

**Não existe diferença em fatores biomecânicos entre corredores com Tendinopatia
de Calcâneo insercional ou do terço médio**

Lucas Valentim de Freitas^{1, 3}, PT; Thamiris Silva Nazareno^{1, 3}, PT; Victor Matheus Leite Mascarenhas Ferreira^{2, 3}, PT, MSc; Rodrigo Ribeiro de Oliveira^{1, 3, 4}, PT, PhD

¹ Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal do Ceará, Fortaleza, CE, Brasil.

² Programa de Pós-Graduação em Reabilitação e Desempenho Funcional, Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri, Diamantina, MG, Brasil.

³ Tendon Research Group – Brazil, Fortaleza, CE, Brasil.

⁴ Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia e Funcionalidade, Universidade Federal do Ceará, Fortaleza, CE, Brasil

Autor Correspondente:

Victor Matheus Leite Mascarenhas Ferreira

Endereço de e-mail: victor.mascarenhasf@gmail.com

RESUMO

Objetivo: Comparar fatores biomecânicos entre corredores com Tendinopatia do Cálcano insercional (TCi) ou do terço médio (TCtm).

Desenho: Estudo transversal.

Cenário: Laboratório.

Participantes: Vinte e cinco corredores, divididos em dois grupos, TCi (n= 13) e TCtm (n= 12).

Principais medidas de desfecho: Amplitude de movimento (ADM) passiva de dorsiflexão (DF) com joelho estendido (JE) e fletido (JF) mensurado com goniômetro. Para medição da DF em cadeia cinética fechada (*Weight Bearing Lunge Test*) e ADM passiva de rotação medial (RM) de quadril utilizamos inclinômetro. Alinhamento do pé através da análise do ângulo entre a linha de bissecção da perna e a linha paralela a haste fixada no antepé por software. Torque dos flexores plantares (FP), rotadores laterais (RL) e complexo póstero-lateral (CPL) do quadril medidos com dinamômetro manual.

Resultados: Não houve diferença entre os grupos para as variáveis investigadas: ADM passiva de DF com JE (p= 0,941), JF (p= 0,603), DF em cadeia cinética fechada (p= 0,413), ADM passiva de RM de quadril (p= 0,477), Torque FP (p= 0,394), RL (p= 0,968) e CPL (p= 0,138).

Conclusão: Não existe diferença nos fatores biomecânicos entre corredores com TCi ou TCtm.

PALAVRAS-CHAVE

Tendão do Calcâneo, Tendinopatia, Corrida

Não existe diferença em fatores biomecânicos entre corredores com Tendinopatia de Calcâneo insercional ou do terço médio

Conflito de Interesse: Nenhum

Comitê de Ética: Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri (número de relatório 73363417.2.0000.5108)

Financiamento: Esta pesquisa recebeu apoio do Programa Institucional de Bolsa de Iniciação Científica – PIBIC da Universidade Federal do Ceará.

Agradecimentos: Agradecemos à Liga de Fisioterapia Esportiva da Universidade Federal do Ceará por ajudar no recrutamento de participantes.

1. INTRODUÇÃO

A Tendinopatia de Calcâneo (TC) é uma das mais frequentes condições clínicas que acometem os atletas, sobretudo de atividades que envolvam correr e saltar (Grävare Silbernagel & Crossley, 2015). É caracterizada por dor, edema e perda de desempenho funcional e conseqüentemente da performance esportiva (De Jonge et al., 2011; Li & Hua, 2016). Em corredores, a TC possui uma alta incidência anual de 9,1% a 10,9% (Lopes, Hespanhol Junior, Yeung, & Pena Costa, 2012), podendo alcançar ao longo da vida, em corredores de média e longa distância, uma taxa de incidência de 52% (Kujala, Sarna, & Kaprio, 2005).

Esta disfunção pode ser classificada em insercional (TCi) e do terço médio (TCtm), diferenciadas pela localização dos sintomas, que ocorrem da êntese até 2 cm e de 2 a 6 cm da inserção tendínea, respectivamente (Clain & Baxter, 1992). Considerando os aspectos anatômicos, a região insercional do tendão do calcâneo, apresenta uma zona de tensão decorrente da interface tendão/osso, que pode ser intensificada pela presença de deformidades ósseas, comum em indivíduos com TCi (Del Buono, Chan, & Maffulli, 2013). Essas forças de atrito podem ser minimizadas por meio da bursa retrocalcânea e por sua estrutura mais larga e arredondada (Doral et al., 2010). Contudo a maior incidência, cerca de 66% dos casos de TC, correspondem a TCtm (Zellers, Bley, Pohlig, Alghamdi, & Silbernagel, 2019). Esta incidência pode ser justificada por sua característica menos vascularizada e a formação de uma área de alto estresse, resultante da rotação medial das fibras tendíneas em sua porção média (McCroory et al., 1999a).

Devido sua etiologia multifatorial os mecanismos que envolvem a lesão não são plenamente compreendidos. Atualmente, a teoria mais discutida relaciona a sobrecarga

tendínea com o aparecimento da tendinopatia (Cook & Purdam, 2009). Entretanto, outros mecanismos foram descritos e também podem ter influência no desenvolvimento da TC, entre eles está a ocorrência de forças compressivas transversais entre a região profunda do tendão e o osso, principalmente durante a dorsiflexão do tornozelo (DF), podendo resultar em alteração de amplitude de movimento (ADM) de DF (Chimenti et al., 2016). Teoricamente o aumento da pressão mecânica é prejudicial a inserção, sendo uma das possíveis causas da TCi (Miller & Shemory, 2017). O segundo mecanismo proposto envolve o déficit de força do tríceps sural, especialmente durante a contração excêntrica, importante na absorção de forças externas na fase de apoio, pois propicia uma alta carga de tração e, conseqüentemente, microrrupturas no tendão (McCroory et al., 1999b). Acredita-se que essas alterações são causadas por um controle neuromuscular inadequado, levando a alternâncias rápidas entre o ciclo de alongamento-encurtamento, sobretudo quando o músculo está em fadiga decorrente de treinamento excessivo e/ou fraqueza dos flexores plantares (FP) (Clement, Taunton, & Smart, 1984).

O aumento da pronação subtalar tem um papel importante na ocorrência de outros dois mecanismos (Clement et al., 1984). O primeiro é denominado de “efeito chicote” decorrente dos movimentos sucessivos de supinação e pronação, que ocorre durante o contato do pé com o solo até a retirada dos dedos do solo. A pronação excessiva produz uma força medial no tendão, que pode resultar em microrrupturas (Clain & Baxter, 1992; Clement et al., 1984). O segundo mecanismo é causado por forças torcionais no tendão resultante de movimentos rotacionais opostos e concomitantes da tíbia durante a corrida, causados pela pronação prolongada e extensão do joelho. Acredita-se que a torção gera comprometimento vascular e, conseqüentemente, alterações degenerativas no tendão do calcâneo (Wezenbeek et al., 2017). Uma área de menor aporte vascular que ocorre no

tendão do supraespinhoso é relacionada com maior tendência a degeneração e ruptura do manguito rotador (Lohr & Uhthoff, 1990). Por isso, podemos considerar a porção média como região mais severamente acometida pela torção do tendão, visto seu caráter estrutural menos vascularizado (Clement et al., 1984). Fatores biomecânicos, como alinhamento em varo de antepé, limitação de DF e alterações da rotação medial (RM) e de força dos rotadores laterais (RL) de quadril, podem levar a um movimento compensatório de hiperpronação (Macrum, Bell, Boling, Lewek, & Padua, 2012; Monaghan et al., 2013; Snyder, Earl, O'Connor, & Ebersole, 2009; Souza et al., 2014).

