



**INSTITUTO
FEDERAL**
Rio de Janeiro

Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Rio de Janeiro

CAMPUS REALENGO

FISIOTERAPIA

JOÃO EMILIO REZENDE DE CARVALHO

**CORRELAÇÃO DA FORÇA DE FLEXORES
PLANTARES E AMPLITUDE DE MOVIMENTO DO
TORNOZELO COM A CINEMÁTICA DE
CORREDORES COM TENDINOPATIA DE
AQUILES**

IFRJ – CAMPUS REALENGO

2024

JOÃO EMILIO REZENDE DE CARVALHO

**CORRELAÇÃO DA FORÇA DE FLEXORES PLANTARES E AMPLITUDE DE
MOVIMENTO DO TORNOZELO COM A CINEMÁTICA DE CORREDORES
COM TENDINOPATIA DE AQUILES**

Trabalho de conclusão de curso
apresentada à coordenação do Curso de
Fisioterapia, como cumprimento parcial
das exigências para conclusão do curso.

Orientador: Gustavo Leporace de
Oliveira Lomelino Soares

Coorientador: Jaqueline Nunes Burigo
de Sá

**IFRJ - CAMPUS REALENGO
SETEMBRO/2024**

IFRJ – CAMPUS REALENGO

JOÃO EMILIO REZENDE DE CARVALHO

**CORRELAÇÃO DA FORÇA DE FLEXORES PLANTARES E AMPLITUDE DE
MOVIMENTO DO TORNOZELO COM A CINEMÁTICA DE CORREDORES
COM TENDINOPATIA DE AQUILES**

Trabalho de conclusão de curso
apresentado à coordenação do
Curso de Fisioterapia, como
cumprimento parcial das exigências
para conclusão do curso.

Aprovada em 12 de setembro de 2019
Conceito: 9,5 (nove vírgula cinco)

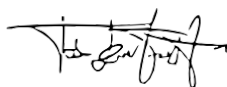
Banca Examinadora



Prof. Dsc. Gustavo Leporace de Oliveira Lomelino Soares
Orientador



Prof. Msc. Jaqueline Nunes Burigo de Sá
Coorientador



Prof. Msc. Fábio Luis Feitosa Fonseca
Membro da Banca 1



Prof. Msc. Vinicius da Costa Martins
Membro da Banca 2

CIP - Catalogação na Publicação
Bibliotecária: Alane Elias Souza - CRB-7/6321

C331c Carvalho, João Emilio Rezende de
Correlação da Força de Flexores Plantares e Amplitude de Movimento de Tornozelo com a Cinemática de Corredores com Tendinopatia de Aquiles / João Emilio Rezende de Carvalho - Rio de Janeiro, 2024.
27 f.

Orientação: Gustavo Leporace de Oliveira Lomelino Soares.
Coorientação: Jaqueline Nunes Burigo de Sá.

Trabalho de conclusão de curso (graduação), Bacharelado em Fisioterapia, Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Rio de Janeiro, Campus Realengo, 2024.

1. Biomecânica. 2. Corrida. I. Soares, Gustavo Leporace de Oliveira Lomelino. II. Sá, Jaqueline Nunes Burigo de. III. Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologiado Rio de Janeiro. IV. Título.

CDU 615.8

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar, gostaria de expressar minha profunda gratidão à minha família. Agradeço por me proporcionar a oportunidade de vir a este mundo, me oferecer uma base cultural e social, e por me ensinar a importância das relações para alcançar meus objetivos.

Em segundo lugar, sou imensamente grato aos meus amigos, que me inspiram e me incentivam a buscar o melhor de mim a cada dia. Agradeço também aos meus professores, que têm sido fundamentais em meu desenvolvimento profissional, desafiando-me a crescer e a me tornar a minha melhor versão como fisioterapeuta.

CORRELAÇÃO DA FORÇA DE FLEXORES PLANTARES E AMPLITUDE DE MOVIMENTO DO TORNOZELO COM A CINEMÁTICA DE CORREDORES COM TENDINOPATIA DE AQUILES

RESUMO

Introdução: A tendinopatia de Aquiles (TA) é uma lesão prevalente entre corredores, com fatores biomecânicos contribuindo significativamente para o seu desenvolvimento. No entanto, o impacto específico desses fatores na biomecânica da corrida em indivíduos com TA requer uma exploração mais aprofundada. **Objetivo:** Examinar a correlação entre a força dos flexores plantares e a amplitude de movimento (ADM) da dorsiflexão do tornozelo com a cinemática do pé e tornozelo durante a corrida em indivíduos com TA. **Métodos:** Dezoito participantes diagnosticados com TA (idade média 47,4 anos, faixa de 36 a 57) foram avaliados enquanto corriam em uma esteira em um ritmo auto selecionado. A cinemática do pé e tornozelo do membro afetado nos planos sagital e coronal foi capturada usando um sistema de captura de movimento com 4 câmeras. A força isométrica dos flexores plantares e a ADM da dorsiflexão também foram medidas. A análise de correlação de Spearman foi utilizada para avaliar as correlações entre a cinemática e as métricas de força e flexibilidade. **Resultados:** Correlações significativas ($p < 0,05$) foram identificadas entre a força isométrica do gastrocnêmio e: a eversão do tornozelo no contato inicial ($r = -0,53$), eversão do retropé no contato inicial ($r = -0,65$), velocidade de eversão do pé ($r = 0,68$) durante o apoio e ADM de eversão do pé durante o apoio ($r = 0,62$). **Conclusão:** O estudo revelou uma correlação significativa entre o aumento da força muscular do gastrocnêmio e a redução da eversão do pé e tornozelo no contato inicial, bem como o aumento da velocidade de eversão do pé durante a fase de apoio. Essa dinâmica resulta em uma pronação mais pronunciada e uma maior ADM do pé no plano coronal durante o apoio, o que pode amplificar o risco de lesões no tendão de Aquiles. Identificar esses padrões fornece informações valiosas para a elaboração de estratégias preventivas e de reabilitação.

