



MÓDULO TANGENTE DO TENDÃO CALCANEAR EM INDIVÍDUOS
SUBMETIDOS A UM PROTOCOLO DE ALONGAMENTO DE 10 SEMANAS

Gabriel Abreu e Silva

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientador: Liliam Fernandes de Oliveira

Rio de Janeiro

Março de 2016

MÓDULO TANGENTE DO TENDÃO CALCANEAR EM INDIVÍDUOS
SUBMETIDOS A UM PROTOCOLO DE ALONGAMENTO DE 10 SEMANAS

Gabriel Abreu e Silva

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Examinada por:

Prof. Liliam Fernandes de Oliveira, D.Sc.

Prof. Luciano Luporini Menegaldo, D.Sc.

Prof. Luiz Carlos da Silva Nunes, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

MARÇO DE 2016

Silva, Gabriel Abreu

Módulo Tangente do Tendão Calcâneo em indivíduos submetidos a um protocolo de alongamento de 10 semanas/
Gabriel Abreu e Silva. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2016.

VII, 33 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Liliam Fernandes de Oliveira

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2016.

Referências Bibliográficas: p. 30-33.

1. Módulo Tangente. 2. Ultrassonografia. 3. Alongamento. 4. Tendão Calcâneo. I. Oliveira, Liliam Fernandes. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

MÓDULO TANGENTE DO TENDÃO CALCANEAR EM INDIVÍDUOS SUBMETIDOS
A UM PROTOCOLO DE ALONGAMENTO DE 10 SEMANAS

Gabriel Abreu e Silva

Março/2016

Orientador: Liliam Fernandes de Oliveira

Programa: Engenharia Biomédica

É proposta uma metodologia para estimar o Módulo Tangente do Tendão Calcanear (TC), *in vivo*, levando em consideração sua deformação e seu comportamento não linear. A tensão é calculada pela razão entre a força axial no tendão e a área de seção transversa (AST), estimada pelo coeficiente de Poisson. Os valores de braço de força e área de AST do tendão variam com o ângulo do tornozelo. O protocolo de alongamento estático teve duração de 10 semanas, sendo realizado 2 tipos de exercícios de 4 a 5 vezes por semana. A amostra foi composta por 17 homens (18.7 ± 0.48 anos) sem histórico de lesões osteomioarticulares. Ultrassonografia foi utilizada para acompanhar o deslocamento da junção miotendínea do músculo gastrocnêmio medial (GM), enquanto indivíduo foi submetido a mobilização passiva de tornozelo pelo dinamômetro isocinético. Não foram encontradas diferenças significativas nas propriedades mecânicas do TC entre os grupos controle e alongamento após intervenção, embora tenham ocorrido diferenças na amplitude articular e no torque passivo máximo. Os valores de Módulo Tangente *verdadeiro* do TC foram superiores aos da metodologia clássica, bem como os valores de tensão.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

ACHILLES´S TANGENT MODULUS IN INDIVIDUALS SUBJECTED TO A STRECTH
PROTOCOL OF 10 WEEKS

Gabriel Abreu e Silva

March/2016

Advisors: Gabriel Abreu e Silva

Department: Biomedical Engineering

It is proposed a methodology to estimate the Achilles Tendon (AT) Tangent Modulus, in vivo, taking into account deformation and nonlinear behavior. True stress was found dividing the axial force by the AT true cross sectional area (CSA), estimated with Poisson's coefficient. Moment arm and AT cross-sectional values were variable with the ankle angle. The static stretching protocol lasted 10 weeks, with two types of exercises performed 4 to 5 times per week. The sample consisted of 17 men (18.5 ± 0.52 years) with no history of musculoskeletal injuries. Ultrasound was used to track Myotendinous Junction, with the transducer located in the medial gastrocnemius muscle, as an individual is subjected to passive mobilization of the ankle isokinetic dynamometer. There were no significant differences in the mechanical properties of the TC between the control groups and stretching after intervention, although there were differences in range of motion and maximum passive torque. The TC tangent modulus values using the *true* methodology were greater than classical method, as well the stress values.

Sumário

1. INTRODUÇÃO.....	01
1.2OBJETIVOS.....	03
1.2.1 OBJETIVO GERAL.....	03
1.2.2OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	03
2. REVISÃO DA LITERATURA.....	04
2.ALONGAMENTO	04
2.1 TIPOS DE ALONGAMENTO.....	04
2.2 PROPRIEDADES MECÂNICAS DO TC	05
2.3 TORQUE X ÂNGULO.....	06
2.4 DESLOCAMENTO JMT X TORQUE.....	07
2.5 BRAÇO DE FORÇA.....	08
2.6 ÁREA DE SECÇÃO TRANSVERSA.....	10
2.7 COEFICIENTE DE POISSON.....	11
2.8 ALONGAMENTO E PROPRIEDADES MECÂNICAS.....	12
3. MÉTODOS.....	14
3. CÁLCULO DO MÓDULO TANGENTE	14
3.1 DEFORMAÇÃO DO TENDÃO.....	16
3.2 PARÂMETROS	17
3.3 PROCESSAMENTO DE IMAGENS.....	18
3.4 PERFIL DA AMOSTRA E INTERVENÇÃO.....	18
3.5 INSTRUMENTAÇÃO.....	19
3.6 PROTOCOLO DE TESTE.....	19
3.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	20
4. RESULTADOS.....	21
5. DISCUSSÃO.....	24

6.CONCLUSÃO.....29

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....30

Capítulo 1

Introdução

Programas de alongamento são comumente aplicados para reduzir ou evitar o risco de lesões e promover a flexibilidade [1,2,3] e, conseqüentemente, melhorar o desempenho esportivo [2,3]. A variável normalmente relacionada com a eficácia da intervenção é a amplitude do movimento (ADM) máxima. Apesar de comprovado impacto significativo na ADM, os mecanismos para as alterações agudas e crônicas decorrentes do alongamento ainda são questionados e a resposta aguda tem sido atribuída a fatores neurofisiológicos e mecânicos [1,4,5]. No entanto, há poucos estudos na literatura sobre as adaptações mecânicas e estruturais de músculos submetidos a um treinamento de alongamento por tempo prolongado. Alguns autores sugerem que são provenientes de respostas dos componentes neurais, como o aumento da tolerância ao alongamento [2,6], enquanto outros relatam que são modificações estruturais dos tecidos como a deformação plástica e viscoelástica [7,8] e o aumento do número de sarcômeros em série [9].

Avanços nas técnicas de imagem, como o ultrassom (US), permitiram analisar, *in vivo*, o comportamento da deformação do grupo muscular do Tríceps Sural (TS) e do Tendão Calcâneo (TC) durante mobilização articular passiva do tornozelo. Por meio da análise do deslocamento da junção mio-tendínea (JMT) e do comprimento do fascículo (CF) muscular, tornou-se possível a verificação da contribuição relativa do GM e do TC para a variação de comprimento total da unidade músculo tendão (UMT) do TS. Os resultados ainda são inconclusivos e discrepantes a respeito da contribuição tanto do TC quanto dos músculos na alteração do comprimento da UMT [10,11,12].

A curva de torque x ângulo de dorsiflexão do tornozelo durante uma mobilização passiva é comumente analisada em estudos sobre as propriedades mecânicas da UMT do TS. O coeficiente angular da parte linear desta curva é caracterizado, por alguns autores, como índice de rigidez passiva da UMT. Abellaneda *et al.*[13] encontraram um valor de coeficiente angular de $1,02 \pm 0,5 \text{ Nm}^\circ$ utilizando ângulos articulares de 20° até 30° de dorsiflexão (DF), enquanto Nakamura *et al.*[14] relataram valor médio de $1,48 \pm 0,16 \text{ Nm}^\circ$, analisando entre 15° e 25° de DF. Outros valores entre $1,13 \text{ Nm}^\circ$ a $1,57 \text{ Nm}^\circ$ são também encontrados na literatura [2,15], onde o índice de rigidez é calculado em diferentes partes da curva torque x ângulo. Esta

metodologia tem sido utilizada para verificar respostas agudas e crônicas a diferentes protocolos de alongamento. Por exemplo, Nakamura *et al.*[14] relataram um decréscimo temporário na rigidez da UMT (13%) após o alongamento passivo agudo, sendo este resultado corroborado por Morse *et al.*[11] que encontraram uma redução de 47% deste parâmetro. Após uma intervenção de 6 semanas de alongamento estático, Gadjosik *et al.*[5] encontraram alteração nas variáveis de ADM e torque passivo, porém sem mudança significativa na rigidez da UMT. Com metodologia similar, Guissard *et al.*[16] relataram redução na rigidez passiva imediatamente após 10, 20 e 30 sessões de alongamento, e verificou que após 1 mês de término do treinamento o valor de rigidez continuou menor do que os valores pré-intervenção.