Para o conhecimento dos autores, nenhum estudo anterior comparou variáveis biomecânicas e de treinamento entre indivíduos com TCi ou TCtm. Nossa hipótese era que sujeitos que desenvolveram a TCi poderiam apresentar menor ADM de DF, como uma forma de adaptação para evitar ou minimizar as força compressivas durante esse movimento. Por outro lado, sujeitos com TCtm poderiam exibir maior pronação, resultante de um varo de antepé mais acentuado e/ou alteração da cinemática do quadril. Consideramos que não haveria diferença na variável força de FP entre os grupos. Logo, é crucial investigar se os fatores biomecânicos apresentam alguma associação com o tipo de TC em corredores, sendo importante para estabelecer as diferenças e, conseqüentemente, aperfeiçoar as estratégias preventivas e de manejo específicas. Portanto, o objetivo deste estudo é comparar as variáveis biomecânicas, tais como ADM de DF do tornozelo, alinhamento de perna-antepé, ADM passiva de RM do quadril, torque dos músculos FP, RL e do complexo póstero-lateral (CPL) do quadril entre corredores com TCi ou TCtm.

2. MÉTODOS

Estudo transversal realizado no Laboratório de Análise do Movimento Humano da Universidade Federal do Ceará (UFC), no período de janeiro a julho de 2018, tendo sido submetido e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri (UFVJM) (nº 73363417.2.0000.5108), todos os participantes assinaram um termo de consentimento.

2.1.Critérios de elegibilidade

Foram incluídos corredores, entre 18 e 55 anos, com volume mínimo semanal de 15km, com diagnóstico clínico de TC. A confirmação do diagnóstico foi realizada pela associação dos sintomas: dor à palpação e relato de dor e relato de rigidez no tendão do calcâneo após período de inatividade (Hutchison et al., 2013). Os participantes foram alocados em dois grupos de acordo com a localização dos sintomas. Os participantes que apresentaram os sintomas na região da êntese até 2 cm acima do tendão do calcâneo foram alocados no Grupo Tendinopatia de Calcâneo insercional (GTCi) e no Grupo Tendinopatia do Calcâneo do terço médio (GTCTm), aqueles que relataram os sintomas de 2 a 6 cm da inserção tendínea. Não foram incluídos os indivíduos que relataram qualquer lesão de membros inferiores nos últimos seis meses ou que tenham realizado tratamento fisioterapêutico nas últimas quatro semanas.

2.2.Procedimentos

Os participantes foram entrevistados por um avaliador que informou o objetivo e procedimentos do estudo, além de realizar a avaliação dos critérios de elegibilidade. Por fim, foi realizada a caracterização dos indivíduos quanto a natureza da TC.

2.3.Medidas de Desfecho

Foi utilizado uma ficha específica para coleta dos dados de caracterização dos participantes, incluindo idade, altura, peso, sexo, membro dominante e aspectos relacionados a carga de treinamento e condição clínica. Para quantificação do grau de severidade dos sintomas foi utilizado o questionário *Victorian Institute Sports Assessment – Achilles (VISA-A)* (de Mesquita, de Oliveira, Matoso, de Moura Filho, & de Oliveira, 2018), em sua versão para a população brasileira, composto de 8 questões, com pontuação variando de 0 a 100, sendo que menor pontuação representa maior severidade. As mensurações das medidas de desfecho biomecânicas foram realizadas apenas no membro lesionado dos participantes.

2.3.1. ADM de DF do tornozelo

Para quantificar a ADM de DF do tornozelo foi utilizado testes com e sem descarga de peso. Em cadeia cinética aberta, avaliamos a amplitude de DF com joelho estendido (JE, ver Figura 1) e fletido (JF, ver Figura 2) a 90°, com o participante em decúbito ventral. Os testes são diferentes devido a interferência da flexibilidade do músculo biarticular gastrocnêmio. O goniômetro Carci® foi utilizado para mensurar a amplitude de DF com o braço fixo sobre a linha média da região lateral da perna (linha da cabeça da fíbula até o ápice do maléolo lateral), fulcro alinhado ao aspecto pósterolateral do calcâneo e o braço móvel paralelo a borda lateral do pé. O avaliador posicionou em neutralidade a articulação subtalar e realizou a DF passiva (Rabin & Kozol, 2010). A média de três testes foi tomada para análise dos dados.

Para avaliar a DF do tornozelo em cadeia cinética fechada (CCF) utilizamos *Weight Bearing Lunge Test* (Bennell et al., 1998). Foi posicionado uma fita contínua no chão e que seguiu em uma linha vertical na parede, o participante alinhava seu segundo

metatarso do pé e o centro do calcanhar com a fita no solo, do membro avaliado, o membro contralateral poderia ficar da forma de preferência do sujeito, porém eles não poderiam levantar o calcanhar, inclinar a pelve ou rotacionar o tronco. O indivíduo devia realizar a DF ativa do tornozelo, levando seu joelho em direção a linha vertical até encostá-la. Para mensuração da amplitude, foi utilizado um inclinômetro Starret®, posicionado em uma marcação de 15 cm abaixo da tuberosidade anterior da tíbia (Figura 3). Cinco tentativas mínimas eram solicitadas, desde que o indivíduo tenha alcançado sua amplitude máxima, somente o maior valor foi considerado.

2.3.2. Alinhamento de perna-antepé

Seguindo o protocolo de Mendonça et al., 2013, foi realizada a medida indireta de alinhamento de perna-antepé, por meio da análise do ângulo entre a linha de bissecção da perna e a linha paralela a haste metálica fixada no antepé, no software de análise de imagens Semi Motion®. O participante estava deitado em decúbito ventral, com o membro a ser avaliado entre uma marcação de fitas coladas na maca, com uma distância de 20 cm. Foram feitas duas marcações, com caneta esferográfica, na região central entre os platôs tibiais e entre as bordas superiores do maléolo. Com uma régua maleável posicionada na região central da marcação entre os maléolos e na direção da outra marcação, foi traçada uma linha reta. Uma haste metálica estabilizada por uma fita rígida foi posicionada na região das cabeças metatarsais, importante para determinação dos ângulos.

Um segundo avaliador estabilizou a perna do indivíduo, de forma que o calcanhar estivesse perpendicular a câmera apoiada a um tripé. Com o auxílio de um goniômetro, o pé do participante foi colocado em posição neutra e solicitado que fosse mantido o

posicionamento, não permitindo a extensão dos dedos, enquanto era tirada uma foto (Figura 4). No mínimo três fotos foram tiradas e o valor médio dos ângulos encontrados foram tomados para análise. Foram considerados valores positivos como alinhamento varo e valores negativos como valgo.

2.3.3. ADM passiva da RM do quadril

Foi quantificada com o paciente em decúbito ventral, com uma faixa inelástica sobre o sacro, para estabilização da região. A angulação foi obtida por meio de um inclinômetro colocado 5 cm abaixo da tuberosidade anterior da tíbia (Figura 5). O avaliador posicionou o joelho do indivíduo em 90° de flexão e permitiu o máximo de RM do quadril, determinada pelo peso do seguimento, instruindo o participante a permanecer totalmente relaxado, evitando contrações musculares que levavam ao descarte da avaliação. A medida foi realizada por 3 vezes e a média desse resultado foi analisado (Carvalhais et al., 2011).

