



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA E FISIOTERAPIA

Camilla de Paula Oliveira Cândido

**A FORÇA MUSCULAR DO QUADRIL E TRONCO PREDIZEM A AMPLITUDE
ARTICULAR DO MEMBRO INFERIOR DURANTE O STEP DOWN TEST EM
CORREDORAS AMADORAS COM E SEM VALGO DINÂMICO?**

UBERLÂNDIA

2024



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA E FISIOTERAPIA

Camilla de Paula Oliveira Cândido

**A FORÇA MUSCULAR DO QUADRIL E TRONCO PREDIZEM A AMPLITUDE
ARTICULAR DO MEMBRO INFERIOR DURANTE O STEP DOWN TEST EM
CORREDORAS AMADORAS COM E SEM VALGO DINÂMICO?**

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

Orientador(a): Prof. Dr. Valdeci Carlos Dionisio

UBERLÂNDIA 2024



A FORÇA MUSCULAR DO QUADRIL E TRONCO PREDIZEM A AMPLITUDE
ARTICULAR DO MEMBRO INFERIOR DURANTE O STEP DOWN TEST EM
CORREDORAS AMADORAS COM E SEM VALGO DINÂMICO?

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

Uberlândia, 25 de abril de 2024.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Valdeci Carlos Dionisio
Universidade Federal de Uberlândia

Gina Olivia Brígido Costa Curi
Universidade Federal de Uberlândia

Franciele Dias da Costa
Universidade Federal de Uberlândia

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	8
MATERIAIS E MÉTODOS.....	10
Participantes	10
Step Down Test.....	11
Análise cinemática	11
Avaliação da força muscular	12
Análise estatística	15
RESULTADOS	16
DISCUSSÃO	20
CONCLUSÃO.....	22
REFERÊNCIAS	22

RESUMO:

Introdução: A fraqueza muscular no tronco ou a falta de controle neuromuscular influencia a distribuição de forças ao longo do membro inferior, podendo afetar o seu alinhamento o que resultaria na modificação da amplitude de movimento das articulações do membro inferior durante o SDT, no entanto, a magnitude dessa influência ainda não é conhecida, nem qual o impacto na amplitude de movimento nas articulações do membro inferior. **Objetivo:** Verificar se existe associação entre a amplitude de movimento e a força muscular dos membros inferiores e tronco, durante o SDT em mulheres corredoras com ou sem valgo dinâmico. **Metodologia:** 37 mulheres foram selecionadas, com idade de 20 a 35 anos que podem ou não ter valgo dinâmico no joelho, praticantes de corrida amadora, que tenha iniciado em até 2 anos, com uma frequência de corrida de até 20 km/semana. As participantes foram divididas em dois grupos, sendo um com valgo e outro sem valgo, o qual foi avaliado durante 3 repetições do Step Down Test. **Resultados:** Os resultados mostraram que em relação aos dados antropométricos e de força muscular, o grupo VDJ apresentou menor força muscular dos músculos extensores de quadril ($p=0,049$). A análise de regressão linear hierárquica mostrou que a excursão angular do quadril no plano frontal no grupo NVDJ ($p=0,017$) e a máxima angulação do joelho no plano frontal no grupo VDJ podem ser preditas pela força muscular do quadril e do tronco associados. **Conclusão:** O grupo de corredoras amadoras com valgo dinâmico apresentou menor nível de força muscular que o grupo sem valgo dinâmico e máxima angulação do joelho no plano frontal pode ser predita pela força dos músculos do tronco e quadril associados em 84,4%. Já o grupo de corredoras amadoras sem valgo dinâmico apresentou maior nível de força muscular dos músculos do quadril e a excursão angular do quadril do plano frontal desde grupo pode ser predita pela força muscular dos músculos do tronco e quadril associados em 41,6%.

Palavras-chave: Step Down Test, Corredoras Amadoras, Valgo Dinâmico, Força Muscular e Amplitude de Movimento;

ABSTRACT

Introduction: Muscle weakness in the trunk or lack of neuromuscular control influences the distribution of forces along the lower limb, which may affect its alignment, which would result in modification of the range of motion of the joints of the lower limb during SDT, however, the magnitude of this influence is not yet known, nor is the impact on the range of motion in the joints of the lower limb.

Objective: To verify whether there is an association between range of motion and muscle strength of the lower limbs and trunk during SDT in female runners with or without dynamic valgus. **Methodology:** 37 women were selected, aged 20 to 35 years, who may or may not have dynamic valgus in the knee, amateur runners who started within 2 years, with a running frequency of up to 20 km/week. The participants were divided into two groups, one with valgus and the other without valgus, which was evaluated during 3 repetitions of the Step Down Test.

Results: The results showed that in relation to anthropometric and muscle strength data, the VDJ group had lower muscle strength in the hip extensor muscles ($p=0.049$). Hierarchical linear regression analysis showed that hip angular excursion in the frontal plane in the NVDJ group ($p=0.017$) and maximum knee angulation in the frontal plane in the VDJ group can be predicted by associated hip and trunk muscle strength. **Conclusion:** The group of amateur runners with dynamic valgus had a lower level of muscular strength than the group without dynamic valgus, and maximum knee angulation in the frontal plane can be predicted by the strength of the associated trunk and hip muscles in 84.4%. The group of amateur runners without dynamic valgus presented a higher level of muscular strength in the hip muscles, and the angular excursion of the hip in the frontal plane from this group can be predicted by the muscular strength of the associated trunk and hip muscles in 41.6%.