Quando a US é utilizada simultaneamente à medida de torque passivo, é possível monitorar as alterações da arquitetura muscular e do tendão e, assim, identificar o comportamento das propriedades mecânicas destes tecidos individualmente (11,13,14). Medidas de deslocamento da JMT do GM e de pontos específicos na aponeurose interna do músculo fornecem dados para aprimoramento do cálculo do índice de rigidez passiva, obtido então pela inclinação da curva deslocamento JMT x torque passivo de DF. Morse *et al.*[11] mediram a rigidez passiva do GM e do TC, diferenciando a contribuição de cada estrutura para a rigidez da UMT, e, relataram uma diminuição de 56% nos valores deste parâmetro para o músculo após o alongamento estático em posição de dorsiflexão máxima. No entanto, não houve mudança na rigidez do TC. Por outro lado, Nakamura *et al.*[14] encontraram redução significativa dos índices de rigidez para o músculo (33%) e aumento para o TC (48%) imediatamente após protocolo de alongamento estático do TS. Em relação ao comportamento crônico do TC e com metodologia similar, Mahieu *et al.*[17] relataram não haver diferença significativa na rigidez passiva do TC após treinamento de 6 semanas de alongamento estático.

Além do índice de rigidez, o módulo de elasticidade (E) do TC é uma propriedade menos estudada na caracterização do TC. As metodologias para determinação do módulo de elasticidade dessa estrutura apresentam sérias limitações. Valores de torque são utilizados como sendo valores de força, desconsiderando o braço de força (BF). Quando o BF é estimado e a área de secção transversa (AST) do TC é medida, estes são considerados constantes. Dos poucos estudos realizados, os resultados são controversos [18,19], com valores de valores de E do TC variando entre 220 e 1670 MPa para diferentes grupos.

Considerando a geometria anatômica do TC, as deformações longitudinais decorrentes de uma força de tração implicam diretamente na dimensão da AST. Somando-se a isso, sabe-se que o BF do TC varia em função do ângulo articular [20]. Desta forma, um valor constante

de E não seria apropriado representar esta propriedade mecânica deste material. Tendo em vista o comportamento não-linear do tendão e de sua capacidade de grandes deformações, observados *in vitro* por Vergari *et al.*[21], foi proposta uma metodologia para cálculo do Módulo Tangente, descrito por Popov *et al.*,[22] como a derivada local da tensão em função da deformação. Consideramos ser esta uma forma mais adequada para análise das propriedades mecânicas do TC.

Na metodologia proposta no presente trabalho, os valores de BF e de AST variam em função do ângulo do tornozelo durante mobilização passiva. A AST variável foi obtida pelo coeficiente de Poisson aplicado na AST de repouso e equações de regressão propostas por Menegaldo *et al.*,[20] resultaram na variação do BF. A tensão foi calculada como a razão entre a força axial e a AST, e, a deformação foi então calculada como a integral das deformações em função da mudança de comprimento do TC.

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo Geral

Aplicar a metodologia de cálculo do Módulo Tangente para avaliar a adaptação do Tendão Calcanear (TC) após programa de alongamento de 10 semanas.

1.1.2 Objetivos Específicos

Comparar a diferença entre os parâmetros de tensão e deformação obtidos com valores fixos de AST e BF, com os valores obtidos com AST e BF variáveis em função do ângulo do tornozelo.

Observar possíveis mudanças nos valores de Módulo Tangente decorrentes da intervenção de alongamento.

Capítulo 2

Revisão da Literatura

2. Alongamento

Os alongamentos são exercícios que objetivam o acréscimo ou manutenção da flexibilidade por meio do aumento da amplitude de movimento (ADM) articular [1,2,3]. São comumente utilizados em práticas desportivas e terapêuticas como formas de aumento da ADM, analgesia e evolução do desempenho esportivo [3,5,8].

Há diferentes metodologias de alongamento descritas, mas que podem ser classificadas basicamente em três tipos: ativos (estático e dinâmico), passivos (estático e dinâmico) e isométricos.

2.1 Tipos de Alongamento

Ativos:

-Estáticos: O indivíduo assume a posição de alongamento por meio de contrações musculares dos agonistas ao movimento e a mantém sem auxílio de forças externas.

-Dinâmicos: O indivíduo realiza movimentos controlados e intermitentes durante o exercício até o seu limite de ADM.

Passivos:

-Estáticos: O indivíduo alcança uma posição de alongamento, dentro do seu limite de dor, e é mantido por um período de tempo com auxílio de forças externas, como visto na Figura 1. É classificado como o tipo de alongamento mais seguro e será o escolhido em nossa intervenção.



Figura 1: Exemplo de alongamento estático de membro inferior esquerdo. Imagem adaptada de [45] com autorização da autora.

-Dinâmicos: Durante o alongamento, o indivíduo é submetido a variação de ritmo, velocidade e amplitude de movimento.

-Isométricos: O indivíduo assume uma posição de alongamento passiva e exerce uma força contra uma resistência (Ex: parede) e mantém por um período de tempo até relaxar.

Também entendido como alongamento e muito utilizado em reabilitação, o método da Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva (FNP) consiste em rápidas contrações isométricas antes do período de alongamento. Este método estimula o órgão tendinoso de Golgi a inibir a contração muscular, diminuindo a ativação reflexa e consequentemente possibilitando o aumento da ADM [17].

Muito utilizados em um âmbito hospitalar, principalmente pelo serviço de Fisioterapia, os diferentes tipos de alongamento se justificam principalmente pela variedade de comorbidade dos pacientes, ou seja, níveis de interação/cooperação com examinador, condições patológicas e até idade cronológica interferem em qual tipo de alongamento terá maior eficácia no objetivo de preservar/manter a ADM.

2.2 Unidade Tríceps Sural e Tendão Calcanear

O Tríceps Sural constitui um conjunto de músculos posteriores da perna formado pelo gastrocnêmio e o sóleo. Possui diversas características específicas determinando padrões fundamentais da marcha, equilíbrio, entre outros. O gastrocnêmio é dividido em duas porções: lateral (GL) e medial (GM). Ambas compõem as partes mais superficiais do tríceps sural e encontram-se bem próximas à pele. O Sóleo, por sua vez, é mais profundo. Ambos são unidos distalmente por um tendão calibroso e espesso, denominado Tendão Calcanear.

O Tendão Calcanear consiste de uma organização sistemática e densa de tecido conjuntivo, formado por colágeno e organizado em fibrilas, fibras, feixes de fibras e fascículos, assim como pela presença de proteínas da matriz extracelular. Os componentes

individuais do tendão são estruturados para suportar altas forças tensivas e sua divisão em fibrilas assegura que danos pequenos não se espalhem necessariamente por todo o tendão, além de garantir alta força estrutural. Sua composição é de 55 a 70% de água (grande parte associada a proteoglicanos), além de colágeno, fibras de elastina e outras diferentes proteínas.

Os tendões apresentam formatos variados de acordo com sua função, podendo ser curtos e espessos, como o do quadríceps ou longos e finos, como os dos dedos. Eles podem ter espessura variada ao longo do seu comprimento e com frequência estão envolvidos por tecido conjuntivo frouxo, denominado paratendão, que permite grandes movimentos do tendão.

2.3 Propriedades mecânicas do Tendão Calcanear

As propriedades mecânicas do tendão calcanear têm sido alvo de muitos estudos devido à grande incidência de lesões no tecido [19] e suas consequências na biomecânica da marcha, mediante tratamento conservador ou cirúrgico. Estudo de Geromia *et al.*[23]. comparou as propriedades mecânicas do tendão Calcanear lesado, após dois anos de intervenção cirúrgica de reparo, e do tendão sadio de indivíduos jovens, encontrando valores menores de rigidez e tensão do lado lesado. Estes resultados sugerem que mesmo após 2 anos de intervenção cirúrgica, as propriedades mecânicas do tendão foram alteradas e ainda não voltaram aos valores normais.

Outro foco bastante abordado são os efeitos de desordens do Sistema Nervoso Central, como o acidente vascular encefálico, nas propriedades mecânicas do tendão. Estudo de Zhao *et al.*[18] evidenciou redução de 42 % na rigidez do tendão calcanear do membro afetado em comparação com o dimídio contralateral (sem sequelas) do mesmo indivíduo.

A fim de avaliar as possíveis adaptações do comportamento das propriedades mecânicas mediante diferentes protocolos de alongamento, as metodologias demonstradas em subtópicos a seguir têm sido bastante descritas na literatura.

2.4 Torque x Ângulo

Embora não represente um parâmetro que corresponda somente ao tendão, a rigidez passiva da UMT do TS é uma das características mais descritas na literatura, sendo definida como o coeficiente angular da reta ajustada à curva torque passivo durante a dorsiflexão x ângulo do tornozelo mediante mobilização passiva em dinamômetro isocinético [13,14]. A

Figura 2 apresenta um exemplo da curva torque x ângulo de um indivíduo antes e após um protocolo de alongamento estático de 08 semanas.