Palavras-chave: Tendinopatia de Aquiles; Biomecânica; Cinemática; Análise de Movimento

ABSTRACT

Introduction: Achilles tendinopathy (AT) is a prevalent injury among runners, with biomechanical factors significantly contributing to its development. However, the specific impact of these factors on running biomechanics of individuals with AT requires further exploration. **Objective:** To examine the correlation between plantar flexor strength and ankle dorsiflexion range of motion (ROM) with foot and ankle kinematics during running in individuals with AT. **Methods:** Eighteen participants diagnosed with AT (mean age 47.4 years, range 36-57) were assessed while running on a treadmill at a self-selected pace. Foot and ankle kinematics of the affected limb in the sagittal and coronal planes were captured using a 4-camera motion capture system. Isometric plantarflexion strength and dorsiflexion ROM were also measured. Spearman's correlation analysis was employed to assess the relationships between kinematics and strength and flexibility metrics. **Results:** Significant correlations ($p < 0.05$) were identified between gastrocnemius strength and ankle eversion at initial contact ($r = -0.53$), foot eversion at initial contact ($r = -0.65$), foot eversion velocity ($r = 0.68$), and foot eversion ROM during stance ($r = 0.62$). **Conclusion:** The study revealed a significant relationship between increased gastrocnemius muscle strength and reduced eversion of the foot and ankle at initial contact, as well as increased foot eversion velocity through the stance phase. Such dynamics result in more pronounced pronation and a greater foot ROM in the coronal plane during stance, which may amplify the risk of Achilles tendon injuries. Identifying these patterns provides valuable insights for devising preventative and rehabilitative strategies.

Keywords: Achilles Tendinopathy; Biomechanics; Kinematics; Motion Analysis

1. INTRODUÇÃO	7
2. OBJETIVOS	9
2.1. Geral	9
2.2. Específicos	9
3. METODOLOGIA	10
3.1 Dados cinemáticos	10
3.2 Força muscular	13
3.3 Amplitude de movimento de tornozelo	14
3.4 Análise estatística	15
4. RESULTADOS	16
5. DISCUSSÃO	19
6. CONCLUSÃO	22
7. BIBLIOGRAFIA	23

1. INTRODUÇÃO

A tendinopatia de Aquiles (TA) é uma condição debilitante caracterizada por dor, sensibilidade à palpação, espessamento e disfunção do tendão de Aquiles, podendo persistir por anos (Cooper, 2023; Maffulli & Kader, 2002). Como uma lesão prevalente em corredores, a TA representa 10% de todas as lesões decorrentes da corrida, ocupando o segundo lugar em frequência após a síndrome da dor patelofemoral, que constitui 17% dessas lesões (Francis et al., 2018).

A etiologia da TA é multifatorial, envolvendo uma variedade de fatores de risco intrínsecos e extrínsecos. Os fatores intrínsecos incluem aspectos como vascularização, idade, gênero, peso corporal, altura, deformidade de pé cavo e instabilidade lateral do tornozelo (James et al., 1978; Maffulli & Kader, 2002). Além disso, diversos fatores biomecânicos, como fraqueza do gastrocnêmio-sóleo e amplitude de movimento (ADM) e velocidade do retropé no plano coronal, foram identificados como fatores de risco para a TA (Hasani et al., 2021; James et al., 1978; Maffulli & Kader, 2002; McCrory et al., 1999). Fatores extrínsecos associados à TA incluem calçados, superfícies de treinamento, mudanças nos hábitos de treinamento, ritmo, técnica, hábitos de alongamento e o uso de quinolonas (James et al., 1978; Maffulli & Kader, 2002; Wise et al., 2012).

Vários estudos exploraram a influência do movimento do retropé na TA. Becker et al. (2017) sugeriram que uma maior eversão do retropé poderia intensificar a tensão no tendão de Aquiles (Becker et al., 2017). Alguns estudos relataram padrões específicos em pacientes com TA, como uma maior inversão do retropé no contato inicial, seguida por um pico aumentado de eversão, um tempo mais curto para a eversão máxima e uma maior velocidade de pico de eversão durante a fase intermediária do apoio, indicando o papel do movimento do retropé na etiologia da TA (Clement et al., 1984; Donoghue et al., 2008; McCrory et al., 1999). Por outro lado, evidências conflitantes surgiram, com estudos como Van Ginckel et al. (2009) relatando uma associação da TA com uma rotação lateral do pé mais pronunciada após o contato inicial em contraste com a hiperpronação frequentemente descrita, que ocorre durante a fase

intermediária do apoio, enfatizando a necessidade de uma pesquisa biomecânica mais abrangente (Van Ginckel et al., 2009).

A limitação da amplitude de movimento (ADM) passiva da dorsiflexão do tornozelo é outro fator que tem sido associado à TA, com alguns estudos mostrando uma correlação significativa entre TA e rigidez no gastrocnêmio ou sóleo (Clement et al., 1984; Kaufman et al., 1999; Mulder et al., 2023), embora alguns autores sugiram que essa limitação possa não ser clinicamente relevante (Mulder et al., 2023). Ao mesmo tempo, descobertas de Donoghue et al. (2008) relataram uma maior dorsiflexão durante a corrida em pacientes com TA em comparação com controles (Donoghue et al., 2008), sugerindo uma relação complexa entre as amplitudes de dorsiflexão passiva e ativa, força muscular e biomecânica do pé e tornozelo.

Portanto, surge a hipótese de que uma maior força dos músculos do tríceps sural e uma ADM limitada do tornozelo estariam relacionadas a uma diminuição da eversão do retropé durante a corrida nesse grupo de pacientes.

2. OBJETIVOS

2.1. Geral

Avaliar a correlação entre a força dos flexores plantares e a amplitude de movimento da dorsiflexão do tornozelo com a cinemática do pé e tornozelo durante a corrida em corredores com TA.

