular do *core*. Neste estudo, hipotetizamos que corredoras com valgo dinâmico de joelho apresentariam maior atividade EMG dos músculos estabilizadores do quadril e do joelho para conter a maior amplitude angular nessas articulações. Também hipotetizamos que ambos os grupos, após a fadiga muscular do *core* teriam redução do desempenho no YBT, em todas as direções, com aumento na atividade EMG dos músculos do membro inferior e aumento da amplitude angular do membro inferior.

METODOLOGIA

Desenho experimental e participantes

O presente estudo é do tipo experimental e descritivo e o recrutamento das participantes foi realizado através de divulgação em redes sociais, folders impressos e em eventos de competições de corrida recreacional. Os critérios de elegibilidade consistiram em ser do sexo feminino, ter idade entre 20 e 35 anos, praticar corrida recreacional, definida como qualquer

corredor que treine e realize competições de forma regular e por lazer, independentemente do nível de desempenho (BOULLOSA et al., 2020) com quilometragem semanal de até 25 km. As participantes que foram submetidas à cirurgia no membro inferior, cardiopatas, que apresentassem doenças do sistema nervoso ou dor no membro inferior ou índice de massa corporal $> 30 \text{ kg/m}^2$, não foram admitidas no estudo. Todas as participantes assinaram o termo de consentimento para participação no estudo aprovado pelo comitê de Ética da Universidade (protocolo 5.543.780), em concordância com a declaração de Helsink.

O *software* G*Power 3.1.9.7. foi usado para calcular o tamanho amostral. Para isso, foi utilizada a família F testes – ANOVA: *Repeated measures, within-between interaction*, considerando dois grupos e duas medidas (antes e após fadiga), com tamanho de efeito 0,35, nível de significância de 0,05 e poder estatístico de 95%, tendo como resultado uma amostra total de 30 participantes. Considerando a perda amostral, a qual ocorreu por exemplo, devido a problemas técnicos durante as coletas de dados, como perda de pontos de marcadores reflexivos no processamento da cinemática ou ruído no sinal EMG, participaram deste estudo 39 mulheres, divididas no grupo VDJ (n=17) e NVDJ (n=22) (Tabela 1). A classificação das participantes para os grupos VDJ e NVDJ, foi feita através três repetições do *Step Down Test*, no qual a participante se manteve em pé sobre um *step* com 20 cm de altura (KLINE et al., 2016). Com o olhar fixo em um ponto na parede, a 4 m de distância, e mantendo as mãos apoiadas na cintura, a participante foi solicitada a manter apoio do membro inferior dominante por 2 segundos e descer lentamente o membro inferior contralateral por 2 segundos, até que o calcanhar desse membro tocasse o solo. A partir do contato do calcanhar no solo, as participantes retornariam à posição inicial, sendo que foram orientadas a evitar movimentos do tronco, se fossem constatadas estratégias compensatórias de movimento (HOLLMAN et al., 2009). Um examinador previamente treinado no teste classificou as participantes como apresentando ou não o valgo dinâmico de joelho no membro inferior dominante. Foram incluídas no grupo VDJ, as participantes que movimentaram o joelho do membro inferior dominante, em direção à linha média do corpo, em pelo menos uma das três repetições do teste. Aquelas que realizaram todas as três repetições com bom alinhamento foram selecionadas para o grupo NVDJ. A análise visual foi feita a partir do plano frontal de acordo com estudo anterior (HARRIS-HAYES et al., 2014) e feito registro de vídeo, em que foram analisadas imagens a partir do vídeo do movimento durante o SDT, sendo comparada a imagem do apoio unipodal com o joelho em extensão, com a imagem do joelho no pico de flexão.

Procedimentos

A coleta de dados foi realizada em dois dias. Na primeira visita, foram registrados os dados demográficos, antropométricos, informações sobre os aspectos da prática esportiva, e foi determinado o membro inferior dominante solicitando-se que a participante escolhesse qual membro inferior teria mais aptidão para chutar uma bola (VAN MELICK et al., 2017). Posteriormente, a participante fez um aquecimento na esteira por 5 minutos, começando com caminhada, até chegar a uma corrida em um nível de velocidade em que ela relatou estar confortável. Na sequência, fazendo o uso do dispositivo *Hand Held Dynamometer Lafayette* (*Lafayette Manual Muscle Testing System*) dois avaliadores devidamente treinados avaliaram a força isométrica dos principais grupos musculares do membro inferior dominante e tronco (Material suplementar, Tabela 1s; Figura 1s). No teste de força foi feita uma tentativa para familiarização da participante e três testes válidos de cada grupo muscular, com 1 minuto de repouso entre cada teste, em que foi realizado uma contração máxima por 3 segundos (BAZETT-JONES et al., 2017). Utilizou-se o comando verbal: “vá em frente, empurre, empurre, empurre e relaxe” (THORBORG; BANDHOLM; HÖLMICH, 2013). Os testes de força foram baseados em estudos prévios (BAZETT-JONES et al., 2017; BITTENCOURT et al., 2016; KARTHIKBABU; CHAKRAPANI, 2017; KATOH; YAMASAKI, 2009).

Em seguida, também foi avaliada a resistência estática e dinâmica do *core* (Material suplementar, Tabela 2s; Figura 2s), a fim de apresentar as características dos grupos e observar as diferenças que pudessem haver entre o grupo VDJ e NVDJ, antes do protocolo de fadiga. Os seguintes exercícios estáticos foram executados: prancha tradicional, prancha lateral isométrica (bilateral), exercício de abdominal isométrico e extensão de tronco. Para melhor execução dos testes, foi usado encorajamento verbal: “mantenha a posição o maior tempo possível”, para a participante permanecer o maior tempo que conseguisse, até a sua exaustão, em que o tempo foi registrado em segundos (MCGILL; CHILDS; LIEBENSON, 1999). O exercício dinâmico foi um teste de sentar, havendo também o incentivo verbal: “faça o maior número de repetições o possível”, a fazer o máximo de repetições de flexão de tronco em 60 segundos e foi registrado o número máximo de abdominais executados nesse tempo (WALDHELM; LI, 2012). A ordem dos testes de força, resistência estática e dinâmica não foi randomizada, mas a participante descansou por 1 minuto entre os testes de força e por 5 minutos entre o término do teste de força e os testes de resistência (MCGILL; CHILDS; LIEBENSON, 1999).

Na segunda visita, as participantes realizaram o YBT, que é executado em três direções de alcance (anterior, posteromedial e posterolateral) (POWDEN; DODDS; GABRIEL, 2019). O teste mostra o desempenho da participante, através do registro da distância em centímetros, em que a participante fica em pé sobre um membro e faz uma tarefa de alcance nas três direções com o membro inferior contralateral, mantendo o equilíbrio no membro inferior de apoio (KAUR; BHANOT; FERREIRA, 2022). No YBT é avaliada a estabilidade dinâmica e equilíbrio assimétrico (KAUR; BHANOT; FERREIRA, 2022; SHAFFER et al., 2013). Para a realização do teste, a participante com pés descalços, fazendo apoio unipodal do membro inferior dominante, com o hálux sobre o centro da marcação do teste com fitas métricas no solo, leva o membro livre (membro inferior contralateral) o mais longe possível, em cada uma das três direções, mantendo as mãos apoiadas na cintura. O alcance médio em três tentativas foi observado para o membro não-dominante, para cada direção (SHAFFER et al., 2013). Neste estudo não foram fornecidas instruções específicas para o movimento do tronco (KAUR; BHANOT; FERREIRA, 2022) e foi solicitado que a participante realizasse o teste com o olhar fixo em um ponto na parede, a 4 metros de distância do centro da marcação do teste no solo. A tentativa foi invalidada e repetida se a participante não retornasse à posição inicial, retirasse as mãos da cintura, apoiasse totalmente o pé de alcance no solo ou levantasse o pé de apoio durante o teste (KUMAHARA et al., 2021).

Durante a execução do YBT, houve monitoramento da cinemática e registro das atividades EMG. Para a análise cinemática foram fixados marcadores bilateralmente no aspecto lateral do acrômio e espinhas ilíacas ântero-superiores (EIAS). Além disso, marcadores foram colocados nas seguintes proeminências ósseas do membro inferior dominante: trocânter maior do fêmur, epicôndilo medial e lateral do fêmur, maléolo medial e lateral e cabeça da quinta articulação metatarsofalangeana, por dois pesquisadores devidamente treinados. Os marcadores foram rastreados tridimensionalmente por 10 câmeras (*OptiTrack FLEX V100R2, Natural Point, Corvallis, Oregon*) a uma frequência de 100 Hz.

O registro dos sinais EMG seguiu as recomendações do *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles* - SENIAM (HERMENS et al., 2000). Eletrodos bipolares de superfície foram posicionados por dois pesquisadores devidamente treinados, 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). O condicionador de sinais EMG 830C electromyograph (EMG System of Brazil LTDA – 1232WF Signal Acquisition System) foi utilizado com faixa de

frequência de 20 a 500 Hz, com 12 canais condicionados com filtros analógicos *Butterworth* de 4ª ordem. Os eletrodos bipolares foram pré-amplificados e o nível de ruído de entrada de sinal de $<3 \mu\text{V RMS}$, com ganho de 100 vezes, impedância de entrada de 109 Ohms, e modo comum de rejeição com razão $>100 \text{ dB}$. A frequência de aquisição de sinal foi de 2000 Hz.

Protocolo de fadiga muscular do *core*

O protocolo foi constituído de três exercícios isométricos e três dinâmicos (CHAUDHARI et al., 2020) seguidos um do outro, com mínimo ou nenhum descanso entre eles, até a exaustão da participante (CHAUDHARI et al., 2020). Nos exercícios dinâmicos, cada repetição teve duração de 2 segundos. Os exercícios foram realizados até que a participante relatasse estar exausta, sendo que os isométricos foram: prancha tradicional, prancha lateral (bilateral) e extensão lombar. Os exercícios dinâmicos foram: flexões laterais de tronco, extensão lombar e abdominais (CHAUDHARI et al., 2020) (Material suplementar, Tabela 3s e Figura 3s). 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. Para verificar o estado de fadiga ao final do protocolo, foi utilizada a escala de percepção de esforço de Borg de 15 pontos (classificação 6-20) (ASKARI; ESMAEILI, 2021). O ponto seis representou a ausência de fadiga e o ponto 17 a 20 indicou falha na execução dos exercícios, indicando fadiga do *core*. As participantes que indicaram o número igual ou superior a 17 concluíram o protocolo e estavam aptas para a reavaliação. Caso tivessem relatado menos pontos repetiriam o ciclo de exercícios até relatar esforço correspondente a no mínimo 17 (ASKARI; ESMAEILI, 2021).

Processamento dos dados

O torque de cada grupo muscular foi calculado a partir do comprimento do segmento do membro avaliado em metros (BAZETT-JONES et al., 2017). Para a coxa, o comprimento foi medido de 5 cm acima da linha articular do joelho até trocânter maior (BITTENCOURT et al., 2016); para a perna, foi do epicôndilo medial até o maléolo medial; para o pé, foi da cabeça do 5º metatarso até a extremidade inferior do maléolo lateral; para o tronco (anterior), foi da EIAS até centro do esterno; para o tronco (posterior), foi da espinha ilíaca pósterio-superior (EIPS) até vértebra T4; e para o tronco (lateral), foi da crista ilíaca até linha axilar. Os valores obtidos do pico de força foram em Newtons (N) e o torque (Nm) foi calculado multiplicando a força (N) pelo comprimento do segmento corporal correspondente (m). Os dados de força e resistência

muscular, bem como dados antropométricos, foram tabulados no *software* Microsoft Excel e foi calculado o torque (Nm), normalizado pela massa corporal (Kg) da participante, através da fórmula Nm / P (P =peso) (MENDONÇA et al., 2022).

Para o cálculo das distâncias de alcance do YBT com porcentagem do comprimento do membro inferior não-dominante (membro de alcance, medido da EIAS até o maléolo medial ipsilateral, medido com a participante em supino), foram calculados os valores normalizados, como distância de alcance média dividida pelo comprimento do membro inferior, multiplicado por 100, para cada direção (SHAFFER et al., 2013).

Para isso, foi usada seguinte fórmula (SHAFFER et al., 2013):

$$\text{Distâncias de alcance} = \frac{\text{Distância de alcance (cm)}}{\text{Comprimento do membro (cm)}} \times 100$$

A distância de alcance composta (DAC) foi a soma das médias das três direções (Dir) de alcance divididas por três vezes o comprimento do membro inferior não-dominante e depois multiplicado por 100.

$$\text{Distância de alcance composta} = \frac{\text{Dir 1} + \text{Dir 2} + \text{Dir 3 (cm)}}{3 \times \text{comprimento membro (cm)}} \times 100$$

Os dados provenientes da análise cinemática e EMG foram analisados em Matlab R2019a (MathWorks®). Foi utilizado o filtro *Butterworth*, com ponto de corte 5 Hz. Os ângulos a seguir foram calculados no plano sagital: tornozelo (ângulo no marcador sobre o maléolo lateral, epicôndilo lateral do fêmur e cabeça da quinta articulação metatarsfalangeana), joelho (ângulo entre marcador sobre o epicôndilo lateral do fêmur, trocânter maior do fêmur e maléolo lateral) e quadril (ângulo entre marcador sobre trocânter maior do fêmur, aspecto lateral do acrômio e epicôndilo lateral do fêmur). No plano frontal, foram analisados os ângulos do quadril (ângulo entre o marcador sobre as EIAS e a distância média entre os epicôndilos femorais medial e lateral) e joelho (ângulo entre marcador sobre a EIAS no membro dominante, distância média entre os epicôndilos femorais medial e lateral e a distância média entre os maléolos

medial e lateral) (PELEG et al., 2023). A trajetória dos marcadores foi filtrada em 5 Hz e utilizada para o cálculo dos ângulos do quadril, joelho e tornozelo no plano sagital e quadril e joelho no plano frontal, onde foram extraídos os valores mínimos (MIN), máximos (MAX), e excursão angular (EXC) em ambos os planos. No plano sagital, considerou-se positivos os valores de flexão do quadril, extensão do joelho e dorsiflexão do tornozelo. No plano frontal, os valores maiores indicam adução do quadril e adução do joelho, sendo que os valores menores indicam abdução do quadril e abdução do joelho, como uma das características do valgo dinâmico do joelho. Foram calculados também os valores médios do deslocamento linear do ombro ipsilateral ao membro inferior dominante, nos sentidos anteroposterior (AP), médio-lateral (ML) e vertical (VT). No sentido ML, o movimento do tronco pode influenciar no momento no plano frontal no joelho, sendo assim, na estabilidade pélvica. O deslocamento do centro de massa sobre o membro inferior de apoio pode ocasionar um momento de valgo do joelho, onde o vetor de força de reação do solo passa medialmente do centro da articulação do joelho (POWERS, 2010).