Keywords: Step Down Test, Amateur Runners, Dynamic Valgus, Muscle Strength and Range of Movement.

INTRODUÇÃO

A prática de atividade física é um assunto relevante, devido aos diversos benefícios que ela proporciona a saúde. A partir dessa constatação, uma revisão da literatura (LEE; PAFFENBARGER JR.; HENNEKENS, 1997) reuniu os principais estudos epidemiológicos em todo o mundo que examinaram a associação entre a atividade física ou aptidão física e a mortalidade por todas as causas, os quais constataram que os indivíduos que são fisicamente ativos são mais propensos em retardar a mortalidade e desfrutar dos benefícios da longevidade.

A corrida é vista como um esporte de fácil acesso, que pode ser praticada tanto por atletas profissionais, como por pessoas não atletas que estão em busca de melhorar sua aptidão física, e portanto, ela é a modalidade esportiva que mais cresce em diferentes locais pelo mundo (Alves & de Oliveira, 2021). O grande sucesso dessa prática esportiva, também pode ser atribuído pelos benefícios relacionados a saúde e a qualidade de vida obtidos pelos seus praticantes, independentemente da idade (BOULLOSA et al., 2020). Porém, a prática de atividades esportivas de forma amadora, ou seja, sem preparo físico e sem orientação de progressão de quilometragem, deixam esses indivíduos expostos a lesões, tendo taxas que variam de 14 a 50% ao ano (de Araújo et al., 2015). Corredores amadores tem maior probabilidade de desenvolverem lesões na prática da corrida do que corredores mais experientes, decorrente de questões técnicas ou ainda pela falta de força ou controle neuromuscular adequados (Videbæk et al., 2015).

Assim, os membros inferiores são mais acometidos por lesões durante a corrida, apresentando uma taxa de lesão de 78,9%, incluindo joelho, tornozelo e pés. Estes afetam consideravelmente os corredores amadores, devido ao seu despreparo físico, falta de experiência e a má orientação, aspectos que trazem um efeito contrário ao esperado e que dificultam a melhora no desempenho (ALVES; DE OLIVEIRA, 2021). A osteoartrite de joelho e lesões da articulação femoropatelar por exemplo, são comuns em corredores amadores. O tratamento conservador nesses casos é indicado, focado em intervenções de fortalecimentos dos membros inferiores, principalmente do músculo quadríceps, com o objetivo de diminuir as cargas mecânicas impostas na articulação do

joelho, uma vez que a fraqueza muscular é destacada como um problema para as lesões em corredores. No entanto, outros músculos como os extensores e rotadores laterais de quadril, também podem estar com déficit de força, contribuindo para o desalinhamento do membro inferior e facilitando a ocorrência de dor femoropatelar e lesões do ligamento cruzado anterior (Raghava Neelapala et al., 2020). Os exercícios de fortalecimento muscular são capazes de melhorar o controle femoral no plano frontal, durante a marcha. O fortalecimento é citado também, como uma possibilidade efetiva em neutralizar e diminuir desalinhamentos como valgo e aumento de largura do passo (Horsak et al., 2019).

O valgo dinâmico é composto por uma combinação de movimentos padronizados no membro inferior sendo uma combinação de adução e rotação interna do fêmur, abdução do joelho, translação anterior da tíbia, rotação externa da tíbia e eversão do tornozelo (Burnham et al., 2016). Para identificar desalinhamento como estes, uma das ferramentas que se usa é o *Step Down Test* (SDT), que é um teste confiável (PARK; CYNN; CHOUNG, 2013) usado na prática clínica para avaliar a qualidade do movimento dos membros inferiores, podendo identificar movimentos anormais do tronco, pelve e joelho durante descida de um degrau (MOSTAED; WERNER; BARRIOS, 2018)

O valgo dinâmico tem uma incidência maior na população feminina, em comparação à masculina, na aterrissagem unipodal e no agachamento unipodal, além de apresentarem também mais chances de lesões na corrida, como fraturas por estresse da tíbia, síndrome da fricção da banda iliotibial e dor femoropatelar. Isso ocorre por diferenças estruturais do corpo das mulheres em relação aos homens, como uma maior relação entre a largura do quadril e o comprimento do fêmur, que causa um aumento no movimento de adução do quadril por exemplo, que contribui para uma chance maior de apresentar desalinhamento em valgo no joelho (Ferber et al., 2003).