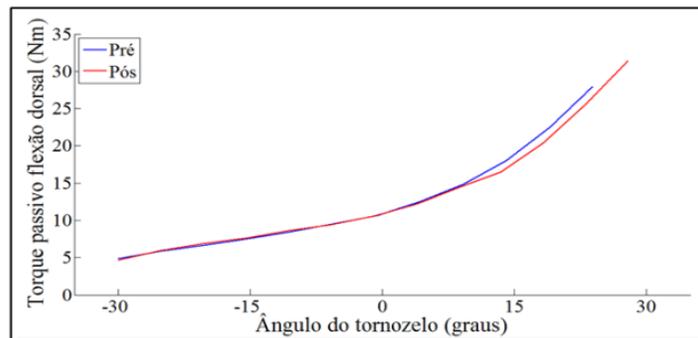


Figura 2. Gráfico da relação torque x ângulo, pré e pós protocolo de alongamento. Imagem de acervo próprio do autor.

Como já dito anteriormente, a análise do índice de rigidez passiva é feita a partir do coeficiente angular desta curva torque-ângulo, como demonstrado na Figura 3. Porém, os estudos abordam diferentes partes da curva, como autores que utilizam dados de 10° até 25° de dorsiflexão [13,14] e outros que utilizam de 15° até 30° [8,11].

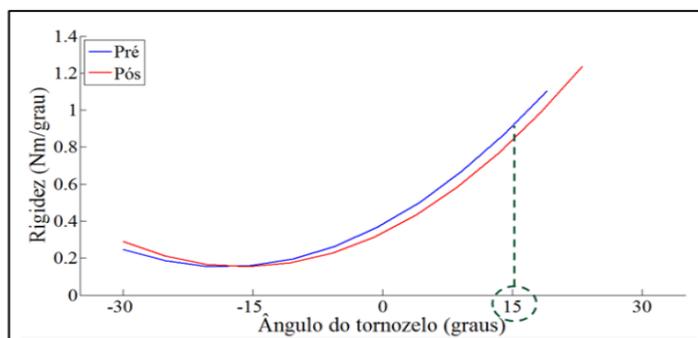


Figura 3. Gráfico da relação rigidez x ângulo (índice de rigidez passiva demarcado em 15° de dorsiflexão) pré e pós programa de alongamento de 8 semanas. Nesse caso, o indivíduo teve a rigidez passiva reduzida após o treinamento. Imagem de acervo próprio do autor.

Portanto, é importante salientar que as diferenças encontradas nos valores de rigidez dos estudos podem ser explicadas pela seleção de diferentes partes da curva e pela heterogeneidade entre grupos.

2.5 Deslocamento da Junção miotendínea e torque

Com o avanço nas técnicas de imagem, principalmente o Ultrassom (US), tornou-se possível analisar *in vivo* as alterações da arquitetura muscular e do tendão e quantificar a contribuição relativa de cada uma dessas estruturas para a deformação da UMT quando o segmento é mobilizado. Os estudos apresentam resultados controversos, Abelaneda *et al.*[13]

relata maior participação do fascículo muscular do gastrocnêmio medial (72%) do que do tendão calcâneo (28%), enquanto estudos mais recentes e com metodologias distintas, como o de Herbert *et al.* [25], apontam para uma participação similar tanto do músculo quanto do tendão.

As medidas de deslocamento da junção miotendínea (JMT) do gastrocnêmio medial (GM) (Figura 4) e de pontos específicos na aponeurose interna do músculo fornecem dados para aprimoramento do cálculo do índice de rigidez passiva, obtido então pela inclinação da curva deslocamento x torque de dorsiflexão.

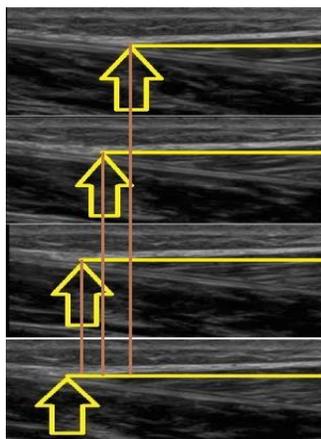


Figura 4:Imagens de ultrassom sequenciais do deslocamento da JMT (seta) a partir de 90° (imagem superior) até o ângulo de dorsiflexão máxima. O valor de deslocamento é calculado pela distância da JMT até a borda lateral da imagem. Imagem de acervo próprio do autor.

Muitos autores utilizam esta metodologia para avaliar diferentes condições como efeitos do envelhecimento e danos teciduais sobre o músculo e tendão separadamente. Quando utilizado com o propósito de investigar os resultados de uma intervenção de alongamento, alguns estudos apontam para uma significativa redução no parâmetro de rigidez passiva do tendão [11], enquanto outros relatam que não há alteração após intervenção [25,26].

A fim de comparar indivíduos com diferentes dimensões de tendão, o Módulo de elasticidade (E) ou Young é mais adequado, pois representa a propriedade do material enquanto a rigidez está relacionada com a geometria da estrutura. Para estimativa da tensão, necessária no cálculo desta variável, são utilizadas medidas de área de secção transversa (AST) do TC obtidas de imagens de US, estimativas do Braço de Força (BF) e o deslocamento da JMT, que precisa ser normalizado pelo comprimento de repouso do tendão. Ainda são poucos os estudos utilizando esta metodologia em humanos, como Zhao *et al.*[18] e Arya *et al.* [19] que relatam valores de Módulo de Young variando entre 220 MPa e 1670 MPa para diferentes grupos.

Porém, as abordagens com definições clássicas de tensão e deformação do TC não são adequadas quanto ao conceito mecânico da estrutura. Tendo o TC um formato de barra, ao ser submetido a uma força de tração, sua AST é diretamente afetada pela deformação transversal. Desta forma, Oomens *et al.*[27] relataram metodologia para cálculo do Módulo Tangente, descrito por Popov *et al.* [22] como a derivada local da tensão em relação a deformação. A tensão é então calculada como uma razão entre a força axial e a área, obtida pelo coeficiente de Poisson. Já a deformação é calculada como a integral das deformações ao longo da mudança de comprimento do TC. Utilizados para cálculo da tensão, os parâmetros de Braço de Força e Área de Secção Transversa do TC também são alvos de muitas pesquisas, sendo descritos nos subtópicos abaixo.

2.5 Braço de Força (BF)

As técnicas de imagens como a ressonância magnética e o ultrassom são utilizadas para medir o braço de força do TC *in vivo* [28,30]. Duas destas são mais descritas na literatura: o método do centro de rotação (CR) e a denominada excursão do tendão.

No método de centro de rotação, são utilizadas imagens no plano sagital da articulação do tornozelo para identificar o centro rotacional articular, e é calculado a partir da equação abaixo:

$$BF = \text{distância CR (articulação)} - \text{distância LA} ,$$

Onde BF significa braço de força, CR corresponde a posição do centro de rotação da articulação (identificado por meio das imagens de ressonância magnética) e LA é a linha de atuação, seja do músculo ou do tendão, perpendicular ao centro de rotação.

Já na técnica de excursão do tendão, este parâmetro é calculado por meio do princípio do “trabalho virtual”, que é usado para calcular o BF a partir da determinação de uma proporção do deslocamento linear do tendão com o ângulo articular correspondente, como descrito na equação abaixo:

$$BF = \frac{\Delta JMT}{\Delta \text{ângulo articular}} ,$$

Onde BF significa braço de força, ΔJMT corresponde ao deslocamento da Junção miotendínea e $\Delta \text{ângulo articular}$ corresponde à variação do ângulo articular.

Comparações entre os dois métodos foram feitas por Fath *et al.*[30], que encontraram valores maiores de BF do TC ao utilizar o método CR do que o de excursão do Tendão. Esse resultado permite entender que o método CR superestima o valor de BF, o que pode implicar em diferentes valores de força utilizando os 2 métodos.. Em contraste, Maganaris *et al.*[28] realizou as duas técnicas em repouso e com contração voluntária máxima (CVM), achando valores similares de BF entre as duas quando em repouso, mas em CVM a técnica CR apresenta valor significativamente maior.

Segundo Maganaris *et al.*[28], não existe um método ideal para estimativa do BF do TC. Limitações são descritas para cada um dos métodos, como no caso do CR o alto custo e baixa acessibilidade aos aparelhos de Ressonância Magnética, e, no método de excursão do tendão a suposição de que estruturas internas (cápsulas articulares, ligamentos e tecidos conjuntivos adjacentes) da articulação não interferem na sua rotação passiva [30].

Um método alternativo de estimativa do BF foi descrito por Zhao *et al.*[18] utilizando imagens de US e fotografia. Consiste no resultado da subtração de distâncias entre o maléolo lateral e a pele medido na foto do tornozelo em posição relaxada, e, entre a pele e a metade da espessura do TC medida na imagem longitudinal de US. Optamos em utilizar essa abordagem em nosso trabalho devido sua inovação, simples reprodução e não ter registro de limitações na literatura.

