

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E DANÇA
CURSO DE BACHARELADO EM EDUCAÇÃO FÍSICA**

**CORRELAÇÃO ENTRE VARIÁVEIS FUNCIONAIS E
ESTRUTURAIS EM PACIENTES SUBMETIDOS AO REPARO
CIRÚRGICO DO TENDÃO DE AQUILES**

Mariane Bernardi Scheeren

Orientador: Prof. Dr. Marco Aurélio Vaz

Coorientação: Francesca Chaida Sonda

Porto Alegre

Mariane Bernardi Scheeren

Correlação entre variáveis funcionais e estruturais em pacientes submetidos ao reparo cirúrgico do tendão de Aquiles.

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança da Universidade Federal do Rio Grande do Sul como requisito para obtenção do grau de Bacharela em Educação Física.

Orientador: Prof. Dr. Marco Aurélio Vaz

Porto Alegre

2022

Mariane Bernardi Scheeren

Correlação entre variáveis funcionais e estruturais em pacientes submetidos ao reparo cirúrgico do tendão de Aquiles.

Conceito final:

Aprovado em 17 de outubro de 2022.

Banca examinadora:

Prof. Dr. Eduardo Lusa Cadore - UFRGS

AGRADECIMENTOS

Ao terminar um processo tão intenso é muito bom poder agradecer as pessoas que dele participaram direta ou indiretamente. Primeiramente agradeço a minha família: meus pais e minha irmã. Obrigada por todo apoio, incentivo, colaboração e principalmente por me proporcionarem uma formação incrível na universidade que eu sempre sonhei. Vocês são a base para a realização desse sonho e sem vocês nada disso teria sido possível. Tenho certeza de que todo o investimento feito foi aproveitado da melhor forma possível. Mãe, obrigada por ser minha cobaia, minha companheira, minha motorista (a estrada da rodoviária até em casa era batida todos os finais de semana) e por ser a pessoa com quem posso contar a qualquer momento. Pai, obrigada por não medir esforços para me ajudar e para me proteger, tenho muito orgulho de ser tua filha e tento me esforçar ao máximo para nunca te decepcionar. A minha futura Doutora, Fernanda, minha irmã, tu és um exemplo de pessoa e de profissional, é em ti que me guio e me apoio, tenho muito orgulho de todos teus passos, tua dedicação supera qualquer outra, estamos nesse mundo uma pela outra. Eu amo vocês imensamente!

Agradeço ao meu orientador, Professor Doutor Marco Aurélio Vaz, por todos os ensinamentos e oportunidades que me foram oferecidas. Poder estar presente e participar de um grupo de pesquisa como o GPBiC, foi uma grande honra para a minha graduação e para minha formação pessoal. Obrigada por ter me permitido ser sua bolsista de Iniciação Científica durante esses dois anos. Estar em contato com a pesquisa fez com que meu horizonte se abrisse, obrigada por essa oportunidade.

Agradeço a minha coorientadora, Francesca Chaida Sonda por todas as horas prestadas para me auxiliar. É por tua causa que esse trabalho foi iniciado, desenvolvido e finalizado com sucesso, sem tua ajuda nada disso teria ocorrido. Tua presença na minha trajetória acadêmica foi de extrema importância, me deu força nos momentos em que eu mais precisava e sempre se dedicou ao máximo. Muitas vezes deixou teus próprios compromissos para poder estar presente comigo me ensinando e me orientando. Como sempre te digo, tu és maravilhosa, um ser incrível. Não tenho palavras para te agradecer.

Agradeço a minha melhor amiga, Carolina Formighieri Mello de Oliveira, que foi minha dupla desde o primeiro semestre. Nos apoiamos a graduação toda e agora estamos de mãos dadas para finalizá-la e para seguir em frente. Tu és o maior e melhor presente que a graduação poderia ter me dado. Sem tua ajuda, teus esforços, tuas risadas e brincadeiras, essa fase da minha vida não teria sido tão marcante como realmente foi. Tu és um ser de luz, uma das pessoas mais bondosas que já conheci e, mesmo com todas as nossas diferenças, sempre nos completamos. Eu te amo muito, daqui para a eternidade.

Agradeço também o professor Emmanuel Rocha por todos os ensinamentos e por me possibilitar participar das coletas e das análises dos dados de seu doutoramento. Agradeço também por ceder dados para a realização desse TCC. Aos professores Klauber Pompeo, Jeam Geremia e Gustavo Petter, obrigada por toda ajuda prestada desde a minha chegada no grupo GPBiC!

Agradeço a banca examinadora, Professor Doutor Eduardo Cadore, por ter aceitado participar e também por todos os ensinamentos prestados durante toda minha graduação. Desejo uma vida repleta de saúde para o bebezinho Kai que em breve chegará ao mundo.

Agradeço aos funcionários da ESEFID/UFRGS por toda a disponibilidade e auxílio, aos meus colegas e aos demais professores.

Agradeço a minha técnica e agora chefe, Monica de Souza Ferreira, por sempre me incentivar e por confiar tanto em mim. A minha prima, Aline Bernardi, por ser minha parceira em toda as horas, principalmente nas de descontração. A minha madrasta, Sarajane Mota, por todo apoio, ensinamentos, conversas e conselhos!

Agradeço aos órgãos de fomento que me possibilitaram receber bolsa de Iniciação Científica e de Extensão durante praticamente a minha graduação inteira.

RESUMO

A ruptura do Tendão de Aquiles (TA) promove *déficits* nas propriedades estruturais dos músculos flexores plantares e do TA que provavelmente estão relacionados com déficits na amplitude de movimento (ADM) do tornozelo, na capacidade de produção de força desses músculos e na funcionalidade. O objetivo desse estudo foi o de correlacionar variáveis estruturais e funcionais do músculo tríceps sural nas pernas com e sem lesão de indivíduos com histórico de ruptura do TA. Esse estudo foi aprovado pelo comitê de ética local (3.046.049). As duas pernas de 28 participantes (37 ± 5 anos de idade, tempo médio de 4 ± 4 anos da ruptura) foram avaliadas após a cirurgia de reparo tendíneo. Inicialmente os participantes permaneceram todos em um único grupo e posteriormente foram separados em dois grupos pelo tempo pós-reparo cirúrgico: G3- (grupo um com menos de 3 anos de reparo) e G3+ (grupo um com mais de 3 anos de reparo). As variáveis funcionais compreenderam na ADM do tornozelo, torque isométrico de flexão plantar (em 10° de flexão dorsal) e o *single leg test* (SLT). As variáveis funcionais foram correlacionadas com as variáveis estruturais dos flexores plantares [i.e., área de secção transversa (AST), ecointensidade (EI), espessura muscular (EM)] e do TA (AST, comprimento de tendão). Correlações de Pearson foram realizadas com todas as variáveis. No G3-, houve correlação significativa negativa de ADM com EI do músculo sóleo ($r = -0,705$; $p = 0,007$) na perna com histórico de lesão. No membro sem histórico de lesão houve correlação significativa negativa do SLT com EI do gastrocnêmio lateral ($r = -0,68$; $p = 0,03$) e do torque com a EM do gastrocnêmio medial ($r = -0,597$; $p = 0,04$). Para o G3+, houve correlação significativa negativa do SLT com a EM do gastrocnêmio medial ($r = -0,708$; $p = 0,03$) na perna com histórico de lesão. Os resultados matemáticos das correlações obtidas não suportam todas as hipóteses previamente estabelecidas para as variáveis funcionais (SLT, Torque e ADM) e estruturais (AST muscular e tendínea, CT, EI muscular e EM).

PALAVRAS-CHAVE: Tendão de Aquiles, ruptura, correlações de Pearson, estrutura, função, tríceps sural.

Sumário	
AGRADECIMENTOS	13
RESUMO.....	15
LISTA DE TABELAS E ANEXO	17
LISTA DE FIGURAS	18
1. INTRODUÇÃO GERAL E REVISÃO DE LITERATURA.....	10
1.1 Propriedades Morfológicas do Tendão de Aquiles e dos Flexores Plantares.....	11
1.2 Capacidade de Produção de Força do Músculo Tríceps Sural	14
1.3 Ruptura do Tendão de Aquiles.....	15
1.4 Correlação entre Variáveis Estruturais e Funcionais do Tríceps Sural ...	18
2. OBJETIVO GERAL	20
3. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	20
4. HIPÓTESES.....	22
5. MATERIAIS E MÉTODOS.....	22
5.1 Delineamento de estudo	22
5.2 Participantes	22
5.3 Dados estruturais: Medição do Comprimento Total do Tendão	23
5.4 Dados estruturais: Área de seção transversal (AST) e Econtensidade (EI)	24
5.5 Dados estruturais: Espessura Muscular (EM)	26
5.6 Testes funcionais: Avaliação da Amplitude de Movimento (ADM)	28
5.7 Testes funcionais: Torque de flexão plantar	28
5.8 Testes Funcionais: <i>Single Leg Test</i>	29
5.9 Análise Estatística.....	30
6. RESULTADOS	30
7. DISCUSSÃO	37
7.1 Limitações.....	40
7.2 Implicações Metodológicas e Práticas	41
8. CONCLUSÃO.....	42
REFERÊNCIAS.....	43

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Características dos participantes.....	23
Tabela 2. Correlações da amplitude de movimento (ADM) com variáveis estruturais nos grupos G3- e G3+. Correlações significativas estão marcadas em negrito.	35
Tabela 3. Correlações do Torque com variáveis estruturais nos grupos G3- e G3+. Correlações significativas estão marcadas em negrito.....	36
Tabela 4. Correlações do Single Leg Test (SLT) com variáveis estruturais estratificadas entre os grupos G3- e G3+. Correlações significativas estão marcadas em negrito.....	37
Anexo 1. Resultados das correlações de Single Leg Test (SLT), torque e ADM com todas as variáveis estruturais sem estratificação por grupos.	

LISTA DE FIGURAS

- FIGURA 1. Utilização da US para demarcar os pontos (A) da inserção distal do tendão de Aquiles e (B) da Junção Miotendínea (MTJ) do músculo gastrocnêmio medial (GM). Medição da distância entre esses pontos demarcados na pele foi feita para a obtenção do comprimento total do tendão (D). Fonte: ROCHA e VAZ, 2020. 24
- FIGURA 2. Posicionamento da sonda em 2, 4 e 6cm de distância da inserção distal. Fonte: ROCHA e VAZ, 2020. 25
- FIGURA 3. Delimitação da área dos músculos gastrocnêmio medial (GM), gastrocnêmio lateral (GL) e sóleo (SOL) para determinar a AST e a EI. Fonte: ROCHA e VAZ, 2020. 26
- FIGURA 4. Exemplo do posicionamento da sonda na perna dos participantes (A). Representação de cada um dos músculos para a medição da EM (B). Fonte: GEREMIA et al., 2019. 28
- FIGURA 5. Medição da ADM máxima de flexão dorsal e de flexão plantar do tornozelo. Fonte: GEREMIA et al, 2019. 28
- FIGURA 6. Medição do torque isométrico de flexão plantar no dinamômetro isocinético. Fonte: GEREMIA et al, 2019. 29
- FIGURA 7. Exemplo da realização dos três saltos unilaterais consecutivos. Fonte: Figura dos autores. 30
- FIGURA 8. Gráfico de dispersão da correlação negativa entre o teste funcional Amplitude de Movimento (ADM) e ecointensidade (EI) muscular do músculo sóleo do lado operado no G3-. Fonte: GraphPad Prism. 32
- FIGURA 9. Gráfico de dispersão da correlação negativa entre o teste funcional torque e espessura muscular (EM) do músculo gastrocnêmio medial do lado saudável no G3-. Fonte: GraphPad Prism. 32
- FIGURA 10. Gráfico de dispersão da correlação negativa entre o teste funcional Single Leg Test (SLT) e ecointensidade (EI) do músculo gastrocnêmio lateral do lado saudável no G3-. Fonte: GraphPad Prism..... 33
- FIGURA 11. Gráfico de dispersão da correlação negativa entre o teste funcional Single Leg Test (SLT) com a ecointensidade (EI) do músculo gastrocnêmio medial do lado operado no G3+. Fonte: GraphPad Prism..... 33

1. INTRODUÇÃO GERAL E REVISÃO DE LITERATURA

Nossas atividades de vida diária e nossa capacidade de locomoção só são possíveis graças ao maior e mais forte tendão do corpo humano, o tendão de Aquiles (MAFFULLI e ALMEKINDERS, 2007). Ele é constituído pela continuação dos envoltórios musculares de tecido conectivo (endomísio, perimísio e epimísio) da porção distal dos músculos gastrocnêmio e sóleo. Além disso, possui a função de transmitir a força destes músculos à porção posterior do calcâneo, determinando o movimento de flexão plantar do tornozelo (MAFFULLI, 1999).