2.3.4. Torque isométrico

O torque dos músculos FP, RL e do CPL do quadril, serão mensurados por meio do dinamômetro *handheld* (Lafayette Instruments, IN, EUA), para isso foi necessário a medição do braço de alavanca, importante para conversão do valor obtido no dinamômetro. Foi realizada quatro contrações isométricas voluntárias máximas, com duração de cinco segundos cada e 15s de intervalo entre as repetições. Somente a média das três últimas foi tomada para análise, sendo a primeira para familiarização do participante, que era instruído a realizar a força máxima, após o aviso sonoro e sustentar até o próximo sinal sonoro. Os avaliadores utilizaram faixas inelásticas, com a finalidade

de estabilizar o membro e o dinamômetro, evitando soma de forças (Fukuchi, Stefanyshyn, Stirling, Duarte, & Ferber, 2014).

Para avaliação dos FP (Figura 6), o indivíduo posicionou-se em decúbito ventral, com o tornozelo para fora da maca e em posição neutra, caso solicitado uma toalha era colocada na região anterior e distal da perna. O dinamômetro foi posicionado sobre a cabeça dos metatarsos e realizado pelo participante a flexão plantar do tornozelo (Nakagawa, Moriya, Maciel, & Serrão, 2012). Os RL foram avaliados, com o indivíduo sentado e os pés para fora da maca, uma faixa estabilizava a coxa, enquanto a outra sustentava o dinamômetro, posicionado a cinco centímetros acima do maléolo medial (Figura 7). O participante realizava a rotação lateral do quadril, com o comando do examinador para “mover o seu pé para dentro” (Almeida et al., 2016). Por fim, em decúbito lateral, foi avaliado o CPL do quadril, pelo teste denominado HipSit (Almeida, das Neves Rodrigues, de Freitas, & de Paula Lima, 2017). O sujeito deveria estar em 45° de flexão de quadril e 90° de flexão de joelho, de ambos os membros, com os pés em contato. Uma faixa estava sobre o trocânter maior do quadril e a outra permitia a abdução de 20° do membro a ser avaliado (Figura 8). O dinamômetro ficou posicionado cinco centímetros acima da linha interarticular do joelho.

A medição do braço de alavanca foi feita com fita métrica, sendo mensurados o comprimento entre o aspecto posterior até a primeira articulação metatarsfalangeana, do maléolo medial a interlinha articular do joelho e do trocânter maior até a marcação de cinco centímetros acima da interlinha articular do joelho.

Um estudo piloto foi realizado previamente ao início desta pesquisa, para determinar o Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI), com a finalidade de mensurar a confiabilidade inter e intravaliador para as medidas biomecânicas (Tabela 1).

INSERIR AQUI TABELA 1

2.4. Análise Estatística

Os dados foram analisados quanto a característica de distribuição da amostra utilizando o teste de Shapiro-Wilk. Para os dados com distribuição normal foi utilizado o Teste T de amostras independentes. Enquanto, o Teste U de Mann-Whitney foi utilizado para as variáveis com distribuição não normal, ambos os testes objetivavam verificar a diferença entre os grupos. A significância estatística foi estabelecida em $\alpha = 0,05$. Todos os testes estatísticos foram realizados com o software SPSS versão 22.0 (SPSS Inc, Chicago, USA).

3. RESULTADOS

3.1. Participantes

Um total de 25 participantes foram incluídos, sendo 13 no GTCi e 12 no GTCtm. Os resultados demonstraram que não há diferença entre os grupos em idade, altura, peso corporal, escore do VISA-A, duração dos sintomas, tempo de prática, volume e frequência semanal ($p > 0.05$; ver Tabela 2). Somente a variável IMC apresentou diferença significativa ($p = 0.033$). A amostra foi constituída majoritariamente de homens ($n = 20$).

INSERIR AQUI TABELA 2

3.2. Variáveis Biomecânicas

Não há diferenças significativas entre os grupos para nenhuma das variáveis biomecânicas: ADM passiva de DF do tornozelo com JE ($p = 0.94$) e JF ($p = 0.60$), ADM de DF do tornozelo em CCF ($p = 0.41$), alinhamento de perna-antepé ($p = 0.91$), ADM de RM de quadril ($p = 0.47$), Torque de FP ($p = 0.39$), Torque de RL de quadril ($p = 0.96$) e Torque HipSit ($p = 0.13$). Dados referentes a média, desvio padrão (DP), mínimo, máximo, diferença média (DM), bem como o p valor estão expostos na Tabela 3.

INSERIR AQUI TABELA 3

4. DISCUSSÃO

Este estudo teve como objetivo comparar variáveis biomecânicas entre corredores com TCi e TCtm. O principal resultado é que não existe diferença entre os tipos de TC para as variáveis testadas, sugerindo que mesmo havendo diferenças anatômicas e de classificação quanto aos tipos de TC, os indivíduos com esta patologia apresentaram comportamento similar nos testes biomecânicos clínicos deste estudo.

Durante a fase de apoio da corrida o tornozelo realiza em torno de 20° de DF de tornozelo (Hamner, Seth, & Delp, 2010). Se o atleta apresenta uma amplitude próxima ou inferior a esta, podemos supor que o tornozelo estaria sendo estressado em seu limite de DF durante a atividade (Donoghue, Harrison, Laxton, & Jones, 2008). Este estresse pode gerar um aumento da pressão mecânica sobre a inserção e, conseqüentemente, dano à estrutura tendínea (Miller & Shemory, 2017). Por isso, é indicado a restrição de DF do tornozelo durante o manejo conservador com protocolo de exercícios excêntricos, em indivíduos com TCi (Jonsson, Alfredson, Sunding, Fahlstrom, & Cook, 2008). Logo, o déficit de DF de tornozelo poderia ser um fator causal importante para a TCi. Entretanto, nosso estudo não mostrou diferença de ADM de DF de tornozelo entre os grupos, em

testes com e sem descarga de peso. Em cadeia cinética fechada, os corredores apresentaram uma amplitude maior que 40° em ambos os grupos. Este resultado revelou uma boa amplitude de DF de tornozelo dos participantes, considerando a capacidade necessária durante a fase de apoio da corrida (Hamner et al., 2010).

O alinhamento em varo propicia maior amplitude e tempo de eversão do tornozelo, causando aumento da pronação e um atraso da supinação devido a pronação prolongada (Becker, James, Wayner, Osternig, & Chou, 2017; Ryan et al., 2009). Considerando que a hiperpronação gera deslocamento medial (“efeito chicote”) e forças de torção ao tendão do calcâneo, levando à alterações degenerativas às fibras médias do tendão (Clement et al., 1984). Acreditávamos que os atletas com TC_{tm} iriam apresentar maior pronação e, conseqüentemente, um varo de antepé mais acentuado, comparado aos com TC_i. Para tanto, o nosso estudo mensurou o alinhamento de perna-antepé, com os sujeitos apresentando ângulos correspondentes a varo do antepé. Este resultado corrobora com a teoria da pronação excessiva, porém não houve diferença entre os grupos.

Alterações do quadril parecem ter impacto no complexo pé-tornozelo e contribuir para o desenvolvimento da TC. Entende-se, pela teoria da Cadeia Cinética, que há uma transferência de forças atuantes no quadril ao tornozelo (Karandikar & Vargas, 2011). De fato, o membro inferior é formado por uma série de segmentos interligados, logo acredita-se que a mecânica de um dos segmentos poderá influenciar ou ser influenciado por outro (Bellchamber & van den Bogert, 2000; Souza, Pinto, Trede, Kirkwood, & Fonseca, 2010). Estudos sugerem que alteração de ADM de RM de quadril podem contribuir para o aparecimento da TC e indicam que tanto o aumento quanto a limitação de ADM são prejudiciais. O aumento da ADM leva a maior RM da perna, impactando na pronação do pé, causando maior carga ao tendão (Souza et al., 2014; Williams, Zambardino, &

Banning, 2008). Enquanto que o déficit de RM de quadril é relacionado ao aumento de rigidez da perna, que é um fator de risco, pois pode aumentar a força de frenagem (Lorimer & Hume, 2014, 2016). Por isto, é recomendado valores intermediários de RM de quadril. Esperávamos um aumento da amplitude de rotação medial do quadril nos indivíduos com TCtm, pois favoreceria maior pronação subtalar. Porém nosso estudo não mostrou diferença entre os grupos.