O BF variável, de acordo com o ângulo do tornozelo durante mobilização passiva, pode ser estimado através de equações de regressão. O estudo de Menegaldo *et al.*[20] compreende uma série de equações que permitem estimar os comprimentos e braços de força de 43 estruturas musculotendíneas que atuam nos membros inferiores. Para elaboração das equações, o modelo cinemático de três dimensões descrito por Delp *et al.*[35] foi usado em conjunto com o SIMM (Software for Interactive Musculoskeletal Modeling). Esse programa é uma plataforma bastante utilizada em trabalhos biomecânicos, pois permite aos usuários desenvolver modelos de estruturas músculo-esqueléticas e criar simulações dinâmicas de movimento.

No trabalho do professor Menegaldo *et al.*[20], o SIMM foi utilizado para estimar os parâmetros desejados como funções das coordenadas generalizadas (CG), que determinam a articulação analisada. Portanto, o comportamento cinemático de cada articulação obtida pelo modelo de Delp *et al.*[35] depende do número de coordenadas generalizadas utilizadas (no máximo 4), bem como sua amplitude de movimento.

Desta forma, pode-se estimar o braço de força dessas 43 estruturas a partir de equações do tipo:

$$F(Q1, Q2, Q3, Q4) = a_1 + a_{2f_2}(Q1, Q2, Q3, Q4) + a_{3f_2}(Q1, Q2, Q3, Q4) + \dots + a_{nf_n}(Q1, Q2, Q3, Q4).$$

Onde F represente o braço de força relacionado ao número de CGs ($Q1, Q2, Q3, Q4$).

O trabalho de Menegaldo *et al.*[20] disponibiliza tabelas que permitem localizar dentro do movimento analisado, o grupo dos componentes musculares e articulações envolvidas. Em nosso trabalho, o interesse foi analisar o movimento de flexão plantar até dorsiflexão máxima do tornozelo. Pelas tabelas, o grupo específico para análise do nosso trabalho pode compreender os ângulos das articulações do joelho, tornozelo e sub-talar. A fim de obter estimativas de BF variáveis com o ângulo do tornozelo, utilizamos em nosso trabalho as equações de regressão já descritas por Menegaldo *et al.*[20] e demonstradas nos métodos do presente trabalho.

2.6 Área de secção transversa (AST) do TC

O aumento da AST do TC é reportado em alguns estudos como consequência de adaptação crônica do tendão aos estímulos mecânicos e fisiológicos. Arya *et al.*[19] mostraram um aumento de aproximadamente 65% da AST do TC em um grupo de homens com tendinopatias e sugerem ser resultado de acúmulo de água e substância fundamental devido à patologia. Os autores discutem que esta condição representa um enfraquecimento do tendão com aumento do risco de lesão desta estrutura. Esta mesma adaptação foi encontrada em indivíduos idosos por Magnusson *et al.*[31] que mostraram maior AST de um grupo de idosas, juntamente com a redução da força aplicada ao tendão, comparadas a um grupo de mulheres jovens. Diferentemente de Arya *et al.*[19] os autores sugerem que a redução crítica da tensão neste material no envelhecimento pode ser uma estratégia para redução de risco de lesão. Nesta mesma linha, Rosager *et al.*[32] observaram uma AST aumentada em corredores com correspondente tensão menor em relação a um grupo de não corredores. No entanto, os valores de força foram similares, levando os autores a sugerirem que a tensão reduzida nos corredores aumenta o “fator de segurança” para riscos de lesão, já que os picos de força gerados são altos.

Na literatura, não há estudos que relacionem a dimensão da AST do TC com diferentes protocolos, seja de hipertrofia ou alongamento. O presente trabalho não tem esse objetivo, mas reconhece a importância de possíveis alterações nas relações de tensão do TC mediante diminuição ou aumento da AST.

Para o cálculo da AST_{true} , o coeficiente de Poisson foi utilizado para estimar da área variação ao longo da mobilização.

2.7- Coeficiente de Poisson

Os diagramas tensão-deformação da maioria dos materiais não-biológicos apresentam uma região inicial de comportamento elástico e linear. A relação linear entre a tensão (σ) e a deformação (ϵ), no caso de uma barra em tração, pode ser expressa por:

$$\sigma = E \cdot \epsilon,$$

onde E é uma constante de proporcionalidade conhecida como módulo de elasticidade do material.

Tendo o exemplo da figura 5 abaixo, quando uma barra é carregada por tração simples, a tensão axial é $\sigma = \frac{P}{A}$ e a deformação específica é $\epsilon = \frac{\delta}{L}$. Combinando estas expressões com a lei de Hooke, tem-se que o alongamento da barra é :

$$\delta = \frac{P \cdot L}{E \cdot A}$$

Esta equação mostra que o alongamento de uma barra linearmente elástica é diretamente proporcional à carga e ao seu comprimento e inversamente proporcional ao módulo de elasticidade e à área da secção transversal.

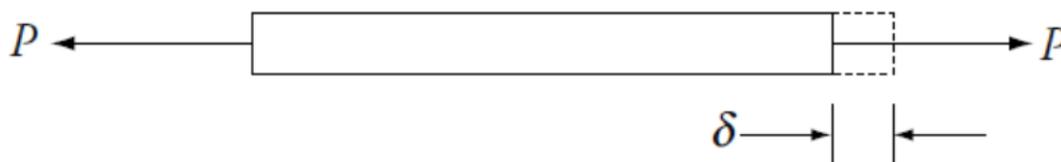


Figura 5: Exemplo de barra sofrendo força de tração. Imagem retirada de Wikipedia (Enciclopédia online).

Quando um material é descarregado, isto é, a carga é gradualmente reduzida até zero, a deformação sofrida durante o carregamento desaparecerá parcial ou completamente. Esta propriedade do material, pela qual ele tende a retornar à forma original, é denominada elasticidade. Quando o material volta completamente à forma original, diz-se que é perfeitamente elástico. Se o retorno não for total, diz-se que é parcialmente elástico. Nesse caso,

a deformação que permanece depois da retirada da carga é denominada deformação permanente.

Quando um material é tracionado, o alongamento axial é normalmente acompanhado por uma contração lateral, isto é, a largura reduz enquanto seu comprimento aumenta (Figura 6).

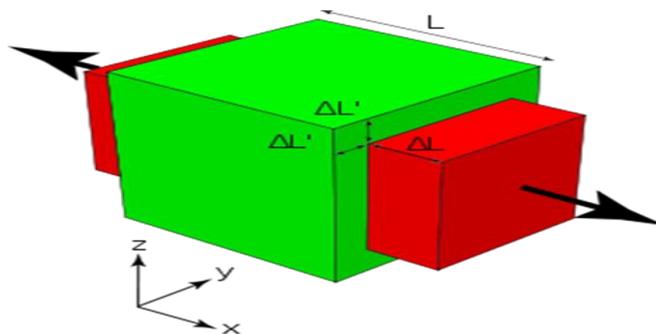


Figura 6: Exemplo de contração lateral e aumento do comprimento. Imagem retirada de Wikipedia (enciclopédia online).

Essa relação entre as deformações transversal e longitudinal é constante, dentro da região elástica, e é conhecida como relação ou coeficiente de Poisson (ν).

Considerando o tendão como uma estrutura mecanicamente semelhante a uma barra, é plausível que também ocorra a redução transversal de sua área e um aumento em seu comprimento durante a força de tração muscular. Alguns tecidos biológicos, como o tendão calcâneo não apresentam um comportamento linear. Vergari *et al* [21] estudaram o coeficiente de Poisson através de tendões de equinos e obtiveram um valor médio de $\nu = 0,55$, que foi utilizado em nosso estudo para cálculo da variação da AST durante a mobilização passiva do TC.

2.8- Alongamento e Propriedades mecânicas do TC

Kubo *et al.*[24] utilizaram a contração isométrica em rampa para determinar a rigidez do tendão e apresentaram uma redução desta variável em aproximadamente 8% após 5 minutos de alongamento. Com protocolo similar, esta redução na rigidez do tendão também foi relatada em estudo de Burgess *et al.*[33]. Por outro lado, Morse *et al.*[11] determinaram a rigidez do tendão e do músculo durante dorsiflexão passiva, a partir do deslocamento da junção miotendínea (JMT), relatando redução de 50% na rigidez muscular após o alongamento, mas nenhuma mudança significativa na rigidez do tendão.

Em relação ao acompanhamento de protocolos de alongamento crônicos, Konrad *et al.*[26] não observaram alteração da rigidez do tendão após técnica de Facilitação Neuroproprioceptiva (FNP) durante 6 semanas. Estes resultados são corroborados por Magnusson *et al.*[1] que observaram, após alongamento estático de 6 semanas, alteração no índice de rigidez do músculo e do tendão, porém com retorno aos valores iniciais dentro de 1 hora. Logo, os autores concluem que os efeitos encontrados no ganho de flexibilidade se referem a tolerância ao alongamento [2,6], onde receptores sensoriais de dor nos músculos e articulações limitam a amplitude articular e, portanto, quanto mais familiarizado com o exercício, maior será também esse limiar de desconforto, possibilitando aumento da ADM.