O músculo tríceps sural é constituído pela união dos músculos gastrocnêmio medial, gastrocnêmio lateral e sóleo. Os músculos gastrocnêmios se originam nos côndilos do fêmur e suas contribuições para o tendão começam com uma ampla aponeurose que inicia abaixo desses músculos. O músculo sóleo se origina na tíbia e fíbula, e sua contribuição para o tendão é espessa, mas curta (MAFFULLI e ALMEKINDERS, 2007). O tendão de Aquiles e os músculos flexores plantares possuem um papel fundamental em atividades básicas, como, por exemplo, no levantar de uma cadeira, na marcha, em saltos, sendo, portanto, submetidos a grandes forças, tanto internas quanto externas, na fase de propulsão de todas essas atividades de vida diária (MAFFULLI e ALMEKINDERS, 2007).

Tendões são órgãos do Sistema Musculoesquelético constituídos de tecido conjuntivo fibroso denso e conectam o músculo ao osso (NIGG e HERZOG, 1999). São compostos, primariamente, por feixes altamente organizados de colágeno, representando 70% do peso seco, sendo 95% de colágeno do tipo I (MAFFULLI, 1999). Além do colágeno, os tendões são constituídos de uma pequena quantidade de elastina, proteoglicanas e glicoproteínas adesivas (DORAL *et al.*, 2010; SHARMA e MAFFULLI, 2005). Além disso, os tendões apresentam uma grande variedade de formas e tamanhos, dependendo de características morfológicas, fisiológicas e mecânicas dos músculos e ossos aos quais estão conectados (NIGG e HERZOG, 1999).

Mudanças na atividade física podem alterar a frequência, duração e/ou magnitude de forças aplicadas pelo músculo esquelético no tendão, como ocorre

após um período de treinamento de força (DUCLAY *et al.*, 2009; SEYNNES *et al.*, 2009; URLANDO e HAWKINS, 2007), ou imobilização devido à ruptura do tendão de Aquiles (KANNUS *et al.*, 1997). Da mesma forma, o processo de envelhecimento altera a sobrecarga mecânica (redução da mobilidade) e a estrutura (perda da estrutura) do tríceps sural (KARAMANIDIS e ARAMPATZIS, 2005; STENROTH *et al.*, 2012). Essas mudanças geram adaptações nas propriedades mecânicas e morfológicas musculotendíneas, e podem tanto conduzir a uma melhora da condição da unidade musculotendínea (como no caso da atividade física sistematizada), quanto a uma perda da condição de saúde (como no caso da ruptura tendínea e do envelhecimento). Portanto, entender as propriedades morfológicas e mecânicas da unidade musculotendínea do tríceps sural é fundamental para identificar tanto a condição de saúde, quanto a de melhora durante processo de reabilitação e/ou de piora dessa condição no caso de tendinopatias, imobilismo e envelhecimento.

1.1 Propriedades Morfológicas do Tendão de Aquiles e dos Flexores Plantares

As propriedades mecânicas do tendão de Aquiles são obtidas por meio da relação entre a capacidade de resistência do tendão a uma força a ele aplicada e do quanto ele se deforma em consequência dessa força tensional. A determinação dessas propriedades depende, portanto, das suas características estruturais, assim como de medidas de parâmetros neuromusculares (ARYA e KULIG, 2010). Dentre os parâmetros estruturais, estão presentes a Área de Secção Transversal (AST) do tendão de Aquiles e o Comprimento de Tendão (CT) em repouso.

Apesar de pouco utilizados na prática clínica, os parâmetros morfológicos do tendão podem ser utilizados para a determinação da capacidade adaptativa do tendão quando submetido a mudanças no ambiente mecânico ou mesmo em avaliações clínicas importantes, como, por exemplo, a tendinopatia e após a ruptura e reconstrução cirúrgica do tendão. Considerando que as tendinopatias (ARYA e KULIG, 2010) e as rupturas tendíneas (GEREMIA *et al.*, 2015) podem reduzir ou mesmo aumentar as propriedades morfológicas tendíneas (AST e CT), essas mudanças ocasionam alteração na rigidez e no módulo de

elasticidade do tendão. Por exemplo, o processo inflamatório decorrente da tendinopatia pode provocar aumento temporário da AST do tendão em função de edema (ARYA e KULIG, 2010). Esse aumento da estrutura anatômica do tendão, entretanto, não é acompanhado por um aumento da matriz extracelular e do conteúdo fibroso. No caso de rupturas tendíneas, a AST pode aumentar mais de 100% em função da formação do calo tendinoso (MAFFULLI e ALMEKINDERS, 2007). Esse calo é formado pelas fímbrias dos dois cotos tendinosos que são unidos por meio de uma sutura na reconstrução cirúrgica (MAFFULLI e ALMEKINDERS, 2007; GEREMIA *et al.*, 2015).

O objetivo desse calo é aumentar a área de contato dos cotos tendinosos e propiciar uma maior interação das fibras de colágeno durante o processo de cicatrização. O aumento da área de contato entre as duas superfícies irregulares propicia o estabelecimento de forças tensionais que geram um estresse de cisalhamento, aumentando a capacidade de resistência do tendão em recuperação. Apesar do aumento da AST do tendão de Aquiles imediatamente após o processo cirúrgico, essa maior área não está relacionada a um aumento imediato das propriedades mecânicas do tendão. Portanto, essas alterações estruturais no tendão têm implicações funcionais, como por exemplo a redução da capacidade do tendão de transmitir força para os ossos aos quais está inserido, reduzindo, conseqüentemente, a sua capacidade de gerar movimento articular.

A recuperação do tendão se dá por meio de uma redução da AST e aumento da deposição de colágeno tipo 1, em substituição ao colágeno tipo 3 inicialmente depositado quando da formação do calo tendíneo (BOHM *et al.*, 2015). Em outras palavras, há uma reorganização da estrutura do tendão e da matriz extracelular, durante a qual o tecido excedente precisa ser eliminado e fibras de colágeno mais resistentes necessitam ser depositadas no local do calo tendinoso. A reorganização das fibras de colágeno de forma paralela, característica organizacional da estrutura do tendão, devolve ao mesmo a sua resistência mecânica às forças tensionais. Essa remodelação estrutural depende exatamente da sobrecarga mecânica aplicada ao tendão durante o processo de reabilitação. Portanto, medir as alterações estruturais no tendão antes, durante

e depois do processo de reabilitação, possibilita ter medidas objetivas das adaptações estruturais do tendão de Aquiles.

Assim como o tecido tendíneo, o músculo esquelético é também um tecido altamente adaptável às demandas mecânicas e funcionais que lhe são impostas (FRAÇÃO e VAZ, 2000), sendo que essas adaptações são atribuídas a alterações morfológicas musculares (HERZOG *et al.*, 1991). Tais adaptações ocorrem devido à alta plasticidade do tecido muscular, que pode apresentar ganhos ou perdas de tecido contrátil conforme a variação de carga a que esta estrutura é submetida (NARICI, 1999). Essas adaptações na morfologia do músculo esquelético podem alterar a arquitetura muscular (DUCLAY *et al.*, 2009; REEVES *et al.*, 2009; BARONI *et al.*, 2013a).

Entende-se por arquitetura muscular o arranjo geométrico com o qual as fibras são dispostas em relação à linha de ação da força produzida pelo músculo (LIEBER e FRIDEN, 2000). Através dela, é possível identificar a capacidade funcional do músculo, uma vez que se estima a capacidade de produção de força muscular através da avaliação de diferentes parâmetros (WARD *et al.*, 2009). O arranjo das fibras musculares tem relação direta sobre as propriedades mecânicas do músculo (relação força-comprimento e relação força-velocidade), permitindo assim o entendimento de como a estrutura muscular se comporta ao gerar força (WARD *et al.*, 2009). Aumentos ou reduções na arquitetura alteram a capacidade de geração de força de um músculo em relação a diferentes comprimentos musculares e a diferentes velocidades de encurtamento.

Entre os principais parâmetros da arquitetura muscular estão o comprimento do fascículo (CF), o ângulo de penação (AP) e a espessura muscular (EM) (FUKUNAGA *et al.*, 1997; NARICI e CERRETELLI, 1998; BLAZEVIK *et al.*, 2006; BARONI *et al.*, 2013a). O CF é definido como o comprimento da trajetória fascicular entre a inserção do fascículo nas aponeuroses superficial e profunda dos músculos. O ângulo originado entre a aponeurose profunda do músculo e a linha de inserção dos fascículos musculares é considerado como o AP. A distância entre a aponeurose profunda e aponeurose superficial determina a EM (BARONI *et al.*, 2013a). Essas propriedades morfológicas e mecânicas do tendão de Aquiles e do músculo tríceps sural vêm sendo amplamente estudadas e avaliadas através da utilização

da técnica de ultrassonografia (US) (ABELLANEDA *et al.*, 2009; NAKAMURA *et al.*, 2011).

Se por um lado as medidas estruturais da unidade musculotendínea são fundamentais para identificar objetivamente o que está ocorrendo com o tendão durante o treinamento de força ou durante um programa de reabilitação, também é fundamental identificar as possíveis mudanças funcionais. A funcionalidade da unidade musculotendínea pode ser avaliada de duas formas: por meio da capacidade máxima de produção de força do tríceps sural, tanto isometricamente quanto dinamicamente (por meio de contrações concêntricas e excêntricas) (GEREMIA *et al.*, 2018), bem como por meio da altura máxima de deslocamento do osso calcâneo em relação ao solo durante o teste de elevação máxima do calcanhar (SILBERNAGEL *et al.*, 2012). Esse teste funcional nos possibilita identificar o retorno a uma condição de saúde da unidade musculotendínea, pois a altura de elevação do calcanhar é dependente tanto das propriedades estruturais e mecânicas do tendão de Aquiles quanto dos parâmetros de arquitetura do músculo tríceps sural.

1.2 Capacidade de Produção de Força do Músculo Tríceps Sural

A dinamometria isocinética vem sendo muito utilizada para avaliar a capacidade de produção de força (torque) muscular (BALZOPoulos e BRODIE, 1989). Uma das grandes vantagens da dinamometria isocinética é que ela permite a avaliação da capacidade máxima (ou submáxima) de produção de força de grupos musculares ao longo de toda a amplitude articular de movimento, em uma velocidade constante (IMPELLIZERI *et al.*, 2008). Além disso, ela possibilita uma avaliação precisa do torque, trabalho e potência de grupos musculares específicos (IMPELLIZERI *et al.*, 2008). Por esse motivo, ela vem sendo considerada como o padrão ouro na avaliação da capacidade de produção de força musculoesquelética (ALVARES *et al.*, 2015). Portanto, medidas reprodutíveis do torque máximo ativo e passivo dos flexores plantares são fundamentais para que se possa determinar as propriedades mecânicas e alterações dessas propriedades.

1.3 Ruptura do Tendão de Aquiles

O tendão de Aquiles, que é o maior e mais resistente tendão do corpo humano, é composto pela porção distal dos músculos gastrocnêmio e sóleo e tem como função transmitir as forças destes para o osso calcâneo, determinando a flexão plantar do tornozelo (LEPPILAHTI *et al.*, 1996). Apesar de ser o maior e o mais forte, o Aquiles é o tendão do corpo humano que mais sofre lesões, as quais ocorrem principalmente de forma aguda entre 2 e 6 cm da inserção com o calcâneo, uma região considerada hipovascularizada (HARTGERINK *et al.*, 2001).

A incidência de rupturas aumentou ao longo do tempo em todas as faixas etárias, tanto para esportistas quanto para os não esportistas, e o pico de incidência tem ocorrido na faixa etária de 30 a 39 anos (LANTTO *et al.*, 2015b). Chama a atenção o fato de que aproximadamente 20% dos pacientes com ruptura do tendão de Aquiles são incapazes de retornar ao seu nível anterior de atividade física devido ao nível de incapacidade após a lesão (BRORSSON *et al.*, 2017). Deficiências permanentes, como diminuição da função muscular da panturrilha, alongamento do tendão de Aquiles, marcha e padrões de corrida alterados, e diminuição da capacidade de salto são relatadas anos após a lesão (BRORSSON *et al.*, 2017)

Essas estruturas tendíneas, além de serem responsáveis pela transmissão da força dos músculos para os ossos a fim de gerar o movimento articular do tornozelo, elas também são capazes de absorver forças externas, reduzindo o dano muscular, apresentando grande força mecânica e uma boa flexibilidade (SHARMA e MAFFUULLI, 2005; URLANDO e HAWKINS, 2007).