2.2. Específicos

- Estudar parâmetros cinemáticos da corrida;
- Estudar a técnica de avaliação de força isométrica com dinamômetro manual, bem como treinamento dessa aferição;
- Estudar a técnica de avaliação de amplitude de movimento com inclinômetro digital, bem como treinamento dessa aferição;
- Estudar sobre métodos de análise estatística envolvendo correlação entre 2 variáveis. (Pearson e Spearman).
- Avaliar a correlação dos parâmetros cinemáticos da corrida com a força dos flexores plantares em duas posições: joelho flexionado e joelho estendido.
- Avaliar a correlação dos parâmetros cinemáticos da corrida com a ADM de dorsiflexão em 3 posições: em cadeia cinética fechada com joelho flexionado, em cadeia cinética aberta com o joelho estendido e em cadeia cinética aberta com o joelho flexionado.

3. METODOLOGIA

Um estudo transversal foi conduzido utilizando dados retrospectivos coletados entre 2020 e 2023 em um laboratório de análise de movimento (Biocinética, Laboratório de Movimento). Os dados compreenderam uma única sessão de avaliação, abrangendo testes de corrida, avaliações de força e medidas de flexibilidade. Indivíduos de ambos os sexos, com idade entre 18 e 65 anos, diagnosticados com tendinopatia unilateral de Aquiles por cirurgias ortopédicas experientes, que concordaram com o Termo de Consentimento Informado, foram incluídos. O membro afetado foi analisado. Pacientes com histórico de doenças reumatológicas, aqueles que usavam corticosteroides ou antibióticos quinolônicos, indivíduos com Índice de Massa Corporal (IMC) superior a 35 kg/m² e aqueles com outras condições que limitavam o desempenho no teste, como incapacidade de correr devido à dor, foram excluídos. Como este estudo foi pioneiro, o tamanho da amostra foi estimado com base no tamanho da amostra utilizado em um estudo anterior com metodologia semelhante (Becker et al., 2017). Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Departamento de Diagnóstico por Imagem/UNIFESP e registrado sob o número 6.597.149. O modelo de TCLE encontra-se no link: [Tendinopatia em corredores - TCLE](#).

3.1 Dados cinemáticos

Para a coleta de dados cinemáticos da corrida, foi utilizado um sistema de análise de movimento VICON, composto por quatro câmeras de alta velocidade (Vicon, Oxford, Reino Unido) operando a uma taxa de amostragem de 250 Hz enquanto os participantes corriam em uma esteira Technogym Run 600 XT Pro. Um ponteiro contendo dois marcadores foi usado para digitalizar pontos anatômicos específicos dos membros inferiores, pelve e tronco de acordo com a Técnica de Sistemas Anatômicos Calibrados (CAST) (Cappozzo et al., 1995). Os marcos anatômicos incluíam as espinhas ilíacas anterior e posterior-superior, côndilos femorais medial e lateral, tuberosidade tibial, cabeça da fíbula, maléolos medial e lateral, e sapatos sobre os primeiros, segundos e quintos cabeças metatarsais e calcanhar. Adicionalmente, clusters com quatro marcadores refletivos cada foram posicionados bilateralmente no pé, perna, coxa, pelve e tronco (Leporace et al., 2021). Para mitigar o impacto

de artefatos de movimento de tecidos moles passivos e ativos nos clusters de marcadores, um estimador de pose de quadrados mínimos foi utilizado (Cappozzo et al., 1997). Os sistemas de coordenadas e os cálculos de ângulos articulares foram definidos de acordo com a proposta da Sociedade Internacional de Biomecânica (Wu et al., 2002). Os ângulos do pé foram calculados como pé em relação ao sistema de coordenadas do laboratório nos planos sagital e coronal, respectivamente. Os ângulos do tornozelo foram calculados entre a tíbia e os segmentos do pé nos planos sagital e coronal. Dois ensaios de corrida de um minuto foram conduzidos em uma velocidade de corrida auto-selecionada. Os parâmetros cinemáticos da corrida descritos na Tabela 1 e na Figura 1 foram determinados. Os ângulos do pé foram avaliados com base nos marcadores em relação ao sistema de referência do laboratório, enquanto os ângulos do tornozelo foram calculados entre os segmentos da perna e do pé.

Figura 2: Coleta dos dados cinemáticos.