Outros autores sugerem que aumentos na flexibilidade, observados após o alongamento, são devidos às deformações plásticas ou permanentes do tecido conjuntivo [7,8]. Segundo os autores, a intensidade do alongamento teria que ser capaz de ultrapassar o limite elástico dos tecidos, passando a ser uma deformação de caráter plástica e que, mesmo após cessar o estímulo, os músculos e tendões não conseguiriam retornar ao comprimento inicial.

Outra mudança estrutural, seria o possível aumento no número de sarcômeros, com somente um estudo em humanos [9]. Estudos com animais [38,39] demonstraram que o número de sarcômeros em série pode aumentar através de uma imobilização em posição alongada por tempo prolongado. Este aumento poderia ser capaz de aumentar o comprimento muscular e portanto levar a uma maior amplitude de movimento.

As diferenças metodológicas, tanto do tipo de alongamento quanto do protocolo utilizado, podem ser um fator que contribui para a controvérsia entre os efeitos do alongamento nas propriedades mecânicas do TC descritos na literatura.

Capítulo 3

Materiais e Métodos

As coletas de dados foram realizadas na Escola de Educação Física do Exército (EsEFEx – Rio de Janeiro, RJ), com 17 soldados do Exército Brasileiro

3. Cálculo do Módulo Tangente

O módulo tangente *verdadeiro* (E_{true}) de uma estrutura é definido como a derivada local da tensão axial (σ_{true}) relativa a deformação axial (ϵ_{true}):

$$E_{true} = \frac{d\sigma_{true}}{d\epsilon_{true}} \quad (1)$$

O módulo tangente da *engenharia* (E_{eng}) é calculado como a relação tensão e deformação calculado a partir da tensão da engenharia (σ_{eng}), definida como a força dividida por uma área de secção transversa constante, e a partir da deformação (ϵ_{eng}), definida como a razão entre a deformação e o comprimento inicial da estrutura.

Em que a ϵ_{eng} é definida como : $\epsilon_{eng} = (L^T - L^{T^0}) / L^{T^0}$.

Considerando uma pequena mudança no comprimento axial do tendão, temos a seguinte equação: $L^T = L^T - L^{T^0}$, em que L^T é o comprimento atual e L^{T^0} é o comprimento inicial (da posição relaxada do tornozelo). A deformação verdadeira (ϵ_{true}) é então calculada integrando $d\epsilon_{true} = \frac{dL^T}{L^T}$:

$$\epsilon_{true} = \int_{L^{T^0}}^{L^T} d\epsilon_{true} = \ln(1 + \epsilon_{true}), \quad (2)$$

A tensão verdadeira é definida como :

$$\sigma_{true} = \frac{F}{AST_{true}} \quad (3)$$

Sendo F a força do tendão e AST_{true} a área de secção transversa variável.

A força do tendão é calculada como $F = M / BF(AA)$, onde M é o torque passivo articular, BF é o braço de força do tendão relacionado com o centro articular, e AA é o ângulo do tornozelo.

A AST_{true} é estimada com uma forma elíptica de semi-eixos a e b , sendo $AST = \pi ab$. A AST inicial (AST_0) é calculada a partir da imagem de ultrassom (US), obtida 2 cm acima da inserção do TC com o tornozelo em posição relaxada, garantindo que está em região de tendão livre.

A dimensão da AST varia de acordo com as deformações do TC durante mobilização do tornozelo, sendo possível estimá-la a partir da definição do Coeficiente de Poisson:

$$\nu = - \frac{\varepsilon_{true}}{\varepsilon_{t-true}} \quad (4)$$

Em que ε_{t-true} representa a deformação transversal associada à mudança de comprimento do tendão.

Similar à deformação axial verdadeira (ε_{true}), a deformação transversal verdadeira está relacionada com a deformação transversal da engenharia da seguinte forma: $\varepsilon_{t-true} = \ln(1 + \varepsilon_{eng})$. Portanto, a equação (4) pode ser decrita, segundo Vergari *et al.*[21] como:

$$\nu = - \frac{\ln(1 + \varepsilon_{t-eng})}{\ln(1 + \varepsilon_{eng})} \quad (5)$$

$$1 + \varepsilon_{t-eng} = (1 + \varepsilon_{eng})^{-\nu} \quad (6)$$

O coeficiente de Poisson utilizado tem valor $\nu = 0,55$, observado por Vergari *et al.*[21] Seja dx a dimensão de um elemento “deformado” no mesmo plano da AST , com dimensão inicial dx_0 . A deformação transversal da engenharia é então expressa como: $\varepsilon_{t-eng} = (dx - dx_0)/dx_0$. Substituindo esses termos na equação (6), a dimensão do elemento deformado é:

$$dx = dx_0(1 + \varepsilon_{eng})^{-\nu} \quad (7)$$

E os semi eixos a e b da elipse podem ser expressos como: $a = a_0(1 + \varepsilon_{eng})^{-\nu}$ e $b = b_0(1 + \varepsilon_{eng})^{-\nu}$. Logo, a Área de secção transversa verdadeira (AST_{true}) pode ser calculada como:

$$AST_{true} = AST_0(1 + \varepsilon_{eng})^{-2\nu} \quad (8)$$

Se a relação $\sigma_{true} \times \varepsilon_{true}$ pode ser modelada por um polinômio de ordem n do tipo:

$$\sigma_{true} = a_1 \varepsilon_{true}^n + a_2 \varepsilon_{true}^{n-1} + \dots + a_n \varepsilon_{true} + a_{n+1} \quad (9)$$

O módulo tangente (E) da equação (1) resulta em:

$$E = na_1\varepsilon_{true}^{n-1} + (n-1)a_2\varepsilon_{true}^{n-2} + \dots + 2a_{n-1}\varepsilon_{true} + a_n \quad (10)$$

3.1 Deformação do tendão

Para resolver as equações da seção anterior, L^T e L^{T^o} devem ser determinados. O comprimento músculo-tendíneo é a soma dos comprimentos do músculo e do tendão ($L^{MT} = L^T + L^M$). L^{MT} pode ser calculado a partir das curvas de regressão feitas por Grieve *et al.* [34] em peças anatômicas. Os comprimentos musculares L^M , durante a mobilização passiva, foram determinados seguindo o procedimento abaixo:

1- O pé é preso na plataforma do dinamômetro em 30° de flexão plantar ($FP_{inicial}$). O transdutor é colocado pelo pesquisador na posição onde a Junção Mio-Tendínea (JMT) seja visualizada aproximadamente no centro da imagem. A distância horizontal entre a JMT até a borda direita da imagem é medida ($\Delta JMT_{inicial}$);

2- O tornozelo é movido pelo dinamômetro da $FP_{inicial}$ até a dorsiflexão em uma velocidade constante de 5°/s, com o transdutor fixo manualmente. Com o deslocamento da JMT, a distância até a borda direita da imagem diminui (ΔJMT , *Figura 7*);

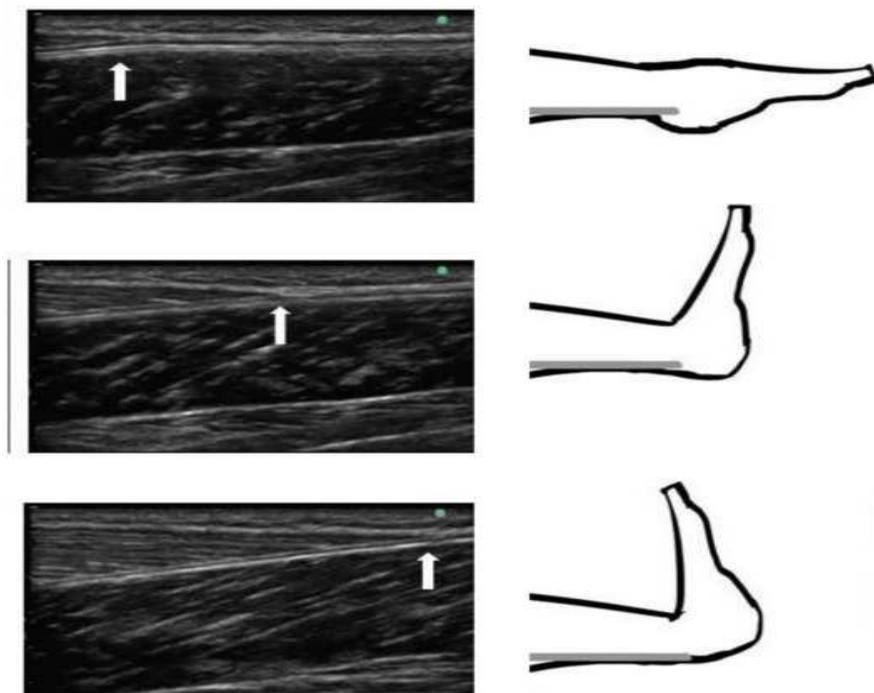


Figura 7: Exemplo de deslocamento da JMT a partir da posição de flexão plantar até limite individual de flexão dorsal. Imagem adaptada de [45] com autorização da autora.