Devido à crescente procura pelas atividades esportivas, a incidência da ruptura do tendão de Aquiles tem aumentado nos últimos 50 anos e, normalmente, esta lesão ocorre durante a própria prática esportiva (LEPPILAHTI *et al.*, 1996). Apesar disso, podem existir fatores intrínsecos e extrínsecos ao tendão que são capazes de gerar uma diminuição da resistência, o que, futuramente, pode tornar o tendão mais suscetível a ter uma lesão parcial (acomete algumas fibras) ou total (todas as fibras são atingidas o que impede a transmissão de força do calcâneo para o tríceps sural) (LEPPILAHTI *et al.*, 1996).

Outro fator de risco que pode causar rupturas é a utilização de cargas de tensão aplicadas de forma rápida e oblíqua ao tendão, que normalmente são encontradas em sequências de saltos, em levantamento de peso, e durante contrações excêntricas (SHARMA e MAFFULLI, 2005). O estilo de vida é um fator adicional para a ocorrência de rupturas tendíneas. Segundo Järvinen *et al.* (2005), o sedentarismo contribui para a redução na vascularização tendínea, levando a um tendão com estrutura mais frágil. Além disso, existem evidências de pacientes que têm rupturas espontâneas do tendão de Aquiles apresentarem alta possibilidade de ruptura no tendão de Aquiles contralateral (JÄRVINEN *et al.*, 2005).

De acordo com Maffulli e Almekinders (2007), existem duas principais teorias que explicam as causas das rupturas agudas do tendão de Aquiles. A primeira, é a teoria da degeneração, que está relacionada ao envelhecimento, a tratamentos farmacológicos e associação com outras doenças, sendo uma degeneração crônica do tendão que causa rupturas sem aplicação de cargas excessivamente elevadas. A segunda, é a teoria mecânica, que sugere que trações aplicadas de forma oblíqua no complexo músculo-tendão-osso aumentam o risco de ruptura no tendão. Esses autores confirmam que fatores mecânicos estão associados com a integridade do tendão.

Apesar do aumento da incidência, não há consenso sobre o melhor método de tratamento, pois tanto o tratamento operatório quanto o não operatório apresentam vantagens e desvantagens únicas (GLAZEBROOK e RUBINGER, 2019). Em função disso, após a ruptura, há diferentes condutas a serem seguidas com esse paciente, sendo algumas delas a realização ou não de cirurgia, e a utilização ou não de imobilização. De acordo com Lantto *et al.* (2016), tratamentos cirúrgicos e não cirúrgicos de rupturas agudas do tendão de Aquiles resultam em desempenhos semelhantes. A cirurgia, no entanto, leva a uma recuperação mais rápida e a uma melhora da força muscular isocinética da panturrilha. Lantto *et al.* (2015a) citam que a mobilização funcional precoce resulta em maior satisfação e diminui o tempo de recuperação e do retorno à vida ativa. No entanto, a mobilização ou imobilização precoce sem carga e a descarga de peso pós-operatória precoce não previnem a atrofia muscular ou déficits de força.

Em relação à imobilização, apesar de apresentar alguns benefícios, como prevenção de novas rupturas e proteção do tecido cicatricial, reduz a massa muscular devido ao desuso. Além disso, déficits funcionais de longo prazo em pacientes que sofreram rupturas agudas do tendão de Aquiles podem ser parcialmente explicados por alterações morfológicas na musculatura do tríceps sural (BAXTER *et al.*, 2018). Apesar desta redução do uso da estrutura musculotendínea, somada a um metabolismo reduzido nessa região e com pouca vascularização, os tendões sofrem menos os efeitos do desuso se comparados aos músculos esqueléticos (KANNUS *et al.*, 1997). Entretanto, um em cada cinco pacientes não retorna às mesmas atividades que realizava antes da lesão (ZELLERS *et al.*, 2016), e existem poucos dados publicados descrevendo a adaptação temporal do tendão à carga mecânica alterada, particularmente em resposta ao treinamento (URLANDO e HAWKINS, 2007; GEREMIA *et al.*, 2018).

A transferência de peso precoce e a aplicação combinada com exercícios de movimento do tornozelo podem levar a uma recuperação funcional superior e mais rápida do que a imobilização convencional (NAM *et al.*, 2019). De acordo com Lantto *et al.* (2015a), a força isocinética dos músculos da panturrilha se recupera durante o primeiro ano após a lesão, e menos de 10% dos déficits de força isocinética permanece entre os tornozelos saudável e lesado. De fato, a força isométrica se recupera após o primeiro ano e apenas diferenças mínimas permanecem após o acompanhamento de longo prazo. Urlando e Kawkins (2007) citam que, se a carga do tendão ou do músculo mudar devido à lesão, as propriedades estruturais mudarão para que a mecânica da articulação seja mantida e as tensões do tendão sejam limitadas para evitar possível prejuízo.

Assumindo-se que o tendão é um órgão que se adapta ao ambiente mecânico ao qual está sujeito, as propriedades mecânicas do tendão serão alteradas com o treinamento de força. Entretanto, não é claro como essas mudanças ocorrem ou afetam a deformação e as tensões do tendão (URLANDO e HAWKINS, 2007). De acordo com Baxter *et al.* (2019), os déficits funcionais que permanecem na perna lesionada são normalmente documentados; porém, ainda não se sabe como a estrutura musculotendínea se adapta nessa população. Sabe-se que a sustentação de peso precoce, combinada com

exercícios igualmente precoces de movimento do tornozelo, pode alcançar uma recuperação funcional superior e mais rápida do que a imobilização convencional após o reparo cirúrgico dessa lesão (NAM *et al.*, 2019).

1.4 Correlação entre Variáveis Estruturais e Funcionais do Tríceps Sural

A Análise de Correlação é uma ferramenta importante para as diferentes áreas do conhecimento. Correlação de Pearson (r) é uma medida da variância compartilhada entre duas variáveis, ou seja, se supõe que o aumento ou decréscimo de uma unidade na variável X gera o mesmo impacto em Y (FIGUEIREDO FILHO e SILVA JUNIOR, 2010). Os resultados obtidos variam de 1 a -1, sendo que o sinal (positivo ou negativo) e o valor sugerem a direção e a força da relação entre as variáveis, respectivamente. Quanto mais próximo de 1 (independente do sinal) maior é o grau de dependência estatística linear entre as variáveis. Já quanto mais próximo de zero, menor é a força dessa relação. Uma correlação perfeita (-1 ou 1) indica que o escore de uma variável pode ser determinado exatamente ao se saber o escore da outra. No outro oposto, uma correlação de valor zero indica que não há relação linear entre as variáveis (FIGUEIREDO FILHO e SILVA JUNIOR, 2010). Em termos gráficos, em uma relação linear, a melhor forma de ilustrar o padrão de relacionamento entre duas variáveis é através de uma linha reta. Portanto, a correlação de Pearson exige um compartilhamento de variância e que essa variação seja distribuída linearmente (FIGUEIREDO FILHO e SILVA JUNIOR, 2010). O teste de correlação de Pearson verifica se uma medida tem relação com a outra, ou seja, se são conexas. As fórmulas aplicadas servem para verificar se há interdependência entre variáveis. Ressaltando de que correlações entre variáveis não necessariamente significam relações de causa e efeito, mas sim é preciso haver racionalidade para estabelecer essas relações.

O músculo esquelético e o tendão são tecidos altamente adaptáveis às demandas que lhe são impostas. Dessa forma, a redução do uso causada pela ruptura do tendão de Aquiles pode alterar a estrutura muscular e tendínea. Essas alterações na estrutura afetarão diretamente a funcionalidade e a força

transmitida pelo músculo ao osso, alterando, portanto, a capacidade de produção de força do tríceps sural (FRAÇÃO e VAZ, 2000).

Até onde se sabe, há reduzido número de estudos na literatura que avaliaram a correlação entre variáveis estruturais e funcionais (força e funcionalidade) em ambos os membros de pessoas que sofreram essa lesão tendínea (SILBERNAGEL *et al.*, 2012; BRORSSON *et al.*, 2017; HULLFISH *et al.*, 2019).

No estudo de Silbernagel e colaboradores (2012), a correlação feita foi entre sintomas relatados pelo paciente e a quantidade de alongamento no lado lesionado. A intenção também foi avaliar se havia diferença lateral encontrada na altura máxima de elevação do calcanhar e se isso poderia ser atribuído ao alongamento do tendão em pacientes com ruptura do tendão de Aquiles reparada cirurgicamente. O estudo conclui que a ocorrência de alongamento do tendão parece ser um fator limitante para o retorno completo da função.

Hullfish *et al.* (2019) correlacionaram os *déficits* na cinética dos flexores plantares com as mudanças no comprimento do fascículo, resultando em correlações moderadas a forte. Já o comprimento do fascículo não se correlacionou com torque isométrico ou potência isocinética a $30^{\circ}\cdot s^{-1}$. Mudanças no ângulo de penação e comprimento do tendão não foram correlacionadas com a mudança no pico de torque isométrico ou potência isocinética. Os principais achados desse estudo são que as rupturas do TA levam a fascículos musculares mais curtos e mais penados que se correlacionam com os *déficits* na cinética dos flexores plantares em pacientes 14 semanas após a lesão.

Brorsson *et al.* (2017) observaram que o comprimento do tendão se correlacionou com as variáveis cinemáticas do tornozelo, enquanto o trabalho de elevação do calcanhar com as variáveis cinéticas alteradas do tornozelo.

Apesar dos estudos anteriormente citados utilizarem correlações, nenhum deles avaliou correlações de um número significativo de variáveis estruturais (área de secção transversa muscular e tendínea, espessura muscular, ecointensidade muscular e comprimento de tendão) e funcionais (*Single Leg Test*, torque e amplitude de movimento) nesses pacientes após a reconstrução cirúrgica do tendão de Aquiles.

Além disso, após a ruptura do tendão de Aquiles, déficits nas propriedades mecânicas do tendão (GEREMIA *et al.*, 2015; LANTTO *et al.*, 2015b), na arquitetura do músculo tríceps sural (BAXTER *et al.*, 2018; NICHOLSON *et al.*, 2019), na força dos flexores plantares (GROETELAERS *et al.*, 2014; BAXTER *et al.*, 2018) e na função do tornozelo (BRORSSON *et al.*, 2017) foram observados. Estudos de longo prazo mostraram que a força muscular ainda está reduzida, e os *déficits* funcionais persistem por muitos anos (MOLLER *et al.*, 2002). Entretanto, quais dentre as diferentes variáveis musculotendíneas têm relação direta com a funcionalidade após um longo período da reconstrução cirúrgica não parece ter sido determinado na literatura. Além disso, tendo em vista que a recuperação de um tendão de uma ruptura e reconstrução cirúrgica pode levar alguns anos para ocorrer, não encontramos estudos que avaliaram o efeito do tempo de pós-operatório nessas correlações. Tais informações são de extrema importância, pois compreender a correlação entre estrutura e função dos membros com e sem lesão em pacientes com histórico de lesão no tendão de Aquiles se faz necessário para verificar quais adaptações musculotendíneas a médio e longo prazo ocorrem na estrutura e se elas impactam de alguma forma a função muscular e a funcionalidade. Essas informações serão úteis para guiar futuros programas de reabilitação desses pacientes.

2. OBJETIVO GERAL

O objetivo geral do presente estudo foi o de correlacionar variáveis estruturais e funcionais do músculo tríceps sural nos membros sem lesão e com reparo cirúrgico de indivíduos com histórico de lesão do TA. Além disso, o estudo também procurou avaliar o efeito do tempo de recuperação após a cirurgia nas correlações.

3. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

As variáveis estruturais selecionadas para o presente estudo foram a área de secção transversa (AST) muscular e tendínea (média de 2, 4 e 6 cm), o comprimento do tendão (CT), a ecointensidade muscular (EI) e a espessura

muscular (EM). Já as variáveis funcionais foram o *Single Leg Test* (SLT), o torque isométrico e a amplitude de movimento (ADM) articular. Portanto, as correlações do estudo estão especificadas nos seguintes objetivos específicos:

- Correlacionar o SLT com a AST muscular (GM, GL e SOL) para ambas as pernas;
- Correlacionar o SLT com AST tendínea para ambas as pernas;
- Correlacionar o SLT com comprimento do tendão para ambas as pernas;
- Correlacionar o SLT com a EI muscular (GM, GL e SOL) para ambas as pernas;
- Correlacionar o SLT com a EM (GM, GL e SOL) para ambas as pernas;
- Correlacionar a ADM com a AST muscular (GM, GL e SOL) para ambas as pernas;
- Correlacionar a ADM com a AST tendínea para ambas as pernas;
- Correlacionar a ADM com o comprimento de tendão para ambas as pernas;
- Correlacionar a ADM com a EI muscular (GM, GL e SOL) para ambas as pernas;
- Correlacionar a ADM com a EM (GM, GL e SOL) para ambas as pernas;
- Correlacionar o torque com a AST muscular (GM, GL e SOL) para ambas as pernas;
- Correlacionar o torque com a AST tendínea para ambas as pernas;
- Correlacionar o torque com o comprimento do tendão para ambas as pernas;
- Correlacionar o torque com a EI muscular (GM, GL e SOL) para ambas as pernas;
- Correlacionar o torque com a EM (GM, GL e SOL) para ambas as pernas;
- Avaliar os efeitos do tempo após a cirurgia reparadora do TA nas correlações.