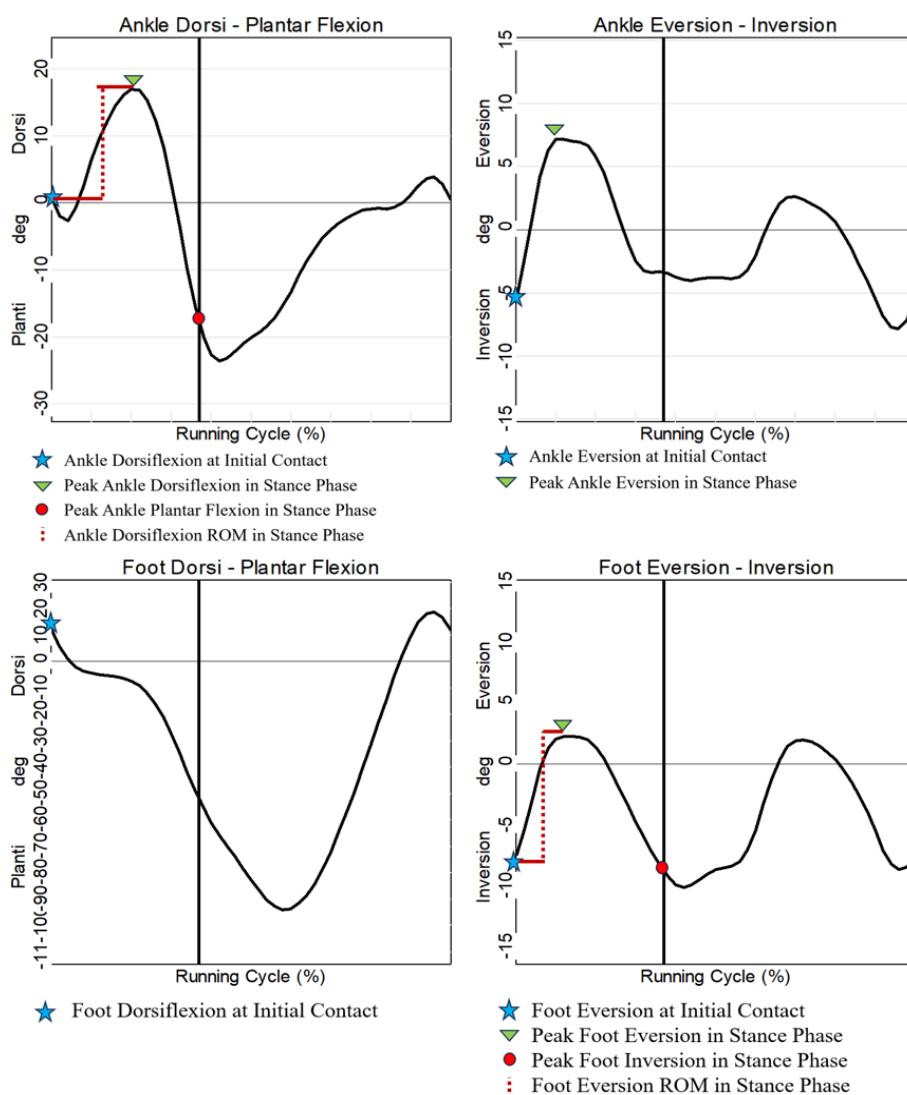


Tabela 1 – Parâmetros cinemáticos de corrida avaliados.

Articulação	Parâmetro	Descrição da variável
Tornozelo	Dorsiflexão do tornozelo no contato inicial (CI) (°)	Ângulo do tornozelo no plano sagital no instante do CI com o solo
	Dorsiflexão máxima do tornozelo na fase de apoio (FA) (°)	Dorsiflexão máxima do tornozelo no plano sagital durante FA
	Pico de flexão plantar do tornozelo na FA (°)	Pico de flexão plantar do tornozelo no plano sagital durante a FA
	ADM de dorsiflexão do tornozelo na FA (°)	Deslocamento angular do tornozelo no plano sagital durante a FA, calculado como a subtração do ângulo máximo de dorsiflexão do ângulo de dorsiflexão no CI
	Eversão do tornozelo no CI (°)	Ângulo do tornozelo no plano coronal no instante do CI com o solo
	Pico de eversão do tornozelo em FA(°)	Pico de eversão do tornozelo no plano coronal durante a FA
Pé	Dorsiflexão do pé no CI (°)	Dorsiflexão do pé no CI
	Eversão do pé no CI (°)	Ângulo do pé no plano coronal no instante do CI com o solo
	Pico de eversão do pé no FA (°)	Pico de eversão do pé no plano coronal durante a FA
	Pico de inversão do pé na FA (°)	Pico de inversão do pé no plano coronal durante a FA
	ADM de eversão do pé na FA (°)	Deslocamento angular do pé no plano coronal durante a FA, calculado como a subtração do ângulo de eversão máximo do ângulo de eversão no CI
	Tempo para eversão do pé em FA (ms)	Tempo decorrido desde o instante do CI até o pico de eversão do pé no plano coronal durante a FA
	Velocidade de eversão do pé na FA (°/s)	Velocidade máxima de eversão do pé durante a FA, calculada como a primeira derivada do deslocamento angular do pé no plano coronal ao longo do tempo

CI: Contato Inicial; FA: Fase de Apoio; ADM: Amplitude de Movimento.

Figura 2: Parâmetros cinemáticos de corrida avaliados.

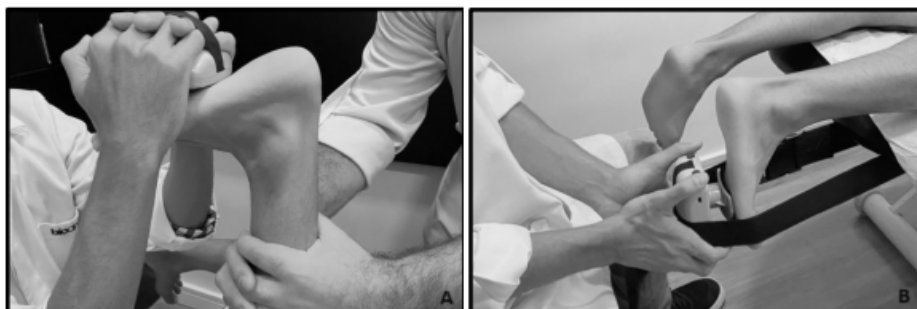


3.2 Força muscular

Um dinamômetro portátil manual (Lafayette Manual Muscle Tester Modelo 01163; Lafayette Instrument Company, Lafayette, IN, EUA) foi utilizado para os testes de força. Os resultados dos testes foram avaliados em Newtons (N) e normalizados como porcentual do peso corporal. A força isométrica máxima foi avaliada duas vezes para cada teste, e o valor mais alto das tentativas foi utilizado nas análises. Os participantes foram instruídos a exercer uma força máxima dentro de um período de 5 segundos. As forças dos flexores plantares com o joelho estendido e as forças dos flexores plantares com o joelho flexionado foram avaliadas. A força dos flexores plantares com o joelho estendido foi avaliada em posição prona, com o dinamômetro localizado no

antepé e o tornozelo em posição neutra (Mentiplay et al., 2015). A força dos flexores plantares com o joelho flexionado (90°) foi avaliada em posição prona, com o dinamômetro localizado no antepé e o tornozelo em posição neutra (Peterson Kendall et al., 2007). Os testes foram conduzidos por avaliadores experientes.

Figura 3: Teste de força de flexores plantares com joelho flexionado (A) e com joelho estendido (B).