As mudanças cinemáticas que ocorrem durante a corrida relacionadas com a resistência do core, já foram estudadas e a deficiência na estabilidade do core pode ser apontada como um fator de risco importante para lesões do membro inferior (DE BLAISER et al., 2018). O valgo dinâmico pode sofrer a influência do tronco e o controle do tronco é considerado como um fator modificável durante tarefas unipodais como agachamento unipodal e

aterrissagem unipodal. A fraqueza muscular no tronco ou a falta de controle neuromuscular, influencia o deslocamento do centro de gravidade, e por consequência a distribuição de forças ao longo do membro inferior, podendo afetar o seu alinhamento (BURNHAM et al., 2016), o que resultaria na modificação da amplitude de movimento das articulações do membro inferior durante o SDT.

Dessa forma, pode-se supor que a fraqueza muscular no quadril e dos músculos do tronco pode influenciar negativamente na execução de testes funcionais como o SDT, o que reforça a ideia de que este teste é capaz de identificar disfunções de controle muscular do tronco e membros inferiores (Burnham et al., 2016). As possíveis hipóteses deste estudo é que o grupo VDJ apresentará menor força muscular dos membros inferiores e tronco já que esse grupo apresenta o valgo dinâmico que é um desalinhamento do membro inferior e isso influenciaria negativamente a execução do SDT. O grupo NVDJ provavelmente apresentará maior força muscular dos músculos do tronco e membros inferiores o que resultara em uma melhor execução do SDT. Contudo, ainda não é possível afirmar o quanto de força muscular ou a eficiência do tronco influenciaria no desempenho no SDT, e qual o impacto na amplitude de movimento nas articulações do membro inferior. O esclarecimento de tais questões contribuiria para a compreensão dos fatores de riscos biomecânicos relacionados à corrida em mulheres, por serem a população mais afetada por lesões, para que posteriormente possam se dirigir estratégias clínicas direcionadas à prevenção de lesão nessa população. Portanto, o objetivo deste estudo é verificar se existe associação entre a amplitude de movimento durante SDT e a força muscular em mulheres corredoras amadoras com ou sem valgo dinâmico.

MATERIAIS E MÉTODOS

Participantes

Para participar deste estudo 37 mulheres foram selecionadas, com idade entre 20 e 35 anos, que apresentavam ou não o valgo dinâmico, praticantes de corrida amadora, que iniciaram em até 2 anos, com uma frequência de corrida de até 20 km/semana (CAMELIO et al., 2020) (MAAS et al., 2018) (MO; CHOW, 2018). Lesões musculoesqueléticas nos últimos 3 meses, cirurgias nos membros

inferior e tronco, cardiopatias, histórico de dor lombar, disfunções do sistema nervoso e IMC > 30 foram critérios de exclusão para este estudo.

As participantes foram divididas em dois grupos, conforme a presença ou ausência de valgo dinâmico do joelho, o qual foi avaliado visualmente no plano frontal, de acordo com estudo prévio durante 3 repetições do *Step Down Test* (HARRIS-HAYES et al., 2014). O grupo com valgo dinâmico (VDJ) foi composto por 17 mulheres e o grupo sem valgo dinâmico (NVDJ), composto por 20 mulheres.

Step-Down Test

Trata-se de um teste confiável (PARK; CYNN; CHOUNG, 2013) muito usado na prática clínica para avaliar a qualidade do movimento das extremidades inferiores, pois se busca identificar movimentos anormais do tronco, pelve e joelho durante descida de um degrau (MOSTAED; WERNER; BARRIOS, 2018). As participantes foram orientadas a manter a postura em pé, com apoio unipodal, do membro inferior dominante, por 2 segundos e flexionar o joelho lentamente por 2 segundos, fazendo contato suave com o solo com o calcanhar do pé contralateral e retornando à posição inicial, de acordo com o protocolo utilizado anteriormente (HOLLMAN et al., 2009). Para determinar o desempenho foi utilizada uma escala de classificação em bom, regular ou ruim, de acordo com estudo prévio (CROSSLEY et al., 2011). O desempenho era considerado como bom, se a participante fosse capaz de executar o movimento suavemente, mantendo equilíbrio sem desvios do tronco e da pelve, e evitar adução de quadril e joelho valgo em todas as tentativas. O desempenho foi considerado ruim se a participante não atendesse aos requisitos de pelo menos um dos critérios mencionados para todas as tentativas. Os participantes que não fossem claramente classificados como bons ou ruins foram classificados como regulares (Crossley et al., 2011).

Análise cinemática

A análise cinemática foi realizada por um sistema computadorizado de captura de movimento, com dez câmeras infravermelho (OptiTrack FLEX V100R2, Natural Point, Corvallis, Oregon) dispostas de forma a capturar a trajetória em 3D, registrando o deslocamento linear e angular por meio da

identificação dos marcadores a uma frequência de 100 Hz, durante o Step Down Test, sendo consideradas 3 repetições válidas (ROGERS et al., 2019). Foram fixados marcadores nos seguintes pontos anatômicos das voluntárias: bilateralmente no aspecto lateral do acrômio e nas espinhas ilíacas anterossuperiores; no membro dominante no trocânter maior do fêmur, epicôndilo lateral e medial do fêmur, maléolos lateral e medial, e quinta articulação metatarso falangeana.