3- A variação no comprimento muscular (ΔL^M) é calculada da $FP_{inicial}$ até a máxima dorsiflexão de cada indivíduo, sendo $\Delta L^M = \Delta JMT_{inicial} - \Delta JMT$;

4- Um polinômio de terceira ordem é ajustado para pontos da ΔL^M como uma função do ângulo do tornozelo (AT);

5- Cada indivíduo apresenta um ângulo de tornozelo de repouso (AT_0), medido com o eixo do tornozelo perpendicular à gravidade. Usando a curva ajustada acima (item 4), a deformação muscular de repouso ΔL_0^M é calculada com o AT_0 ;

6- A relação $AT \times \Delta L^M$ é corrigida pela subtração de ΔL_0^M e ΔL^M , resultando em uma nova curva ($\Delta L_{corrigido}^M(AT)$), que também é utilizada um polinômio de terceira ordem;

7- O comprimento do tendão em repouso (L_0^T) é medido, com auxílio do US, pela distância entre sua inserção calcanear e a JMT. O comprimento do músculo em repouso (L_0^M) é calculado como $L_0^M = L_0^{MT} - L_0^T$, em que L_0^{MT} é obtido pelas curvas de regressão de Grieve *et al.*[34] O comprimento muscular é então encontrado da seguinte forma: $L^M(AT) = L_0^M + \Delta L_{corrigido}^M(AT)$;

8- Já o comprimento do tendão (L^T) é estimado como: $L^T(AT) = L^{MT}(AT) - L^M(AT)$;

9- Agora pode-se calcular $\varepsilon_{eng}(AT)$ e $\varepsilon_{true}(AT)$, demonstrados na equação (2).

3.2 Parâmetros

O deslocamento da JMT durante a dorsiflexão passiva foi medido com o aplicativo ImageJ (NIH, Maryland, USA) a partir da distância horizontal da JMT até a borda direita da imagem. O comprimento total da Unidade Músculo-Tendão (UMT) foi considerado como o comprimento da perna[1,2], e medido pela distância entre o maléolo lateral até a interlinha articular do joelho. Mudanças no comprimento da UMT foram estimadas a partir das equações de regressão calculadas por Grieve *et al.*[34], citadas no tópico anterior.

O braço de força (BF) do tendão calcanear foi calculado com o tornozelo em posição de relaxamento de acordo com o protocolo de Zhao *et al.*[18] que consiste no resultado da subtração de distâncias: entre o maléolo lateral e a pele medida na foto do tornozelo em posição relaxada, e, entre a pele e a metade da espessura do TC, medida na imagem longitudinal de US, conforme figura 7.

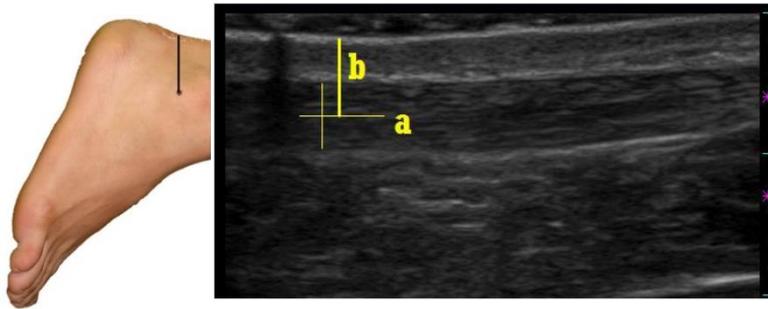


Figura 8: Estimativa do BF do TC. Imagem de acervo próprio do autor.

Para a variação do braço de força, foi utilizado o trabalho de Menegaldo *et al.* [20], que disponibiliza tabelas que permitem localizar, de acordo com o movimento analisado, o braço de força relacionado com as articulações e grupamentos musculares envolvidos. Em nosso estudo, o interesse foi analisar o movimento de flexão plantar até dorsiflexão máxima do tornozelo.

A equação de regressão adequada ao nosso trabalho é descrita abaixo, onde os valores de R2 representam o braço de força, e, os valores de Q2 são as coordenadas do tornozelo e músculos flexores plantares.

$$R2(Q2) = a_1 + a_3 Q2 + a_6 Q2^2 + a_9 Q2^3$$

Desta forma, o braço de força foi variável de acordo somente com o ângulo de tornozelo (Q2), sendo utilizado para calcular a Tensão verdadeira (σ_{true}) e consequentemente, o Módulo Tangente verdadeiro (E_{true}).

Para aquisição de imagens da AST, os indivíduos foram posicionados em decúbito ventral na maca, com os membros inferiores e superiores relaxados. A imagem em repouso foi feita com o transdutor posicionado 2 cm acima da inserção distal do TC (Figura 9), com orientação transversal, garantindo que estava sobre área de tendão livre.

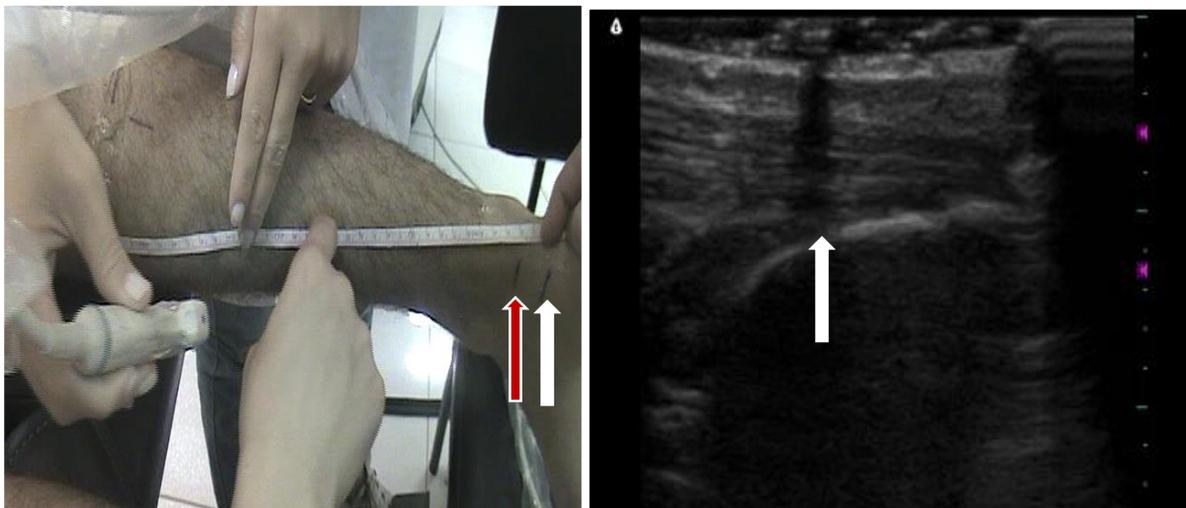


Figura 9: Inserção distal do Tendão Calcanear (Seta branca) e marcação 2 cm acima da mesma (seta vermelha). Imagem de acervo próprio do autor.

3.3 Processamento de Imagens da AST

Uma linha foi desenhada manualmente, percorrendo a borda interna da estrutura, cuja área era fornecida pelo aplicativo ImageJ, conforme Figura 10. Para cálculo da AST variável de acordo com o ângulo, foi utilizado o valor de $\nu = 0,55$, conforme equação (08): $AST_{true} = AST_0(1 + \varepsilon_{eng})^{-2\nu}$.

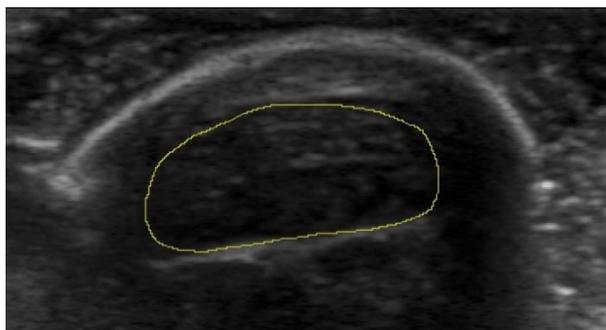


Figura 10: Exemplo da área de secção transversa do tendão medida pela imagem de ultrassom. Imagem de acervo próprio do autor.