3.3 Amplitude de movimento de tornozelo

Para a avaliação da ADM do tornozelo, foi utilizado um inclinômetro digital (Acumar Digital Inclínometer, Modelo ACU 360, Lafayette Instrumenter, Lafayette, EUA). Todas as medidas foram expressas em graus ($^\circ$). A amplitude de movimento da dorsiflexão do tornozelo em cadeia cinética fechada, a dorsiflexão do tornozelo com o joelho estendido em cadeia cinética aberta e a dorsiflexão do tornozelo com o joelho flexionado em cadeia cinética aberta foram avaliadas. Os testes de ADM de dorsiflexão em cadeia cinética aberta foram realizados em posição prona, de forma ativa, com o inclinômetro localizado nas regiões plantar e lateral do pé. As medidas foram inicialmente realizadas com o joelho totalmente estendido (Figura 3A) e posteriormente com o joelho flexionado a 90° (Figura 3B) (Peterson Kendall et al., 2007). Dois ensaios foram realizados para cada teste, e o maior valor entre eles foi registrado, considerando uma diferença máxima aceitável de 10% entre as duas medidas. O teste de dorsiflexão do tornozelo em cadeia cinética fechada (teste de lunge com carga Bennell et al., 1998) foi realizado com os participantes de frente para uma parede, com o pé avaliado perpendicular a ela (Figura 3C). O pé avaliado foi posicionado perpendicularmente à parede, e os

participantes foram instruídos a flexionar o tornozelo enquanto traziam o joelho em direção à parede até o contato ser alcançado, mantendo o contato do calcanhar com o chão. Se esse movimento causasse elevação do calcanhar, o participante retornava o pé à posição inicial e repetia, concentrando-se em manter o calcanhar no chão. Finalmente, quando o participante manteve a posição de máxima dorsiflexão, sem a retirada do calcanhar, foi feita a medição.

Figura 4: Teste de dorsiflexão do tornozelo em cadeia cinética aberta com o joelho estendido (A), flexionado (B) e teste de dorsiflexão do tornozelo em cadeia cinética fechada (C).



3.4 Análise estatística

Para avaliar a normalidade dos dados e posteriormente escolher o teste de correlação para o estudo, foi empregado o teste de Shapiro-Wilk. Uma vez que os dados não apresentavam distribuição gaussiana, o teste de correlação de Spearman foi utilizado para examinar a correlação entre as variáveis. Neste estudo, adotamos as seguintes sub-classificações para a força da associação: negligível (0,00–0,10), fraca (0,10–0,39), moderada (0,40–0,69), forte (0,70–0,89) e muito forte (0,90–1,00) (Schober et al., 2018). O nível de significância foi estabelecido em 5%.

4. RESULTADOS

Este estudo incluiu 18 corredores diagnosticados com Tendinopatia de Aquiles, com uma idade média de 47,4 anos e uma faixa de 36 a 57 anos. Destes, cinco eram mulheres e treze eram homens; massa corporal média de 76,22 +/- 11,93 kg e altura média de 176,33 +/- 9,83 cm. O lado direito foi afetado em onze pacientes, enquanto sete tinham tendinopatia no lado esquerdo.

Os dados cinemáticos durante a corrida, a força dos músculos do tríceps sural e a mobilidade do tornozelo do membro afetado são descritos como medianas, e primeiro (Q1) e terceiro (Q3) quartis na Tabela 2. As correlações entre as variáveis biomecânicas durante a corrida com a mobilidade do tornozelo e a força dos tríceps surais são descritas na Tabela 3. Uma correlação moderada estatisticamente significativa foi observada entre a força dos flexores plantares com o joelho estendido e várias variáveis cinemáticas relacionadas ao membro afetado. Estas incluem uma correlação negativa com a eversão do tornozelo no contato inicial ($r = -0,53$; $p = 0,03$) e a eversão do pé no contato inicial ($r = -0,65$; $p < 0,001$), e uma correlação positiva com a velocidade de eversão do pé ($r = 0,68$; $p < 0,001$) e a ADM do pé ao longo da fase de apoio ($r = 0,62$; $p = 0,01$). Para as outras correlações testadas, não foi encontrada nenhuma associação estatisticamente significativa ($p > 0,05$).

Tabela 2 – Cinemática durante a corrida, força do tríceps sural e mobilidade do tornozelo em pacientes com tendinopatia de Aquiles.

	Media na	Q1	Q3
Parâmetros cinemáticos			
Dorsiflexão de tornozelo CI (°)	6.27	2.0 2	7.90
Dorsiflexão do pé CI (°)	14.36	10. 60	16.8 9
Dorsiflexão máxima do tornozelo FA (°)	21.21	18. 80	22.3 7
Dorsiflexão do tornozelo ADM FA (°)	14.79	13. 24	18.3 2
Flexão plantar máxima do tornozelo FA (°)	-5.15	-9. 77	-2.7 3
Eversão de tornozelo CI (°)	-3.07	-5. 60	0.08
Eversão do pé CI (°)	-5.58	-7. 60	-4.1 6
Eversão máxima do tornozelo FA (°)	8.40	7.0 3	10.7 4
Eversão máxima do pé FA (°)	2.31	1.9 2	5.73
Tempo de eversão do pé FA (ms)	13.59	11. 69	16.4 4
Velocidade de eversão do pé (°/s)	83.23	63. 34	135. 49
Inversão máxima do pé FA (°)	-4.59	-6. 30	-1.0 3
ADM de eversão do pé FA (°)	10.89	8.0 2	13.5 0
Força de flexão plantar			
Joelho estendido (%BW)	67.83	46. 75	79.5 3
Joelho flexionado (%BW)	61.52	49. 22	73.7 3
ADM de dorsiflexão de tornozelo			
Cadeia Cinética Fechada (°)	35.00	28. 75	43.0 0
Cadeia Cinética Aberta JE (°)	22.00	19. 00	26.0 0
Cadeia Cinética Aberta JF(°)	23.00	17. 00	26.0 0

Q1: Primeiro Quartil; Q3: Terceiro Quartil;
 CI: Contato Inicial; FA: Fase de apoio;
 ADM: Amplitude de Movimento; JE:
 Joelho Estendido; JF: Joelho Flexionado;
 %PC: percentual do peso corporal.