Os dados EMG foram retificados, filtrados a 20 Hz, e normalizados pelo pico de atividade para cada músculo. Em seguida, a integral da atividade eletromiográfica (iEMG) foi calculada com base no deslocamento angular do joelho, em sete fases de movimento. A Fase 1 (Preparatória), corresponde aos primeiros 100 ms antes do início do movimento (IM). A Fase 2 (Anterior Descendente) foi considerada a primeira flexão do joelho na direção anterior, correspondendo do IM ao primeiro pico de flexão do joelho (1PF). A Fase 3 (Anterior Ascendente) foi considerada o retorno da direção anterior, correspondendo ao intervalo entre o 1PF até o primeiro pico de extensão do joelho (1PE). A Fase 4 (Pósteromedial Descendente) foi considerada na direção pósteromedial, correspondendo ao intervalo do 1PE até o segundo pico de flexão (2PF) do joelho. A Fase 5 (Pósteromedial Ascendente) foi considerada o retorno da direção pósteromedial, correspondendo ao intervalo entre o 2PF do joelho ao segundo pico de extensão (2PE) do joelho. A Fase 6 (Pósterolateral Descendente) foi considerada na direção pósterolateral, correspondendo o intervalo entre 2PE ao terceiro pico de flexão (3PF) do joelho. Finalmente, a Fase 7 (Pósterolateral Ascendente), foi considerada o retorno da direção pósterolateral correspondendo ao intervalo entre 3PF ao terceiro pico de extensão (3PE) ou final do movimento.

Análise estatística

A normalidade dos dados foi testada e confirmada pelo teste de *Shapiro-Wilk*. Os valores descritivos de todos os dados são apresentados em média e desvio padrão (DP). Foi utilizado o teste *t* para amostras independentes a fim de verificar diferenças entre grupos nos dados antropométricos, de torque muscular e dos testes de resistência estática e dinâmica. Para essas comparações foi calculado o tamanho de efeito Cohen's *d* e interpretado como pequeno ($d = 0,2$), médio ($d = 0,5$) e grande ($d \geq 0,8$) (JACOB COHEN, 1988). A análise de variância (ANOVA) de medidas repetidas testou o efeito, de grupos (i.e., VDJ e NVDJ), o efeito do tempo (antes e após a intervenção) e interação grupo*tempo nas variáveis dependentes. O tamanho do efeito foi determinado a partir do cálculo do eta-quadrado (η^2) e interpretado como: pequeno ($\eta^2 < 0,01$), médio (η^2 entre 0,02 e 0,06) e grande ($\eta^2 > 0,14$) (JACOB COHEN, 1988). Na presença de efeito interação significativo, a comparação entre pares foi realizada com o teste de *Tukey*. O nível de significância foi de 0,05 e todas as análises foram realizadas no programa JASP (versão 0.17.1.0).

RESULTADOS

O grupo NVDJ apresentou maior massa corporal que o grupo VDJ ($p = 0,031$) (Tabela 1). Não foram identificadas outras diferenças entre grupos nos demais dados antropométricos ($p > 0,071$), incluindo IMC. Os grupos também não foram diferentes no torque muscular ($p > 0,214$), na resistência estática ($p > 0,441$) e dinâmica ($p > 0,783$) (Tabela 1). No que se refere ao desempenho do YBT (Tabela 2), não houve efeito de grupo ($p > 0,898$), tempo ($p > 0,154$) e interação ($p > 0,230$) para os alcances em cada direção assim como para a DAC.

Para as variáveis cinemáticas (Tabela 3) do plano sagital, houve efeito principal grupo ($p = 0,024$) para a excursão do tornozelo, em que o grupo VDJ apresentou maior excursão que o grupo NVDJ, com tamanho de efeito médio a grande ($\eta^2 = 0,088$). No plano sagital, houve também efeito principal tempo para a excursão do quadril ($p = 0,040$), em que foi identificado aumento da excursão após a fadiga com tamanho de efeito pequeno ($\eta^2 = 0,008$). No plano frontal, houve efeito principal grupo para o ângulo mínimo de joelho ($p = 0,025$) e a excursão de joelho ($p = 0,017$), em que o grupo VDJ apresentou menores valores do ângulo mínimo do joelho (apresentou maior valgo dinâmico do joelho) com tamanho de efeito de médio a grande

($\eta^2 = 0,124$) e maior a excursão angular do joelho com tamanho de efeito médio a grande ($\eta^2 = 0,127$).

Para o deslocamento linear do ombro (Tabela 4, Figura 1), houve efeito principal tempo, em que após a fadiga houve o aumento do deslocamento em todas as direções: ML ($p < 0,001$) com tamanho de efeito médio a grande ($\eta^2 = 0,107$), AP ($p < 0,001$) com tamanho de efeito médio a grande ($\eta^2 = 0,112$) e VT ($p = 0,049$) com tamanho de efeito pequeno a médio ($\eta^2 = 0,011$).

Para a iEMG (Tabela 5, Figura 2), na Fase 1 (preparatória), houve efeito principal grupo para o VL ($p = 0,005$), em que o grupo VDJ apresentou maior iEMG que o grupo NVDJ com grande efeito ($\eta^2 = 0,131$). Na Fase 1 houve também efeito principal tempo para ST ($p = 0,004$; $\eta^2 = 0,056$), GMED ($p = 0,009$; $\eta^2 = 0,042$), GMAX ($p = 0,016$; $\eta^2 = 0,030$), em que houve aumento da iEMG após a fadiga com tamanho de efeito médio. Na Fase 2 (Anterior Descendente), houve efeito principal tempo para TA ($p = 0,006$; $\eta^2 = 0,029$), GM ($p = 0,039$; $\eta^2 = 0,029$), ST ($p = 0,047$; $\eta^2 = 0,032$) e GMED ($p = 0,047$; $\eta^2 = 0,017$), em que após a fadiga, houve menor iEMG de TA, GM e ST (tamanho de efeito médio) e maior iEMG de GMED (tamanho de efeito grande). Na Fase 2, houve também interação grupo*tempo para VMO ($p = 0,045$) com tamanho de efeito médio ($\eta^2 = 0,025$) e VL ($p = 0,005$) com tamanho de efeito grande ($\eta^2 = 0,238$). A comparação par a par não revelou diferenças para o VMO ($p > 0,461$) enquanto para o VL indicou que o grupo NVDJ mostrou maior atividade antes que após a fadiga ($p = 0,008$).

Nas Fase 3 (Anterior Ascendente) e 4 (Pósterio-medial Descendente), não houve efeito principal e interação significativos. Na Fase 5 (Pósterio-medial Ascendente), houve efeito principal grupo para TA ($p < 0,001$), em que o grupo VDJ apresentou maior iEMG com tamanho de efeito grande ($\eta^2 = 0,202$). Na Fase 6 (Pósterio-lateral Descendente), houve efeito principal tempo para TA ($p < 0,001$), em que, após a fadiga, houve redução da iEMG com tamanho de efeito médio ($\eta^2 = 0,056$). Na Fase 7 (Pósterio-lateral Ascendente), houve efeito principal tempo para BF ($p = 0,014$), em que houve maior iEMG após fadiga com tamanho de efeito médio ($\eta^2 = 0,029$). Na Fase 7, houve também efeito interação grupo*tempo ($p = 0,018$) com tamanho de efeito médio ($\eta^2 = 0,027$). Na comparação par a par, o grupo NVDJ mostrou maior iEMG após que antes da fadiga ($p = 0,003$).

DISCUSSÃO

O presente estudo comparou os efeitos imediatos da fadiga muscular do *core* nos padrões cinemático e EMG durante o YBT de corredoras recreacionais com e sem valgo dinâmico de joelho. Até onde sabemos, nenhum estudo anterior avaliou esses parâmetros nessas condições. O efeito da fadiga foi dependente do grupo (efeito interação) em variáveis EMG: VL durante a Fase 2 (Anterior Descendente), que reduziu a iEMG após fadiga no grupo NVDJ, o que foi contrário à hipótese desse estudo e BF durante a Fase 7 (Póstero-lateral Ascendente) que aumentou a iEMG após a fadiga no grupo NVDJ, sendo esse achado, a favor da hipótese desse estudo. Os grupos diferiram independente de quando avaliados (efeito principal grupo) em variáveis cinemáticas e EMG, em que o grupo VDJ apresentou maior excursão do tornozelo no plano sagital, maior excursão do joelho no plano frontal e menor ângulo mínimo do joelho no plano frontal (maior valgo dinâmico do joelho) comparado ao grupo NVDJ, que foi de acordo com a hipótese desse estudo. Assim como foi a favor, que o grupo VDJ apresentou maior iEMG para VL durante a Fase 1 (Preparatória) e TA durante a Fase 5 (Póstero-medial Ascendente).

Além disso, o efeito da fadiga independente do grupo (efeito principal tempo) revelou que a fadiga dos músculos do *core* modificou variáveis cinemáticas e EMG. Após a fadiga, ocorreu maior excursão de quadril no plano sagital, maior deslocamento linear de ombro em todas as direções; maior iEMG de ST, GMED e GMAX na Fase 1, achados que foram a favor da hipótese desse estudo, diferente do TA, GM e ST que mostrou menor iEMG. Houve maior iEMG de GMED na Fase 2 (Anterior Descendente), que foi de acordo com a hipótese desse estudo; menor iEMG de TA na Fase 6 (Póstero-lateral Descendente), contrário à hipótese e maior iEMG de BF na Fase 7 (Póstero-lateral Ascendente), a favor da hipótese. Dessa forma, o efeito da fadiga de músculos do *core* provoca alteração cinemática e EMG locais (tronco e pelve), assim como distantes (tornozelo) que podem ser dependentes em apresentar ou não valgo dinâmico de joelho em corredoras.

O ângulo mínimo reduzido do joelho, (o qual é o menor ângulo do joelho no plano frontal, durante o teste) independente do momento avaliado, indica que o grupo VDJ partiu de uma posição com maior valgo dinâmico de joelho, como esperado, o que pode justificar as diferenças no padrão EMG. Na Fase 1 (Preparatória), o grupo VDJ apresentou maior atividade iEMG para o VL, comparado ao grupo NVDJ. Possivelmente, houve necessidade de maior atividade do VL no grupo VDJ, na tentativa da participante em melhorar a rigidez articular e

consequentemente estabilidade articular (PALMIERI-SMITH; WOJTYS; ASHTON-MILLER, 2008). Esses resultados são similares a um estudo prévio que observou que o pico de valgo dinâmico mais alto estava associado a uma maior atividade preparatória do VL na fase preparatória da aterrissagem (PALMIERI-SMITH; WOJTYS; ASHTON-MILLER, 2008). Os autores sugeriram que uma correta atividade preparatória pode ajudar na proteção articular durante a desaceleração (PALMIERI-SMITH; WOJTYS; ASHTON-MILLER, 2008). Por outro lado, se há algo fazendo o papel protetor do joelho, como um *taping* posicionado para reduzir o valgo, a atividade EMG do VL é tardia em relação a outros músculos do membro inferior, como mostrou um estudo prévio em mulheres saudáveis com valgo dinâmico de joelho (SHAMS et al., 2022).

O grupo VDJ mostrou também maior iEMG do TA na Fase 5 (Pósterio-medial Ascendente) que o grupo NVDJ, independente do momento avaliado, o que foi a favor de nossa hipótese. A maior atividade do TA no grupo VDJ pode ter ocorrido na tentativa de estabilizar o tornozelo, uma vez que na direção pósterio-medial há uma tendência de o centro de massa corporal se distanciar do membro de apoio (VAN LEEUWEN et al., 2021). O aumento na atividade do TA pode ter ocorrido devido a maior excursão angular do joelho no plano frontal e a maior excursão angular do tornozelo no plano sagital, apresentada pelo grupo VDJ, independente do momento avaliado. Isso aconteceu, mesmo o grupo VDJ tendo apresentado menor massa corporal que o grupo NVDJ, o que teoricamente facilitaria a demanda sobre os músculos abdutores do quadril para a estabilidade pélvica. Em um estudo prévio, avaliando o agachamento unipodal em diferentes superfícies instáveis, o TA mostrou-se mais ativo na superfície mais instável e menos ativo na superfície menos instável (SÁNCHEZ-BARBADORA et al., 2022).

O grupo NVDJ apresentou maior atividade do VL na Fase 2 (Anterior Descendente), antes da fadiga. A atividade mais elevada do VL nessa fase do agachamento (excêntrica), possivelmente ocorreu porque esse grupo mostrou maior capacidade de estabilizar o joelho, mantendo melhor alinhamento do membro inferior comparado ao grupo VDJ. A maior ativação do VL também foi mostrada em estudos prévios analisando o agachamento bipodal (DIONISIO et al., 2008) e YBT em superfícies estáveis e instáveis (KAUR; BHANOT; FERREIRA, 2022).

Após a fadiga dos músculos do *core*, foi onde observamos mais diferenças. Entre grupos houve diferença para o BF, em que o grupo NVDJ apresentou maior ativação na Fase 7 (Pósterio-lateral Ascendente). Isso pode ter ocorrido devido ao maior afastamento do centro de

massa corporal do membro inferior de apoio, necessitando de maior ativação do BF. Estudo anterior indicou que em condições de instabilidade durante o YBT há maior ativação do BF (KAUR; BHANOT; FERREIRA, 2022). Além da instabilidade, o aumento da atividade do BF durante a fase ascendente do agachamento pode ter ocorrido para auxiliar na extensão do quadril, uma vez que neste estudo foi observada maior excursão angular do quadril no plano sagital após a fadiga. Um estudo prévio mostrou que a instabilidade, causada pelo insuficiente controle dos músculos do *core* pode favorecer movimentos menos eficientes e aumentar, por exemplo, o pico de flexão do joelho durante a corrida, aumentando o risco de sobrecarga na articulação femoropatelar (CHAUDHARI et al., 2020).