3.4 Perfil da Amostra e Intervenção

O grupo de voluntário foi composto por 17 homens jovens e ativos (18.7 ± 0.49 anos) sem histórico de lesões osteomioarticulares. Todos os participantes consentiram com o estudo e assinaram o Termo de Livre Consentimento aprovado pelo Comitê de Ética (031-2007). Os voluntários foram aleatoriamente divididos em dois grupos: grupo alongamento (GA),

submetido ao protocolo de 10 semanas de alongamento do tríceps sural (n=11, idade $18,32 \pm 0,73$ anos, altura $176,1 \pm 8,04$ cm, massa $70,44 \pm 8,37$ Kg), e, grupo controle (GC) (n=07, idade $18,92 \pm 0,68$ anos, altura $177,93 \pm 6,33$ cm, massa $73,09 \pm 7,12$ Kg). Para o GA o treinamento foi realizado de 4 a 5 vezes por semana e consistiu de 2 séries de 30 segundos para cada perna, com intervalos de igual duração, em 2 posições de alongamento estático do tríceps sural, indicadas na Figura 11. O GC manteve suas atividades diárias habituais de exercícios físicos, com exceção do alongamento.

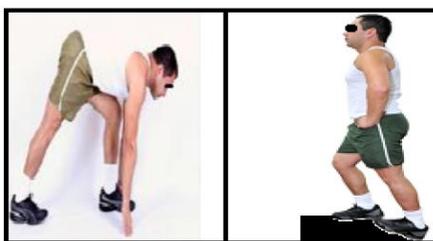


Figura 11: Posições do alongamento estático de Tríceps Sural de membros inferiores esquerdo e direito.

3.5 Instrumentação

O sinal de torque e o sinal eletromiográfico (EMG) do gastrocnêmio lateral foram adquiridos de forma sincronizada através de um sistema de aquisição de dados (EMG System, Brazil) com 106 dB CMRR, um filtro passa-banda analógico com frequências de corte de 10 e 500 Hz, frequência de amostragem de 1 kHz e um conversor A/D de 16 bits com eletrodos de superfície (Ag-AgCl, Meditrace, Kendall, EUA) para certificar o silêncio mioelétrico durante o movimento executado por um dinamômetro isocinético Biodex 4 System Pro (Biodex Medical Systems Inc, Nova Iorque, EUA). Para acompanhar o deslocamento da JMT e obtenção das variáveis de AST e BF, foi utilizado o ultrassom (T2000-Terason-Ultrasound, Teratech Corporation, Burlington, USA, 6-11MHz, 40mm).

3.6 Protocolo de Teste

Os indivíduos foram posicionados sentados no dinamômetro isocinético mantendo o joelho direito em extensão completa, o quadril fletido e o tronco com inclinação de 85° . O pé direito foi fixado à plataforma do equipamento com tiras de velcro mantendo o maléolo lateral alinhado com o centro de rotação da máquina. O ângulo da articulação do tornozelo foi definido como 0° quando a plataforma ficava em um ângulo de 90° com o chão. A amplitude de

movimento foi então determinada no teste de mobilização passiva da plataforma de 30° de flexão plantar até o limite de flexão dorsal onde o indivíduo relatava início de desconforto.

O teste consistiu de 3 ciclos de mobilizações passivas consecutivas do tornozelo, partindo da amplitude de 30° de flexão plantar até o limite de dorsiflexão com uma velocidade de 0,087 rad/s (5°/s). Os participantes foram orientados a não realizar qualquer resistência ao movimento. Os sinais de EMG e torque foram sincronizados e o transdutor fixo manualmente sempre pelo mesmo avaliador na mesma posição em que era realizada a medição do comprimento do tendão (Figura 12).

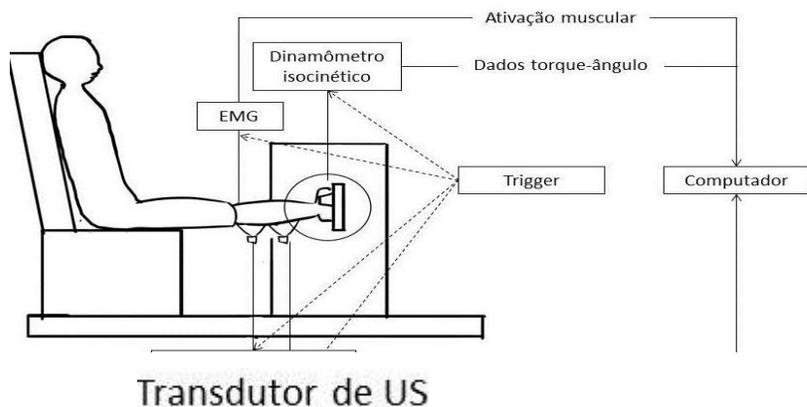


Figura 12: Exemplo esquemático do protocolo de teste

3.7 Análise estatística

A análise estatística foi realizada com o software Statistica 7.0. Os dados foram apresentados com média \pm desvio-padrão. A distribuição normal das medidas foi avaliada pelo teste Shapiro-Wilk. A comparação dos parâmetros entre os grupos pré e pós intervenção foi realizada por ANOVA two-way (2 x 2) com Post Hoc de Tukey. O nível de significância estatística foi estabelecido em $p < 0,05$.

Capítulo 4

Resultados

As tabelas 1 e 2 apresentam os valores de média e desvio-padrão dos parâmetros propostos no estudo, sem a intervenção de alongamento.

Tabela 1. Valores de média e desvio padrão do braço de força em repouso, torque passivo máximo, máximo ângulo de dorsiflexão e área de secção transversa em repouso.

Variável	Média	Desvio-padrão
BF em repouso (m)	0.03	0.004
Torque passivo máximo (Nm)	31.43	8.76
Máximo ângulo de dorsiflexão(°)	25.21	9.2
AST em repouso (mm ²)	51.67	12.31

Tabela 2. Valores de Módulo Tangente máximos (E_{eng} e E_{true}), tensão (σ_{eng} e σ_{true}) e deformação (ϵ_{eng} e ϵ_{true}) calculados com AST e BF fixos (X_{eng}) e com AST e BF variáveis (X_{true}).

Variável	Média	Desvio-padrão
E_{eng} (MPa)	224.11	97.02
E_{true} (MPa)	358.18	157.25
ϵ_{eng}	0.23	0.03
ϵ_{true}	0.20	0.04
σ_{eng} (MPa)	18.21	6.62
σ_{true} (MPa)	23.41	7.13

As tabelas 3 e 4 apresentam os parâmetros do estudo com os valores de média e desvio-padrão com a intervenção proposta e a comparação entre grupo alongamento e grupo controle.

Tabela 3. Valores de média, desvio-padrão e valor p do torque máximo, área de secção transversa em repouso, dorsiflexão máxima e braço de força do tendão em repouso.

	Grupo Alongamento			Grupo Controle		
	Pré	Pós	p	Pré	Pós	P
Torque passivo máximo (Nm)	28,17 ± 7,51	36,08 ± 4,17	0,004	31,76 ± 7,75	34,33 ± 8,76	NS
AST em repouso (mm)	51,71 ± 11,02	52,30 ± 13,79	NS	50,94 ± 14,76	52,21 ± 13,7	NS
Dorsiflexão máxima (°)	24,12 ± 6,53	32,08 ± 6,11	0,021	24,37 ± 6,53	25,13 ± 8,71	NS
BF em repouso (m)	0,031 ± 0,002	0,03 ± 0,002	NS	0,03 ± 0,001	0,03 ± 0,001	NS

NS= não significativo

Tabela 4. Valores de média, desvio-padrão e valor p do Módulo Tangente (E_{eng} e E_{true}), deformação (ϵ_{eng} e ϵ_{true}), e tensão (σ_{eng} e σ_{true}) do TC.

	Grupo Alongamento			Grupo Controle		
	Pré	Pós	p	Pré	Pós	P
E_{eng} (MPa)	233,31 ± 32,40	234,86 ± 37,09	NS	222,97 ± 26,95	225,64 ± 31,77	NS
E_{true} (MPa)	361,97 ± 32,50	358,08 ± 28,54	NS	352,55 ± 22,40	356,79 ± 25,54	NS
ϵ_{eng}	0,23 ± 0,03	0,23 ± 0,04	NS	0,23 ± 0,03	0,23 ± 0,03	NS
ϵ_{true}	0,19 ± 0,02	0,20 ± 0,03	NS	0,20 ± 0,02	0,20 ± 0,02	NS
σ_{eng} (MPa)	18,38 ± 6,91	18,25 ± 7,46	NS	18,92 ± 5,19	18,42 ± 5,73	NS
σ_{true} (MPa)	24,14 ± 6,86	24,87 ± 7,76	NS	24,21 ± 7,1	24,76 ± 7,72	NS

NS= não significativo

A Figura 13 apresenta o comportamento de um voluntário das tensões *verdadeira* e de *engenharia* e do Módulo Tangente nas duas abordagens.