Os dados cinemáticos foram analisados em um ambiente MatLab (Mathworks, versão 2015a), onde os dados foram filtrados a 5 Hz, o deslocamento linear das marcas foi utilizado para o cálculo dos ângulos do quadril, joelho, e tornozelo no plano sagital e do quadril e joelho no plano frontal. Foram extraídos valores angulares da excursão de movimento (EXC), valores máximos (MAX) e mínimos (MIN).

Avaliação da força muscular

As participantes foram orientadas a irem até o local de coleta, onde foram submetidas a uma avaliação para coleta de dados pessoais, dados antropométricos e informações referentes a sua prática de corrida. Em seguida, para mensurar a força foi utilizado o dispositivo *Hand Held Dynamometer Lafayette (Lafayette Manual Muscle Testing System)*. A força muscular foi medida no membro dominante usando contrações isométricas voluntárias, mantidas por 3 segundos, contra o dinamômetro preso pelo cinto e receberam incentivo verbal padronizado, as participantes realizaram uma tentativa do teste para familiarização e três tentativas válidas, com aproximadamente sessenta segundos de descanso entre as tentativas para proporcionar descanso adequado (Figura 1). Os músculos avaliados foram: músculos flexores do joelho (bíceps femoral, semitendinoso, semimembranoso, grácil e sartório), extensores do joelho (quadríceps e tensor da fáscia lata), rotadores externos do quadril (glúteo máximo, sartório, glúteo médio, piriforme, quadrado femoral, gêmeos superior e inferior, e obturadores internos e externos), flexores laterais do tronco (obliquo interno e externo), extensores do quadril (isquiotibiais- semitendinoso, semimembranoso, bíceps femoral e glúteo máximo), abdutores do quadril (glúteo médio, glúteo máximo e tensor da fáscia lata) e adutores do quadril (adutor longo, adutor curto, adutor magno, grácil, e pectíneo), extensores do tronco (multífido,

íliocostal e longuíssimo do dorso), flexores do tronco (transverso abdominal, multífido, interespinhais, diafragma e quadrado lombar), dorsiflexores (tibial anterior e posterior) e flexores plantares (sóleo, gastrocnêmio, fibular curto e longo e tibial posterior).

Os flexores e extensores do joelho, rotadores externos do quadril e flexores laterais do tronco, foram testados com a participante sentada. Para os flexores do joelho, o cinto foi posicionado no joelho do avaliador e na parte posterior do tornozelo da participante, onde o dinamômetro foi fixado. Para os extensores do joelho, o cinto foi fixado no pé da maca e o dinamômetro na parte anterior do tornozelo. Para os rotadores externos do quadril, o cinto foi fixado no pé da maca e o dinamômetro posicionado acima do maléolo medial da participante. Para testar os flexores laterais do tronco, o cinto foi posicionado na região proximal do fêmur e ao redor da maca para manter a participante estável e o dinamômetro foi posicionado na região lateral do tronco abaixo da axila, em que a participante manteve os braços cruzados à frente do corpo.

Os extensores de quadril, extensores de tronco e flexores plantares foram testados com a participante em decúbito ventral. Para os extensores de quadril a participante fletiu o joelho, o cinto foi posicionado ao redor da maca e na região distal do fêmur prendendo o dinamômetro. Já nos extensores de tronco o cinto foi posicionado ao redor da maca e na região das cristas ilíacas da participante para mantê-la estável, e o dinamômetro foi posicionado entre as escápulas (sobre a vertebra T4) estabilizado pelo avaliador. Para os flexores plantares, a participante também fletiu o joelho do membro que seria avaliado e o cinto foi posicionado abaixo do joelho fletido e no ante pé (cabeças metatarsais) da participante fixando o dinamômetro (KATOH; YAMASAKI, 2009).

Os músculos adutores do quadril, flexores do tronco e dorsiflexores foram testados com a participante em decúbito dorsal. Para os adutores do quadril as duas pernas estavam estendidas sobre a maca, o cinto foi posicionado no tronco do avaliador e na região do côndilo medial do fêmur da perna avaliada fixando o dinamômetro (BITTENCOURT et al., 2016). Para os flexores de tronco, dois cintos foram utilizados para manter a participante estável, sendo que um ficou posicionado nos tornozelos da participante e na parte de baixo da maca e o outro

foi posicionado na região das cristas ilíacas, o dinamômetro foi fixado pelas mãos do avaliador na região do manúbrio do esterno.

Por fim, os músculos abdutores do quadril foram testados com a participante em decúbito lateral com a perna dominante estendida e a outra perna fletida apoiada na maca, o cinto posicionado abaixo da maca e na região distal do fêmur, 5 centímetros acima da linha articular do joelho fixando o dinamômetro.

Os valores do pico de força (kgf) foram convertidos em Newtons (N), com a fórmula ($\text{kgf} \times 9,81$). O torque (Nm) foi calculado multiplicando a força (N) pelo comprimento do segmento do membro (m). Os dados de força muscular foram tabulados e foi calculado o torque (Nm) normalizado pela massa corporal (kg) de cada voluntária através da fórmula Nm / kg (MENDONÇA et al., 2022).