O maior deslocamento linear do ombro nas três direções após a fadiga, sugere maior instabilidade para manter o alinhamento do tronco. Os efeitos dessa maior instabilidade pós-fadiga também podem ser observados pelo aumento da atividade iEMG do GMED e GMAX na Fase 1 (Preparatória) e para o GMED na Fase 2 (Anterior Descendente) para ambos os grupos. O protocolo de fadiga envolveu também esses músculos, gerando a necessidade de maior recrutamento para estabilizar a articulação do quadril. Além disso, a maior atividade do GMED está em linha com o observado para o YBT em estudo prévio (KAUR; BHANOT; FERREIRA, 2022)

Maior atividade muscular do GM, em condições de instabilidade foi observada para a direção anterior do YBT (KAUR; BHANOT; FERREIRA, 2022) possivelmente para evitar o deslocamento anterior da tíbia (MENGARELLI et al., 2018). Para agachamentos unipodais também foi mostrado que era necessário a maior atividade do TA (SÁNCHEZ-BARBADORA et al., 2022) e ST (MONAJATI et al., 2019). Nesses estudos não foi envolvida a fadiga e embora não possa ser feita uma comparação direta, esses resultados não estão de acordo com os observados neste estudo, uma vez que nossos achados mostraram que após a intervenção, ambos os grupos apresentaram menor atividade do TA, GM, ST na Fase 2 (Anterior Descendente). A possível explicação para essas divergências deve estar relacionada com o maior deslocamento do tronco, representado pelo deslocamento linear do ombro, o qual foi acentuado nas três direções após a intervenção. Embora a orientação aos participantes foi manter os olhos fixos em um ponto à frente, não foi suficiente para evitar os excessivos deslocamentos do tronco. Outro aspecto a ser considerado é que os ângulos MAX e MÍN que ocorreram durante toda a tarefa, não refletem as possíveis combinações angulares nas diferentes direções do teste, tornado difícil determinar a razão da menor da atividade eletromiográfica desses músculos. O que foi possível observar claramente é que a fadiga pode efetivamente

modificar os padrões cinemáticos e EMG nos membros inferiores. Isso sugere que durante a corrida, por exemplo, a fadiga do *core* tem o potencial de provocar maior deslocamento do tronco, como já demonstrado por estudo anterior (HART et al., 2009). Por outro lado, com ação dos músculos do *core*, há redução do pico de deslocamento lateral do tronco, pico do ângulo de adução do quadril e pico do ângulo de abdução do joelho durante agachamento unipodal em participantes do sexo feminino (LINDE et al., 2018). Tomando essas informações em conjunto, os resultados reforçam a importância dos músculos do *core*, e que a perda de eficiência desse conjunto de músculos pode ser um fator contribuinte na geração de lesões durante a corrida.

Existem algumas limitações a serem consideradas nesse estudo. Uma limitação é que a amostra foi composta apenas por corredoras jovens, impedindo generalizar os resultados para corredores do sexo masculino e de outras faixas etárias, bem como para corredores de outro nível funcional e em condições de disfunções. Sugere-se mais estudos que venham a considerar o efeito da fadiga do *core* em corredores de diferentes faixas etárias e ambos os sexos. Outra possível limitação, foi a diferença de massa corporal encontrada entre os grupos, que pode ter interferido nos resultados.

CONCLUSÃO

Os resultados sugerem que comparadas às corredoras do grupo NVDJ, as corredoras do grupo VDJ têm estratégias diferentes com aumento de amplitude em valgo no plano frontal e de tornozelo no sagital, sendo que na fase preparatória e no deslocamento pósteromedial do YBT, há aumento da atividade de VL e TA. A fadiga por sua vez, mostrou efeito similar entre grupos, e produz redução da atividade EMG dos principais músculos do membro inferior, mas com maior amplitude no quadril e deslocamento do tronco em todas as direções.

REFERÊNCIAS

- ASKARI, Z.; ESMAEILI, H. Effect of trunk muscles fatigue on plantar pressure distribution in novice runners. **Journal of Biomechanics**, v. 122, 9 jun. 2021. doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110487
- BARRIOS, J. A. et al. 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, 1 jan. 2016. dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.10.008

- BAZETT-JONES, D. M. et al. 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, ago. 2017. PMID: [28900559](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28900559/)
- BITTENCOURT, N. F. N. et al. Reference values of hip abductor torque among youth athletes: Influence of age, sex and sports. **Physical Therapy in Sport**, v. 21, p. 1–6, 1 set. 2016. [dx.doi.org/10.1016/j.ptsp.2015.12.005](https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2015.12.005)
- BOULLOSA, D. et al. Factors affecting training and physical performance in recreational endurance runners. **Sports**, v. 8, n. 3, 1 mar. 2020. [doi:10.3390/sports8030035](https://doi.org/10.3390/sports8030035)
- CHAUDHARI, A. M. W. et al. Reducing Core Stability Influences Lower Extremity Biomechanics in Novice Runners. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 52, n. 6, p. 1347–1353, 1 jun. 2020. DOI: [10.1249/MSS.0000000000002254](https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002254)
- DIONISIO, V. C. et al. Kinematic, kinetic and EMG patterns during downward squatting. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 18, n. 1, p. 134–143, fev. 2008. [doi:10.1016/j.jelekin.2006.07.010](https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.07.010)
- DIX, J. et al. The relationship between hip muscle strength and dynamic knee valgus in asymptomatic females: A systematic review. **Physical Therapy in Sport**, v. 37, p. 197–209, 1 maio 2019. DOI: [10.1016/j.ptsp.2018.05.015](https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2018.05.015)
- HARRIS-HAYES, M. et al. 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](https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.2.21)
- HART, J. M. et al. Jogging Kinematics After Lumbar Paraspinal Muscle Fatigue. **Journal of Athletic Training**, v. 44, p. 475–481, 2009. doi.org/10.4085%2F1062-6050-44.5.475
- HERMENS, H. J. et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, p. 361–374, 2000. PII: [S1050-6411\(00\)00027-4](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/110506411/)
- HOLLMAN, J. H. et al. 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.org/10.1123/jsr.18.1.104
- JACOB COHEN. **Statistical power analysis for the behavioral sciences**. 2. ed. New York, New York: Lawrence Erlbaum Associates, 1988.
- KARTHIKBABU, S.; CHAKRAPANI, M. Hand-held dynamometer is a reliable tool to measure trunk muscle strength in chronic stroke. **Journal of Clinical and Diagnostic Research**, v. 11, n. 9, p. YC09–YC12, 1 set. 2017. DOI: [10.7860/JCDR/2017/28105.10672](https://doi.org/10.7860/JCDR/2017/28105.10672)
- KATOH, M.; YAMASAKI, H. Comparison of Reliability of Isometric Leg Muscle Strength Measurements Made Using a Hand-Held Dynamometer with and without a Restraining Belt. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 21, p. 37–42, 2009. DOI: [10.1589/JPTS.21.37](https://doi.org/10.1589/JPTS.21.37)
- KAUR, N.; BHANOT, K.; FERREIRA, G. Lower Extremity and Trunk Electromyographic Muscle Activity During Performance of the Y-Balance Test on Stable and Unstable Surfaces. **International Journal of Sports Physical Therapy**, v. 17, n. 3, p. 483–492, 2022. doi.org/10.26603/001c.32593

- KIBLER, W. BEN; PRESS, J.; SCIASCIA, A. The Role of Core Stability in Athletic Function. **Sports Med**, v. 36, n. 3, p. 189–198, 2006. doi.org/10.2165/00007256-200636030-00001
- KLINE, P. W. et al. Clinical predictors of knee mechanics at return to sport after ACL reconstruction. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 48, n. 5, p. 790–795, 1 maio 2016. [doi:10.1249/MSS.0000000000000856](https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000856)
- KUMAHARA, R. et al. Effect of a simple core muscle training program on trunk muscle strength and neuromuscular control among pediatric soccer players. **Journal of Experimental Orthopaedics**, v. 8, n. 1, 1 dez. 2021. doi.org/10.1186/s40634-021-00353-y
- LINDE, L. D. et al. The effect of abdominal muscle activation techniques on trunk and lower limb mechanics during the single-leg squat task in females. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 27, n. 5, p. 438–444, 1 set. 2018. doi.org/10.1123/jsr.2016-0038
- MASTERS, A. et al. Hip Taping Positively Alters Running Kinematics in Asymptomatic Females. **International Journal of Sports Medicine**, v. 39, n. 14, p. 1068–1074, 2018. DOI <https://doi.org/10.1055/a-0741-7075>
- MCGILL, S. M.; CHILDS, A.; LIEBENSON, C. Endurance Times for Low Back Stabilization Exercises: Clinical Targets for Testing and Training From a Normal Database. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 80, 1999. [doi.org/10.1016/s0003-9993\(99\)90087-4](https://doi.org/10.1016/s0003-9993(99)90087-4)
- MENDONÇA, L. D. M. et al. 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, 1 jan. 2022. doi.org/10.1016/j.bjpt.2022.100391
- MENGARELLI, A. et al. Co-activation patterns of gastrocnemius and quadriceps femoris in controlling the knee joint during walking. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 42, p. 117–122, 1 out. 2018. doi.org/10.1016/j.jelekin.2018.07.003
- MONAJATI, A. et al. Surface Electromyography Analysis of Three Squat Exercises. **Journal of Human Kinetics**, v. 67, n. 1, p. 73–83, 2019. DOI: [10.2478/hukin-2018-0073](https://doi.org/10.2478/hukin-2018-0073)
- 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, dez. 2008. [doi:10.1016/j.jelekin.2007.03.007](https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.03.007)
- PELEG, S. et al. 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, 1 dez. 2023. <https://doi.org/10.1186/s12891-023-06943-4>
- POWDEN, C. J.; DODDS, T. K.; GABRIEL, E. H. The reliability of the star excursion balance test and lower quarter y-balance test in healthy adults: a systematic review. **International Journal of Sports Physical Therapy** North American Sports Medicine Institute, 2019. DOI: [10.26603/ijsppt20190683](https://doi.org/10.26603/ijsppt20190683)
- 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](https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3337)

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. [dx.doi.org/10.1016/j.pmr.2015.09.003](https://doi.org/10.1016/j.pmr.2015.09.003)

SÁNCHEZ-BARBADORA, M. et al. Differences in lower limb muscle activation between global and selective instability devices in single-leg stance in healthy active subjects. **PeerJ**, v. 10, 18 abr. 2022. [DOI 10.7717/peerj.13317](https://doi.org/10.7717/peerj.13317)

SCHMIDT, E.; HARRIS-HAYES, M.; SALSICH, G. B. Dynamic knee valgus kinematics and their relationship to pain in women with patellofemoral pain compared to women with chronic hip joint pain. **Journal of Sport and Health Science**, v. 8, n. 5, p. 486–493, 1 set. 2017. [doi: 10.1016/j.jshs.2017.08.001](https://doi.org/10.1016/j.jshs.2017.08.001)

SHAFFER, S. W. et al. Y-balance test: A reliability study involving multiple raters. **Military Medicine**, v. 178, n. 11, p. 1264–1270, 2013. doi: [10.7205/MILMED-D-13-00222](https://doi.org/10.7205/MILMED-D-13-00222)

SHAMS, F. et al. Valgus Control Feedback and Taping Improves the Effects of Plyometric Exercises in Women With Dynamic Knee Valgus. **Sports Health**, v. 14, n. 5, p. 747–757, 1 set. 2022. [DOI: 10.1177/19417381211049805](https://doi.org/10.1177/19417381211049805)

THORBORG, K.; BANDHOLM, T.; HÖLMICH, P. Hip- and knee-strength assessments using a hand-held dynamometer with external belt-fixation are inter-tester reliable. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 21, n. 3, p. 550–555, 1 mar. 2013. [DOI: 10.1111/j.1600-0838.2009.00958.x](https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2009.00958.x)

VAN LEEUWEN, A. M. et al. Ankle muscles drive mediolateral center of pressure control to ensure stable steady state gait. **Scientific Reports**, v. 11, n. 1, 1 dez. 2021. doi.org/10.1038/s41598-021-00463-8

VAN MELICK, N. et al. How to determine leg dominance: The agreement between self-reported and observed performance in healthy adults. **PLoS ONE**, v. 12, n. 12, 1 dez. 2017. doi.org/10.1371/journal.pone.0189876

WALDHELM, A.; LI, L. Endurance tests are the most reliable core stability related measurements. **Journal of Sport and Health Science**, v. 1, n. 2, p. 121–128, 1 set. 2012. doi: [10.1016/j.jshs.2012.07.007](https://doi.org/10.1016/j.jshs.2012.07.007)

WILCZYŃSKI, B.; WAŻ, P.; ZORENA, K. Impact of three strengthening exercises on dynamic knee valgus and balance with poor knee control among young football players: A randomized controlled trial. **Healthcare (Switzerland)**, v. 9, n. 5, 1 maio 2021. doi.org/10.3390/healthcare9050558

Tabela 1. Características sociodemográficas e antropométricas e dados do torque e resistência muscular.