Indivíduos com TCtm também poderiam exibir maior déficit de força de RL e dos músculos glúteo máximo e médio, componente do complexo CPL, avaliado pelo teste HipSit. Pois acredita-se que a redução de força do quadril leva ao aumento da adução de quadril e rotação interna do fêmur, que causam a hiperpronação (Creaby, Honeywill, Franettovich Smith, Schache, & Crossley, 2017; Franettovich Smith, Honeywill, Wyndow, Crossley, & Creaby, 2014; Habets, Smits, Backx, van Cingel, & Huisstede, 2017). Além disso, a menor ativação dos músculos glúteos provoca menor absorção de forças, compensada com maior ativação dos FP, aumentando o estresse sobre o tendão (Franettovich Smith et al., 2014; Habets et al., 2017; Snyder et al., 2009). Nosso estudo não revelou diferença entre os grupos no torque de RL e HipSit.

Em relação a força muscular dos flexores plantares, os tendões são responsáveis por absorver forças externas e limitar possíveis danos, para isso é fundamental uma adequada função muscular (Maffulli, Sharma, & Luscombe, 2004). Indivíduos com TC, geralmente experimentam um déficit de desempenho dos flexores plantares, isto pode contribuir para o controle inadequado do complexo pé-tornozelo, promovendo movimentos compensatórios indesejados, especialmente em atividades de contato com o solo, pois esses movimentos ocorrendo de forma rápida, intensa e repetida, podem levar a degenerações teciduais (Donoghue et al., 2008; Haglund-Åkerlind & Eriksson, 1993;

McCrory et al., 1999a). Um estudo prospectivo com recrutas submetidos a um treinamento militar observou que um torque de flexão plantar inferior a 50 Nm, tornava os indivíduos mais vulneráveis a desenvolverem a TC (Mahieu, Witvrouw, Stevens, Van Tiggelen, & Roget, 2006a). Os resultados encontrados por Mahieu et al. (2006) devem ser analisados com cautela, visto que o treinamento militar não envolve apenas a corrida e os sujeitos submetidos a esse treino utilizam calçados diferentes. Nossa análise normalizou o torque de FP por peso e comprimento de membro, sem diferença entre os grupos. Sem a normalização, o torque apresentado pelo GTCi foi em média 38.89 Nm com DP de 8.75 e o GTCtm teve média de 39.75 Nm e DP de 11.47, corroborando com o ponto de corte de 50 Nm. Conforme esperado, não houve diferença entre os grupos.

As limitações do nosso estudo estão relacionadas ao pequeno tamanho da amostra e a pequena participação de corredoras do sexo feminino, reduzindo a capacidade de generalizar nossos resultados. Não utilizamos exames diagnósticos complementares, como ultrassonografia ou ressonância magnética, entretanto a avaliação clínica e os sintomas reportados pelos participantes são suficientes para o diagnóstico da TC (Hutchison et al., 2013). Talvez a avaliação de força muscular com o dinamômetro isocinético seja mais recomendada, pois a medição isométrica não condiz com a característica de contração muscular durante a prática esportiva dos participantes. Neste caso, também seria interessante a medição de força resistiva. O tipo de pisada não foi avaliado neste estudo.

Estudos futuros podem verificar se existe um comportamento distinto do tendão, em sujeitos com TCi ou TCtm, durante atividades funcionais e esportivas. Além disso, estudos longitudinais devem ser conduzidos para analisar relação de causalidade e para identificar se o comportamento destes fatores é mantido entre indivíduos com TCi ou

TCtm. A análise não linear é sugerida, visto que a interação de fatores identifica variáveis de maior ou menor influência e parece caracterizar mais corretamente a lesão.

5. CONCLUSÃO

Não existe diferença nos fatores biomecânicos entre corredores com TCi e TCtm, embora haja distinta característica anatômica relacionado ao tipo de TC e mecanismos específicos, que poderiam sugerir um comportamento biomecânico específico ao tipo de TC.