Tabela 3 – Coeficientes de correlação (r) das variáveis cinemáticas do tornozelo e do pé durante a corrida com a força do tríceps sural e a mobilidade do tornozelo em pacientes com tendinopatia de Aquiles.

	Flexão Plantar Joelho Estendido	Flexão Plantar Joelho Flexionado	Dorsiflexão de Tornozelo ou Cadeia Cinética Fechada	Dorsiflexão de Tornozelo ou Joelho Estendido	Dorsiflexão de tornozelo ou Joelho Flexionado
Dorsiflexão de tornozelo CI (°)	-0.06	-0.19	-0.07	0.12	-0.04
Dorsiflexão do pé CI (°)	-0.22	-0.20	0.29	0.01	-0.29
Dorsiflexão máxima do tornozelo FA (°)	-0.08	0.02	-0.06	0.34	0.33
ADM de dorsiflexão do tornozelo FA (°)	0.25	0.33	0.01	0.23	0.44
Flexão plantar máxima do tornozelo FA (°)	-0.42	0.05	0.19	-0.22	-0.14
Eversão de tornozelo CI (°)	-0.53*	-0.23	0.09	0.37	0.14
Eversão do pé CI (°)	-0.65**	-0.40	-0.04	0.34	0.11
Eversão máxima do tornozelo FA (°)	0.12	0.20	0.48	-0.34	-0.26
Eversão máxima do pé FA (°)	0.20	0.11	0.45	-0.30	-0.21
Tempo para eversão do pé FA (ms)	-0.18	0.14	0.29	0.20	0.25
Velocidade de eversão do pé (°/s)	0.68**	0.27	0.01	-0.41	-0.21
Inversão máxima do pé FA (°)	-0.41	-0.19	0.29	0.27	0.02
ADM de eversão do pé FA (°)	0.62*	0.34	0.17	0.04	0.22

CI: Contato Inicial; FA: Fase de Apoio; ADM: Amplitude de Movimento. *: p<0.05; **: p<0.001.

5. DISCUSSÃO

O principal achado deste estudo foi uma correlação moderada entre a força dos tríceps surais com o joelho estendido e variáveis cinemáticas do tornozelo e pé durante a corrida. Observamos que um tríceps sural mais forte, mais especificamente o gastrocnêmio, resultou em menor eversão do tornozelo ($r = -0,53$; $p = 0,03$) e eversão do pé no contato inicial ($r = -0,65$; $p = 0,00$) para pacientes com Tendinopatia de Aquiles, sugerindo maior supinação no contato inicial. Ao mesmo tempo, um tríceps sural mais forte foi associado a uma velocidade de eversão do pé mais rápida ($r = 0,68$; $p = 0,00$), indicando uma pronação acelerada do pé e uma maior ADM do pé no plano coronal durante o apoio ($r = 0,62$; $p = 0,01$). Notavelmente, nosso estudo não foi capaz de encontrar essa correlação da força de flexão plantar com o joelho flexionado, sugerindo que o sóleo pode desempenhar um papel menos significativo nesse cenário.

A maior inversão do tornozelo no contato inicial observada neste estudo pode levar a uma subsequente pronação pronunciada (Clement et al., 1984). Isso induz a uma rotação tibial interna inevitável que puxa o tendão de Aquiles medialmente, iniciando uma ação de chicoteamento ou efeito de corda de arco no tendão de Aquiles. A ação de chicoteamento exagerada tem o potencial de contribuir para microfissuras, especialmente no aspecto medial do tendão (Clement et al., 1984). Além disso, o aumento observado na pronação pode indicar uma rigidez insuficiente no pé durante o apoio, exigindo esforços adicionais dos músculos extrínsecos e intrínsecos para estabilizar o pé (James et al., 1978). Esses fatores podem estar relacionados à gênese e persistência da tendinopatia de Aquiles. Essas descobertas são importantes no contexto da prevenção e reabilitação de lesões. Elas destacam a necessidade de aprimorar a capacidade de flexão plantar sem depender desproporcionalmente do gastrocnêmio para a força de flexão plantar.

Do ponto de vista clínico, poderia ser hipotetizado que as estratégias musculares poderiam envolver a redistribuição da carga para músculos como os músculos fibulares e o sóleo, potencialmente compartilhando a carga com o gastrocnêmio. Uma vez que sua principal ação é a flexão plantar e a inversão do pé, o fortalecimento dos músculos fibulares e do sóleo poderia ajudar a

reduzir a inversão excessiva no impacto do pé e a consequente velocidade excessiva de eversão do pé. Os gastrocnêmios, como músculos biarticulares que cruzam a articulação do joelho, geram momentos de flexão do joelho durante a fase de apoio da corrida, o que limita sua potência de flexão plantar do tornozelo. Isso lança luz sobre o papel perceptível do sóleo como um flexor plantar do tornozelo uniarticular, sendo o principal contribuinte para a aceleração do centro de massa para cima e para frente durante a corrida (Hamner & Delp, 2013). O sóleo é responsável por mais de 50% e mais de 70%, respectivamente, da potência de aceleração para frente e para cima durante a corrida, enquanto o gastrocnêmio é responsável por menos de 40% da potência de aceleração (Hamner & Delp, 2013), destacando o potencial de direcionar o sóleo para melhorar a biomecânica da corrida, auxiliando na prevenção e tratamento de lesões por uso excessivo.

Além disso, nosso estudo não conseguiu encontrar uma associação entre a força dos flexores plantares com a dorsiflexão e a ADM da flexão plantar durante a corrida, embora o tamanho da amostra pequeno possa ter afetado nossa capacidade de avaliar essa correlação. Essa descoberta provavelmente se deve à demanda de força relativamente baixa para o sóleo e o gastrocnêmio por passo, que produz forças máximas em torno de apenas 30 e 40% de seu potencial durante a corrida (Dorn et al., 2012).