Variável	VDJ		NVDJ		Teste t independente		
	Média (DP)	IC 95%	Média (DP)	IC 95%	t	p	Cohen's d
Idade (anos)	26,23 (4,57)	24,06 - 28,41	25,40 (4,23)	23,63 - 27,18	0,583	0,563	0,188
Estatura (m)	1,62 (0,06)	1,59 - 1,66	1,64 (0,04)	1,62 - 1,66	-0,721	0,475	-0,723
Massa corporal (kg)	55,98 (7,14)	52,58 - 59,37	60,57 (5,67)	58,20 - 62,94	-2,239	0,031*	-0,233
Índice de massa corporal (kg/m ²)	21,16 (2,49)	19,97 - 22,34	22,56 (2,20)	21,64 - 23,48	-1,861	0,071	0,165
Experiência com corrida (meses)	28,94 (39,29)	10,26 - 47,62	23,00 (33,26)	9,10 - 36,90	0,511	0,612	-0,505
Volume de treino (km/semana)	13,82 (4,27)	11,79 - 15,85	16,04 (4,48)	14,17 - 17,92	-1,565	0,126	-0,601
Torque muscular (Nm/kg)							
Tronco							
Flexores	0,75 (0,31)	0,61 - 0,90	0,77 (0,21)	0,68 - 0,86	-0,211	0,834	-0,068
Extensores	0,88 (0,33)	0,72 - 1,04	0,81 (0,14)	0,75 - 0,88	0,856	0,398	0,276
Flexores Laterais Direito	0,70 (0,16)	0,63 - 0,78	0,75 (0,15)	0,68 - 0,81	-0,810	0,423	-0,262
Flexores Laterais Esquerdo	0,71 (0,14)	0,64 - 0,78	0,75 (0,16)	0,68 - 0,82	-0,662	0,512	-0,214
Quadril							
Abdutores	1,51 (0,39)	1,32 - 1,70	1,68 (0,74)	1,37 - 1,99	-0,823	0,416	-0,266
Adutores	0,95 (0,24)	0,84 - 1,07	1,01 (0,44)	0,82 - 1,20	-0,467	0,643	-0,151
Extensores	1,02 (0,32)	0,87 - 1,18	1,19 (0,58)	0,94 - 1,43	-1,037	0,306	-0,335
Rotadores laterais	0,75 (0,25)	0,63 - 0,87	0,69 (0,13)	0,63 - 0,75	0,931	0,358	0,301
Joelho							
Extensores	1,82 (0,54)	1,56 - 2,08	1,82 (0,46)	1,63 - 2,01	0,021	0,983	0,007
Flexores	1,22 (0,44)	1,00 - 1,43	1,18 (0,21)	1,09 - 1,27	0,335	0,740	0,108
Tornozelo							
Flexores plantares	0,96 (0,45)	0,74 - 1,17	0,88 (0,36)	0,73 - 1,03	0,589	0,560	0,190
Dorsiflexores	0,37 (0,14)	0,30 - 0,44	0,32 (0,09)	0,28 - 0,36	1,265	0,214	0,409
Testes de resistência estática (s)							
Flexores do tronco	213,82 (157,57)	138,91 - 288,72	263,22 (294,58)	140,13 - 386,32	-0,625	0,536	-0,202

Extensores do tronco	122,70 (67,39)	90,67-154,74	113,40 (30,76)	100,55 -126,26	0,576	0,568	0,186
Flexores laterais de tronco direito	67,41 (33,85)	51,32 - 83,50	75,00 (26,99)	63,72 - 86,27	-0,779	0,441	-0,252
Flexores laterais de tronco esquerdo	70,05 (31,96)	54,86 - 85,25	76,63 (33,05)	62,82 - 90,44	-0,625	0,536	0,325
Teste de resistência dinâmica (repetições/min)							
Teste de sentar-se	35,58 (8,32)	31,63 - 39,54	36,40 (9,76)	32,328-40,490	-0,277	0,783	-0,090

Legenda: VDJ = Grupo Valgo Dinâmico de Joelho, NVDJ = Grupo Não-Valgo Dinâmico de Joelho; DP = Desvio padrão; IC = Intervalo de confiança; t = estatística do teste; p = valor p; Cohen's d = tamanho do efeito; Valores em negrito* = $p < 0,05$; s = segundos.

Tabela 2. Desempenho do YBT, pré e pós-fadiga.

Distâncias de alcance	Pré- fadiga				Pós- fadiga				ANOVA mista								
	VDJ		NVDJ		VDJ		NVDJ		Efeito de grupo			Efeito de tempo			Interação		
	Média (dp)	IC 95%	Média (dp)	IC 95%	Média (dp)	IC 95%	Média (dp)	IC 95%	F	p	η^2	F	p	η^2	F	p	η^2
DAC %	86,71 (6,70)	83,52 - 89,90	86,90 (6,41)	84,22 - 89,58	87,96 (10,28)	83,07 - 92,84	87,19 (6,00)	84,68 - 89,70	0,017	0,898	<0,001	1,074	0,307	0,003	0,416	0,523	0,001
Anterior %	70,88 (6,48)	67,80 - 73,97	71,39 (6,04)	68,86 - 73,92	71,59 (12,15)	65,81 - 77,36	70,59 (5,14)	68,45 - 72,74	0,012	0,913	<0,001	0,002	0,968	<0,001	0,443	0,510	0,002
Pósteromedial %	95,91 (8,28)	91,97 - 99,85	95,66 (7,56)	92,50 - 98,82	96,72 (10,67)	91,64 - 101,79	97,18 (7,77)	93,93 - 100,43	0,002	0,969	<0,001	2,118	0,154	0,005	0,200	0,657	<0,001
Pósterolateral %	93,33 (9,42)	88,85 - 97,81	93,65 (10,24)	89,36 - 97,93	95,77 (12,36)	89,89 - 101,65	93,79 (10,24)	89,51 - 98,07	0,064	0,802	0,002	1,892	0,177	0,004	1,488	0,230	0,003

Legenda: DAC = Distância de alcance composta; VDJ = Grupo Valgo Dinâmico de Joelho, NVDJ = Grupo Não-Valgo Dinâmico de Joelho; DP = Desvio padrão; IC = Intervalo de confiança; Valores em negrito* = $p < 0,05$; F= fator; p= significância; η^2 = tamanho do efeito eta ao quadrado.

Tabela 3. Variáveis cinemáticas antes e após intervenção do protocolo de fadiga muscular do *core*.

Variáveis	Pré- fadiga				Pós- fadiga				ANOVA mista								
	VDJ		NVDJ		VDJ		NVDJ		Efeito de grupo			Efeito de tempo			Interação		
	Média (dp)	IC 95%	Média (dp)	IC 95%	Média (dp)	IC 95%	Média (dp)	IC 95%	F	p	η^2	F	p	η^2	F	p	η^2
Plano Sagital																	
ANG_MÍN_Q	-9,27 (7,41)	-12,80 - -5,75	-6,10 (5,92)	-8,57 - -3,62	-9,80 (8,01)	-13,61 - -5,98	-7,38 (6,95)	-10,29 - -4,48	2,187	0,148	0,039	0,516	0,477	0,004	0,093	0,763	<0,001
ÂNG_MIN_J	-68,61 (15,52)	-75,99 - -61,23	-67,77 (9,84)	-71,89 - -63,66	-67,64 (13,20)	-73,92 - -61,36	-68,79 (8,36)	-72,28 - -65,30	0,002	0,965	<0,001	<0,001	0,984	<0,001	0,725	0,400	0,002
ÂNG_MÍN_T	-17,75 (9,91)	-22,46 - -13,04	-16,07 (6,21)	-18,67 - -13,47	-19,12 (7,91)	-22,88 - -15,36	-18,99 (7,36)	-22,07 - -15,91	0,163	0,689	0,003	3,354	0,075	0,019	0,441	0,511	0,002
ÂNG_MÁX_Q	55,95 (16,15)	48,27 - 63,63	56,60 (13,71)	50,87 - 62,33	58,81 (15,83)	51,28 - 66,33	58,81 (13,31)	51,51 - 62,63	0,015	0,904	<0,001	1,226	0,275	0,003	0,632	0,432	0,002

ÂNG_MÁX_J	-0,69 (4,69)	-2,92 -1,54	-2,48 (4,39)	-4,31 - -0,64	-1,33 (7,41)	-4,86 -2,18	-4,34 (5,29)	-6,56 - -2,13	2,811	0,102	0,046	1,446	0,237	0,013	0,342	0,562	0,003
ÂNG_MÁX_T	17,27 (8,07)	13,43 - 21,11	14,55 (5,74)	12,14 - 16,95	18,55 (16,40)	10,75 - 26,35	11,47 (5,68)	9,09 - 13,84	4,008	0,053	0,063	0,232	0,633	0,002	1,372	0,249	0,013
EXC_QUA	65,23 (14,14)	58,50 - 71,95	62,70 (13,97)	56,86 - 68,54	68,61 (15,35)	61,31 - 75,90	64,46 (14,10)	58,57 - 70,35	0,556	0,461	0,014	4,528	0,040*	0,008	0,451	0,506	<0,001
EXC_JOE	67,91 (12,89)	61,78 - 74,04	65,29 (9,84)	61,18 - 69,40	66,30 (12,02)	60,58 - 72,02	64,44 (10,06)	60,24 - 68,65	0,433	0,515	0,010	1,190	0,282	0,003	0,115	0,737	<0,001
EXC_TOR	35,02 (10,78)	29,89 - 40,15	30,62 (4,53)	28,72 - 32,51	37,67 (15,58)	30,26 - 45,08	30,46 (4,74)	28,48 - 32,44	5,531	0,024*	0,088	0,475	0,495	0,004	0,600	0,443	0,005
Plano Frontal																	
ÂNG_MÍN_P	90,67 (5,06)	88,26 - 93,08	91,15 (5,88)	88,69 - 93,61	89,90 (5,60)	87,23 - 92,57	90,61 (4,99)	88,52 - 92,70	0,139	0,712	0,003	0,852	0,362	<0,001	0,026	0,874	0,004
ÂNG_MÍN_J	157,97 (10,03)	153,20 - 162,74	163,75 (7,85)	160,47 - 167,04	157,52 (9,13)	153,18 - 161,86	164,64 (8,09)	161,26 - 168,02	5,499	0,025*	0,124	0,136	0,715	<0,001	1,273	0,266	0,001
ÂNG_MÁX_P	122,81 (9,00)	118,53 - 127,10	120,28 (5,90)	117,81 - 122,75	123,47 (6,57)	120,35 - 126,60	119,80 (7,26)	116,77 - 122,84	2,426	0,128	0,046	0,006	0,939	<0,001	0,225	0,638	0,002
ÂNG_MÁX_J	180,19 (7,85)	176,45 - 183,92	182,37 (6,45)	179,67 - 185,06	180,10 (7,50)	176,53 - 183,66	181,87 (5,91)	179,39 - 184,34	0,837	0,366	0,021	0,317	0,577	<0,001	0,154	0,697	<0,001
EXC_P	32,14 (8,91)	27,90 - 36,37	29,12 (6,36)	26,46 - 31,78	33,57 (5,78)	30,82 - 36,32	29,19 (8,45)	25,66 - 32,72	2,852	0,100	0,059	0,527	0,473	0,002	0,436	0,513	0,002
EXC_JOE	22,21 (6,91)	18,92 - 25,50	18,61 (5,38)	16,36 - 20,86	22,57 (6,85)	19,32 - 25,83	17,22 (4,92)	15,16 - 19,28	6,190	0,017*	0,127	0,554	0,461	0,002	1,616	0,212	0,005

Legenda: VDJ = Grupo Valgo Dinâmico de Joelho, NVDJ = Grupo Não-Valgo Dinâmico de Joelho; DP = Desvio padrão; IC = Intervalo de confiança; Valores em negrito* = $p < 0,05$; F= Estatística de teste; p = valor p ; η^2 = tamanho do efeito eta ao quadrado; ÂNG_MÍN_Q = Ângulo mínimo do quadril; ÂNG_MÍN_J = Ângulo mínimo do joelho; ÂNG_MÍN_T = Ângulo mínimo do tornozelo; ÂNG_MÁX_Q = Ângulo máximo do quadril; ÂNG_MÁX_J = Ângulo máximo do joelho; ÂNG_MÁX_T = Ângulo máximo do tornozelo; EXC_QUA = Excursão angular do quadril; EXC_JOE = Excursão angular do joelho; EXC_TOR = Excursão angular do tornozelo; ÂNG_MÍN_Q = Ângulo mínimo do quadril; ÂNG_MÍN_P = Ângulo mínimo do quadril; ÂNG_MÍN_J = Ângulo mínimo do joelho; ÂNG_MÁX_Q = Ângulo máximo do quadril; ÂNG_MÁX_P = Ângulo máximo do quadril; ÂNG_MÁX_J = Ângulo máximo do joelho; EXC_QUA = Excursão angular do quadril; EXC_P = Excursão angular do quadril; EXC_JOE = Excursão angular do joelho. No plano sagital, os valores positivos indicam extensão do quadril e joelho, e flexão plantar do tornozelo. No plano frontal, os valores positivos indicam queda pélvica e adução do joelho.

Tabela 4. Deslocamento linear do ombro pré e pós-intervenção.

Variáveis	Pré- fadiga				Pós- fadiga				ANOVA mista								
	VDJ		NVDJ		VDJ		NVDJ		Efeito de grupo			Efeito de tempo			Interação		
	Média (DP)	IC 95%	Média (DP)	IC 95%	Média (DP)	IC 95%	Média (DP)	IC 95%	F	p	η²	F	p	η²	F	p	η²
ML (cm)	21,57 (7,46)	18,02- 25,11	21,53 (4,30)	19,73- 23,33	26,59 (6,51)	23,49- 29,69	24,46 (5,05)	22,35- 26,57	0,435	0,513	0,008	18,727	< ,001*	0,107	1,292	0,263	0,007
AP (cm)	26,47 (5,89)	23,66- 29,27	31,30 (7,60)	28,12- 34,48	33,07 (6,62)	29,93- 36,22	34,14 (5,75)	31,74- 36,55	2,678	0,110	0,044	18,418	< ,001*	0,112	2,931	0,095	0,018
VT (cm)	26,99 (9,72)	22,37- 31,61	27,34 (8,06)	23,97- 30,71	29,69 (11,57)	24,18- 35,19	28,44 (7,31)	25,38- 31,50	0,026	0,873	<0,001	4,141	0,049*	0,011	0,730	0,398	0,002

Legenda: ML: Médio-lateral; AP: Anteroposterior; VT: Vertical; VDJ = Grupo Valgo Dinâmico de Joelho; NVDJ = Grupo Não-Valgo Dinâmico de Joelho; DP = Desvio padrão; IC = Intervalo de confiança; Valores em negrito* = $p < 0,05$; F= estatística de teste; p= p valor; η^2 = tamanho do efeito eta ao quadrado.

Tabela 5. Integral da atividade eletromiográfica (iEMG) nas fases de movimento antes e após protocolo de fadiga muscular do *core*.