Análise estatística

O cálculo amostral foi realizado por meio do software G*Power 3.1.2.9. Para determinar o tamanho da amostra foi utilizada a família T testes – Linear multiple regression: Fized model, single regression coefficient, com tamanho de efeito 0,50, nível de significância padrão ($\alpha = 0,05$), poder estatístico (0,95). O resultado foi uma amostra total mínima de 30 participantes. Utilizando no software JASP (versão 0.18.0.0) e um alfa de 0.05, a normalidade dos dados foi testada pelo teste de Shapiro-Wilk. Para testar a possível diferença entre grupos, foi utilizado o test t de amostras independentes e calculado o tamanho do efeito, cujo a referência foi 0,2 pequeno, 0,5 médio e 0,8 grande de acordo com (COHEN, 1987) Em seguida foi aplicado o teste de regressão linear hierárquico. Inicialmente eram colocados os músculos que atuavam em uma articulação de interesse e era verificado o percentual de predição, considerado como modelo 1. Em seguida, eram adicionados os músculos referentes ao quadril e depois tronco e considerados como modelo 2 e 3 respectivamente, a partir disso obtivemos os dados de P e R^2 Change entre os modelos. Estes modelos foram aplicados considerando os valores angulares máximos, mínimos e a excursão angular das articulações do quadril, joelho e tornozelo no plano sagital e quadril e joelho no plano frontal.



Figura 1. Esta figura ilustra os testes de força utilizando a dinamometria de mão e a posição adotada para avaliação dos flexores do joelho (a), extensores do joelho (b), rotadores externos do quadril (c), flexores laterais de tronco (d), extensores do quadril (e), abdutores do quadril (f), adutores do quadril (g), extensores de tronco (h), flexores do tronco (i), dorsiflexores (j) e flexor plantar (k).

RESULTADOS

Os resultados mostraram que em relação aos dados antropométricos e de força muscular (Tabela 1), o grupo VDJ apresentou menor força dos extensores de quadril ($p=0,049$). Nas demais comparações, todas as variáveis foram similares entre grupos ($p>0,177$). A análise de regressão linear múltipla (Tabela 2) compreendendo os modelos descritos mostrou que apenas a excursão

angular do quadril no plano frontal no grupo NVDJ ($p= 0,017$) e a máxima angulação do joelho no plano frontal no grupo VDJ ($p= 0,041$) podem ser preditas pela força muscular do quadril e do tronco associados. Os demais modelos nas outras articulações e planos não apresentaram significância estatística para nenhum dos grupos estudados.

DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi verificar se a força muscular do tronco e do membro inferior conseguiriam prever a amplitude de movimento da articulação do quadril, joelho e tornozelo durante o SDT em mulheres corredoras amadoras com ou sem valgo dinâmico. Os resultados deste estudo mostraram que a excursão angular do quadril no plano frontal do grupo NVDJ, poderia ser predita pelos músculos do quadril e tronco associados em 41,6% (Tabela 2). Por outro lado, o máximo ângulo do joelho no plano frontal do grupo VDJ pode ser predito pelos músculos do quadril e tronco associados em 84,4% (Tabela 2). Os resultados mostraram ainda que, a força dos músculos extensores do quadril tem forte relação na amplitude de articular do grupo NVDJ e VDJ (Tabela 1).

Para o grupo NVDJ, a força dos músculos do quadril e tronco foram capazes de prever a amplitude angular do quadril. Isto seria esperado, uma vez que é sugerido que a musculatura do quadril e tronco são necessárias para controlar a amplitude de quadril, ou seja, o alinhamento do membro inferior. (NEAMATALLAH; HERRINGTON; JONES, 2020)(BURNHAM et al., 2016). Por outro lado, os resultados sugerem que a menor força dos extensores do quadril, observada para o grupo VDJ pode ter influenciado negativamente os resultados e os músculos do quadril e tronco, não seriam capazes de prever a amplitude angular. É importante ressaltar que o GMAX é o principal extensor do quadril, este também auxilia na rotação externa e tem uma participação importante junto com o GMED na abdução do quadril (Hollman et al., 2009). Esta redução da capacidade abdução pode ser a causa da não predição amplitude angular do quadril no grupo VDJ. Outra possível causa seria o deslocamento do tronco na direção do membro de apoio, que poderia ter sido maior no grupo VDJ, mas este controle não foi realizado no presente estudo.

Tabela 1. Dados antropométricos e de força muscular.