REFERÊNCIAS

- Almeida, G. P. L., das Neves Rodrigues, H. L., de Freitas, B. W., & de Paula Lima, P. O. (2017). Reliability and Validity of the Hip Stability Isometric Test (HipSIT): A New Method to Assess Hip Posterolateral Muscle Strength. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 47(12), 906–913. <https://doi.org/10.2519/jospt.2017.7274>
- Almeida, G. P. L., Silva, França, F. J. R., Magalhães, M. O., Burke, T. N., & Marques, A. P. (2016). Relationship between frontal plane projection angle of the knee and hip and trunk strength in women with and without patellofemoral pain. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 29(2), 259–266. <https://doi.org/10.3233/BMR-150622>
- 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>
- Bellchamber, T. L., & van den Bogert, A. J. (2000). Contributions of proximal and distal moments to axial tibial rotation during walking and running. *Journal of Biomechanics*, 33(11), 1397–1403. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(00\)00113-5](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(00)00113-5)
- Bennell, K. L., Talbot, R. C., Wajswelner, H., Techovanich, W., Kelly, D. H., & Hall, A. J. (1998). Intra-rater and inter-rater reliability of a weight-bearing lunge measure of ankle dorsiflexion. *The Australian Journal of Physiotherapy*, 44(3), 175–180. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11676731>
- Carvalhais, V. O. do C., Araújo, V. L. de, Souza, T. R., Gonçalves, G. G. P., Ocarino, J. de M., & Fonseca, S. T. (2011). Validity and reliability of clinical tests for assessing hip passive stiffness. *Manual Therapy*, 16(3), 240–245. <https://doi.org/10.1016/j.math.2010.10.009>
- Chimenti, R. L., Flemister, A. S., Ketz, J., Bucklin, M., Buckley, M. R., & Richards, M. S. (2016). Ultrasound strain mapping of Achilles tendon compressive strain patterns during dorsiflexion. *Journal of Biomechanics*, 49(1), 39–44. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.11.008>
- Clain, M. R., & Baxter, D. E. (1992). Achilles tendinitis. *Foot & Ankle*, 13(8), 482–487. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1483611>
- 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>
- Cook, J. L., & Purdam, C. R. (2009). Is tendon pathology a continuum? A pathology model to explain the clinical presentation of load-induced tendinopathy. *British Journal of Sports Medicine*, 43(6), 409–416. <https://doi.org/10.1136/bjism.2008.051193>
- Creaby, M. W., Honeywill, C., Franettovich Smith, M. M., Schache, A. G., & Crossley, K. M. (2017). Hip Biomechanics Are Altered in Male Runners with Achilles Tendinopathy. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 49(3), 549–554. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001126>
- De Jonge, S., Van Den Berg, C., De Vos, R. J., Van Der Heide, H. J. L., Weir, A., Verhaar, J. A. N., ... Tol, J. L. (2011). Incidence of midportion Achilles tendinopathy in the general population. *British Journal of Sports Medicine*, 45(13), 1026–1028. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2011-090342>
- de Mesquita, G. N., de Oliveira, M. N. M., Matoso, A. E. R., de Moura Filho, A. G., & de Oliveira, R. R. (2018). Cross-cultural Adaptation and Measurement Properties of the Brazilian Portuguese Version of the Victorian Institute of Sport Assessment-Achilles (VISA-A) Questionnaire. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 48(7), 567–573. <https://doi.org/10.2519/jospt.2018.7897>
- Del Buono, A., Chan, O., & Maffulli, N. (2013). Achilles tendon: functional anatomy and novel emerging models of imaging classification. *International Orthopaedics*, 37(4), 715–721. <https://doi.org/10.1007/s00264-012-1743-y>
- 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>
- Doral, M. N., Alam, M., Bozkurt, M., Turhan, E., Atay, O. A., Dönmez, G., & Maffulli, N. (2010). Functional anatomy of the Achilles tendon. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 18(5), 638–643. <https://doi.org/10.1007/s00167-010-1083-7>
- Franettovich Smith, M. M., Honeywill, C., Wyndow, N., Crossley, K. M., & Creaby, M. W. (2014). Neuromotor control of gluteal muscles in runners with achilles tendinopathy. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 46(3), 594–599. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000133>
- Fukuchi, R. K., Stefanyshyn, D. J., Stirling, L., Duarte, M., & Ferber, R. (2014). Flexibility, muscle strength and running biomechanical adaptations in older runners. *Clinical Biomechanics*, 29(3), 304–310. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.12.007>
- Grävare Silbernagel, K., & Crossley, K. M. (2015). A Proposed Return-to-Sport Program for Patients With Midportion Achilles Tendinopathy: Rationale and Implementation. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 45(11), 876–886. <https://doi.org/10.2519/jospt.2015.5885>
- Habets, B., Smits, H. W., Backx, F. J. G., van Cingel, R. E. H., & Huisstede, B. M. A. (2017). Hip muscle strength is decreased in middle-aged recreational male athletes with midportion Achilles tendinopathy: A cross-sectional study. *Physical Therapy in Sport*, 25, 55–61. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2016.09.008>
- Haglund-Åkerlind, Y., & Eriksson, E. (1993). Range of motion, muscle torque and training habits in runners with and without Achilles tendon problems. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 1(3–4), 195–199. <https://doi.org/10.1007/BF01560205>
- Hamner, S. R., Seth, A., & Delp, S. L. (2010). Muscle contributions to propulsion and support during running. *Journal of Biomechanics*, 43(14), 2709–2716. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.06.025>
- Hutchison, A.-M., Evans, R., Bodger, O., Pallister, I., Topliss, C., Williams, P., ... Beard, D. (2013). What is the best clinical test for Achilles tendinopathy? *Foot and Ankle Surgery*, 19(2), 112–117. <https://doi.org/10.1016/j.fas.2012.12.006>
- Jonsson, P., Alfredson, H., Sunding, K., Fahlstrom, M., & Cook, J. (2008). New regimen for eccentric calf-muscle training in patients with chronic insertional Achilles tendinopathy: results of a pilot study. *British Journal of Sports Medicine*, 42(9), 746–749. <https://doi.org/10.1136/bjism.2007.039545>
- Karandikar, N., & Vargas, O. O. O. (2011). Kinetic Chains: A Review of the Concept and Its Clinical Applications. *PM&R*, 3(8), 739–745. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2011.02.021>
- Kujala, U. M., Sarna, S., & Kaprio, J. (2005). Cumulative incidence of achilles tendon rupture and tendinopathy in male former elite athletes. *Clinical Journal of Sport Medicine : Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 15(3), 133–135. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15867554>
- Li, H.-Y., & Hua, Y.-H. (2016). Achilles Tendinopathy: Current Concepts about the Basic Science and Clinical Treatments. *BioMed Research International*, 2016, 1–9. <https://doi.org/10.1155/2016/6492597>
- Lohr, J. F., & Uthoff, H. K. (1990). The microvascular pattern of the supraspinatus tendon. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (254), 35–38. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2323147>
- Lopes, A. D., Hespanhol Junior, L. C., Yeung, S. S., & Pena Costa, L. O. (2012). What are the Main Running Related Musculoskeletal Injuries. *Sports Medicine*, 42(10), 892–905. <https://doi.org/10.2165/11631170-000000000-00000>
- Lorimer, A. V., & Hume, P. A. (2014). Achilles Tendon Injury Risk Factors Associated with Running.

Sports Medicine, 44(10), 1459–1472. <https://doi.org/10.1007/s40279-014-0209-3>

- Lorimer, A. V., & Hume, P. A. (2016). Stiffness as a Risk Factor for Achilles Tendon Injury in Running Athletes. *Sports Medicine*, 46(12), 1921–1938. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0526-9>
- Macrum, E., Bell, D. R., Boling, M., Lewek, M., & Padua, D. (2012). Effect of Limiting Ankle-Dorsiflexion Range of Motion on Lower Extremity Kinematics and Muscle-Activation Patterns During a Squat. *Journal of Sport Rehabilitation*, 21(2), 144–150. <https://doi.org/10.1123/jsr.21.2.144>
- Maffulli, N., Sharma, P., & Luscombe, K. L. (2004). Achilles tendinopathy: aetiology and management. *JRSM*, 97(10), 472–476. <https://doi.org/10.1258/jrsm.97.10.472>
- Mahieu, N. N., Witvrouw, E., Stevens, V., Van Tiggelen, D., & Roget, P. (2006a). Intrinsic Risk Factors for the Development of Achilles Tendon Overuse Injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(2), 226–235. <https://doi.org/10.1177/0363546505279918>
- Mahieu, N. N., Witvrouw, E., Stevens, V., Van Tiggelen, D., & Roget, P. (2006b). Intrinsic Risk Factors for the Development of Achilles Tendon Overuse Injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(2), 226–235. <https://doi.org/10.1177/0363546505279918>
- McCrary, J. L., Martin, D. F., Lowery, R. B., Cannon, D. W., Curl, W. W., Read, H. M., ... Messier, S. P. (1999a). Etiologic factors associated with Achilles tendinitis in runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(10), 1374–1381. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10527307>
- McCrary, J. L., Martin, D. F., Lowery, R. B., Cannon, D. W., Curl, W. W., Read, H. M., ... Messier, S. P. (1999b). Etiologic factors associated with Achilles tendinitis in runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(10), 1374–1381. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10527307>
- Mendonça, L. D. M., Bittencourt, N. F. N., Amaral, G. M., Diniz, L. S., Souza, T. R., & da Fonseca, S. T. (2013). A quick and reliable procedure for assessing foot alignment in athletes. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 103(5), 405–410. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24072370>
- Miller, T. L., & Shemory, S. (2017). Insertional Achilles Tendon Injuries in the Athlete. *Operative Techniques in Sports Medicine*, 25(2), 87–98. <https://doi.org/10.1053/j.otsm.2017.03.006>
- Monaghan, G. M., Lewis, C. L., Hsu, W.-H., Saltzman, E., Hamill, J., & Holt, K. G. (2013). Forefoot angle determines duration and amplitude of pronation during walking. *Gait & Posture*, 38(1), 8–13. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.10.003>
- Nakagawa, T. H., Moriya, É. T. U., Maciel, C. D., & Serrão, and F. V. (2012). Frontal Plane Biomechanics in Males and Females with and without Patellofemoral Pain. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(9), 1747–1755. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318256903a>
- Rabin, A., & Kozol, Z. (2010). Measures of Range of Motion and Strength Among Healthy Women With Differing Quality of Lower Extremity Movement During the Lateral Step-Down Test. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 40(12), 792–800. <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3424>
- Ryan, M., Grau, S., Krauss, I., Maiwald, C., Taunton, J., & Horstmann, T. (2009). Kinematic analysis of runners with achilles mid-portion tendinopathy. *Foot & Ankle International*, 30(12), 1190–1195. <https://doi.org/10.3113/FAI.2009.1190>
- Snyder, K. R., Earl, J. E., O'Connor, K. M., & Ebersole, K. T. (2009). Resistance training is accompanied by increases in hip strength and changes in lower extremity biomechanics during running. *Clinical Biomechanics*, 24(1), 26–34. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.09.009>
- Souza, T. R., Mancini, M. C., Araújo, V. L., Carvalhais, V. O. C., Ocarino, J. M., Silva, P. L., & Fonseca, S. T. (2014). Clinical measures of hip and foot–ankle mechanics as predictors of rearfoot motion and posture. *Manual Therapy*, 19(5), 379–385. <https://doi.org/10.1016/j.math.2013.10.003>