Variáveis	Pré- fadiga				Pós- fadiga				ANOVA mista								
	VDJ		NVDJ		VDJ		NVDJ		Efeito Grupo			Efeito Tempo			Interação		
	Média (dp)	IC 95%	Média (dp)	IC 95%	Média (dp)	IC 95%	Média (dp)	IC 95%	F	<i>p</i>	η²	F	<i>p</i>	η²	F	<i>p</i>	η²
Fase 1 - Preparatória																	
TA	0,73 (0,43)	0,52 - 0,94	0,74 (0,53)	0,52 - 0,97	0,72 (0,34)	0,56 - 0,89	0,93 (0,59)	0,68 - 1,17	0,836	0,366	0,012	0,677	0,416	0,008	0,810	0,374	0,009
GM	0,78 (0,47)	0,55 - 1,01	0,91 (0,51)	0,70 - 1,12	0,96 (0,53)	0,71 - 1,22	1,08 (0,60)	0,82 - 1,33	0,737	0,396	0,013	2,993	0,092	0,026	0,006	0,939	<0,001
VMO	0,38 (0,40)	0,19 - 0,57	0,26 (0,21)	0,17 - 0,35	0,50 (0,53)	0,25 - 0,76	0,28 (0,24)	0,18 - 0,38	3,070	0,088	0,056	1,449	0,236	0,010	0,784	0,382	0,005
VL	0,33 (0,20)	0,24 - 0,43	0,26 (0,18)	0,18 - 0,33	0,42 (0,22)	0,32- 0,53	0,20 (0,16)	0,13 - 0,27	8,775	0,005*	0,131	0,238	0,628	0,002	3,727	0,061	0,029
BF	0,28 (0,20)	0,19 - 0,38	0,34 (0,28)	0,22 - 0,46	0,37 (0,24)	0,25 - 0,48	0,42 (0,36)	0,26 - 0,57	0,399	0,532	0,008	2,734	0,107	0,019	0,001	0,972	<0,001
ST	0,74 (0,55)	0,48 - 1,00	0,65 (0,53)	0,43 - 0,87	1,02 (0,49)	0,78 - 1,25	0,82 (0,64)	0,55 - 1,09	0,718	0,402	0,011	9,666	0,004*	0,056	0,552	0,462	<0,001
SO	0,59 (0,36)	0,42 - 0,77	0,46 (0,24)	0,36 - 0,57	0,58 (0,27)	0,45 - 0,71	0,54 (0,26)	0,43 - 0,65	1,194	0,282	0,085	0,350	0,558	0,009	0,894	0,350	0,014
GMED	0,55 (0,31)	0,40 - 0,70	0,56 (0,52)	0,34 - 0,78	0,68 (0,42)	0,48 - 0,88	0,86 (0,66)	0,58 - 1,13	0,415	0,523	0,008	7,723	0,009*	0,042	1,077	0,306	0,008
GMAX	0,44 (0,35)	0,27 - 0,61	0,51 (0,42)	0,33 - 0,68	0,51 (0,28)	0,37 - 0,64	0,73 (0,54)	0,51 - 0,96	1,369	0,249	0,028	6,352	0,016*	0,030	1,906	0,176	0,009
Fase 2 – Anterior Descendente																	
TA	19,70 (8,11)	15,84 - 23,56	18,25 (6,97)	15,33 - 21,16	16,48 (7,98)	12,69 - 20,28	16,23 (7,99)	12,89 - 19,57	0,134	0,717	0,009	8,384	0,006*	0,029	0,444	0,509	0,002
GM	19,52 (8,13)	15,66 - 23,39	19,20 (6,34)	16,55 - 21,85	17,84 (4,84)	15,54 - 20,14	16,40 (6,56)	13,66 - 19,15	0,229	0,635	0,005	4,591	0,039*	0,029	0,283	0,598	0,002
VMO	22,88 (6,66)	19,71 - 26,04	25,54 (7,77)	22,29 - 28,79	25,38 (8,97)	21,12 - 29,65	23,31 (6,526)	20,58 - 26,04	0,019	0,890	<0,001	0,014	0,906	<0,001	4,287	0,045*	0,025

VL	22,90 (7,02)	19,56 - 26,23	25,15 (7,10)	22,18 - 28,12	23,92 (7,53)	20,34 - 27,51	20,52 (7,36)	17,44 - 23,59	0,075	0,785	0,002	3,075	0,088	0,015	7,594	0,009*	0,037
BF	18,85 (6,86)	15,59 - 22,12	19,36 (6,09)	16,82 - 21,91	18,87 (6,17)	15,94 - 21,81	17,30 (7,88)	14,00 - 20,59	0,082	0,776	0,002	0,741	0,395	0,006	0,771	0,386	0,006
ST	27,91 (7,58)	24,31 - 31,51	29,43 (9,85)	25,31 - 33,55	26,85 (11,00)	21,62 - 32,08	23,92 (7,55)	20,76 - 27,07	0,083	0,775	0,001	4,213	0,047*	0,032	1,936	0,172	0,015
SO	23,93 (6,19)	20,98 - 26,87	24,00 (4,17)	22,25 - 25,74	22,56 (6,20)	19,61 - 25,51	23,42 (8,30)	19,95 - 26,89	0,071	0,792	0,001	0,738	0,396	0,006	0,121	0,730	<0,001
GMED	17,17 (6,80)	13,94 - 20,40	19,33 (8,74)	15,68 - 22,99	19,66 (8,25)	15,74 - 23,59	21,13 (9,05)	17,35 - 24,92	0,534	0,469	0,012	4,228	0,047*	0,017	0,111	0,741	<0,001
GMAX	13,07 (5,99)	10,22 - 15,92	12,07 (6,69)	9,27 - 14,87	12,80 (4,72)	10,56 - 15,05	11,56 (6,17)	8,98 - 14,14	0,432	0,515	0,009	0,170	0,682	0,001	0,017	0,897	<0,001
Fase 3 – Anterior Ascendente																	
TA	11,56 (4,40)	9,46 - 13,65	9,42 (3,65)	7,89- 10,95	10,41 (4,00)	8,50 - 12,31	8,72 (4,46)	6,85 - 10,59	2,679	0,110	0,052	2,022	0,163	0,012	0,119	0,732	<0,001
GM	17,87 (5,32)	15,34 - 20,41	15,88 (6,32)	13,24 - 18,53	17,74 (6,26)	14,77 - 20,72	13,77 (4,38)	11,94 - 15,61	3,699	0,062	0,067	1,430	0,239	0,009	1,116	0,298	0,007
VMO	14,16 (4,04)	12,23 - 16,08	12,25 (5,13)	10,11 - 14,40	16,39 (7,73)	12,71 - 20,06	12,54 (6,25)	9,93 - 15,15	3,254	0,079	0,057	1,420	0,241	0,011	0,843	0,364	0,006
VL	14,63 (6,19)	11,68 - 17,57	14,04 (5,32)	11,81 - 16,26	15,23 (5,87)	12,44 - 18,02	12,23 (5,10)	10,09 - 14,36	1,280	0,265	0,026	0,494	0,486	0,003	1,993	0,166	0,012
BF	11,08 (4,45)	8,97 - 13,20	11,23 (4,56)	9,32 - 13,14	10,75 (5,24)	8,25 - 13,24	9,91 (4,50)	8,03 - 11,79	0,078	0,782	0,001	0,905	0,348	0,008	0,320	0,575	0,003
ST	15,79 (6,63)	12,64 - 18,95	14,39 (7,11)	11,42 - 17,36	15,06 (8,05)	11,23 - 18,89	11,71 (4,90)	9,66 - 13,76	1,625	0,210	0,031	2,452	0,126	0,016	0,800	0,377	0,005
SO	21,69 (6,25)	18,71 - 24,66	18,20 (5,71)	15,82 - 20,59	19,39 (6,93)	16,09 - 22,68	16,88 (5,12)	14,74 - 19,02	3,083	0,087	0,060	4,122	0,050	0,022	0,296	0,590	0,002
GMED	15,67 (6,12)	12,75 - 18,58	13,31 (5,07)	11,19 - 15,43	17,57 (6,48)	14,48 - 20,65	14,92 (4,42)	13,07 - 16,76	2,486	0,123	0,050	4,965	0,032	0,024	0,035	0,853	<0,001
GMAX	15,94 (7,05)	12,59 - 19,29	13,34 (7,70)	10,12 - 16,56	18,81 (4,85)	16,51 - 21,12	14,60 (7,30)	11,55 - 17,65	3,112	0,086	0,058	3,386	0,074	0,021	0,519	0,476	0,003

Fase 4 – Pósterio-medial Descendente

TA	23,57 (6,83)	20,33 - 26,82	21,31 (5,99)	18,81 - 23,82	22,78 (7,76)	19,09 - 26,47	19,97 (6,96)	17,06 - 22,88	1,874	0,179	0,034	0,767	0,387	0,006	0,050	0,824	<0,001
GM	15,96 (5,43)	13,37 - 18,54	14,27 (4,79)	12,26 - 16,27	15,67 (4,65)	13,46 - 17,88	12,77 (5,26)	10,57 - 14,97	2,753	0,106	0,050	1,077	0,306	0,008	0,491	0,488	0,003
VMO	25,67 (6,97)	22,36 - 28,99	25,79 (7,50)	22,65 - 28,93	27,43 (9,21)	23,05 - 31,81	23,94 (7,83)	20,66 - 27,21	0,556	0,461	0,012	0,002	0,967	<0,001	2,360	0,133	0,013
VL	26,12 (6,74)	22,92 - 29,33	26,50 (7,69)	23,29 - 29,71	27,31 (6,75)	24,10 - 30,52	22,55 (7,10)	19,58 - 25,52	1,193	0,282	0,023	1,500	0,228	0,009	5,193	0,029	0,032
BF	18,71 (8,09)	14,86 - 22,56	16,42 (5,35)	14,18 - 18,66	16,13 (6,65)	12,97 - 19,29	14,78 (5,64)	12,42 - 17,14	0,938	0,339	0,020	6,037	0,019	0,027	0,301	0,587	0,001
ST	15,44 (6,59)	12,31 - 18,58	14,59 (5,76)	12,18 - 17,00	14,03 (6,32)	11,03 - 17,04	11,71 (4,23)	9,94 - 13,48	0,919	0,344	0,019	7,043	0,012	0,034	0,821	0,371	0,004
SO	17,30 (5,11)	14,87 - 19,74	18,34 (5,07)	16,22 - 20,46	18,62 (5,43)	16,03 - 21,20	19,28 (6,46)	16,57 - 21,98	0,322	0,574	0,006	1,234	0,274	0,010	0,035	0,852	<0,001
GMED	23,10 (6,81)	19,86 - 26,34	20,93 (7,95)	17,61 - 24,26	25,00 (9,29)	20,58 - 29,42	23,06 (7,51)	19,92 - 26,19	0,850	0,362	0,017	2,589	0,116	0,016	0,008	0,930	<0,001
GMAX	20,11 (7,59)	16,50 - 23,72	19,63 (7,95)	16,31 - 22,96	24,42 (8,05)	20,59 - 28,25	22,12 (8,75)	18,46 - 25,78	0,377	0,543	0,007	6,463	0,015	0,043	0,468	0,498	0,003

Fase 5 – Pósterio-medial Ascendente

TA	15,25 (4,27)	13,21 - 17,28	10,82 (3,77)	9,24 - 12,39	14,76 (5,09)	12,33 - 17,18	10,81 (3,90)	9,18 - 12,44	14,286	< ,001*	0,202	0,095	0,759	<0,001	0,090	0,766	<0,001
GM	17,11 (4,47)	14,98 - 19,24	17,18 (4,71)	15,21 - 19,14	17,31 (3,77)	15,52 - 19,10	16,34 (4,91)	14,28 - 18,39	0,138	0,712	0,003	0,158	0,693	0,001	0,414	0,524	0,003
VMO	15,24 (4,27)	13,20 - 17,27	11,93 (4,87)	9,90 - 13,97	17,08 (6,75)	13,87 - 20,29	13,14 (6,35)	10,48 - 15,79	5,212	0,028	0,094	2,831	0,101	0,017	0,125	0,725	<0,001
VL	16,48 (6,33)	13,47 - 19,49	14,36 (5,582)	12,03 - 16,69	17,10 (6,59)	13,96 - 20,23	13,30 (5,68)	10,93 - 15,67	3,122	0,086	0,059	0,051	0,823	<0,001	0,736	0,397	0,005
BF	14,48 (6,51)	11,38 - 17,57	11,13 (4,53)	9,23 - 13,02	13,28 (4,81)	10,99 - 15,57	12,05 (5,32)	9,82 - 14,27	2,310	0,137	0,046	0,030	0,864	<0,001	1,722	0,198	0,010

ST	12,24 (7,57)	8,64 - 15,84	8,96 (4,31)	7,16 - 10,76	11,35 (8,66)	7,23 - 15,47	8,70 (4,15)	6,96 - 10,43	2,584	0,116	0,055	0,523	0,474	0,002	0,152	0,699	<0,001
SO	20,70 (4,42)	18,60 - 22,80	18,92 (5,28)	16,71 - 21,12	20,49 (4,77)	18,22 - 22,76	19,09 (5,07)	16,97 - 21,21	1,491	0,230	0,026	<0,001	0,982	<0,001	0,043	0,836	<0,001
GMED	18,25 (10,39)	13,31 - 23,19	12,70 (6,27)	10,08 - 15,32	17,15 (8,67)	13,02 - 21,28	13,75 (5,78)	11,34 - 16,17	3,786	0,059	0,079	<0,001	0,984	<0,001	1,162	0,288	0,005
GMAX	21,31 (10,39)	16,37 - 26,25	17,35 (8,37)	13,85 - 20,85	23,08 (7,79)	19,38 - 26,79	19,86 (9,57)	15,86 - 23,86	2,018	0,164	0,038	2,098	0,156	0,014	0,062	0,804	<0,001

Fase 6 – Pósterio-lateral Descendente

TA	28,09 (5,07)	25,68 - 30,50	26,55 (10,27)	22,26 - 30,85	24,30 (7,12)	20,91- 27,69	22,24 (9,29)	18,36 - 26,13	0,508	0,480	0,011	15,753	< ,001*	0,056	0,064	0,802	<0,001
GM	19,46 (6,38)	16,42 - 22,49	20,85 (9,07)	17,06 - 24,64	19,20 (5,49)	16,59 - 21,82	18,20 (7,23)	15,18 - 21,22	0,008	0,929	<0,001	2,592	0,116	0,010	1,767	0,192	0,007
VMO	27,81 (8,03)	23,99 - 31,64	25,32 (8,67)	21,69 - 28,94	29,34 (9,41)	24,87 - 33,82	25,63 (9,02)	21,85 - 29,40	1,587	0,216	0,031	0,422	0,520	0,003	0,186	0,669	0,001
VL	28,68 (9,86)	23,99 - 33,37	25,90 (9,58)	21,90 - 33,37	27,91 (8,78)	23,73 - 32,08	25,32 (11,20)	20,64- 30,00	0,846	0,364	0,018	0,245	0,623	0,001	0,005	0,945	<0,001
BF	23,91 (11,48)	18,45 - 29,37	21,70 (10,09)	17,48 - 25,91	22,08 (7,84)	18,35 - 25,81	19,83 (6,81)	16,98 - 22,68	0,772	0,385	0,015	1,487	0,230	0,010	<0,001	0,990	<0,001
ST	14,46 (8,22)	10,55 - 18,37	14,01 (7,71)	10,79 - 17,24	12,19 (5,57)	9,54 - 14,84	12,00 (6,43)	9,31 - 14,69	0,026	0,873	<0,001	3,633	0,064	0,023	0,014	0,908	<0,001
SO	23,25 (7,52)	19,68 - 26,83	27,41 (9,71)	23,34 - 31,47	23,55 (6,50)	20,46 - 26,64	26,13 (9,61)	22,12 - 30,15	1,796	0,188	0,038	0,164	0,688	<0,001	0,423	0,519	0,002
GMED	12,97 (4,80)	10,69 - 15,26	13,35 (6,05)	10,82 - 15,88	13,45 (4,88)	11,12 - 15,77	13,84 (5,57)	11,51 - 16,17	0,067	0,797	0,001	0,278	0,601	0,002	<0,001	0,992	<0,001
GMAX	19,40 (11,65)	13,87 - 24,94	20,51 (11,57)	15,68- 25,35	20,02 (7,36)	16,53 - 23,52	20,12 (9,45)	16,17 - 24,08	0,049	0,826	<0,001	0,004	0,951	<0,001	0,073	0,789	<0,001