4. HIPÓTESES

A hipótese geral do estudo é que as correlações entre as variáveis estruturais e funcionais serão significativas e positivas para as duas pernas (com e sem lesão). As hipóteses específicas do estudo são:

- Haverá uma correlação positiva para ambas as pernas do SLT com: a AST muscular (GM, GL e SOL), EM (GM, GL e SOL) e AST tendínea; Da ADM com: AST muscular (GM, GL e SOL), EM (GM, GL e SOL), AST tendínea e comprimento de tendão; Do torque com: AST muscular (GM, GL e SOL), EM (GM, GL e SOL), AST tendínea e comprimento de tendão.
- Haverá uma correlação negativa para ambas as pernas entre o SLT e a EI muscular (GM, GL e SOL), entre a ADM e a EI muscular (GM, GL e SOL) e entre o torque e a EI muscular (GM, GL e SOL).

5. MATERIAIS E MÉTODOS

5.1 Delineamento de estudo

O presente estudo é um estudo transversal cujos dados são oriundos das avaliações de mulheres e homens que sofreram o reparo cirúrgico unilateral do tendão de Aquiles. Os dados estruturais e funcionais foram coletados em ambas as pernas dos sujeitos. Os participantes assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido que apresentava todas as informações pertinentes ao estudo. Este projeto foi aprovado pelo comitê de ética local (3.046.049) de acordo com a Declaração de Helsinque.

5.2 Participantes

O cálculo do tamanho da amostra foi realizado no software G * Power 3.1.9.7 (Kiel University, Alemanha). Os valores da AST (perna saudável = $52,34 \pm 14,36$ mm; perna lesionada = $72,76 \pm 7,66$ mm) de um estudo anterior (Nicholson *et al.*, 2019) foram usados para os cálculos do tamanho da amostra. Considerando um tamanho de efeito f de 1,774361, com nível de significância de 0,05 e poder de 0,95, foi necessário um total de 20 pacientes para o estudo. Considerando possíveis perdas amostrais e maior variabilidade nos pacientes,

33 voluntários foram convidados a participar do estudo. Um sujeito recusou-se a participar, dois participantes não atenderam aos critérios de inclusão e dois não completaram a avaliação. Assim, foram utilizados os dados de 28 voluntários, sendo 25 homens e 3 mulheres (Tabela 1) para o presente estudo.

Primeiramente as correlações foram realizadas entre os testes funcionais e estruturais para todos os sujeitos juntamente. Posteriormente, a fim de avaliar os possíveis efeitos do tempo pós-reconstrução cirúrgica do TA nas correlações, os participantes foram separados em dois grupos pelo tempo pós-reparo cirúrgico: grupo 1 com menos de três anos (G3-) e grupo 2 com mais de três anos de reparo cirúrgico (G3+). O G3- foi composto por 15 sujeitos, com média de 1,8 anos após a ruptura. Já o G3+ contou com 13 sujeitos, com média de 7,9 anos após a ruptura e o reparo cirúrgico.

Tabela 1. Características dos participantes.

Idade	38,07 ± 5,52
Altura (m)	1,75 ± 0,06
Massa corporal (kg)	87,28 ± 12,05
Tempo médio de ruptura (anos)	4,62 ± 4,33
Tempo médio de ruptura G3- (anos)	1,8
Tempo médio de ruptura G3+ (anos)	7,9

5.3 Dados estruturais: Medição do Comprimento Total do Tendão

Os participantes foram posicionados em decúbito ventral, com os joelhos totalmente estendidos e a articulação do tornozelo em posição neutra (linha do calcanhar em ângulo de 90° em relação ao eixo longitudinal da perna, considerado como 0° de flexão plantar). O tornozelo foi fixado em uma posição neutra e a posição da articulação do tornozelo foi medida com um goniômetro digital. Os participantes descansaram por 10 minutos antes dos exames de ultrassom (US). O comprimento do tendão foi definido como a distância entre a

junção miotendínea distal (JMT) do músculo gastrocnêmio medial e a inserção distal do tendão de Aquiles no osso calcâneo. A sonda de US foi colocada longitudinalmente ao tendão para obter o comprimento. A inserção do tendão no osso calcâneo foi determinada por US (Figura 1A) e o respectivo ponto marcado na pele. Após isso, a sonda foi movida para uma posição proximal até a visualização da JMT do gastrocnêmio medial (Figura 1B), onde foi marcado outro ponto na pele do participante. A distância entre os pontos marcados na pele foi medida com uma fita métrica e definida como o comprimento total do tendão (BROUWER *et al.*, 2018) (Figura 1D). O comprimento do tendão foi normalizado pelo comprimento da perna.

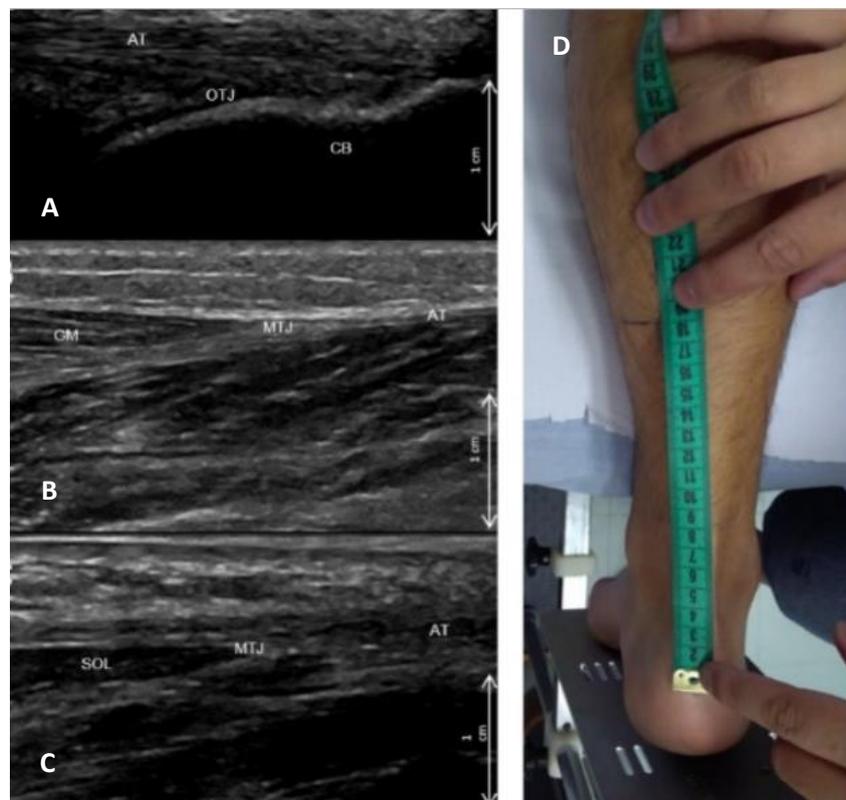


FIGURA 1. Utilização da US para demarcar os pontos (A) da inserção distal do tendão de Aquiles e (B) da Junção Miotendínea (MTJ) do músculo gastrocnêmio medial (GM). Medição da distância entre esses pontos demarcados na pele foi feita para a obtenção do comprimento total do tendão (D). Fonte: ROCHA e VAZ, 2020.

5.4 Dados estruturais: Área de seção transversal (AST) e Eointensidade (EI)

Um sistema B-mode de US (LOGIQ P6, GE Healthcare, Waukesha, Washington, Estados Unidos da América) e um transdutor de matriz linear

(50mm, 15 MHz - GE Healthcare, Waukesha, Washington, Estados Unidos da América) foram usados para a determinação da AST e para as medições de EI. A frequência foi ajustada em 11 MHz, profundidade em 3,5 cm e o foco foi ajustado dinamicamente pelo operador. A sonda de US foi coberta com um gel de transmissão solúvel em água, que promoveu o contato acústico da sonda com a pele. Uma leve pressão foi aplicada pelo avaliador na sonda, mas evitando possível deformação tecidual pela pressão exercida (BLAZEVIICH *et al.*, 2007). Um avaliador com quatro anos de experiência em US do tendão de Aquiles, colocou a sonda de US perpendicular ao tendão e três imagens foram coletadas em cada região em ambas as pernas. Imagens transversais do tendão foram obtidas nas distâncias de 2, 4 e 6 cm da inserção do músculo no osso calcâneo (Figura 2) para determinar a AST. Grande cuidado foi tomado para determinar os locais específicos de onde as imagens foram coletadas. Para a avaliação da EI muscular, a sonda de US foi posicionada perpendicularmente às fibras musculares a 30% para o gastrocnêmio medial (GM) e gastrocnêmio lateral (GL) e 50% para o sóleo (SOL) da distância entre a prega poplíteica e o maléolo lateral (ROCHA e VAZ, 2020).



FIGURA 2. Posicionamento da sonda em 2, 4 e 6cm de distância da inserção distal. Fonte: ROCHA e VAZ, 2020.

Um avaliador “cego” para o membro analisou as imagens. Durante os testes, as imagens foram salvas com um código de número aleatório para garantir que os analistas de imagem não pudessem identificar de qual membro inferior as imagens foram obtidas e nem de qual participante elas foram obtidas. As imagens foram digitalizadas e analisadas com o software ImageJ versão 1.8 (National Institutes of Health, Bethesda, Maryland). A AST foi medida em cm^2 e a EI por análise em escala de cinza (Figura 3), usando a função de histograma padrão (NADEAU *et al.*, 2016). Os valores obtidos foram de 0 a 255 unidades arbitrárias, onde, quanto mais próximo de 0, mais escura é a imagem, melhor será a EI desse músculo, já o contrário, quanto mais próximo de 255, mais esbranquiçada, tendo uma menor EI (LANFERDINI *et al.*, 2019).

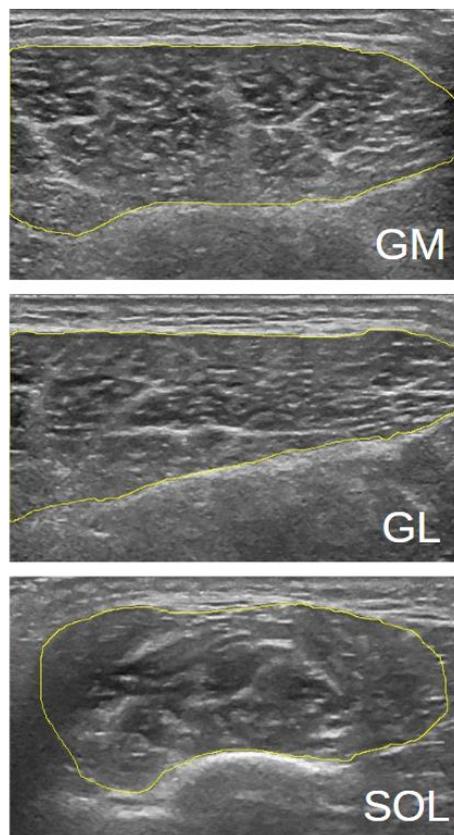


FIGURA 3. Delimitação da área dos músculos gastrocnêmio medial (GM), gastrocnêmio lateral (GL) e sóleo (SOL) para determinar a AST e a EI. Fonte: ROCHA e VAZ, 2020.

5.5 Dados estruturais: Espessura Muscular (EM)

A espessura do músculo (EM) foi medida por um sistema de US modo B (Logiq P6, GE Healthcare, Waukesha, Washington, EUA) com uma sonda

matricial *linear-array* (60mm linear array ML6-15, 5-15MHz –GE Healthcare, Waukesha, Washington, EUA). As imagens de US foram coletadas com o sujeito deitado em decúbito dorsal, em repouso por um período de 5 a 10 minutos para reestabelecer os fluidos corporais (LOPEZ *et al.*, 2019). Após o período de repouso, as imagens de US foram obtidas com os participantes em decúbito ventral, com o tornozelo em posição neutra. A sonda de US foi coberta com um gel de transmissão solúvel em água, que promoveu o contato acústico da sonda com a pele. Uma leve pressão foi aplicada pelo avaliador na sonda, mas evitando possível deformação tecidual pela pressão exercida (BLAZEVIICH *et al.*, 2007). A sonda de US foi posicionada longitudinalmente às fibras musculares a 30% do GM e GL e 50% SOL da distância entre a prega poplítea e o maléolo lateral (KAWAKAMI *et al.*, 1998; GEREMIA *et al.*, 2019). Todas as imagens de US foram coletadas e analisadas pelo mesmo pesquisador experiente com o software Image J (linha reta, cor da linha: amarelo, versão 1.48v, National Institute of Health, Bethesda, MA, Estados Unidos da América). A EM foi definida como a distância entre as aponeuroses profunda e superficial e calculada através do valor médio de cinco linhas paralelas (GEREMIA *et al.*, 2019) traçadas em ângulos retos entre as aponeuroses superficial e profunda juntamente com cada imagem ultrassonográfica (Figura 4).