Variável	VDJ		NVDJ		Estatística		
	<i>Média (dp)</i>	<i>IC 95%</i>	<i>Média (dp)</i>	<i>IC 95%</i>	<i>T</i>	<i>p</i>	<i>Cohen's d</i>
<i>Idade</i>	27,35 (4,59)	(25,16 a 29,53)	25,47 (3,69)	(23,71- 27,22)	1,316	0,197	0,452
<i>Altura</i>	1,62 (0,07)	(1,59-1,65)	1,65 (0,04)	(1,63-1,67)	-1,381	0,177	-0,474
<i>Peso</i>	57,32 (8,29)	53,38-61,26	59,19 (5,13)	(56,75-61,63)	-0,790	0,435	-0,271
<i>IMC</i>	21,73 (2,34)	20,62- 22,84	21,74 (1,79)	(20,88- 22,59)	-0,011	0,992	-0,004
<i>Prática de corrida (meses)</i>	38,70 (47,77)	15,99-61,41	24,70 (35,84)	(7,66- 41,74)	0,967	0,341	0,332
<i>Quilometragem semanal</i>	15,00 (4,66)	12,78-17,21	14,29 (4,81)	(12,00- 16,58)	0,434	0,667	0,149
<i>Flexores do tronco</i>	0,73 (0,31)	0,58-0,88	0,83 (0,23)	(0,72- 0,94)	-1,003	0,323	-0,344
<i>Extensores do tronco</i>	0,82 (0,20)	0,72-0,92	0,83 (0,17)	0,75- 0,91	-0,155	0,878	-0,053
<i>Flexores do tronco D</i>	0,71 (0,16)	0,63-0,79	0,73 (0,15)	0,65- 0,80	-0,318	0,753	-0,109
<i>Flexores do tronco E</i>	0,71 (0,15)	0,63-0,78	0,73 (0,14)	0,671- 0,80	-0,534	0,597	-0,183
<i>Abdutores do quadril</i>	1,49 (0,29)	(1,35-1,63)	1,76 (0,83)	1,37- 2,16	-1,262	0,216	-0,433
<i>Adutores do quadril</i>	0,96 (0,23)	(0,85-1,08)	1,06 (0,48)	0,84 – 1,30	-0,763	0,451	-0,262
<i>Extensores do quadril</i>	0,99 (0,33)	(0,83-1,15)	1,34 (0,62)	1,04-1,64	-2,046	0,049*	-0,702*
<i>Rotadores laterais do quadril</i>	0,73 (0,26)	0,60- 0,86	0,72 (0,15)	0,65-0,79	0,125	0,901	0,043
<i>Extensores do joelho</i>	1,73 (0,59)	1,45- 2,01	1,89 (0,48)	1,66-2,12	-0,868	0,392	-0,298
<i>Flexores do joelho</i>	1,19 (0,44)	0,98- 1,40	1,23 (0,24)	1,11-1,34	-0,290	0,773	-0,100
<i>Flexores plantares</i>	0,99 (0,43)	0,78- 1,20	0,96 (0,35)	0,79-1,13	0,211	0,834	0,073
<i>Dorsiflexores</i>	0,347 (0,12)	0,28- 0,40	0,34 (0,10)	0,29-0,39	0,030	0,977	0,010

VDJ: Grupo Valgo Dinâmico de Joelho; NVDJ: Grupo Não-Valgo Dinâmico de Joelho; *Valor significativo; dp: desvio padrão; IC: intervalo de confiança; p: significância.

Tabela 2. Modelos de regressão linear múltipla.

			VDJ		NVDJ	
	Modelo	Músculos	R ²	P	R ²	P
Quadril						
<i>MxA_sag</i>	1	HEXT, HER, HABDT, HADT	0.379	0.188	0.232	0.379
	3	HEXT, HER, HABDT, HADT, TEXT, TFLEX, TFLXLE, TFLXLD	0.262	0.299	0.196	0.475
<i>MiA_sag</i>	1	HEXT, HER, HABDT, HADT	0.473	0.082	0.079	0.859
	3	HEXT, HER, HABDT, HADT, TEXT, TFLEX, TFLXLE, TFLXLD	0.053	0.918	0.327	0.264
<i>ExA_sag</i>	1	HEXT, HER, HABDT, HADT	0.313	0.302	0.248	0.338
	3	HEXT, HER, HABDT, HADT, TEXT, TFLEX, TFLXLE, TFLXLD	0.319	0.235	0.124	0.707
<i>MxA_fro</i>	1	HEXT, HER, HABDT, HADT	0.163	0.680	0.340	0.157
	3	HEXT, HER, HABDT, HADT, TEXT, TFLEX, TFLXLE, TFLXLD	0.111	0.862	0.200	0.365
<i>MiA_fro</i>	1	HEXT, HER, HABDT, HADT	0.179	0.635	0.199	0.472
	3	HEXT, HER, HABDT, HADT, TEXT, TFLEX, TFLXLE, TFLXLD	0.281	0.442	0.230	0.400
<i>ExA_fro</i>	1	HEXT, HER, HABDT, HADT	0.071	0.918	0.348	0.146
	3	HEXT, HER, HABDT, HADT, TEXT, TFLEX, TFLXLE, TFLXLD	0.166	0.780	0.416	0.017*
Joelho						
<i>MxA_sag</i>	1	KEXT, KFLEX	0.041	0.747	0.254	0.083
	2	KEXT, KFLEX, TEXT, TFLEX, TFLXLE, TFLXLD	0.071	0.932	0.274	0.172
	3	KEXT, KFLEX, HEXT, HER, HABDT, HADT, TEXT, TFLEX, TFLXLE, TFLXLD	0.778	0.085	0.322	0.582
<i>MiA_sag</i>	1	KEXT, KFLEX	0.058	0.656	0.114	0.356
	2	KEXT, KFLEX, TEXT, TFLEX, TFLXLE, TFLXLD	0.475	0.105	0.161	0.591
	3	KEXT, KFLEX, HEXT, HER, HABDT, HADT, TEXT, TFLEX, TFLXLE, TFLXLD	0.643	0.288	0.190	0.944
<i>ExA_sag</i>	1	KEXT, KFLEX	0.094	0.500	0.282	0.060
	2	KEXT, KFLEX, TEXT, TFLEX, TFLXLE, TFLXLD	0.470	0.093	0.134	0.580