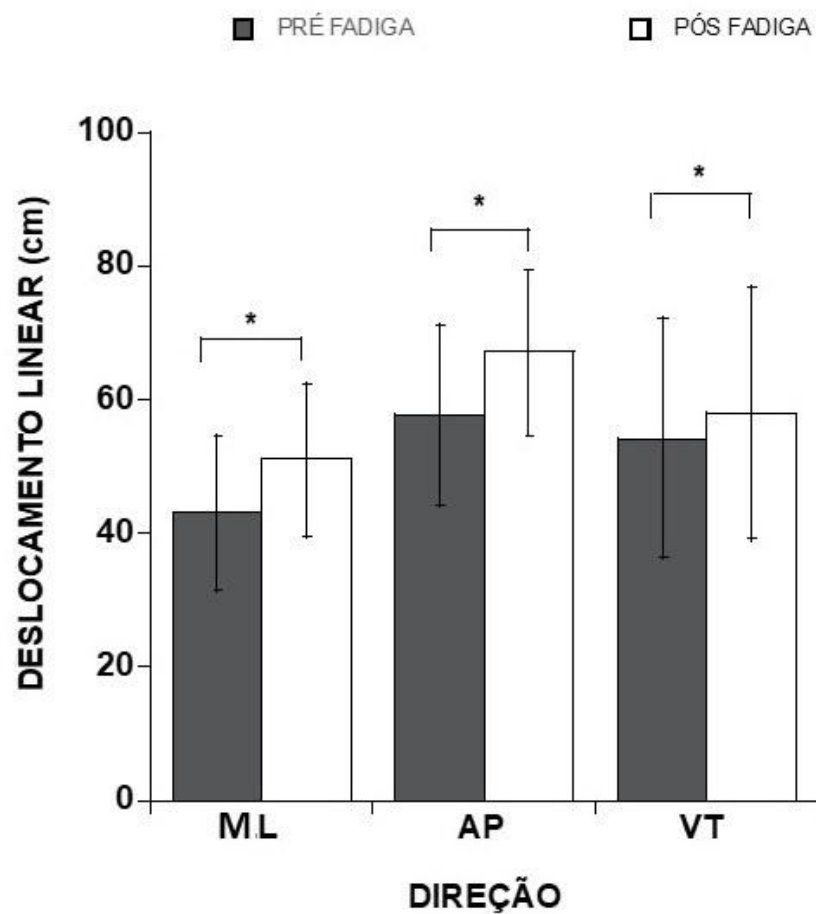
Fase 7 – Pósterio-lateral Ascendente

TA	9,78 (5,23)	7,29 - 12,27	5,99 (3,10)	4,70 - 7,29	7,82 (5,24)	5,33 - 10,32	6,25 (4,19)	4,49 - 8,00	4,612	0,038	0,085	1,513	0,227	0,009	2,550	0,119	0,014
-----------	----------------	-----------------	----------------	----------------	----------------	-----------------	----------------	----------------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------

GM	12,25 (4,05)	10,32 - 14,18	12,76 (5,31)	10,53 - 14,98	12,50 (5,65)	9,81 - 15,18	14,68 (8,86)	10,98 -18,39	0,691	0,411	0,011	0,721	0,401	0,007	0,430	0,516	0,004
VMO	13,95 (7,06)	10,59 - 17,31	10,51 (6,51)	7,79 - 13,23	14,87 (9,10)	10,54 - 19,19	10,90 (5,80)	8,47 - 13,32	3,312	0,077	0,066	0,388	0,537	0,002	0,063	0,803	<0,001
VL	15,60 (8,78)	11,42 - 19,78	11,87 (5,51)	9,57 - 14,18	14,61 (10,79)	9,47 - 19,74	12,37 (7,19)	9,36 - 15,37	1,635	0,209	0,034	0,046	0,831	<0,001	0,406	0,528	0,002
BF	12,11 (6,52)	9,01 - 15,22	10,18 (4,11)	8,46 - 11,90	12,18 (6,25)	9,21 - 15,15	14,18 (6,68)	11,38 - 16,97	<0,001	0,986	<0,001	6,583	0,014*	0,029	6,160	0,018*	0,027
ST	12,66 (9,08)	8,34 - 16,98	8,85 (4,88)	6,81 - 10,89	11,71 (10,83)	6,56 - 16,86	10,18 (4,64)	8,24 - 12,12	1,592	0,215	0,032	0,027	0,871	<0,001	0,949	0,336	0,006
SO	16,41 (6,78)	13,19 - 19,64	13,86 (5,93)	11,38 - 16,34	15,06 (9,34)	10,62 - 19,51	16,35 (8,85)	12,66 - 20,05	0,081	0,778	0,002	0,232	0,633	0,001	2,612	0,115	0,015
GMED	13,52 (7,01)	10,19 - 16,85	11,45 (3,43)	10,01 - 12,89	14,22 (11,03)	8,98 - 19,47	14,97 (7,56)	11,81 - 18,13	0,098	0,756	0,002	3,141	0,085	0,020	1,395	0,245	0,009
GMAX	17,43 (7,29)	13,96 - 20,89	16,41 (5,62)	14,06 - 18,76	22,00 (11,80)	16,39 - 27,62	20,89 (10,46)	16,51 - 25,26	0,211	0,649	0,003	6,566	0,015	0,061	<0,001	0,977	<0,001

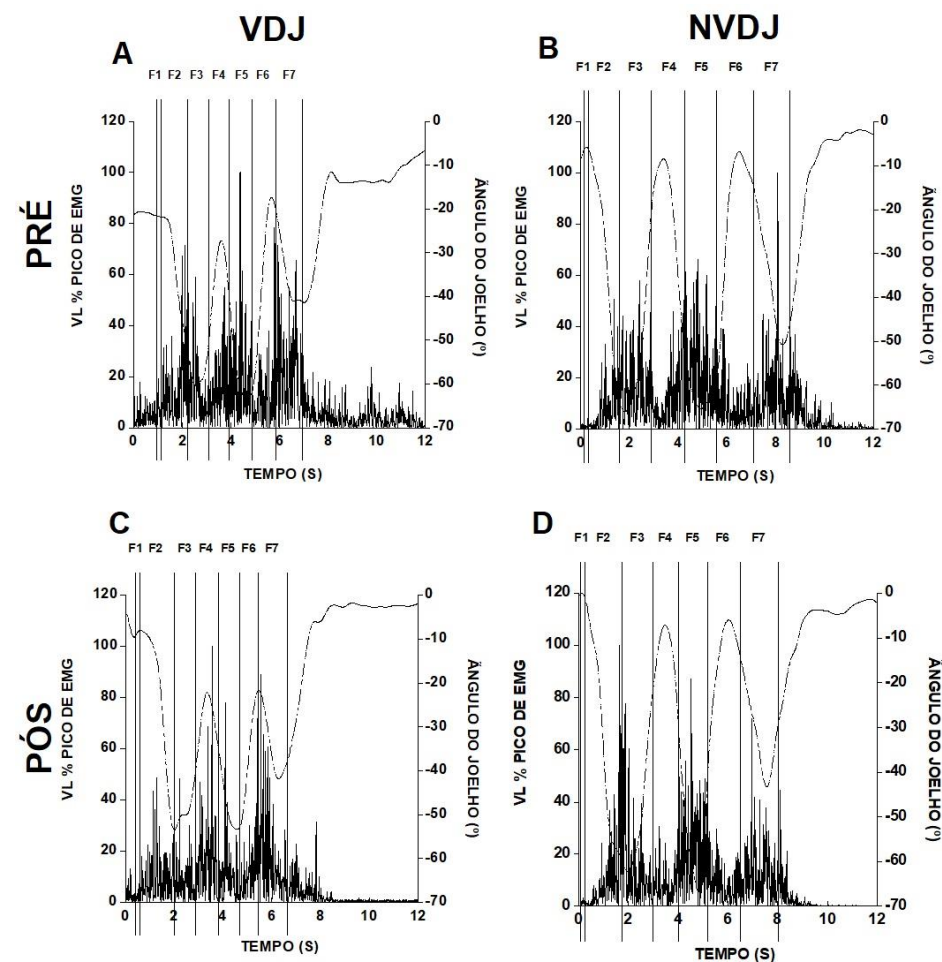
Legenda: VDJ = Grupo Valgo Dinâmico de Joelho, NVDJ = Grupo Não-Valgo Dinâmico de Joelho; DP = Desvio padrão; IC = Intervalo de confiança; Valores em negrito* = $p < 0,05$; F= estatística de teste; p= p valor; η^2 = tamanho do efeito eta ao quadrado; TA = Tibial anterior; GM = Gastrocnêmio medial; VMO = Vasto medial oblíquo; VL = Vasto lateral; BF = Bíceps femoral; ST = Semitendíneo; SO = Sóleo; GMED = Glúteo médio; GMAX = Glúteo máximo.

Figura 1. Média e desvio padrão do deslocamento linear do ombro antes e após protocolo de fadiga muscular do *core*.



Legenda: ML= sentido médio-lateral; AP= sentido anteroposterior; VT= sentido vertical; * = $p < 0,05$.

Figura 2. Figura representativa de um indivíduo de cada grupo, para a atividade do VL com base no deslocamento angular do joelho.



Legenda: Grupos VDJ (A) e NVDJ (B) antes do protocolo de fadiga muscular do *core* e VDJ (C) e NVDJ (D) após esse protocolo, para a atividade EMG normalizada pelo pico de ativação do vasto lateral (VL) (%). Linha contínua = VL % PICO DE EMG; Linha pontilhada = ÂNGULO DO JOELHO (°); F1= Fase 1 – Preparatória; F2 = Fase 2 – Anterior Descendente; F3 = Fase 3 – Anterior Ascendente; F4 = Fase 4 – Pósterio-medial Descendente; F5 = Fase 5 – Pósterio-medial Ascendente; F6 = Fase 6 – Pósterio-lateral Descendente; F7 = Fase 7 – Pósterio-lateral Ascendente; S = segundos.

MATERIAL SUPLEMENTAR

Figura 1s. Testes de força muscular.

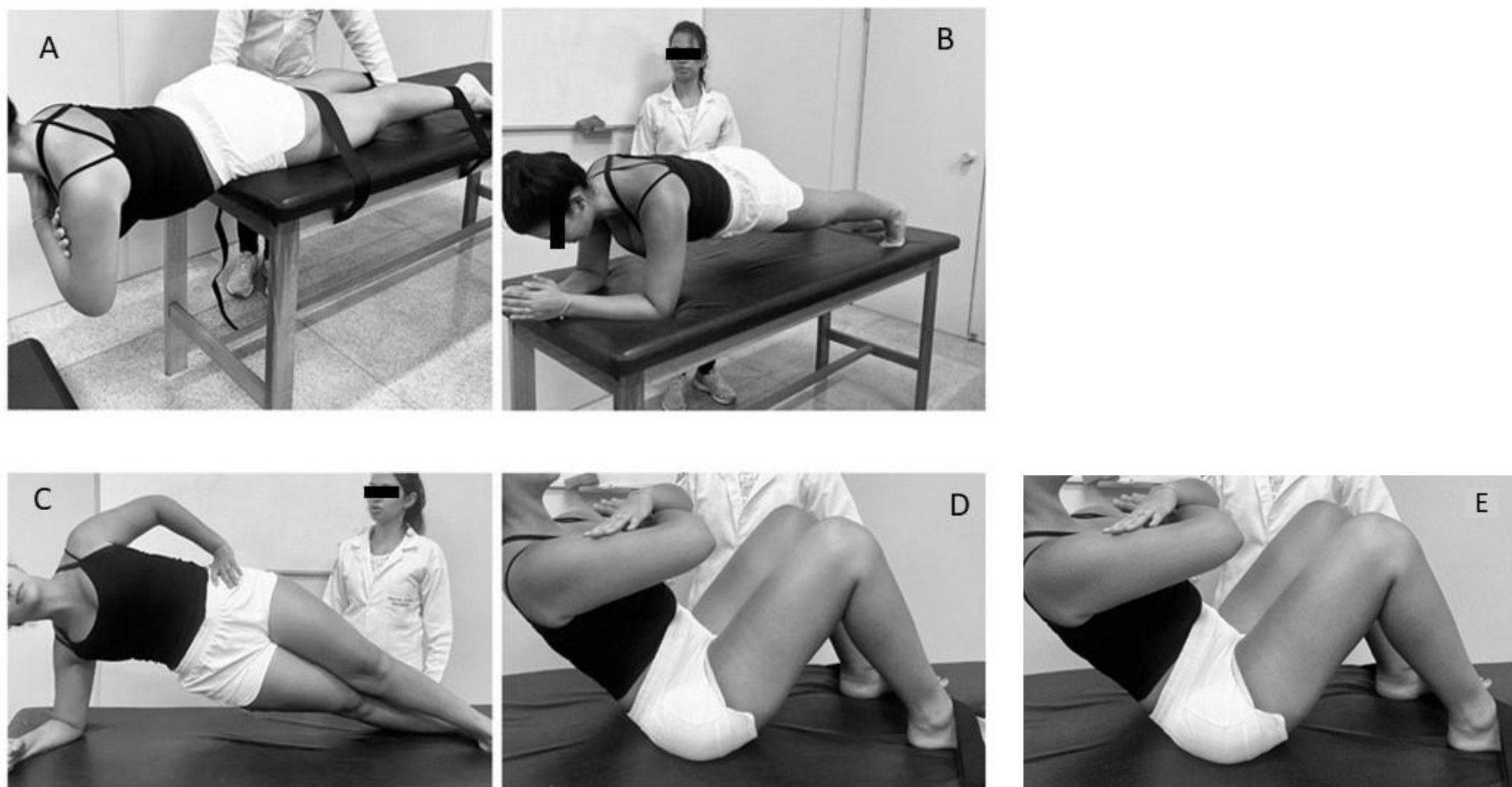
Legenda: A- Flexores do joelho; B- Extensores do joelho; C- Rotadores laterais do quadril; D- Flexores laterais do tronco; E- Extensores do quadril; F- Adutores de quadril; G- Abdutores de quadril; H- Dorsiflexores. I - Flexores do tronco; J- Extensores do tronco; K - Flexores plantares. Fonte: o próprio autor.