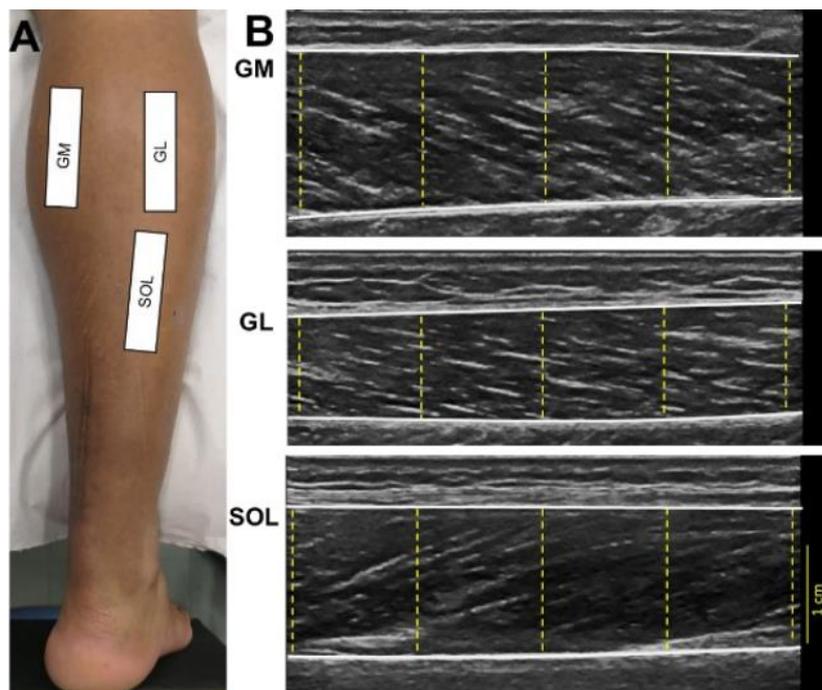


FIGURA 4. Exemplo do posicionamento da sonda na perna dos participantes (A). Representação de cada um dos músculos para a medição da EM (B). Fonte: GEREMIA et al., 2019.

5.6 Testes funcionais: Avaliação da Amplitude de Movimento (ADM)

A ADM do tornozelo foi medida por meio do dinamômetro isocinético (BORGES *et al.*, 2020), com o participante sentado. A posição neutra do tornozelo foi determinada quando o ângulo entre a linha do pé e a perna foi igual a 90°. A partir da posição neutra, a dorsiflexão foi medida em valores negativos e as medidas de flexão plantar em graus positivos. A ADM foi medida passivamente (realizada por um fisioterapeuta) e ativamente. Tais procedimentos foram executados três vezes e foi observado um intervalo de um minuto entre os testes. Os maiores valores de ângulo obtidos foram utilizados para análise estatística. A ADM total do tornozelo (passiva e ativa) foi considerada a soma da ADM máxima de dorsiflexão e de flexão plantar (Figura 5).



FIGURA 5. Medição da ADM máxima de flexão dorsal e de flexão plantar do tornozelo. Fonte: GEREMIA *et al.*, 2019.

5.7 Testes funcionais: Torque de flexão plantar

Os participantes permaneceram sentados no dinamômetro isocinético (Biodex Medical System, Shirley–NY, EUA) com o quadril fletido a 85°, o joelho totalmente estendido e o pé fixo na prancha de fixação do pé com faixas de Velcro (Figura 6) (GEREMIA *et al.*, 2018b). Após a familiarização, os

participantes realizaram três contrações isométricas voluntárias máximas dos flexores plantares, por 5 segundos cada, a -10° do ângulo do tornozelo (0° =posição neutra). Eles foram instruídos a produzir força máxima o mais rápido possível e manter a contração por pelo menos 1 segundo antes de relaxar. Um intervalo de 120 segundos foi observado entre as contrações. Quando a variação de torque foi superior a 10% entre os três testes, foi realizada uma contração isométrica máxima adicional dos flexores plantares (GEREMIA *et al.*, 2018b).



FIGURA 6. Medição do torque isométrico de flexão plantar no dinamômetro isocinético. Fonte: GEREMIA *et al.*, 2019.

5.8 Testes Funcionais: *Single Leg Test*

O teste de salto triplo de perna única (Figura 7, SLT) é uma avaliação funcional desafiadora que inclui as fases de propulsão e aterrissagem. É amplamente utilizado na prática clínica para detectar diferenças entre o período de reabilitação e os critérios de alta de pacientes com lesões de membros inferiores (SUEYOSHI *et a.*, 2017). Os participantes tiveram três tentativas para saltarem três vezes consecutivas (sem pausa entre cada salto) com a mesma perna o mais longe possível. Todas as distâncias foram coletadas (em centímetros) e, ao final, foi feita uma média da distância dos saltos para cada uma das pernas.



FIGURA 7. Exemplo da realização dos três saltos unilaterais consecutivos.
Fonte: Figura dos autores.

5.9 Análise Estatística

Todos os testes estatísticos foram realizados no software SPSS e o nível de significância (p) adotado foi de 0,05. A normalidade de todas as variáveis foi determinada a fim de saber se eram paramétricas ou não. Como a distribuição dos dados foi normal, correlações de Pearson (r) foram realizadas para todas as variáveis em ambas as pernas dos sujeitos nos dois grupos. As correlações foram realizadas entre os testes funcionais (torque isométrico, *Single Leg Test* e ADM) e os dados estruturais coletados (espessura muscular, ecointensidade, área de secção transversa muscular e tendínea e comprimento do tendão). Os resultados das correlações variaram de -1 a 1, onde -1 foi considerado correlações negativas (variáveis que se correlacionam de maneira inversa, quando uma variável aumenta, a outra diminui e vice-versa) e 1 com correlações positivas (comportamento direto entre as variáveis, as duas variáveis aumentam ou diminuem de forma linear).

6. RESULTADOS

Tanto os testes funcionais, quanto os dados estruturais, foram coletados em todos os participantes e realizados nos dois membros. Inicialmente, foi analisada a normalidade dos dados, e os mesmo foram considerados paramétricos. Portanto, as correlações de Pearson foram feitas entre os testes

funcionais e cada uma das medidas de estrutura, o que gerou um valor de r (correlação positiva ou negativa) e de p (significância menor que 0,05).

Tivemos algumas perdas amostrais, sendo elas: 1) Para o SLT no grupo G3-: três sujeitos (perna com lesão) e cinco sujeitos (perna sem lesão). Para o SLT no grupo G3+: quatro sujeitos (perna com lesão) e seis sujeitos (perna sem lesão). 2) Para o torque no grupo G3-: um sujeito (perna sem lesão). 3) Para a ADM no grupo G3-: um sujeito (perna com lesão) e três sujeitos (perna sem lesão). Para a ADM no grupo G3+: um sujeito (perna com lesão) e três sujeitos (perna sem lesão). 4) Para o comprimento de tendão no grupo G3+: um sujeito (perna com lesão) e um sujeito (perna sem lesão). 5) Para a EM no grupo G3-: dois sujeitos (perna sem lesão). Para EM no grupo G3+: dois sujeitos (perna sem lesão). Para os demais (AST muscular e tendínea, EI muscular) não houve perdas. O motivo da perda amostral foi que alguns sujeitos não compareceram na avaliação do desfecho específico. Nos casos em que em uma perna o desfecho foi avaliado e na outra não, o motivo dessa não realização foi que o sujeito não tinha tempo disponível para avaliação.

Na primeira análise, as correlações foram realizadas com todos os sujeitos em um mesmo grupo. Não encontramos nenhum resultado significativo para nenhuma das correlações. A tabela com as correlações de todas as variáveis e seus respectivos valores de r e p se encontra no Anexo 1 deste documento como material suplementar.

Na apresentação dos resultados por subgrupos, optamos por apresentar somente os resultados que tiveram correlação significativa. No G3- houve correlação significativa negativa de ADM com EI do músculo SOL ($r=-0,705$; $p=0,007$) na perna com histórico de lesão (Figura 8).

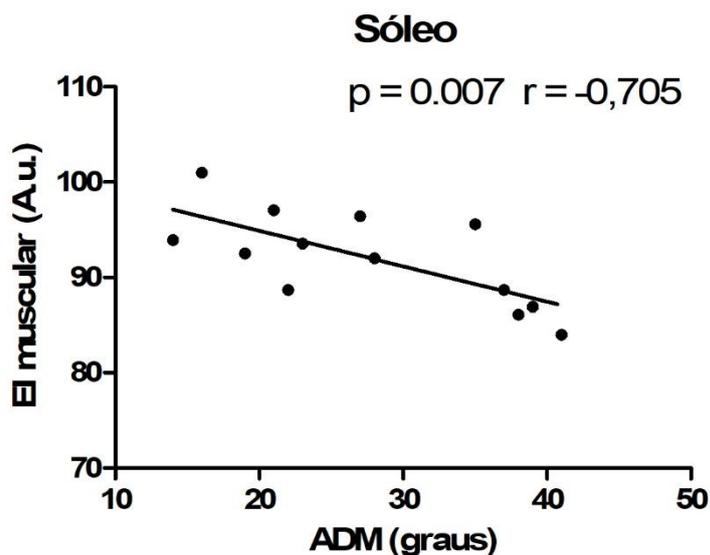


FIGURA 8. Gráfico de dispersão da correlação negativa entre o teste funcional Amplitude de Movimento (ADM) e eointensidade (EI) muscular do músculo sóleo do lado operado no G3-. Fonte: GraphPad Prism.

No membro sem histórico de lesão houve correlação significativa negativa do torque com a EM do GM ($r=-0,597$; $p=0,04$; Figura 9) e do SLT com EI do GL ($r=-0,68$; $p=0,03$; Figura 10).

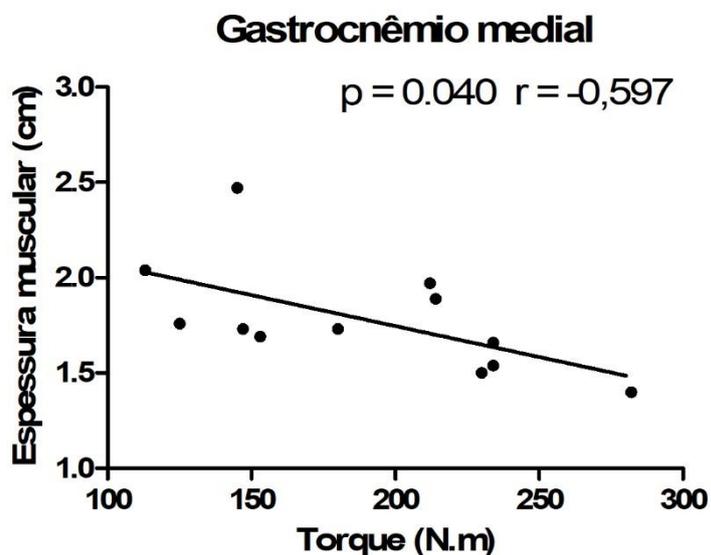


FIGURA 9. Gráfico de dispersão da correlação negativa entre o teste funcional torque e espessura muscular (EM) do músculo gastrocnêmio medial do lado saudável no G3-. Fonte: GraphPad Prism.