- Souza, T. R., Pinto, R. Z., Trede, R. G., Kirkwood, R. N., & Fonseca, S. T. (2010). Temporal couplings between rearfoot–shank complex and hip joint during walking. *Clinical Biomechanics*, 25(7), 745–748. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.04.012>
- Wezenbeek, E., Willems, T. M., Mahieu, N., Van Caekenberghe, I., Witvrouw, E., & De Clercq, D. (2017). Is Achilles tendon blood flow related to foot pronation? *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 27(12), 1970–1977. <https://doi.org/10.1111/sms.12834>
- Williams, D. S. B., Zambardino, J. A., & Banning, V. A. (2008). Transverse-Plane Mechanics at the Knee and Tibia in Runners With and Without a History of Achilles Tendonopathy. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 38(12), 761–767. <https://doi.org/10.2519/jospt.2008.2911>
- Zellers, J. A., Bley, B. C., Pohlig, R. T., Alghamdi, N. H., & Silbernagel, K. G. (2019). FREQUENCY OF PATHOLOGY ON DIAGNOSTIC ULTRASOUND AND RELATIONSHIP TO PATIENT DEMOGRAPHICS IN INDIVIDUALS WITH INSERTIONAL ACHILLES TENDINOPATHY. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 14(5), 761–769. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/31598414>
- Almeida, G. P. L., das Neves Rodrigues, H. L., de Freitas, B. W., & de Paula Lima, P. O. (2017). Reliability and Validity of the Hip Stability Isometric Test (HipSIT): A New Method to Assess Hip Posterolateral Muscle Strength. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 47(12), 906–913. <https://doi.org/10.2519/jospt.2017.7274>
- Almeida, G. P. L., Silva, França, F. J. R., Magalhães, M. O., Burke, T. N., & Marques, A. P. (2016). Relationship between frontal plane projection angle of the knee and hip and trunk strength in women with and without patellofemoral pain. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 29(2), 259–266. <https://doi.org/10.3233/BMR-150622>
- 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>
- Bellchamber, T. L., & van den Bogert, A. J. (2000). Contributions of proximal and distal moments to axial tibial rotation during walking and running. *Journal of Biomechanics*, 33(11), 1397–1403. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00113-5](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00113-5)
- Bennell, K. L., Talbot, R. C., Wajswelner, H., Techovanich, W., Kelly, D. H., & Hall, A. J. (1998). Intra-rater and inter-rater reliability of a weight-bearing lunge measure of ankle dorsiflexion. *The Australian Journal of Physiotherapy*, 44(3), 175–180. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11676731>
- Carvalho, V. O. do C., Araújo, V. L. de, Souza, T. R., Gonçalves, G. G. P., Ocarino, J. de M., & Fonseca, S. T. (2011). Validity and reliability of clinical tests for assessing hip passive stiffness. *Manual Therapy*, 16(3), 240–245. <https://doi.org/10.1016/j.math.2010.10.009>
- Chimenti, R. L., Flemister, A. S., Ketz, J., Bucklin, M., Buckley, M. R., & Richards, M. S. (2016). Ultrasound strain mapping of Achilles tendon compressive strain patterns during dorsiflexion. *Journal of Biomechanics*, 49(1), 39–44. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.11.008>
- Clain, M. R., & Baxter, D. E. (1992). Achilles tendinitis. *Foot & Ankle*, 13(8), 482–487. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1483611>
- 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>
- Cook, J. L., & Purdam, C. R. (2009). Is tendon pathology a continuum? A pathology model to explain the clinical presentation of load-induced tendinopathy. *British Journal of Sports Medicine*, 43(6), 409–416. <https://doi.org/10.1136/bjism.2008.051193>

- Creaby, M. W., Honeywill, C., Franettovich Smith, M. M., Schache, A. G., & Crossley, K. M. (2017). Hip Biomechanics Are Altered in Male Runners with Achilles Tendinopathy. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 49(3), 549–554. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001126>
- De Jonge, S., Van Den Berg, C., De Vos, R. J., Van Der Heide, H. J. L., Weir, A., Verhaar, J. A. N., ... Tol, J. L. (2011). Incidence of midportion Achilles tendinopathy in the general population. *British Journal of Sports Medicine*, 45(13), 1026–1028. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2011-090342>
- de Mesquita, G. N., de Oliveira, M. N. M., Matoso, A. E. R., de Moura Filho, A. G., & de Oliveira, R. R. (2018). Cross-cultural Adaptation and Measurement Properties of the Brazilian Portuguese Version of the Victorian Institute of Sport Assessment-Achilles (VISA-A) Questionnaire. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 48(7), 567–573. <https://doi.org/10.2519/jospt.2018.7897>
- Del Buono, A., Chan, O., & Maffulli, N. (2013). Achilles tendon: functional anatomy and novel emerging models of imaging classification. *International Orthopaedics*, 37(4), 715–721. <https://doi.org/10.1007/s00264-012-1743-y>
- 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>
- Doral, M. N., Alam, M., Bozkurt, M., Turhan, E., Atay, O. A., Dönmez, G., & Maffulli, N. (2010). Functional anatomy of the Achilles tendon. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 18(5), 638–643. <https://doi.org/10.1007/s00167-010-1083-7>
- Franettovich Smith, M. M., Honeywill, C., Wyndow, N., Crossley, K. M., & Creaby, M. W. (2014). Neuromotor control of gluteal muscles in runners with achilles tendinopathy. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 46(3), 594–599. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000133>
- Fukuchi, R. K., Stefanyshyn, D. J., Stirling, L., Duarte, M., & Ferber, R. (2014). Flexibility, muscle strength and running biomechanical adaptations in older runners. *Clinical Biomechanics*, 29(3), 304–310. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.12.007>
- Grävare Silbernagel, K., & Crossley, K. M. (2015). A Proposed Return-to-Sport Program for Patients With Midportion Achilles Tendinopathy: Rationale and Implementation. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 45(11), 876–886. <https://doi.org/10.2519/jospt.2015.5885>
- Habets, B., Smits, H. W., Backx, F. J. G., van Cingel, R. E. H., & Huisstede, B. M. A. (2017). Hip muscle strength is decreased in middle-aged recreational male athletes with midportion Achilles tendinopathy: A cross-sectional study. *Physical Therapy in Sport*, 25, 55–61. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2016.09.008>
- Haglund-Åkerlind, Y., & Eriksson, E. (1993). Range of motion, muscle torque and training habits in runners with and without Achilles tendon problems. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 1(3–4), 195–199. <https://doi.org/10.1007/BF01560205>
- Hamner, S. R., Seth, A., & Delp, S. L. (2010). Muscle contributions to propulsion and support during running. *Journal of Biomechanics*, 43(14), 2709–2716. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.06.025>
- Hutchison, A.-M., Evans, R., Bodger, O., Pallister, I., Topliss, C., Williams, P., ... Beard, D. (2013). What is the best clinical test for Achilles tendinopathy? *Foot and Ankle Surgery*, 19(2), 112–117. <https://doi.org/10.1016/j.fas.2012.12.006>
- Jonsson, P., Alfredson, H., Sunding, K., Fahlstrom, M., & Cook, J. (2008). New regimen for eccentric calf-muscle training in patients with chronic insertional Achilles tendinopathy: results of a pilot study. *British Journal of Sports Medicine*, 42(9), 746–749. <https://doi.org/10.1136/bjism.2007.039545>
- Karandikar, N., & Vargas, O. O. O. (2011). Kinetic Chains: A Review of the Concept and Its Clinical Applications. *PM&R*, 3(8), 739–745. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2011.02.021>