Tabela 1s. Descrição dos testes de força muscular.

Grupo muscular	Descrição do posicionamento
Flexores do joelho	As participantes posicionaram-se sentadas, com uma toalha dobrada sob o joelho e os braços ao lado do corpo, com o quadril e joelhos flexionados a 90°. O dinamômetro foi fixado atrás do tornozelo, na altura da borda superior do maléolo medial e preso por uma cinta que foi passada por trás da perna do avaliador, para resistir ao movimento (KATOH <i>et al.</i> , 2019).
Extensores do joelho	Na posição sentada sobre a maca, as participantes ficaram com os quadris e joelhos flexionados a 90° e uma toalha dobrada abaixo do joelho e os braços ao lado do corpo. O dinamômetro foi fixado na linha da borda superior do maléolo medial na parte anterior da tíbia, fixado por uma cinta presa ao pé da maca para resistir ao movimento (KATOH <i>et al.</i> , 2019).
Rotadores laterais do quadril	As participantes permaneceram sentadas em posição diagonal sobre a maca (com o membro avaliado perto do canto da maca), com o quadril e joelhos flexionados a 90°, uma toalha dobrada sob o joelho e os braços estendidos ao lado do corpo. O dinamômetro foi fixado no lado medial da perna, acima do maléolo medial, fixado com uma cinta presa à perna da maca (KATOH <i>et al.</i> , 2019).
Flexores laterais do tronco	As participantes se posicionaram sentadas, com os quadris e joelhos flexionados e a pelve fixada com uma cinta inelástica. O dinamômetro foi posicionado abaixo da linha axilar, com as participantes mantendo os braços cruzados anterior ao tronco. Processo realizado bilateralmente (KARTHIKBABU <i>et. al</i> 2017).
Extensores do quadril	As participantes se posicionaram em decúbito ventral e joelho do membro avaliado com 90° de flexão e o dinamômetro foi apoiado posterior, na região proximal à fossa poplíteia, com uma cinta fixando o dinamômetro e outra estabilizando a pelve (BAZETT-JONES <i>et al.</i> , 2017).
Adutores de quadril	As participantes permaneceram em decúbito dorsal sobre a maca e com extensão de quadris e joelhos. O dinamômetro foi apoiado sobre o epicôndilo medial, fixado a uma cinta presa ao corpo do avaliador (KATOH <i>et al.</i> , 2019).

Abdutores de quadril	As participantes ficaram em decúbito lateral, com o membro avaliado em extensão de quadril e joelho e o não avaliado com 90° flexão de quadril e joelho. O dinamômetro foi apoiado na parte lateral da coxa, 5 cm acima da linha articular do joelho, fixado por uma cinta, e foi usada outra cinta proximalmente à crista ilíaca estabilizando o tronco, em que as cintas foram fixadas abaixo da maca (BITTENCOURT, et al., 2016).
Dorsiflexores	Sentadas sobre a maca, as participantes ficaram com joelhos estendidos e as mãos apoiadas sobre a maca, o calcanhar do membro testado em cima de uma toalha dobrada e a sola do pé repousada em um bloco de madeira de 10 cm de altura, junto à parede e o dinamômetro fixado sobre as cabeças metatarsais no dorso do pé, estabilizado por uma cinta inelástica, a qual foi fixada por debaixo da maca (KATOH <i>et al.</i> , 2019).
Flexores do tronco	As participantes permaneceram em decúbito dorsal, quadris e joelhos estendidos, os braços cruzados na frente do tronco, e o dinamômetro foi posicionado sobre o centro do esterno. Os tornozelos e pelve foram estabilizados por cintas inelásticas, as quais passaram por baixo da maca (KARTHIKBABU <i>et. al</i> 2017).
Extensores do tronco	Com as mãos apoiadas na testa, as participantes permaneceram em decúbito ventral e o dinamômetro foi posicionado sobre a vértebra T4 da participante. Os tornozelos e pelve foram estabilizados por cintas, as quais passaram por baixo da maca (KARTHIKBABU <i>et. al</i> 2017).
Flexores plantares	As participantes ficaram em decúbito ventral, o joelho do membro avaliado, em flexão de 115°, dorsiflexão de 15° e o dinamômetro foi apoiado sobre as cabeças metatarsais ventralmente, fixado por cinta a qual foi presa passando pela coxa da participante (KATOH <i>et al.</i> , 2019).

Figura 2s. Testes de resistência muscular.

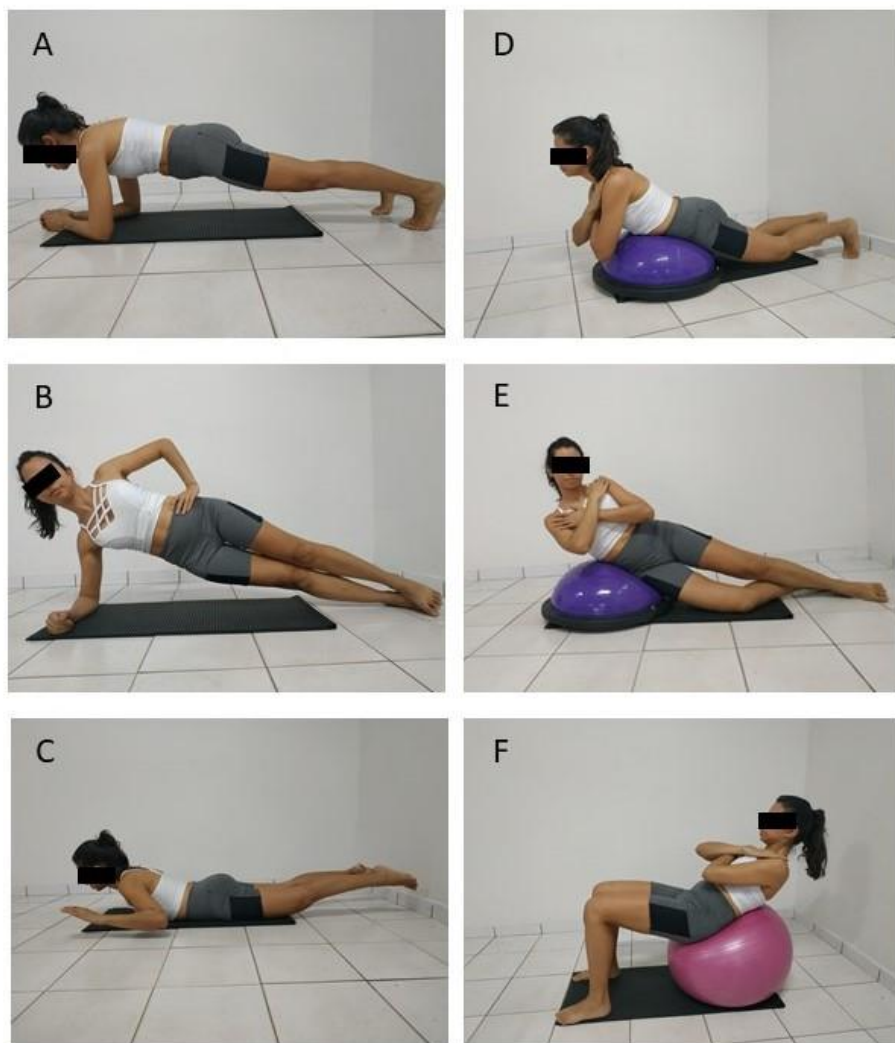


Legenda: A- Extensão de tronco; B- Prancha tradicional isométrica; C- Prancha lateral isométrica; D- Teste abdominal isométrico; E- Teste de sentar-se. Fonte: o próprio autor.

Tabela 2s. Descrição dos testes de resistência muscular.

Grupo muscular	Descrição do posicionamento
Teste de resistência estático	
Prancha tradicional isométrica	As participantes se posicionaram com apoio sobre os antebraços e pés, com os joelhos, pelve e tronco estendidos e elevados
Prancha lateral isométrica (bilateral)	Apoiando sobre o antebraço e pés, as participantes permaneceram com os joelhos, quadris e tronco estendidos e elevados, executando de ambos os lados
Exercício de abdominal isométrico	Sentadas sobre a maca, as participantes, com joelhos e quadris fletidos e braços cruzados à frente do tronco e pés fixados com faixa inelástica, mantiveram uma angulação de 60° entre a parte posterior do tronco e a maca, medida por goniômetro
Extensão de tronco	As participantes, em decúbito ventral, posicionaram a parte superior do tronco, a partir das EIAS pra fora da maca, com braços cruzados à frente do tronco
Teste de resistência dinâmico	
Teste de sentar-se	As participantes realizaram flexão de tronco, a partir da posição e decúbito dorsal, até que os cotovelos tocassem os joelhos e mantiveram os braços cruzados anteriormente ao tronco. Os joelhos e quadris permaneceram flexionados e os pés fixados com faixa inelástica

Figura 3s. Protocolo de fadiga muscular do *core*.



Legenda: Exercícios isométricos: A- Prancha tradicional isométrica; B- Prancha lateral isométrica; C- Extensão lombar isométrica. Exercícios dinâmicos: D- Extensão lombar; E- Flexões laterais de tronco; F- Abdominais. Fonte: o próprio autor.

Tabela 3s. Descrição do protocolo de fadiga muscular do *core*.

Grupo muscular	Descrição do exercício
Exercícios isométricos	
Prancha tradicional isométrica	As participantes se posicionaram com apoio sobre os antebraços e ponta dos pés, mantendo joelhos elevados e pelve na altura dos ombros
Prancha lateral isométrica (bilateral)	As participantes se posicionaram com apoio sobre o antebraço e pés mantendo os joelhos, pelve e tronco fora da maca, realizando de ambos os lados
Extensão lombar	As participantes se posicionaram em decúbito ventral mantendo os ombros, tronco superior e pernas elevadas acima da maca
Exercícios dinâmicos	
Abdominais	Em decúbito dorsal, sobre uma bola suíça com os braços cruzados à frente do tronco, as participantes realizaram abdominais em máxima amplitude
Flexões laterais de tronco	As participantes se posicionaram em decúbito lateral mantendo o quadril sobre um disco de equilíbrio com os braços cruzados enquanto realizam flexões laterais do tronco em amplitude máxima em ambos os lados
Extensão lombar	Em decúbito ventral, com o abdome sobre o disco de equilíbrio e com os braços cruzados à frente do tronco, as participantes realizaram extensões de tronco em máxima amplitude

5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados obtidos a partir desse estudo sugerem que corredores recreacionais do sexo feminino, com valgo dinâmico de joelho, se comportam de forma diferente às que não possuem o valgo dinâmico de joelho, durante testes funcionais. Nos testes funcionais com apoio unipodal, e que não ocorrem através de salto e aterrissagem, comparadas com as corredoras que não apresentam o valgo dinâmico do joelho, aquelas com valgo dinâmico de joelho apresentam diferentes amplitudes do quadril, valgismo e do tornozelo, além de diferenças na atividade eletromiográfica em músculos-chave do membro inferior em cada teste. Foi observado que a fadiga muscular do *core* alterou a amplitude de movimento do quadril, a depender do teste realizado e a posição do tronco, em ambos os testes e grupos. Esses achados indicam que, para corredoras recreacionais, realizar os testes funcionais com e sem fadiga do *core* pode auxiliar na observação de quais situações essas corredoras podem ser mais vulneráveis. Isso poderia contribuir para minimizar os fatores de risco de lesões relacionadas à corrida. Assim, este estudo contribui para a área científica e da prática clínica, pois fornece uma base para pesquisadores conduzirem novos estudos, com diferentes amostras. E para profissionais da saúde e treinadores, a compreenderem melhor a forma em que as corredoras executam os testes, o que pode refletir na prática da corrida e a elaborar programas de prevenção ou tratamento, em relação às lesões relacionadas à corrida.

REFERÊNCIAS

- ALMEIDA, G. P. L.; ALBANO, T. R.; MELO, A. K. P. Hand-held dynamometer identifies asymmetries in torque of the quadriceps muscle after anterior cruciate ligament reconstruction. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 27, n. 8, p. 2494–2501, 1 ago. 2019. doi.org/10.1007/s00167-018-5245-3
- BARRIOS, J. A. et al. 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, 1 jan. 2016. dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.10.008
- BAZETT-JONES, D. M. et al. 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, ago. 2017. PMID: [28900559](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28900559/)
- BOHANNON, R. W.; BOHANNON, W. Intertester reliability of hand-held dynamometry: a concise summary of published research. **Perceptual and Motor Skills**, v. 88, 1999.
- BOLT, D. et al. Step-down test assessment of postural stability in patients with chronic ankle instability. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 27, n. 1, p. 1–5, 2018. doi.org/10.1123/jsr.2017-0074
- BOULLOSA, D. et al. Factors affecting training and physical performance in recreational endurance runners. **Sports**, v. 8, n. 3, 1 mar. 2020. [doi:10.3390/sports8030035](https://doi.org/10.3390/sports8030035)