A amplitude de movimento (ADM) da dorsiflexão do tornozelo influencia significativamente a mecânica dos membros inferiores, especialmente durante tarefas com alta demanda de ADM, como o pouso. Uma ADM limitada pode levar a alterações compensatórias na cinemática dos membros inferiores, incluindo aumento da pronação do tornozelo e do pé, valgo do joelho e aumento das forças de pouso (Mason-Mackay et al., 2017). Além disso, a ADM restrita tem sido associada a padrões de marcha alterados, como aumento dos momentos abdutores do tornozelo e momentos flexores e rotadores internos do joelho durante a fase de apoio (Aquino et al., 2024), potencialmente aumentando o risco de lesões em atletas. Surpreendentemente, nosso estudo não revelou correlação significativa entre a ADM passiva da dorsiflexão do tornozelo e a cinemática do tornozelo durante a corrida. Essa falta de correlação pode decorrer da amplitude de movimento relativamente modesta requerida durante a corrida em comparação com a maior ADM observada nos

testes passivos. Especificamente, a dorsiflexão do tornozelo no contato inicial foi observada com uma mediana de $6,27^\circ$ (Q1 $2,02^\circ$; Q3 $7,90^\circ$), enquanto a mediana para a dorsiflexão máxima do tornozelo durante a fase de apoio foi de $21,21^\circ$ (Q1 $18,80^\circ$; Q3 $22,37^\circ$). Em contraste, a dorsiflexão do tornozelo medida em cadeia cinética fechada exibiu valores mais altos, com uma mediana de $35,00^\circ$ (Q1 $28,75^\circ$; Q3 $43,00^\circ$). Isso sugere que a amplitude completa de movimento alcançada em avaliações passivas pode exceder o necessário durante a corrida.

Portanto, pode-se hipotetizar que apenas indivíduos com restrições significativas de mobilidade poderiam potencialmente experimentar uma influência em sua mecânica de corrida, embora esse aspecto específico não tenha sido diretamente testado em nosso estudo. É importante destacar que houve uma tendência nos últimos anos de aplicar a ressecção do gastrocnêmio como tratamento para a tendinopatia de Aquiles refratária; no entanto, isso deve ser visto com cautela, especialmente em corredores, pois nossos dados não suportam potenciais benefícios de uma cirurgia de alongamento do gastrocnêmio para este grupo. Este procedimento pode trazer importantes desvantagens para esta população, como perda de volume muscular do gastrocnêmio, déficits de potência de flexão plantar do tornozelo e resistência (DiLiberto et al., 2020; Nawoczinski et al., 2016), sem mencionar a taxa geral de complicações de 8,1% (Arshad et al., 2022).

Este estudo demonstrou a correlação entre a força dos flexores plantares e a amplitude de movimento com características biomecânicas de indivíduos com tendinopatia de Aquiles durante a corrida. O tamanho da amostra pequeno e a falta de comparação com controles saudáveis são limitações reconhecidas que podem afetar a generalização de nossas descobertas. Estudos futuros com amostras maiores e mais diversas poderiam fornecer uma compreensão mais abrangente desses fatores biomecânicos associados à tendinopatia de Aquiles.

6. CONCLUSÃO

Este estudo identificou uma correlação entre a melhoria da força muscular do gastrocnêmio e a diminuição da eversão do pé e do tornozelo no contato inicial, juntamente com uma velocidade elevada de eversão do pé durante toda a fase de apoio. Essa dinâmica resulta em uma pronação mais pronunciada e uma maior amplitude de movimento do pé no plano coronal durante a fase de apoio, o que pode aumentar o risco de lesões no tendão de Aquiles. Reconhecer esses padrões biomecânicos oferece insights valiosos para o desenvolvimento de medidas preventivas e o aprimoramento de abordagens de reabilitação.

7. BIBLIOGRAFIA

- Aquino, M. R. C., Resende, R. A., Van Emmerik, R., Souza, T. R., Fonseca, S. T., Kirkwood, R. N., & Ocarino, J. M. (2024). **Influence of reduced passive ankle dorsiflexion range of motion on lower limb kinetics and stiffness during gait.** *Gait & Posture*, *109*, 147–152. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2024.01.020>
- Arshad, Z., Al Shdefat, S., Iqbal, A. M., & Bhatia, M. (2022). **Gastrocnemius release is an effective management option for Achilles tendinopathy: a systematic review.** *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, *30*(12), 4189–4197. <https://doi.org/10.1007/s00167-022-07039-7>
- Becker, J., James, S., Wayner, R., Osternig, L., & Chou, L.-S. (2017). **Biomechanical Factors Associated With Achilles Tendinopathy and Medial Tibial Stress Syndrome in Runners.** *The American Journal of Sports Medicine*, *45*(11), 2614–2621. <https://doi.org/10.1177/0363546517708193>
- Bennell, K., Talbot, R., Wajswelner, H., Techovanich, W., Kelly, D., & Hall, A. (1998). **Intra-rater and inter-rater reliability of a weight-bearing lunge measure of ankle dorsiflexion.** *Australian Journal of Physiotherapy*, *44*(3), 175–180. [https://doi.org/10.1016/S0004-9514\(14\)60377-9](https://doi.org/10.1016/S0004-9514(14)60377-9)
- Cappozzo, A., Cappello, A., Croce, U. D., & Pensalfini, F. (1997). **Surface-marker cluster design criteria for 3-D bone movement reconstruction.** *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, *44*(12), 1165–1174. <https://doi.org/10.1109/10.649988>
- Cappozzo, A., Catani, F., Della Croce, U., & Leardini, A. (1995). **Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination.** *Clinical Biomechanics*, *10*(4), 171–178. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(95\)91394-T](https://doi.org/10.1016/0268-0033(95)91394-T)
- Clement, D. B., Taunton, J. E., & Smart, G. W. (1984). **Achilles tendinitis and peritendinitis: Etiology and treatment.** *The American Journal of Sports Medicine*, *12*(3), 179–184. <https://doi.org/10.1177/036354658401200301>
- Cooper, M. T. (2023). **Common Painful Foot and Ankle Conditions.** *JAMA*, *330*(23), 2285. <https://doi.org/10.1001/jama.2023.23906>
- Donoghue, O. A., Harrison, A. J., Laxton, P., & Jones, R. K. (2008). **Lower Limb Kinematics of Subjects with Chronic Achilles Tendon Injury During Running.** *Research in Sports Medicine*, *16*(1), 23–38. <https://doi.org/10.1080/15438620701693231>
- Dorn, T. W., Schache, A. G., & Pandy, M. G. (2012). **Muscular strategy shift in human running: dependence of running speed on hip and ankle muscle performance.** *Journal of Experimental Biology*, *215*(11), 1944–1956. <https://doi.org/10.1242/jeb.064527>
- Francis, P., Whatman, C., Sheerin, K., Hume, P., & Johnson, M. I. (2018). **Proportion of Lower Limb Running Injuries by Gender, Anatomical Location and Specific Pathology: A Systematic Review.** In *Journal of Sports Science and Medicine* (Vol. 18). <http://www.jssm.org>