- Kujala, U. M., Sarna, S., & Kaprio, J. (2005). Cumulative incidence of achilles tendon rupture and tendinopathy in male former elite athletes. *Clinical Journal of Sport Medicine : Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 15(3), 133–135. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15867554>
- Li, H.-Y., & Hua, Y.-H. (2016). Achilles Tendinopathy: Current Concepts about the Basic Science and Clinical Treatments. *BioMed Research International*, 2016, 1–9. <https://doi.org/10.1155/2016/6492597>
- Lohr, J. F., & Uthoff, H. K. (1990). The microvascular pattern of the supraspinatus tendon. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (254), 35–38. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2323147>
- Lopes, A. D., Hespanhol Junior, L. C., Yeung, S. S., & Pena Costa, L. O. (2012). What are the Main Running Related Musculoskeletal Injuries. *Sports Medicine*, 42(10), 892–905. <https://doi.org/10.2165/11631170-000000000-00000>
- Lorimer, A. V., & Hume, P. A. (2014). Achilles Tendon Injury Risk Factors Associated with Running. *Sports Medicine*, 44(10), 1459–1472. <https://doi.org/10.1007/s40279-014-0209-3>
- Lorimer, A. V., & Hume, P. A. (2016). Stiffness as a Risk Factor for Achilles Tendon Injury in Running Athletes. *Sports Medicine*, 46(12), 1921–1938. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0526-9>
- Macrum, E., Bell, D. R., Boling, M., Lewek, M., & Padua, D. (2012). Effect of Limiting Ankle-Dorsiflexion Range of Motion on Lower Extremity Kinematics and Muscle-Activation Patterns During a Squat. *Journal of Sport Rehabilitation*, 21(2), 144–150. <https://doi.org/10.1123/jsr.21.2.144>
- Maffulli, N., Sharma, P., & Luscombe, K. L. (2004). Achilles tendinopathy: aetiology and management. *JRSM*, 97(10), 472–476. <https://doi.org/10.1258/jrsm.97.10.472>
- Mahieu, N. N., Witvrouw, E., Stevens, V., Van Tiggelen, D., & Roget, P. (2006a). Intrinsic Risk Factors for the Development of Achilles Tendon Overuse Injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(2), 226–235. <https://doi.org/10.1177/0363546505279918>
- Mahieu, N. N., Witvrouw, E., Stevens, V., Van Tiggelen, D., & Roget, P. (2006b). Intrinsic Risk Factors for the Development of Achilles Tendon Overuse Injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(2), 226–235. <https://doi.org/10.1177/0363546505279918>
- McCrary, J. L., Martin, D. F., Lowery, R. B., Cannon, D. W., Curl, W. W., Read, H. M., ... Messier, S. P. (1999a). Etiologic factors associated with Achilles tendinitis in runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(10), 1374–1381. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10527307>
- McCrary, J. L., Martin, D. F., Lowery, R. B., Cannon, D. W., Curl, W. W., Read, H. M., ... Messier, S. P. (1999b). Etiologic factors associated with Achilles tendinitis in runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(10), 1374–1381. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10527307>
- Mendonça, L. D. M., Bittencourt, N. F. N., Amaral, G. M., Diniz, L. S., Souza, T. R., & da Fonseca, S. T. (2013). A quick and reliable procedure for assessing foot alignment in athletes. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 103(5), 405–410. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24072370>
- Miller, T. L., & Shemory, S. (2017). Insertional Achilles Tendon Injuries in the Athlete. *Operative Techniques in Sports Medicine*, 25(2), 87–98. <https://doi.org/10.1053/j.otsm.2017.03.006>
- Monaghan, G. M., Lewis, C. L., Hsu, W.-H., Saltzman, E., Hamill, J., & Holt, K. G. (2013). Forefoot angle determines duration and amplitude of pronation during walking. *Gait & Posture*, 38(1), 8–13. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.10.003>
- Nakagawa, T. H., Moriya, É. T. U., Maciel, C. D., & Serrão, and F. V. (2012). Frontal Plane

- Biomechanics in Males and Females with and without Patellofemoral Pain. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(9), 1747–1755. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318256903a>
- Rabin, A., & Kozol, Z. (2010). Measures of Range of Motion and Strength Among Healthy Women With Differing Quality of Lower Extremity Movement During the Lateral Step-Down Test. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 40(12), 792–800. <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3424>
- Ryan, M., Grau, S., Krauss, I., Maiwald, C., Taunton, J., & Horstmann, T. (2009). Kinematic analysis of runners with achilles mid-portion tendinopathy. *Foot & Ankle International*, 30(12), 1190–1195. <https://doi.org/10.3113/FAI.2009.1190>
- Snyder, K. R., Earl, J. E., O'Connor, K. M., & Ebersole, K. T. (2009). Resistance training is accompanied by increases in hip strength and changes in lower extremity biomechanics during running. *Clinical Biomechanics*, 24(1), 26–34. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.09.009>
- Souza, T. R., Mancini, M. C., Araújo, V. L., Carvalhais, V. O. C., Ocarino, J. M., Silva, P. L., & Fonseca, S. T. (2014). Clinical measures of hip and foot–ankle mechanics as predictors of rearfoot motion and posture. *Manual Therapy*, 19(5), 379–385. <https://doi.org/10.1016/j.math.2013.10.003>
- Souza, T. R., Pinto, R. Z., Trede, R. G., Kirkwood, R. N., & Fonseca, S. T. (2010). Temporal couplings between rearfoot–shank complex and hip joint during walking. *Clinical Biomechanics*, 25(7), 745–748. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.04.012>
- Wezenbeek, E., Willems, T. M., Mahieu, N., Van Caekenberghe, I., Witvrouw, E., & De Clercq, D. (2017). Is Achilles tendon blood flow related to foot pronation? *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 27(12), 1970–1977. <https://doi.org/10.1111/sms.12834>
- Williams, D. S. B., Zambardino, J. A., & Banning, V. A. (2008). Transverse-Plane Mechanics at the Knee and Tibia in Runners With and Without a History of Achilles Tendonopathy. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 38(12), 761–767. <https://doi.org/10.2519/jospt.2008.2911>
- Zellers, J. A., Bley, B. C., Pohlig, R. T., Alghamdi, N. H., & Silbernagel, K. G. (2019). FREQUENCY OF PATHOLOGY ON DIAGNOSTIC ULTRASOUND AND RELATIONSHIP TO PATIENT DEMOGRAPHICS IN INDIVIDUALS WITH INSERTIONAL ACHILLES TENDINOPATHY. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 14(5), 761–769. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/31598414>