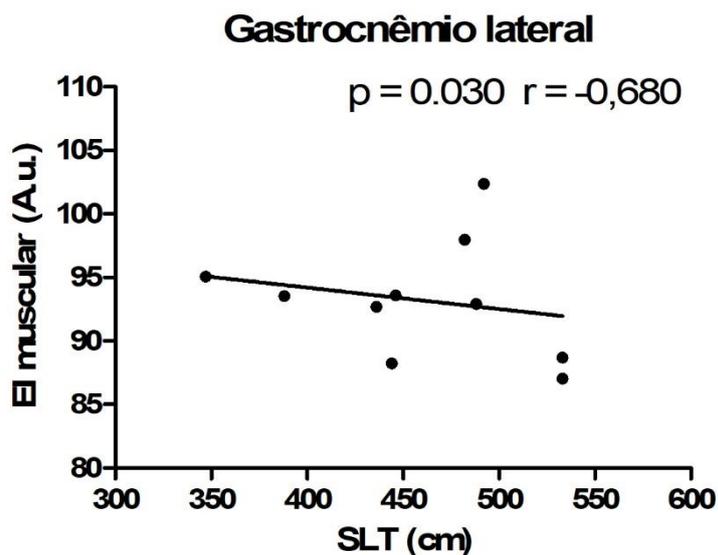


FIGURA 10. Gráfico de dispersão da correlação negativa entre o teste funcional *Single Leg Test* (SLT) e ecointensidade (EI) do músculo gastrocnêmio lateral do lado saudável no G3-. Fonte: GraphPad Prism.

Para o G3+, houve correlação significativa negativa do SLT com a EM do GM ($r=-0,708$; $p=0,03$) na perna com histórico de lesão (Figura 11).

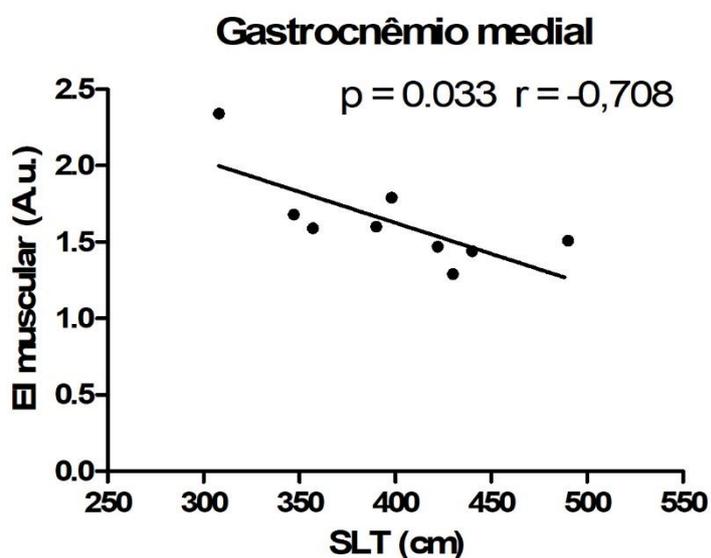


FIGURA 11. Gráfico de dispersão da correlação negativa entre o teste funcional *Single Leg Test* (SLT) com a ecointensidade (EI) do músculo gastrocnêmio medial do lado operado no G3+. Fonte: GraphPad Prism.

Para as demais correlações, SLT com AST muscular (GM, GL e SOL), AST tendínea, comprimento de tendão, ecointensidade muscular (GM, GL e SOL) e espessura muscular; Torque com AST muscular (GM, GL e SOL), AST tendínea, comprimento de tendão, ecointensidade muscular (GM, GL e SOL) e espessura muscular e ADM com AST muscular (GM, GL e SOL), AST tendínea, comprimento de tendão, ecointensidade muscular (GM, GL e SOL) e espessura muscular não foram encontradas correlações significativas para nenhuma das pernas em nenhum dos dois grupos (veja os resultados nas tabelas abaixo).

Tabela 2. Correlações da amplitude de movimento (ADM) com variáveis estruturais nos grupos G3- e G3+. Correlações significativas estão marcadas em negrito.

Correlações ADM Lesão	G3-				G3+			
	COM		SEM		COM		SEM	
	R	p	R	p	r	p	r	p
AST muscular (GM)	-0,26	0,38	0,00	1,00	-0,39	0,21	0,18	0,63
AST muscular (GL)	0,02	0,96	0,17	0,59	-0,38	0,23	-0,36	0,31
AST muscular (SOL)	0,10	0,75	0,30	0,34	-0,56	0,06	0,23	0,52
AST tendão (média 2-4-6cm)	-0,27	0,38	0,02	0,96	0,22	0,50	-0,04	0,92
Comprimento de tendão	-0,31	0,31	-0,19	0,56	0,00	1,00	0,21	0,58
EI muscular (GM)	-0,27	0,36	-0,53	0,08	-0,27	0,39	0,12	0,75
EI muscular (GL)	-0,13	0,65	-0,34	0,29	-0,43	0,16	0,41	0,24
EI muscular (SOL)	-0,71	0,01*	-0,48	0,12	0,14	0,67	0,47	0,18
EM (GM)	0,00	1,00	-0,10	0,77	-0,17	0,61	0,07	0,85
EM (GL)	-0,02	0,94	-0,04	0,91	0,12	0,72	0,30	0,39
EM (SOL)	0,00	0,99	-0,21	0,52	0,18	0,57	-0,22	0,54

*Correlações significativa ($p < 0,005$). COM = com lesão; SEM = sem lesão; AST = área de seção transversal; GM = gastrocnêmio medial; GL = gastrocnêmio lateral; SOL = sóleo; EI = ecointensidade; EM = espessura muscular.

Tabela 3. Correlações do Torque com variáveis estruturais nos grupos G3- e G3+. Correlações significativas estão marcadas em negrito.

Correlações Torque Lesão	G3-				G3+			
	COM		SEM		COM		SEM	
	r	p	R	p	r	p	r	p
AST muscular (GM)	-0,08	0,77	-0,16	0,59	-0,24	0,44	-0,31	0,31
AST muscular (GL)	-0,16	0,57	-0,37	0,19	-0,13	0,68	-0,05	0,86
AST muscular (SOL)	-0,44	0,11	-0,24	0,41	-0,18	0,56	-0,09	0,77
AST tendão (média 2-4-6cm)	0,26	0,37	-0,29	0,32	0,22	0,47	-0,12	0,71
Comprimento de tendão	-0,11	0,71	0,19	0,52	0,30	0,34	-0,07	0,82
EI muscular (GM)	-0,27	0,33	-0,24	0,40	-0,33	0,27	-0,04	0,89
EI muscular (GL)	0,16	0,56	0,06	0,84	-0,13	0,67	0,02	0,96
EI muscular (SOL)	-0,06	0,83	-0,41	0,14	-0,19	0,53	0,11	0,71
EM (GM)	-0,44	0,10	-0,59	0,04*	0,24	0,44	0,01	0,97
EM (GL)	-0,34	0,22	-0,04	0,91	-0,03	0,91	0,02	0,94
EM (SOL)	0,09	0,76	0,17	0,59	-0,26	0,40	0,52	0,08

*Correlações significativa ($p < 0,005$). COM = com lesão; SEM = sem lesão; AST = área de seção transversa; GM = gastrocnêmio medial; GL = gastrocnêmio lateral; SOL = sóleo; EI = eointensidade; EM = espessura muscular.

Tabela 4. Correlações do Single Leg Test (SLT) com variáveis estruturais estratificadas entre os grupos G3- e G3+. Correlações significativas estão marcadas em negrito.

Correlações SLT Lesão	G3-				G3+			
	COM		SEM		COM		SEM	
	r	p	R	p	r	p	r	p
AST muscular (GM)	-0,30	0,35	-0,10	0,79	-0,39	0,30	0,16	0,74
AST muscular (GL)	0,29	0,36	0,25	0,49	-0,28	0,47	-0,40	0,38
AST muscular (SOL)	0,09	0,79	0,21	0,55	-0,37	0,36	0,25	0,58
AST tendão (média 2-4-6cm)	-0,14	0,67	0,33	0,38	-0,26	0,49	-0,18	0,71
Comprimento de tendão	-0,21	0,52	-0,20	0,58	0,28	0,51	0,16	0,74
EI muscular (GM)	0,03	0,92	-0,28	0,44	-0,27	0,49	-0,21	0,66
EI muscular (GL)	-0,06	0,86	-0,68	0,03*	-0,36	0,34	0,11	0,82
EI muscular (SOL)	-0,50	0,10	-0,27	0,45	-0,14	0,72	-0,13	0,78
EM (GM)	-0,27	0,40	-0,09	0,81	-0,70	0,03*	0,24	0,60
EM (GL)	0,25	0,43	-0,22	0,54	-0,41	0,28	0,01	0,98
EM (SOL)	0,29	0,36	0,14	0,71	-0,30	0,43	0,43	0,34

*Correlações significativa ($p < 0,005$). COM = com lesão; SEM = sem lesão; AST = área de seção transversal; GM = gastrocnêmio medial; GL = gastrocnêmio lateral; SOL = sóleo; EI = eointensidade; EM = espessura muscular.

7. DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi correlacionar variáveis estruturais e funcionais do músculo tríceps sural de pessoas que passaram por reparo cirúrgico de tendão de Aquiles. Nossos resultados para as correlações realizadas entre todos os sujeitos não foram significativos, indo ao contrário das hipóteses previamente elaboradas.

Já as correlações dos subgrupos mostraram que apenas o G3- apresentou uma correlação significativa negativa na perna com histórico de lesão entre as variáveis de ADM e EI do músculo SOL. Além disso, também houve correlação significativa negativa do torque com a EM do GM e do SLT com EI do GL para o membro sem histórico de lesão. Para o G3+, houve correlação significativa negativa do SLT com a EM do GM na perna com histórico de lesão. Inicialmente, optamos por discutir as correlações que foram significativas e depois as que não foram significativas, mas que possuem uma relevância clínica.

As correlações de ADM, de torque, e de SLT com todas as variáveis estruturais, com exceção das correlações que tiveram resultados significativos, apresentaram correlações fracas, com valores próximos a 0. Ou seja, independente do sinal (se positiva ou negativa), não se mostraram ser correlações fortes, pois todas ficaram mais perto do valor 0 do que do 1 ou -1.

Ao correlacionarmos a ADM com EI do músculo SOL ($r=-0,71$ e $p=0,01$) na perna com lesão do G3-, encontramos uma resposta significativa negativa. Esta correlação significativa nos mostra que, quanto maior a ADM, menor a EI do sóleo, ou vice-versa. Nossa hipótese inicial era de que a ADM teria uma correlação negativa com a EI do SOL. O raciocínio feito anteriormente era de que a EI é uma medida que reflete a qualidade muscular (LANFERDINI *et al.*, 2019). Portanto, um músculo com uma qualidade melhor, terá mais material contrátil e, conseqüentemente, poderá ter um desempenho melhor nos testes funcionais. Além disso, maior EI reflete maior quantidade de tecidos conjuntivo e adiposo no ventre muscular, o que também tem um efeito negativo na ADM articular, uma vez que maior quantidade de material fibroso deverá limitar a extensibilidade musculotendínea, reduzindo, portanto, a ADM. As evidências avaliando a correlação da EI com a funcionalidade mostram resultados significativos e de correlação negativa entre EI e força explosiva em idosos (CADORE *et al.*, 2012). Assim, a correlação negativa entre EI e força reforça a ideia de que não apenas as dimensões e/ou a arquitetura do músculo têm relação com a função musculotendínea, mas também a qualidade muscular desempenha papel importante, ou seja, a baixa quantidade de tecido conjuntivo e adiposo no músculo está associada a um melhor desempenho isocinético de alta velocidade (CADORE *et al.*, 2012). Raciocínio semelhante elaboramos para o processo de lesão, pois a recuperação do tendão de Aquiles após a reconstrução cirúrgica necessita, em grande parte dos casos, de algum período de imobilização e/ou de redução do uso. Esse período de redução da carga mecânica levará a uma atrofia muscular, aumento do tecido conjuntivo e tecido adiposo no local da lesão, e, conseqüentemente, aumento da EI. Assim, nossos resultados de correlação negativa entre EI do músculo SOL e ADM de flexão dorsal do tornozelo suportam nossa hipótese inicial.

Ao correlacionarmos o torque com a EM do GM na perna sem lesão do G3-, também obtivemos uma resposta significativa e de correlação negativa ($r = -0,59$ e $p = 0,04$). As características arquitetônicas do músculo esquelético têm alta influência nos aspectos funcionais do movimento humano (LIEBER e FRIDEN, 2001). Conseqüentemente, as alterações estruturais relacionadas ao processo de lesão e os efeitos da redução do uso na estrutura muscular acabam por também influenciar a capacidade de movimento dos sujeitos que sofreram a ruptura do tendão de Aquiles (LIEBER e FRIDEN, 2000). A EM é um dos parâmetros estruturais associado ao número de sarcômeros em paralelo, o que significa dizer que a menor EM representa uma menor capacidade de produção de força, trazendo um impacto negativo na qualidade de vida e na funcionalidade (LIBER e FRIDEN, 2001). A hipótese inicial seria de que a perna sem lesão teria uma correlação positiva, pois quando aumenta a espessura muscular, aumenta a capacidade de produção de força do tríceps sural. Portanto, não está claro o motivo para essa correlação negativa entre a EM do GM e a capacidade de geração de força no lado saudável do G3-.