- Hamner, S. R., & Delp, S. L. (2013). **Muscle contributions to fore-aft and vertical body mass center accelerations over a range of running speeds.** *Journal of Biomechanics*, 46(4), 780–787. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.11.024>
- Hasani, F., Vallance, P., Haines, T., Munteanu, S. E., & Malliaras, P. (2021). **Are Plantarflexor Muscle Impairments Present Among Individuals with Achilles Tendinopathy and Do They Change with Exercise? A Systematic Review with Meta-analysis.** *Sports Medicine - Open*, 7(1), 18. <https://doi.org/10.1186/s40798-021-00308-8>
- James, S. L., Bates, B. T., & Osternig, L. R. (1978). **Injuries to runners.** *The American Journal of Sports Medicine*, 6(2), 40–50. <https://doi.org/10.1177/036354657800600202>
- Kaufman, K. R., Brodine, S. K., Shaffer, R. A., Johnson, C. W., & Cullison, T. R. (1999). **The Effect of Foot Structure and Range of Motion on Musculoskeletal Overuse Injuries.** *The American Journal of Sports Medicine*, 27(5), 585–593. <https://doi.org/10.1177/03635465990270050701>
- Leporace, G., Gonzalez, F., Metsavaht, L., Motta, M., Carpes, F. P., Chahla, J., & Luzo, M. (2021). **Are there different gait profiles in patients with advanced knee osteoarthritis? A machine learning approach.** *Clinical Biomechanics*, 88, 105447. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2021.105447>
- Maffulli, N., & Kader, D. (2002). **Tendinopathy of Tendo Achillis.** *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 84-B(1), 1–8. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.84B1.0840001>
- Mason-Mackay, A. R., Whatman, C., & Reid, D. (2017). **The effect of reduced ankle dorsiflexion on lower extremity mechanics during landing: A systematic review.** *Journal of Science and Medicine in Sport*, 20(5), 451–458. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2015.06.006>
- McCRORY, J. L., MARTIN, D. F., LOWERY, R. B., CANNON, D. W., CURL, W. W., READ, H. M., HUNTER, D. M., CRAVEN, T., & MESSIER, S. P. (1999). **Etiologic factors associated with Achilles tendinitis in runners.** *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 31(10), 1374. <https://doi.org/10.1097/00005768-199910000-00003>
- Mentiplay, B. F., Perraton, L. G., Bower, K. J., Adair, B., Pua, Y.-H., Williams, G. P., McGaw, R., & Clark, R. A. (2015). **Assessment of Lower Limb Muscle Strength and Power Using Hand-Held and Fixed Dynamometry: A Reliability and Validity Study.** *PLOS ONE*, 10(10), e0140822. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0140822>
- Mulder, C. F. L., van der Vlist, A. C., van Middelkoop, M., van Oosterom, R. F., van Veldhoven, P. L. J., Weir, A., Verhaar, J. A. N., & de Vos, R.-J. (2023). **Do physical tests have a prognostic value in chronic midportion Achilles tendinopathy?** *Journal of Science and Medicine in Sport*, 26(8), 421–428. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2023.06.014>
- Peterson Kendall, F., Kendall McCreary, E., Geise Provance, P., McIntyre Rodgers, M., Anthony Romani, W., & Otis Kendall, H. (2007). **Músculos, provas e funções: com postura e dor** (5th ed).
- Schober, P., Boer, C., & Schwarte, L. A. (2018). **Correlation Coefficients: Appropriate Use and Interpretation.** *Anesthesia & Analgesia*, 126(5), 1763–1768. <https://doi.org/10.1213/ANE.0000000000002864>

Van Ginckel, A., Thijs, Y., Hesar, N. G. Z., Mahieu, N., De Clercq, D., Roosen, P., & Witvrouw, E. (2009). **Intrinsic gait-related risk factors for Achilles tendinopathy in novice runners: A prospective study.** *Gait & Posture*, 29(3), 387–391.

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.10.058>

Wise, B. L., Peloquin, C., Choi, H., Lane, N. E., & Zhang, Y. (2012). **Impact of Age, Sex, Obesity, and Steroid Use on Quinolone-associated Tendon Disorders.** *The American Journal of Medicine*, 125(12), 1228.e23-1228.e28.

<https://doi.org/10.1016/j.amjmed.2012.05.027>

Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D'Lima, D. D., Cristofolini, L., Witte, H., Schmid, O., & Stokes, I. (2002). **ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine.** *Journal of Biomechanics*, 35(4), 543–548.

[https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00222-6](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00222-6)