<i>MxA_fro</i>	3	KEXT, KFLEX, HEXT, HER, HABDT, HADT, TEXT, TFLEX, TFLXLE, TFLXLD	0.662	0.202	0.163	0.933
	1	KEXT, KFLEX	0.017	0.890	0.027	0.790
	2	KEXT, KFLEX, TEXT, TFLEX, TFLXLE, TFLXLD	0.529	0.078	0.380	0.142
<i>MiA_fro</i>	3	KEXT, KFLEX, HEXT, HER, HABDT, HADT, TEXT, TFLEX, TFLXLE, TFLXLD	0.844	0.041*	0.708	0.060
	1	KEXT, KFLEX	0.021	0.864	0.112	0.366
	2	KEXT, KFLEX, TEXT, TFLEX, TFLXLE, TFLXLD	0.404	0.215	0.351	0.136
<i>ExA_fro</i>	3	KEXT, KFLEX, HEXT, HER, HABDT, HADT, TEXT, TFLEX, TFLXLE, TFLXLD	0.744	0.154	0.481	0.339
	1	KEXT, KFLEX	0.019	0.873	0.237	0.100
	2	KEXT, KFLEX, TEXT, TFLEX, TFLXLE, TFLXLD	0.175	0.708	0.127	0.636
Tornozelo <i>MxA_sag</i>	3	KEXT, KFLEX, HEXT, HER, HABDT, HADT, TEXT, TFLEX, TFLXLE, TFLXLD	0.264	0.952	0.183	0.920
	1	ADFLX, APFLX,	0.071	0.596	0.161	0.224
	2	ADFLX, APFLX, TEXT, TFLEX, TFLXLE, TFLXLD	0.263	0.458	0.182	0.490
<i>MiA_sag</i>	3	ADFLX, APFLX, HEXT, HER, HABDT, HADT, TEXT, TFLEX, TFLXLE, TFLXLD	0.448	0.690	0.501	0.230
	1	ADFLX, APFLX,	0.190	0.229	0.074	0.518
	2	ADFLX, APFLX, TEXT, TFLEX, TFLXLE, TFLXLD	0.211	0.511	0.256	0.340
<i>ExA_sag</i>	3	ADFLX, APFLX, HEXT, HER, HABDT, HADT, TEXT, TFLEX, TFLXLE, TFLXLD	0.362	0.750	0.422	0.548
	1	ADFLX, APFLX,	0.215	0.183	0.014	0.890
	2	ADFLX, APFLX, TEXT, TFLEX, TFLXLE, TFLXLD	0.104	0.815	0.353	0.187
	3	ADFLX, APFLX, HEXT, HER, HABDT, HADT, TEXT, TFLEX, TFLXLE, TFLXLD	0.304	0.839	0.591	0.227

Mx, máxima; Mi, mínima; Ex, excursão; A, angular; sag, plano sagital; fro, plano frontal; HEXT, extensores de quadril; HER, rotadores externos de quadril; HABDT, abdutores de quadril; HADT, adutores de quadril; KEXT, extensores do joelho; KFLEX, flexores do joelho; ADFLX, dorsiflexores; APFLX, flexores plantar; TEXT, extensores do tronco; TFLEX, flexores do tronco; TFLXLE, flexores do tronco lado esquerdo e TFLXLD, flexores do tronco do lado direito.

A deficiência dos extensores de quadril observada para o grupo VDJ também poderia explicar a predição da máxima angulação do joelho no plano frontal. O déficit de força na abdução do quadril e na força de rotação externa induz a adução e rotação medial excessivas no quadril, aumentando assim o valgo dinâmico (Hollman et al., 2014). O GMAX também tem uma função importante como rotador externo do quadril e sua deficiência permitiria a rotação interna. Infelizmente, a cinemática no plano horizontal não foi controlada neste estudo.

Um estudo prévio está alinhado com a nossa hipótese mostrando que a diminuição de força do quadril, principalmente dos músculos abdutores e rotadores externos, está associada um maior valgo dinâmico nos membros inferiores durante atividades de sustentação de peso. A melhora da força muscular do quadril pode auxiliar no controle dos membros inferiores no plano frontal e transversal (Emamvirdi et al., 2019). O controle do valgo dinâmico é algo complexo, multifatorial, que envolve outros elementos além da força muscular, como ativação e controle motor do quadril, e uso de feedback para facilitar a integração em atividades de nível superior. Assim, somente o fortalecimento dos músculos do membro inferior e tronco não seria a resposta para correção do valgo. O fortalecimento do membro inferior, principalmente do quadril se mostra importante no tratamento e prevenção de lesões e tratamentos de DFP por exemplo, mas não garante a correção do valgo (FORD et al., 2015).