Outra correlação significativa negativa ($r = -0,68$ e $p = 0,03$) foi do SLT com EI do GL na perna sem lesão do G3-. Nossa hipótese era que obteríamos uma correlação negativa entre as variáveis para o membro sem lesão. Isso deveria ocorrer porque o membro sem lesão deveria apresentar uma qualidade muscular melhor, pois não apresentaria o processo de atrofia, fibrose e aumento do tecido adiposo intramuscular que ocorre no membro que sofreu a ruptura. Conseqüentemente, quanto menor a EI (ou quanto melhor a qualidade muscular), um melhor desempenho deveria ser observado no SLT. Portanto, nossa hipótese foi parcialmente confirmada, uma vez que esse resultado ocorreu somente no G3- e não no G3+, sugerindo que há um efeito do tempo de pós-reconstrução cirúrgica na qualidade muscular, sugerindo uma piora dessa qualidade muscular.

Houve uma correlação significativa negativa entre SLT e EM do GM para o G3+ na perna com lesão, o que foi contra nossa hipótese inicial, que era de uma correlação positiva entre essas variáveis. Apesar de no membro com lesão o músculo tríceps sural sofrer atrofia devido ao desuso e, conseqüentemente, ter uma redução na sua EM (FRAÇÃO e VAZ, 2000), após mais de 3 anos da

reconstrução cirúrgica seria de se esperar que o músculo teria retornado a uma condição de saúde. Nesse sentido, esperávamos que indivíduos com maior EM apresentariam um melhor desempenho no SLT. Entretanto, conforme mencionamos anteriormente, não é apenas um maior número de sarcômeros em paralelo que determina a espessura de um músculo. Um aumento na quantidade de tecido conjuntivo e de tecido adiposo, em função de uma menor mobilidade na perna operada, podem dar uma falsa impressão de aumento na EM por aumento do tecido contrátil, quando na verdade essa alteração da EM pode ter relação direta com uma piora na qualidade muscular.

É importante ressaltar que o G3- obteve mais correlações significativas negativas (ADM com EI do músculo SOL na perna com histórico de lesão, e, na perna sem lesão, SLT com EI do GL e o torque com a EM do GM). O G3+ apresentou apenas uma correlação significativa (SLT com a EM do GM). Uma das possíveis explicações para que o G3- tenha tido mais correlações significativas seria a de que os *déficits* após o reparo cirúrgico permanecem por até 2 anos. O estudo de Geremia e colaboradores (2015) teve como pressupostos comparar as propriedades morfológicas (comprimento e AST tendínea) e mecânicas (capacidade de produção de força, rigidez, stress, *strain*, módulo de elasticidade) do TA em pacientes submetidos a tratamento acelerado após a reconstrução cirúrgica. Adicionalmente, foi utilizado um grupo controle que serviu de parâmetro de normalidade. A confirmação dos pressupostos indicou que a longo prazo (até dois anos), o membro sem lesão de pessoas que sofreram a ruptura do TA não é afetado, permanecendo igual ao de pessoas que não sofreram esse tipo de lesão. Já para o membro com lesão, até dois anos de reparo cirúrgico mostrou que as propriedades mecânicas do TA não retornaram aos valores do tendão não lesionado (GEREMIA *et al.*, 2015).

7.1 Limitações

Nosso estudo apresenta algumas limitações. Foram recrutados pacientes que sofreram ruptura aguda total do TA, submetidos à correção cirúrgica e que foram liberados pelo cirurgião para prática esportiva. No entanto, os pacientes não estavam no mesmo tempo após a cirurgia, o que significa que

provavelmente não eram homogêneos em suas condições estruturais e funcionais. Mesmo dividindo a amostra em dois grupos, o tempo de ruptura continuou com uma grande variabilidade dentro de cada grupo.

Outra limitação foi a heterogeneidade da amostra recrutada no presente estudo. O primeiro aspecto a ser considerado foi o nível de atividade física. Alguns sujeitos eram fisicamente ativos, praticantes de atividade física e/ou desportiva com regularidade, enquanto outros eram sedentários, tendo IMC acima de $30 \text{ m}\cdot\text{kg}^{-2}$, sendo classificado com obesidade grau 1. O segundo aspecto é relacionado ao sexo, pois apenas três sujeitos da amostra eram mulheres. O baixo número amostral das mulheres não possibilita extrapolar os resultados encontrados ao sexo feminino.

O terceiro aspecto é relacionado a variabilidade dos dados coletados. Acreditamos que isso tenha acontecido em nosso estudo, pois os valores mensurados foram muito diferentes para cada variável (estruturais e funcionais), nos membros com e sem lesão e entre sujeitos.

7.2 Implicações Metodológicas e Práticas

Podemos considerar que o presente estudo possui um caráter básico, voltado à compressão de mecanismos das correlações das variáveis funcionais e estruturais que conduzem aos benefícios almejados pelos profissionais da saúde. No entanto, isto não impede que os resultados das correlações propostas sejam aplicados em centros de prevenção/reabilitação, bem como em clubes esportivos que busquem aumentar a condição de saúde de pessoas saudáveis.

Aos clínicos e treinadores, tais correlações podem exercer um papel fundamental no entendimento na funcionalidade do indivíduo. Assim, a definição de protocolos de treinamento mais eficientes e efetivos devem ser desenvolvidos de acordo com a necessidade individual do paciente e de acordo com o tempo de reconstrução cirúrgica.

Aos cientistas, recomenda-se que os estudos devem ser planejados com maior rigor metodológico nos aspectos que tangem as limitações, com um número maior de homens e mulheres para ampliação do poder da informação.

Também sugerimos a realização de estudos que avaliem o efeito crônico de intervenção como ensaios clínicos randomizados, que podem ampliar o conhecimento dos efeitos da estrutura e função musculotendíneas em pessoas com histórico de lesão no TA. Isso é necessário para garantir que as tomadas de decisões dos Fisioterapeutas e profissionais de Educação Física sejam realizadas com base nas melhores evidências disponíveis.

Portanto, as lacunas identificadas na literatura devem ser preenchidas por estudos futuros com intuito de aprofundar o conhecimento relacionado às correlações entre variáveis estruturais e funcionais de forma a possibilitar que profissionais da saúde façam uso de métodos de reabilitação com um nível cada vez maior de segurança.

8. CONCLUSÃO

O presente estudo correlacionou as variáveis estruturais e funcionais dos membros com e sem lesão de sujeitos que passaram por reparo cirúrgico do tendão de Aquiles. Os resultados das correlações obtidas não suportam a maior parte das hipóteses previamente estabelecidas e embasadas na literatura para as variáveis funcionais (SLT, torque e ADM) e estruturais (AST muscular e tendínea, comprimento do tendão, EI muscular e EM).

REFERÊNCIAS

- AAGAARD, P.; SIMONSEN, E. B.; ANDERSEN, J. L.; MAGNUSSON, P. et al. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. **Journal of Applied Physiology**, v. 93, n. 4, p. 1318-1326, 2002.
- ABELLANEDA, S.; GUISSARD, N.; DUCHATEAU, J. The relative lengthening of the myotendinous structures in the medial gastrocnemius during passive stretching differs among individuals. **Journal of Applied Physiology**, v. 106, n. 1, p. 169–177, 2009.
- ALVARES, J. B., RODRIGUES, R., FRANKE, R. A., SILVA, B. G. C., PINTO, R.S., VAZ, M.A., BARONI, B.M. Inter-machine reliability of the Biodex and Cybex isokinetic dynamometers for knee flexor/extensor isometric, concentric and eccentric tests. **Physical Therapy in Sport**, v. 16, p. 59-65, 2015.
- ARYA, S., KULIG, K. Tendinopathy alters mechanical and material properties of the Achilles tendon. **Journal of Applied Physiology**, v. 108, n. 3, p. 670-675, 2010.
- BALTZOPOULOS, V., BRODIE, D.A. Isokinetic Dynamometry. Applications and Limitations. **Sports Medicine**, 8, 101-116, 1989.
- BARONI, B. M., GEREMIA, J. M., RODRIGUES, R., De AZEVEDO FRANKE, R., KARAMANIDIS, K., VAZ, M. A. Muscle architecture adaptations to knee extensor eccentric training: rectus femoris vs. vastus lateralis. **Muscle & Nerve**, 48(4), 498-506, 2013.
- BAXTER, J. R.; HULLFISH, T. J.; CHAO, W. Functional deficits may be explained by plantarflexor remodeling following Achilles tendon rupture repair: Preliminary findings. **Journal of Biomechanics**, v. 79, p. 238–242, 2018.
- BLAZEVICH, A. J. Effects of physical training and detraining, immobilisation, growth and aging on human fascicle geometry. **Sports Medicine**, v. 36, n. 12, p. 1003-1017, 2006.
- BLAZEVICH, A. J. et al. Lack of human muscle architectural adaptation after short-term strength training. **Muscle and Nerve**, v. 35, n. 1, p. 78–86, jan. 2007.

BOHM, S., MERSMANN, F., ARAMPATZIS A. Human tendon adaptation in response to mechanical loading: a systematic review and meta-analysis of exercise intervention studies on healthy adults. **Sports Medicine – Open**, v. 7, n. 1, p. 1-18, 2015.

BOJSEN-MØLLER, J.; MAGNUSSON, S. P.; RASMUSSEN, L. R.; KJAER, M. et al. Muscle performance during maximal isometric and dynamic contractions is influenced by the stiffness of the tendinous structures. **Journal of Applied Physiology**, v. 99, n. 3, p. 986-994, 2005.

BROUWER, E. F.; MYHRVOLD, S. B.; BENTH, J. S.; HOELSBREKKEN, S. E. Ultrasound measurements of Achilles tendon length using skin markings are more reliable than extended-field-of-view imaging. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 26, n. 7, p. 2088–2094, 2018.

BRORSSON, A.; WILLY, R. W.; TRANBERG, R.; GRAVARE SILBERNAGEL, K. Heel-Rise Height Deficit 1 Year After Achilles Tendon Rupture Relates to Changes in Ankle Biomechanics 6 Years After Injury. **American Journal of Sports Medicine**, v. 45, n. 13, p. 3060-3068, 2017.

CADORE, E. L. et al. Echo intensity is associated with skeletal muscle power and cardiovascular performance in elderly men. **Experimental Gerontology**, v. 47, n. 6, p. 473–478, 2012.

DORAL, M. N., ALAM, M., BOZKURT, M., TURHAN, E., ATAY, O. A., DONMEZ, G., & MAFFULLI, N. Functional anatomy of the Achilles tendon. **Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy**, v. 18, n. 5, p. 638-643, 2010.

DUCLAY, J. et al. Behavior of fascicles and the myotendinous junction of human medial gastrocnemius following eccentric strength training. **Muscle & Nerve**, v. 39, n. 6, p. 819–827, 2009.

ELLERS, J. A.; CORTES, D. H.; CORRIGAN, P.; PONTIGGIA, L. et al. Side differences in Achilles tendon geometry and mechanical properties following achilles tendon rupture. **Muscles, Ligaments and Tendons Journal**, v. 7, n. 3, p. 541-547, 2017.

FIGUEIREDO FILHO, D. B.; SILVA JUNIOR, J. A. Desvendando os Mistérios do Coeficiente de Correlação de Pearson (r). *Revista Política Hoje*, [S.l.], v. 18, n. 1,

jan. 2010. ISSN 0104-7094. Disponível em:
<<https://periodicos.ufpe.br/revistas/politica hoje/article/view/3852>>. Acesso em:
03 out. 2022.

FRAÇÃO, V. B., VAZ, M. A. Influência da adaptação funcional na capacidade de produção de força no músculo esquelético. **Revista Perfil**, v. 4, n. 4, p. 103-109, 2000.

FUKUNAGA, T., KAWAKAMI, Y., KUNO, S., FUNATO, K., FUKASHIRO, S. Muscle architecture and function in humans. **Journal of Biomechanics**, v. 30, n. 5, p. 457-463, 1997.

GEREMIA, J. M., BOBBERT, M. F., CASA NOVA, M., OTT, R. D., LEMOS F de, A., LUPION R de, O., VAZ, M. A. The structural and mechanical properties of the Achilles tendon 2 years after surgical repair. **Clinical Biomechanics** (Bristol, Avon), v. 30, n. 5, p. 485-492, 2015.

GEREMIA, J. M.; BARONI, B. M.; LANFERDINI, F. J.; BINI, R. R. et al. Time course of neuromechanical and morphological adaptations to triceps surae isokinetic eccentric training. **Physical Therapy in Sport**, v. 34, p. 84-91, 2018b.