- BRAMAH, C. et al. Is There a Pathological Gait Associated With Common Soft Tissue Running Injuries? **American Journal of Sports Medicine**, v. 46, n. 12, p. 3023–3031, 1 out. 2018. [DOI: 10.1177/0363546518793657](https://doi.org/10.1177/0363546518793657)
- BULOW, A. et al. Lower extremity kinematics of the Y-balance test in healthy and ACL injured adolescent females. **International Journal of Sports Physical Therapy**, v. 16, n. 2, p. 381–392, 2021. doi.org/10.26603/001c.21529
- CEYSSSENS, L. et al. SYSTEMATIC REVIEW Check for updates Biomechanical Risk Factors Associated with Running-Related Injuries: A Systematic Review. **Sports Medicine**, v. 49, p. 1095–1115, 2019. doi.org/10.1007/s40279-019-01110-z
- CHAMORRO, C. et al. Absolute reliability and concurrent validity of hand held dynamometry and isokinetic dynamometry in the hip, knee and ankle joint: Systematic review and meta-analysis. **Open Medicine (Poland)**, v. 12, n. 1, p. 359–375, 1 jan. 2017. 2017. doi.org/10.1515/med-2017-0052
- CHAUDHARI, A. M. W. et al. Reducing Core Stability Influences Lower Extremity Biomechanics in Novice Runners. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 52, n. 6, p. 1347–1353, 1 jun. 2020. [DOI: 10.1249/MSS.0000000000002254](https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002254)
- CHOWDHURY, R. H. et al. Surface electromyography signal processing and classification techniques. **Sensors (Switzerland)** MDPI AG, 17 set. 2013. [doi:10.3390/s130912431](https://doi.org/10.3390/s130912431)
- CHRISTOPHER, S. M. et al. Common musculoskeletal impairments in postpartum runners: an international Delphi study. **Archives of Physiotherapy**, v. 10, n. 1, 1 dez. 2020. doi.org/10.1186/s40945-020-00090-y
- COLLIN HERB, C. et al. Lower extremity biomechanics during a drop-vertical jump in participants with or without chronic ankle instability. **Journal of Athletic Training**, v. 53, n. 4, p. 364–371, 1 abr. 2018. doi.org/10.4085/1062-6050-481-15
- CUTLER, C. R. et al. Open-source 3D printed sensors for hand strength assessment: Validation of low-cost load cell and fabric sensor-based systems. **Australian Occupational Therapy Journal**, v. 65, n. 5, p. 412–419, 1 out. 2018. [doi: 10.1111/1440-1630.12494](https://doi.org/10.1111/1440-1630.12494)
- DE OLIVEIRA, R. R. et al. There are no biomechanical differences between runners classified by the functional movement screen. **The International Journal of Sports Physical Therapy**, v. 12, p. 625, 2017. [PMCID: PMC5534153](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/35534153/)
- DE VASCONCELOS, D. P. et al. Assessment of Dynamic Knee Valgus between Lateral Step-Down Test and Running in Female Runners with and without Patellofemoral Pain Using Two-Dimensional Video Analysis. **Clinics and Practice**, v. 12, n. 3, p. 425–435, 1 jun. 2022. doi.org/10.3390/clinpract12030047
- DINIS, R. et al. Electromyographic and kinematic analysis of females with excessive medial knee displacement in the overhead squat. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 57, 1 abr. 2021. doi.org/10.1016/j.jelekin.2021.102530
- DIX, J. et al. The relationship between hip muscle strength and dynamic knee valgus in asymptomatic females: A systematic review. **Physical Therapy in Sport**, v. 37, p. 197–209, 1 maio 2019. [DOI: 10.1016/j.ptsp.2018.05.015](https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2018.05.015)
- DOS SANTOS, A. F. et al. The Effects of Forefoot Striking, Increasing Step Rate, and Forward Trunk Lean Running on Trunk and Lower Limb Kinematics and Comfort.

International Journal of Sports Medicine, v. 37, n. 5, p. 369–373, 8 fev. 2016.
[dx.doi.org/10.1055/s-0035-1564173](https://doi.org/10.1055/s-0035-1564173)

FORD, K. et al. An evidence-based review of hip-focused neuromuscular exercise interventions to address dynamic lower extremity valgus. **Open Access Journal of Sports Medicine**, p. 291, ago. 2015. doi.org/10.2147/OAJSM.S72432

GONZÁLEZ, J.; ORTIZ, A. Impact of Pilates mat-based exercises on knee kinematics during running. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 33, p. 8–13, 1 jan. 2023.
[doi:10.1016/j.jbmt.2022.09.005](https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2022.09.005).

HALAKI, M.; GI, K. Normalization of EMG Signals: To Normalize or Not to Normalize and What to Normalize to? Em: **Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges**. InTech, 2012. p. 175–194.
[DOI: 10.5772/49957](https://doi.org/10.5772/49957)

HEGEDUS, E. J. et al. Clinician-friendly lower extremity physical performance measures in athletes: A systematic review of measurement properties and correlation with injury, part 1. The tests for knee function including the hop tests. **British Journal of Sports Medicine**, v. 49, n. 10, p. 642–648, 1 maio 2015. [doi:10.1136/bjsports-2014-094094](https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-094094)

HERMENS, H. J. et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, p. 361–374, 2000. [PII: S1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00027-4)

HEWETT, T. E. et al. 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, abr. 2005. DOI: [10.1177/0363546504269591](https://doi.org/10.1177/0363546504269591)

HOLLMAN, J. H. et al. 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.org/10.1123/jsr.18.1.104

HOLLMAN, J. H. et al. 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, p. 184–190, 2013.
doi.org/10.1123/jsr.22.3.184

HUDSON, Z. **Lower limb functional tests**. **Physical Therapy in Sport**, maio 2012.
[doi:10.1016/j.ptsp.2012.03.015](https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2012.03.015)

IEIRI, A. et al. Reliability of measurements of hip abduction strength obtained with a hand-held dynamometer. **Physiotherapy Theory and Practice**, v. 31, n. 2, p. 146–152, 1 fev. 2015. [DOI: 10.3109/09593985.2014.960539](https://doi.org/10.3109/09593985.2014.960539)

IVARSSON, A.; CRONSTRÖM, A. Agreement Between Isokinetic Dynamometer and Hand-held Isometric Dynamometer as Measures to Detect Lower Limb Asymmetry in Muscle Torque After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. **International Journal of Sports Physical Therapy**, v. 17, n. 7, p. 1307–1317, 2022. [doi:10.26603/001c.39798](https://doi.org/10.26603/001c.39798)

JAMALUDIN, N. I. et al. The Concurrent Validity and Reliability of Single Leg Squat Among Physically Active Females with and without Dynamic Knee Valgus. **International Journal of Sports Physical Therapy**, v. 17, n. 4, p. 574–584, 2022.
doi.org/10.26603/001c.35706

- JAMISON, S. T. et al. The effects of core muscle activation on dynamic trunk position and knee abduction moments: Implications for ACL injury. **Journal of Biomechanics**, v. 46, n. 13, p. 2236–2241, 3 set. 2013. dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.06.021
- KIBLER, W. BEN; PRESS, J.; SCIASCIA, A. The Role of Core Stability in Athletic Function. **Sports Med**, v. 36, n. 3, p. 189–198, 2006. doi.org/10.2165/00007256-200636030-00001
- LENCIONI, T. et al. Human kinematic, kinetic and EMG data during different walking and stair ascending and descending tasks. **Scientific Data**, v. 6, n. 1, 2019. doi.org/10.1038/s41597-019-0323-z
- LESSI, G. C. et al. Effects of fatigue on lower limb, pelvis and trunk kinematics and muscle activation: Gender differences. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 32, p. 9–14, 1 fev. 2017. [dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2016.11.001](https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2016.11.001)
- LETAFATKAR, A.; RABIEI, P.; AFSHARI, M. Effect of neuromuscular training augmented with knee valgus control instructions on lower limb biomechanics of male runners. **Physical Therapy in Sport**, v. 43, p. 89–99, 1 maio 2020. doi.[org/10.1016/j.ptsp.2020.02.009](https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2020.02.009)
- LINDSAY, T. R.; YAGGIE, J. A.; MCGREGOR, S. J. Contributions of lower extremity kinematics to trunk accelerations during moderate treadmill running. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 11, n. 1, 2014. doi.org/10.1186/1743-0003-11-162
- MANIAR, N. et al. Non-knee-spanning muscles contribute to tibiofemoral shear as well as valgus and rotational joint reaction moments during unanticipated sidestep cutting. **Scientific Reports**, v. 8, n. 1, 1 dez. 2018. DOI:[10.1038/s41598-017-19098-9](https://doi.org/10.1038/s41598-017-19098-9)
- MARTÍN-FUENTES, I.; OLIVA-LOZANO, J. M.; MUYOR, J. M. Evaluation of the lower limb muscles' electromyographic activity during the leg press exercise and its variants: A systematic review. **International Journal of Environmental Research and Public Health**MDPI AG, 1 jul. 2020. doi.org/10.3390%2Fijerph17134626
- MASTERS, A. et al. Hip Taping Positively Alters Running Kinematics in Asymptomatic Females. **International Journal of Sports Medicine**, v. 39, n. 14, p. 1068–1074, 2018. DOI <https://doi.org/10.1055/a-0741-7075>
- MENDONÇA, L. D. M. et al. 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, 1 jan. 2022. doi.org/10.1016/j.bjpt.2022.100391
- MENGARELLI, A. et al. Co-activation patterns of gastrocnemius and quadriceps femoris in controlling the knee joint during walking. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 42, p. 117–122, 1 out. 2018. doi.org/10.1016/j.jelekin.2018.07.003
- MENTIPLAY, B. F. et al. Assessment of lower limb muscle strength and power using hand-held and fixed dynamometry: A reliability and validity study. **PLoS ONE**, v. 10, n. 10, 28 out. 2015. [doi:10.1371/journal.pone.0140822](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0140822)
- MERLETTI, R.; CERONE, G. L. Tutorial. Surface EMG detection, conditioning and pre-processing: Best practices. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 54, 1 out. 2020. doi.[org/10.1016/j.jelekin.2020.102440](https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2020.102440)
- MICHELINI, A.; ESHRAGHI, A.; ANDRYSEK, J. Two-dimensional video gait analysis: A systematic review of reliability, validity, and best practice considerations. **Prosthetics and**

Orthotics International SAGE Publications Inc., 1 ago. 2020.

[DOI:10.1177/0309364620921290](https://doi.org/10.1177/0309364620921290)

MILLOR, N. et al. Kinematic parameters to evaluate functional performance of sit-to-stand and stand-to-sit transitions using motion sensor devices: A systematic review. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 22, n. 5, p. 926–936, 1 set. 2014. [Doi: 10.1109/TNSRE.2014.2331895](https://doi.org/10.1109/TNSRE.2014.2331895)

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, fev. 2018. [DOI:10.26603/ijsp.20180077](https://doi.org/10.26603/ijsp.20180077)

NEAMATALLAH, Z.; HERRINGTON, L.; JONES, R. An investigation into the role of gluteal muscle strength and EMG activity in controlling HIP and knee motion during landing tasks. **Physical Therapy in Sport**, v. 43, p. 230–235, 1 maio 2020. doi.org/10.1016/j.ptsp.2019.12.008

ORTIZ, A.; CAPO-LUGO, C. E.; VENEGAS-RIOS, H. L. Biomechanical deficiencies in women with semitendinosus-gracilis anterior cruciate ligament reconstruction during drop jumps. **PM and R**, v. 6, n. 12, p. 1097–1106, 1 dez. 2014. [doi:10.1016/j.pmrj.2014.07.003](https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2014.07.003).

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 Rehabilitation, physical therapy and occupational health. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 16, n. 1, 3 maio 2015. [DOI 10.1186/s12891-015-0563-9](https://doi.org/10.1186/s12891-015-0563-9)

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](https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3337)

RABELO, N. D. DOS A.; LUCARELI, P. R. G. Do hip muscle weakness and dynamic knee valgus matter for the clinical evaluation and decision-making process in patients with patellofemoral pain? **Brazilian Journal of Physical Therapy** Revista Brasileira de Fisioterapia, 1 mar. 2018. doi.org/10.1016/j.bjpt.2017.10.002

RANSOM, A. L. et al. External loading alters lower extremity kinetics, kinematics, and muscle activity in a distribution-specific manner during the transition from stair descent to level walking. **Clinical Biomechanics**, v. 69, p. 71–78, 1 out. 2019. doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2019.07.008

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, p. 227–232, 1 jan. 2019. doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.12.008

RESENDE, R. A. et al. Does trunk and hip muscles strength predict performance during a core stability test? **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 24, n. 4, p. 318–324, 1 jul. 2020. doi.org/10.1016/j.bjpt.2019.03.001

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. dx. doi.org/10.1016/j.pmr.2015.09.003

ROBERTSON, D. G. E. et al. **Research methods in biomechanics**. 2. ed. HUMAN KINETICS, 2014.

ROMERO-FRANCO, N.; JIMÉNEZ-REYES, P.; MONTAÑO-MUNUERA, J. A. Validity and reliability of a low-cost digital dynamometer for measuring isometric strength of lower limb. **Journal of Sports Sciences**, v. 35, n. 22, p. 2179–2184, 17 nov. 2017. [dx.doi.org/10.1080/02640414.2016.1260152](https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1260152)

SCHMIDT, E.; HARRIS-HAYES, M.; SALSICH, G. B. Dynamic knee valgus kinematics and their relationship to pain in women with patellofemoral pain compared to women with chronic hip joint pain. **Journal of Sport and Health Science**, v. 8, n. 5, p. 486–493, 1 set. 2017. [doi: 10.1016/j.jshs.2017.08.001](https://doi.org/10.1016/j.jshs.2017.08.001)

SCHREIBER, C.; BECKER, J. Performance on the single-legged step down and running mechanics. **Journal of Athletic Training**, v. 55, n. 12, p. 1277–1284, 1 dez. 2020. doi: [10.4085/1062-6050-533-19](https://doi.org/10.4085/1062-6050-533-19)

SHAFFER, S. W. et al. Y-balance test: A reliability study involving multiple raters. **Military Medicine**, v. 178, n. 11, p. 1264–1270, 2013. doi: [10.7205/MILMED-D-13-00222](https://doi.org/10.7205/MILMED-D-13-00222)

SILVA, R. L. E. et al. Assessment of quality of movement during a lateral step-down test: Narrative review. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 23, n. 4, p. 835–843, 1 out. 2019. doi.org/10.1016/j.jbmt.2019.05.012

SOUISSI, H. et al. Comparison of methodologies to assess muscle co-contraction during gait. **Journal of Biomechanics**, v. 57, p. 141–145, 24 maio 2017. [dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.03.029](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.03.029)

SOUZA, R. B. An Evidence-Based Videotaped Running Biomechanics Analysis. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America**, v. 27, n. 1, p. 217–236, 2016. [doi:10.1016/j.pmr.2015.08.006](https://doi.org/10.1016/j.pmr.2015.08.006).

TANKISI, H. et al. Standards of instrumentation of EMG. **Clinical Neurophysiology** Elsevier Ireland Ltd, 1 jan. 2020. doi.org/10.1016/j.clinph.2019.07.025

VIDEBÆK, S. et al. Incidence of Running-Related Injuries Per 1000 h of running in Different Types of Runners: A Systematic Review and Meta-Analysis. **Sports Medicine** Springer International Publishing, 20 jul. 2015. [DOI 10.1007/s40279-015-0333-8](https://doi.org/10.1007/s40279-015-0333-8)

YUM, H. et al. Cycling kinematics in healthy adults for musculoskeletal rehabilitation guidance. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 22, n. 1, 1 dez. 2021. doi.org/10.1186/s12891-021-04905-2

ZEBIS, M. K. et al. Kettlebell swing targets semitendinosus and supine leg curl targets biceps femoris: An EMG study with rehabilitation implications. **British Journal of Sports Medicine**, v. 47, n. 18, p. 1192–1198, dez. 2013. [doi:10.1136/bjsports-2011-090281](https://doi.org/10.1136/bjsports-2011-090281)