Este estudo tem algumas limitações a serem consideradas. Primeiro, foi realizado apenas com corredoras amadoras e, portanto, os resultados não podem ser generalizados para atletas profissionais ou do sexo masculino, embora nosso objeto de interesse seja mais comum no sexo feminino. Em segundo, neste estudo não foi controlado o movimento do tronco, o que poderia influenciar os resultados. Por exemplo, o deslocamento do tronco na direção do membro de apoio reduziria o torque gravitacional no quadril, reduzindo a necessidade de grande geração de torque muscular pelos abdutores. Contudo, a orientação para execução do SDT era de manter o olhar fixo em um ponto afrente do sujeito, o que reduziria a tendência de deslocamento do tronco.

CONCLUSÃO

Concluimos que o grupo de corredoras amadoras com valgo dinâmico apresentou um nível menor de força muscular e a máxima angulação do joelho no plano frontal desse grupo pode ser predita pela força muscular dos músculos do quadril e tronco associados em 84,4%. Já o grupo sem valgo dinâmico, apresentou maior nível de força muscular dos músculos do quadril e a excursão angular do quadril no plano frontal pode ser predita pela força muscular dos músculos do quadril e tronco associados em 41,6%.

REFERÊNCIAS

- ALVES, A. J.; DE OLIVEIRA, G. Prevalência de lesões em atletas amadores de corrida de rua. **Revista Científica do UBM**, v. 19, p. 216–225, 16 maio 2021.
- 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.
- BOULLOSA, D. et al. **Factors affecting training and physical performance in recreational endurance runners**. **SportsMDPI AG**, , 1 mar. 2020.
- BURNHAM, J. M. et al. Relationship of Hip and Trunk Muscle Function with Single Leg Step-Down Performance: Implications for Return to Play Screening and Rehabilitation. **Physical Therapy in Sport**, v. 22, p. 66–73, 1 nov. 2016.
- CAMELIO, K. et al. Influence of prolonged running and training on tibial acceleration and movement quality in novice runners. **Journal of Athletic Training**, v. 55, n. 12, p. 1292–1299, 1 dez. 2020.
- COHEN, J. **Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences Second Edition**. South Wellfleet, Massachusetts: [s.n.].
- CROSSLEY, K. M. et al. Performance on the single-leg squat task indicates hip abductor muscle function. **American Journal of Sports Medicine**, v. 39, n. 4, p. 866–873, abr. 2011.
- DE ARAUJO, M. K. et al. Injuries among amateur runners. **Revista Brasileira de Ortopedia (English Edition)**, v. 50, n. 5, p. 537–540, set. 2015.
- DE BLAISER, C. et al. **Is core stability a risk factor for lower extremity injuries in an athletic population? A systematic review**. **Physical Therapy in Sport** Churchill Livingstone, , 1 mar. 2018.
- EMAMVIRDI, M.; LETAFATKAR, A.; KHALEGHI TAZJI, M. The Effect of Valgus Control Instruction Exercises on Pain, Strength, and Functionality in Active Females

With Patellofemoral Pain Syndrome. **Sports Health**, v. 11, n. 3, p. 223–237, 1 maio 2019.

FERBER, R.; DAVIS, I. M. C.; WILLIAMS, D. S. Gender differences in lower extremity mechanics during running. **Clinical Biomechanics**, v. 18, n. 4, p. 350–357, 2003.

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.

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.

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**. [s.l: s.n.].

HOLLMAN, J. H. et al. Frontal and transverse plane hip kinematics and gluteus maximus recruitment correlate with frontal plane knee kinematics during single-leg squat tests in women. **Clinical Biomechanics**, v. 29, n. 4, p. 468–474, 2014.

HORSAK, B. et al. Effects of a lower extremity exercise program on gait biomechanics and clinical outcomes in children and adolescents with obesity: A randomized controlled trial. **Gait and Posture**, v. 70, p. 122–129, 1 maio 2019.

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** **J. Phys. Ther. Sci.** [s.l: s.n.].

LEE, I.-M.; PAFFENBARGER JR., R. S.; HENNEKENS, C. H. Physical activity, physical fitness and longevity. **Aging Clinics Experimental Research**, v. 9, p. 2–11, 11 fev. 1997.

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

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, p. 0–5, 2022.

MO, S.; CHOW, D. H. K. Stride-to-stride variability and complexity between novice and experienced runners during a prolonged run at anaerobic threshold speed. **Gait and Posture**, v. 64, p. 7–11, 1 jul. 2018.

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.

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.

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

RAGHAVA NEELAPALA, Y. V.; BHAGAT, M.; SHAH, P. **Hip Muscle Strengthening for Knee Osteoarthritis: A Systematic Review of Literature**. **Journal of Geriatric Physical Therapy** Lippincott Williams and Wilkins, , 1 abr. 2020.

ROGERS, S. M. et al. **Triple Hop for Distance as a Predictor of Lower Extremity Performance in Firefighter Equipment** **International Journal of Exercise Science**. [s.l: s.n.]. Disponível em: <<http://www.intjexersci.com>>.

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.