TABELAS

Tabela 1. Descrição da confiabilidade intra e interavaliador calculados em um estudo piloto

| Variável | Intraexaminador | | Interexaminador | |
|-------------------|-----------------|-------------|-----------------|---------|
| | Avaliador 1 | Avaliador 2 | Teste | Reteste |
| ADM DF - JE | .833 | .811 | .633 | .873 |
| ADM DF - JF | .738 | .919 | .691 | .822 |
| Lunge | .888 | .836 | .921 | .882 |
| RM Quadril | .779 | .954 | .710 | .887 |
| Alinhamento de Pé | .731 | .891 | .858 | .797 |
| Torque FP | .920 | .877 | .928 | .885 |
| Torque RL Quadril | .733 | .823 | .635 | .858 |
| Torque HipSit | .885 | .642 | .796 | .652 |

Abreviações: ADM = Amplitude de Movimento; DF = Dorsiflexão; JE = Joelho Estendido; JF = Joelho Fletido; RM = Rotação Medial; FP = Flexores Plantares; RL: Rotadores Laterais

Tabela 2. Caracterização da amostra

| Variável | GTCi (n=13) | | GTCtm (n=12) | |
|---------------------------|----------------|--------------|-----------------|--------------|
| | Média ± DP | Min - Max | Média ± DP | Min - Max |
| Idade (anos) | 38,76 ± 9,02 | 27.0 - 55.0 | 34,75 ± 7,37 | 25.0 - 52.0 |
| Altura (m) | 1,71 ± 0,06 | 1.59 - 1.85 | 1,72 ± 0,06 | 1.63 - 1.89 |
| Peso (kg) | 73,96 ± 9,16 | 56.0 - 87.0 | 73,83 ± 14,30 | 50.0 - 98.0 |
| IMC (kg/m ²)* | 25,20 ± 2,38 | 21.0 - 29.7 | 24,71 ± 4,60 | 18.1 - 32.9 |
| Sexo Masc. (%) | 84,61 | | 75 | |
| VISA-A (0-100) | 60,00 ± 14,47 | 41 - 88 | 65,25 ± 19,73 | 29 - 97 |
| Dur. Sintomas (meses) | 12,23 ± 10,18 | 1 - 31 | 6,58 ± 6,54 | 1 - 19 |
| Tempo de Prática (meses) | 81.23 ± 62.81 | 18.0 - 240.0 | 78.00 ± 69.07 | 12.0 - 228.0 |
| Volume (km/sem.) | 37.38 ± 16.19 | 15.0 - 70.0 | 34.58 ± 17.64 | 15.0 - 70.0 |
| Frequência (dias/sem.) | 4.00 ± 1.15 | 3.0 - 6.0 | 3.75 ± 1.76 | 0 - 7.0 |

Abreviação: IMC = Índice de Massa Corporal

* p < 0,05 – Teste T de amostras independentes

Tabela 3. Descrição das variáveis independentes

| Variável | GTCi | | GTCtm | | Diferença Média | p valor |
|----------------------------|---------------|-------------|---------------|-------------|-----------------|---------|
| | Média ± DP | Min - Max | Média ± DP | Min - Max | | |
| ADM DF JE (°) | 19.81 ± 6.13 | 12.6 - 30.0 | 21.74 ± 6.77 | 10.6 - 32.0 | 1.93 | .941 |
| ADM DF JF (°) | 25.38 ± 5.93 | 18.0 - 34.0 | 24.69 ± 7.17 | 12.6 - 34.0 | -0.68 | .603 |
| ADM DF em CCF (°) | 44.61 ± 9.98 | 20.0 - 58.0 | 45.00 ± 11.01 | 27.0 - 60.0 | 0.38 | .413 |
| Alinhamento de Pé (°) | 11.70 ± 8.16 | -5.2 - 23.5 | 12.51 ± 7.63 | -2.1 - 25.0 | 0.80 | .916 |
| ADM RM Quadril (°) | 23.48 ± 12.81 | 4.3 - 50.0 | 24.16 ± 14.75 | 4.0 - 54.3 | 0.67 | .477 |
| Torque FP (N.m/kg) | 0.91 ± 0.22 | 0.4 - 1.3 | 0.92 ± 0.27 | 0.4 - 1.3 | 0.01 | .394 |
| Torque RL Quadril (N.m/kg) | 0.73 ± 0.18 | 0.3 - 0.9 | 0.73 ± 0.17 | 0.5 - 1.0 | -0.00 | .968 |
| Torque HipSit (N.m/kg) | 1.09 ± 0.22 | 0.6 - 1.4 | 1.12 ± 0.31 | 0.7 - 1.6 | 0.03 | .138 |

FIGURAS

Figura 1. Mensuração da amplitude de movimento passiva de dorsiflexão do tornozelo com joelho estendido



Figura 2. Mensuração da amplitude de movimento passiva de dorsiflexão do tornozelo com 90° de flexão de joelho



Figura 3. Mensuração da amplitude de movimento de dorsiflexão do tornozelo com descarga de peso (*Weight Bearing Lunge Test*)



Figura 4. Mensuração do ângulo da perna-antepé

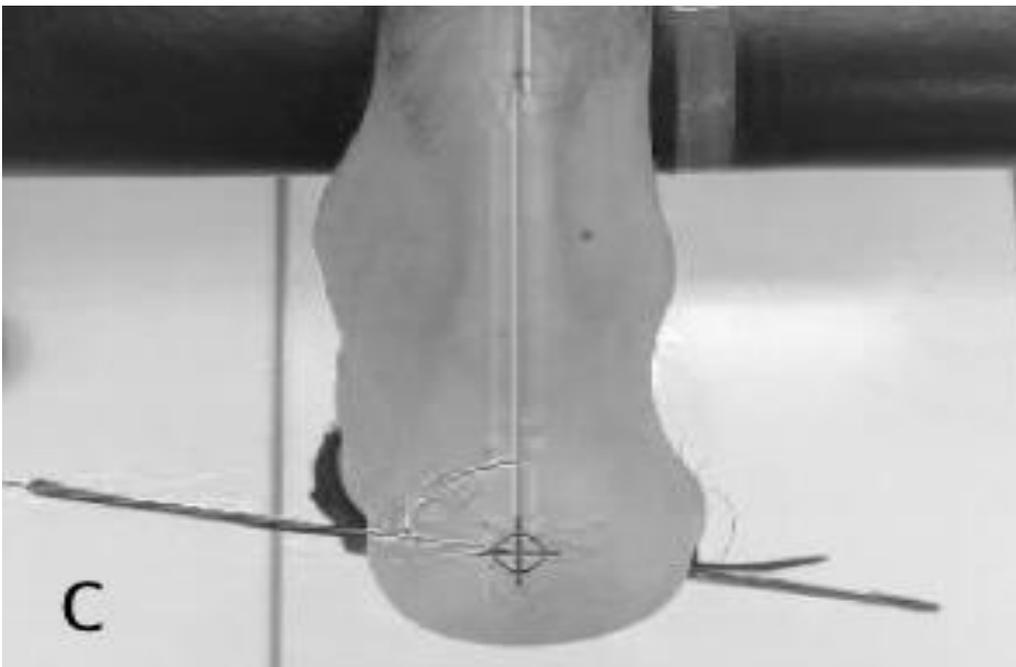


Figura 5. Mensuração da amplitude de movimento passiva de rotação medial do quadril



Figura 6. Avaliação do torque isométrico dos flexores plantares do tornozelo



Figura 7. Avaliação do torque isométrico dos rotadores laterais do quadril



Figura 8. Avaliação do torque isométrico do complexo póstero-lateral do quadril (HipSit)



DESTAQUES

- ◆ Investigamos a diferença de fatores biomecânicos entre corredores com TCi ou TCtm.
- ◆ Não houve diferença no comportamento biomecânico entre os tipos de TC.
- ◆ É possível que fatores biológicos, bioquímicos, genéticos e/ou histológicos estejam associados a ocorrência da lesão.