GEREMIA, J. M.; BARONI, B. M.; BINI, R. R.; LANFERDINI, F. J. et al. Triceps Surae Muscle Architecture Adaptations to Eccentric Training. **Frontiers in Physiology**, 10, p. 1456, 2019.

GLAZEBROOK, M.; RUBINGER, D. Functional Rehabilitation for Nonsurgical Treatment of Acute Achilles Tendon Rupture. **Foot and Ankle Clinics**. W.B. Saunders, 1 set. 2019.

GROETELAERS, R. P. T. G. C. et al. Functional Treatment or Cast Immobilization After Minimally Invasive Repair of an Acute Achilles Tendon Rupture. **Foot & Ankle International**, v. 35, n. 8, p. 771–778, 21 ago. 2014.

HARTGERINK, P. et al. Athletic injuries, 46.489, 46.491 Tendons, injuries, 46.489, 46.491 Tendons, US, 46. **Radiology**, v. 220, p. 406–412, 2001.

HERZOG, W., GUIMARAES, A. C., ANTON, M. G., Carter-Erdman, K. A. (1991). Moment-length relations of rectus femoris muscles of speed skaters/cyclists and runners. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, 23(11), 1289-1296.

HULLFISH, T. J.; O'CONNOR, K. M.; BAXTER, J. R. Medial gastrocnemius muscle remodeling correlates with reduced plantarflexor kinetics 14 weeks following Achilles tendon rupture. **Journal of Applied Physiology**. Oct 1;127(4):1005-1011, 2019.

IKEDA, N.; OTSUKA, S.; KAWANISHI, Y.; KAWAKAMI, Y. Effects of Instrument-assisted soft tissue mobilization on musculoskeletal properties. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 51, n. 10, p. 2166-2172, 2019

IMPELLIZZERI, F.M., BIZZINI, M., RAMPININI, E., CEREDA, F., MAFFIULETTI, N.A. (2008). Reliability of isokinetic strength imbalance ratios measured using the Cybex NORM dynamometer. **Clinical Physiology Functional Imaging**, 28,113–119.

JÄRVINEN, T. A. H. et al. Achilles tendon disorders: Etiology and epidemiology. **Foot and Ankle Clinics**, jun. 2005.

KANNUS, P.; JÓZSA, L.; NATRI, A.; JÄRVINEN, M. Effects of training, immobilization and remobilization on tendons. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**. 1997; 7:67-71

KARAMANIDIS, K., ARAMPATZIS, A. (2005). Mechanical and morphological properties of human quadriceps femoris and triceps surae muscle-tendon unit in relation to aging and running. **Journal of Biomechanics**, 39(3), 406-417.

KAWAKAMI, Y.; ICHINOSE, Y.; FUKUNAGA, T. Architectural and functional features of human triceps surae muscles during contraction. **Journal of Applied Physiology** (1985), 85, n. 2, p. 398-404, Aug 1998.

LANFERDINI, F. J. et al. Echo Intensity Reliability for the Analysis of Different Muscle Areas in Athletes. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 33, n. 12, p. 3353–3360, dez. 2019.

LANTTO, I. et al. Epidemiology of Achilles tendon ruptures: Increasing incidence over a 33-year period. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 25, n. 1, p. e133–e138, 1 fev. 2015a.

LANTTO, I. et al. Early Functional Treatment Versus Cast Immobilization in Tension after Achilles Rupture Repair: Results of a Prospective Randomized Trial

with 10 or More Years of Follow-up. **American Journal of Sports Medicine**, v. 43, n. 9, p. 2302–2309, 3 set. 2015b.

LANTTO, I. et al. A prospective randomized trial comparing surgical and nonsurgical treatments of acute achilles tendon ruptures. **American Journal of Sports Medicine**, v. 44, n. 9, p. 2406–2414, 1 set. 2016.

LEPPILAHTI, J.; PURANEN, J.; ORAVA, S. Incidence of Achilles tendon rupture. **Acta Orthopaedica Scandinavica**, v. 67, n. 3, p. 277–279, 1996.

LIEBER, R. L., FRIDEN, J. (2000). Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. **Muscle & Nerve**, 23(11), 1647-1666.

LIEBER, R. L.; FRIDEN, J. Clinical Significance of Skeletal Muscle Architecture. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 383, p. 140–151, fev. 2001.

LOPEZ, P.; PINTO, M. D.; PINTO, R. S. Does Rest Time before Ultrasonography Imaging Affect Quadriceps Femoris Muscle Thickness, Cross-Sectional Area and Echo Intensity Measurements? **Ultrasound in Medicine and Biology**, 45, n. 2, p. 612-616, Feb 2019.

MAFFULLI, N. (1999). Current Concepts Review - Rupture of the Achilles Tendon*. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, 81(7), 1019-1036.

MAFFULLI, N.; ALMEKINDERS, L. C. The Achilles Tendon. **Springer**, 2007.

NADEAU, M. J.; DESROCHERS, A.; LAMONTAGNE, M.; LARIVIERE, C. et al. Quantitative ultrasound imaging of Achilles tendon integrity in symptomatic and asymptomatic individuals: reliability and minimal detectable change. **Journal of Foot and Ankle Research**, 9, p. 30, 2016.

NAKAMURA, M., IKEZOE, T., TAKENO, Y., ICHIHASHI, N. (2011). Acute and prolonged effect of static stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit in vivo. **Journal of Orthopaedic Research**, 29(11),1759-1763.

NAM, I. H. et al. Comparison Between Early Functional Rehabilitation and Cast Immobilization After Minimally Invasive Repair for an Acute Achilles Tendon Rupture. **Journal of Foot and Ankle Surgery**, v. 58, n. 4, p. 628–631, 1 jul. 2019.

NARICI, M. (1999). Human skeletal muscle architecture studied in vivo by non-invasive imaging techniques: functional significance and applications. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, 9(2), 97-103.

NARICI, M., CERRETELLI, P. (1998). Changes in human muscle architecture in disuse-atrophy evaluated by ultrasound imaging. **Journal of Gravitational Physiology**, 5(1), 73-74.

NICHOLSON, G., WALKER, J., DAWSON, Z., BISSAS, A., HARRIS, N., 2019. Morphological and functional outcomes of operatively treated Achilles tendon ruptures. **The Physician and Sports medicine**, 1-8.

NIGG, B. M., HERZOG, W. (1999). **Biomechanics of the Musculo-Skeletal System**. Toronto: John Wiley & Sons.

REEVES, N. D., MAGANARIS, C. N., LONGO, S., NARICI, M. V. (2009). Differential adaptations to eccentric versus conventional resistance training in older humans. **Experimental Physiology**, 94(7), 825-833.

ROCHA, E.S; VAZ, M; **Triceps surae neuromechanical properties after Achilles tendon surgical repair: from rehabilitation to training**. Tese de Doutorado. Porto Alegre, 231 páginas, 2020.

RODRÍGUEZ-ROSELL, D.; PAREJA-BLANCO, F.; AAGAARD, P.; GONZÁLEZBADILLO, J. J. Physiological and methodological aspects of rate of force development assessment in human skeletal muscle. **Clinical Physiology and Functional Imaging**, v. 38, n. 5, p. 743-762, 2018.

SEYNNES, O. R., ERSKINE, R. M., MAGANARIS, C. N., Longo, S., SIMONEAU, E. M., GROSSET, J. F., NARICI, M. V. (2009). Training-induced changes in structural and mechanical properties of the patellar tendon are related to muscle hypertrophy but not to strength gains. **Journal of Applied Physiology**, 107(2), 523-530.

SHARMA, P.; MAFFULLI, N. Tendon Injury and Tendinopathy. **The Journal of Bone & Joint Surgery**, v. 87, n. 1, p. 187–202, jan. 2005.

SILBERNAGEL, K. G.; NILSSON-HELANDER, K.; THOMEE, R.; ERIKSSON, B.I. et al. A new measurement of heel-rise endurance with the ability to detect

functional deficits in patients with Achilles tendon rupture. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, 18, n. 2, p. 258-264, Feb 2010.

SILBERNAGEL, K. G.; STEELE, R.; MANAL, K. Deficits in heel-rise height and Achilles tendon elongation occur in patients recovering from an Achilles tendon rupture. **American Journal of Sports Medicine**, v. 40, n. 7, p. 1564–1571, jul. 2012.

STENROTH, L., PELTONEN, J., CRONIN, N., SPILA, S., FINNI, T. Age-related differences in Achilles Tendon properties and triceps surae muscle architecture in vivo. (2012). **Journal Applied Physiology**, 113: 1537-1544.

SUEYOSHI, T., NAKAHATA, A., EMOTO, G., YUASA, T. Single-Leg Hop Test Performance and Isokinetic Knee Strength After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in Athletes. **Orthopaedic Journal of Sports Medicine**, v. 5, n. 11, 9 nov. 2017.

URLANDO, A.; HAWKINS, D. Achilles tendon adaptation during strength training in young adults. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 39, n. 7, p. 1147–1152, jul. 2007.

WARD, S.R., ENG, C.M, SMALLWOOD, L.H., LIEBER. R.L. (2009). Are current measurements of lower extremity muscle architecture accurate? **Clinical Orthopaedic Related Research**, 467(4), 1074-1082.

WAUGH, C. M.; KORFF, T.; FATH, F.; BLAZEVIICH, A. J. Effects of resistance training on tendon mechanical properties and rapid force production in prepubertal children. **Journal of Applied Physiology**, v. 117, n. 3, p. 257-266, 2014.

ANEXO 1. Resultados das correlações de Single Leg Test (SLT), torque e ADM com todas as variáveis estruturais sem estratificação por grupos.

Funcionais	CORRELAÇÕES		COM LESÃO		SEM LESÃO	
		Estruturais	R	p	r	p
SLT	AST muscular (GM)		-0,45	0,05	0,38	0,88
SLT	AST muscular (GL)		-0,26	0,91	-0,12	0,36
SLT	AST muscular (SOL)		-0,19	0,43	0,33	0,19
SLT	AST tendão (média 2,4 e 6cm)		-0,15	0,53	0,16	0,54
SLT	Comprimento de tendão		-0,01	0,96	-0,11	0,68
SLT	EI muscular (GM)		-0,23	0,32	-0,40	0,11
SLT	EI muscular (GL)		-0,36	0,11	-0,39	0,12
SLT	EI muscular (SOL)		-0,22	0,35	-0,26	0,31
SLT	Espessura muscular (GM)		-0,33	0,15	-0,02	0,95
SLT	Espessura muscular (GL)		0,19	0,41	-0,05	0,86
SLT	Espessura muscular (SOL)		-0,10	0,65	0,13	0,65
Torque	AST muscular (GM)		-0,12	0,54	-0,19	0,36
Torque	AST muscular (GL)		-0,12	0,54	-0,25	0,21
Torque	AST muscular (SOL)		-0,26	0,19	-0,14	0,48
Torque	AST tendão (média 2, 4 e 6cm)		0,31	0,11	-0,35	0,08
Torque	Comprimento de tendão		0,13	0,51	0,17	0,42
Torque	EI muscular (GM)		-0,25	0,21	-0,12	0,55
Torque	EI muscular (GL)		0,04	0,84	0,01	0,97
Torque	EI muscular (SOL)		-0,12	0,54	-0,14	0,47
Torque	Espessura muscular (GM)		-0,09	0,67	-0,26	0,23
Torque	Espessura muscular (GL)		-0,17	0,40	-0,06	0,80
Torque	Espessura muscular (SOL)		-0,02	0,93	0,11	0,63
ADM	AST muscular (GM)		-0,24	0,24	0,09	0,68
ADM	AST muscular (GL)		-0,14	0,49	-0,07	0,74
ADM	AST muscular (SOL)		-0,21	0,32	-0,05	0,98
ADM	AST tendão (média 2,4 e 6cm)		0,23	0,26	0,10	0,64
ADM	Comprimento de tendão		-0,11	0,96	0,18	0,40
ADM	EI muscular (GM)		-0,15	0,48	0,02	0,93
ADM	EI muscular (GL)		-0,12	0,57	0,22	0,29
ADM	EI muscular (SOL)		-0,09	0,69	0,14	0,51
ADM	Espessura muscular (GM)		-0,19	0,34	0,06	0,78
ADM	Espessura muscular (GL)		-0,07	0,73	0,14	0,54

ADM	Espessura muscular (SOL)	-0,06	0,77	0,17	0,46
------------	---------------------------------	-------	------	------	------

Correlações significativa ($p < 0,005$). COM = com lesão; SEM = sem lesão; AST = área de seção transversa; GM = gastrocnêmio medial; GL = gastrocnêmio lateral; SOL = sóleo; EI = ecointensidade; EM = espessura muscular.