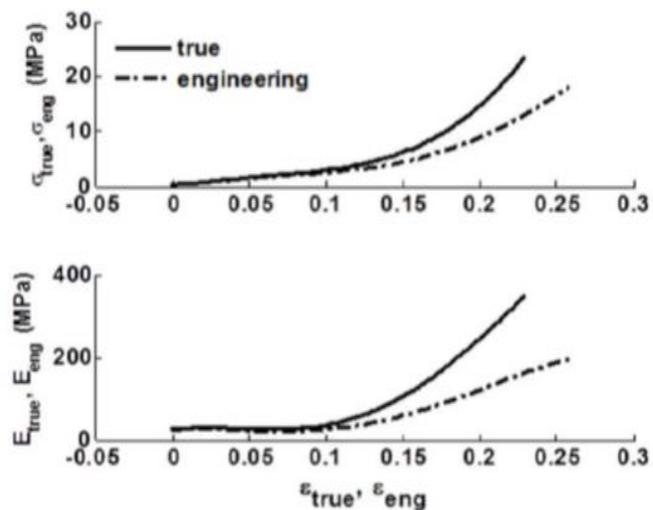


Figura 13: Curvas σ_{eng} e σ_{true} e E_{eng} e E_{true} de um voluntário. Imagem retirada de [48] com consentimento dos autores.

A Figura 14 apresenta o comportamento das curvas $E_{true} \times \varepsilon_{true}$ dos indivíduos analisados.

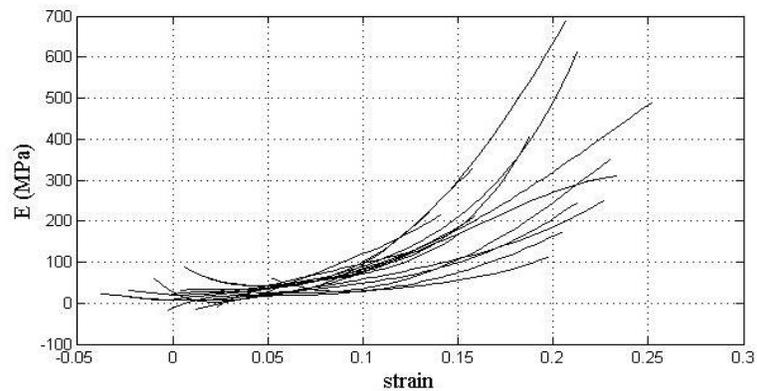


Figura 14: Curvas $E_{true} \times \varepsilon_{true}$ de todos voluntários. Imagem retirada de [48] com consentimento dos autores.

Capítulo 5

Discussão

O objetivo do presente estudo foi avaliar possíveis adaptações das propriedades mecânicas do Tendão Calcâneo (TC) através do cálculo do Módulo Tangente após programa de alongamento estático de 10 semanas.

Os voluntários do grupo intervenção apresentaram, respectivamente, aumentos relativos de 22% e 25% no torque passivo máximo e na amplitude articular de dorsiflexão, após programa de alongamento. Aumento da amplitude articular máxima após programas de alongamento foram encontrados por vários autores que aplicaram diferentes metodologias [1,2,5,10,11]. No entanto, o aumento do torque passivo é menos relatado e é sugerido como um dos fatores limitantes para máximas amplitudes articulares, pela sensação de desconforto. [3]. Toft *et al.* [40] encontraram, assim como nosso estudo, aumento médio do torque passivo de 18% e 21 % no ângulo de dorsiflexão máximo dos flexores plantares após 3 semanas de programa de alongamento, o mesmo resultado observado em estudo recente de Blazeovich *et al.* com metodologia similar [41]. Os dois estudos associam o ganho de flexibilidade ao aumento da tolerância ao torque passivo atingido em uma maior amplitude articular e não a mudanças nas propriedades viscoelásticas ou mecânicas da UMT. Por outro lado, Guissard *et al.* [16] demonstraram que 30 sessões de alongamento estático dos músculos flexores plantares aumentaram a amplitude articular progressivamente, enquanto o torque passivo máximo apresentou discreto aumento no início da intervenção (10 primeiras sessões), com retorno aos valores iniciais ao decorrer do programa de alongamento. Os autores discordam da teoria de tolerância e suportam a justificativa de que o efeito crônico de ganho da amplitude de movimento decorre de alterações nas propriedades plásticas dos tecidos conjuntivos envolvidos. Há ainda estudos em animais que apontam para uma resposta muscular, com remodelação da quantidade de sarcômeros em série das fibras musculares [38,39]. Em humanos esta sarcomerogênese foi observada em apenas um estudo [9], que acompanhou as mudanças no comprimento de fascículo (CF) muscular (através de US) e no número de sarcômeros em série (através de difração a laser) de um indivíduo submetido a aumento de 4 centímetros do comprimento do fêmur para redução de assimetria entre as

pernas. O autor demonstrou que um ano após a cirurgia, o CF estava aumentado em 100% enquanto o comprimento do sarcômero estava um pouco reduzido, o que comprova que o aumento do comprimento muscular deste indivíduo foi devido a um aumento do número de sarcômeros em série. Com isto, o autor sugere que o número de sarcômeros em humanos pode variar em resposta ao alongamento.

Estudos que analisaram o índice de rigidez do TC após aplicação de diferentes técnicas de alongamento crônico não apresentaram alterações nessa variável [16,17,21,26]. Konrad *et al.* [26] reportam aumento ($25 \pm 4,32\%$) da amplitude de dorsiflexão do grupo que sofreu alongamento estático de 6 semanas, sem alterações no índice de rigidez do tendão, do GM e na arquitetura, como ângulo de penação e comprimento de fascículo muscular. Outro estudo do mesmo grupo [42], reportou um aumento da amplitude de dorsiflexão ($21 \pm 5,27\%$) após alongamento balístico com duração de 6 semanas, sem alterações no índice de rigidez do TC e nos parâmetros de arquitetura do GM. Corroborando com esses resultados, Mahieu *et al.* [17] realizaram um programa de alongamento de 6 semanas com a técnica de facilitação neuromuscular proprioceptiva, e, também observaram ganho de flexibilidade ($25 \pm 4,61\%$), sem mudanças nos parâmetros de rigidez do TC. Os autores, embora com diferentes métodos de alongamento, obtiveram resultados similares e concluem que o duradouro ganho de flexibilidade não poderia ser explicado pelas adaptações estruturais ou de propriedades mecânicas do GM e/ou do TC, sendo provavelmente devido às adaptações nas terminações nervosas locais, que geram um aumento da tolerância ao alongamento. Por outro lado, as limitações da metodologia de cálculo destas propriedades podem ter adicionado uma fonte de erros de interpretação dos resultados.

Na metodologia proposta no presente estudo foram utilizadas imagens de US do TC em repouso (Zhao *et al.* [18]) e equações de regressão para estimativa da variação da AST e do BF com o ângulo articular (Menegaldo *et al.* [20]). Este método propõe uma alternativa para o cálculo mais adequado da força do que o baseado em um valor de braço de força constante [18,19]. Arya e Kullig *et al.* [19], um dos poucos trabalhos que abordam índices de elasticidade do Tendão Calcanear *in vivo*, consideram um braço de força constante, obtido pelo método de excursão do TC, mas sugerem a importância de valores de BF precisos para uma melhor estimativa de força no tendão. De acordo com a metodologia do presente estudo, o BF apresentou uma variação de $27,2 \pm 11,81\%$ durante mobilização, o que pode alterar substancialmente a estimativa de força no tendão. Portanto, sugere-se que valores de BF variáveis com o ângulo articular devam ser considerados em estudos de tensão do tendão.

Os valores de AST em repouso encontrados foram semelhantes aos encontrados por Arya *et al.* [19] ($56.23 \pm 5.57 \text{ mm}^2$) e outros estudos [1,40]. Normalmente, os estudos utilizam um valor constante de AST para estimar a tensão no tendão, sem levar em consideração sua deformação transversal durante a dorsiflexão. Devido às dificuldades metodológicas em medir a AST do TC com a variação do ângulo articular, foi aplicada a correção de Poisson na AST em repouso, com base no valor de coeficiente encontrado no estudo de Vergari *et al* [21] ($\nu=0,55$) em tendões de cadáveres equinos. Como no nosso estudo, outros autores não encontraram adaptações na dimensão da AST em repouso, após programas de alongamento [1,16,40,42]. Por outro lado, mudanças na AST do TC já foram verificadas no envelhecimento [43] e em recuperação pós cirúrgica [19].

O Módulo de Young de flexores plantares, considerando um comportamento linear da curva tensão-deformação, são encontrados em poucos trabalhos. Zhao *et al.* [18] relataram valor médio de $220.2 \pm 83.3 \text{ MPa}$ de Módulo de Elasticidade, calculado a partir da curva de tensão-deformação (a 3% de deformação) em contração isométrica em rampa com idosos utilizando um protocolo de baixo nível de força muscular. Arya e Kulig *et al.* [19] relataram $E = 1671.02 \pm 277.50 \text{ Mpa}$ em indivíduos jovens e saudáveis, enquanto em pacientes com tendinopatias encontraram $E = 818.72 \pm 217.03$, aproximadamente a metade. Valores similares foram encontrados por Magnusson *et al* [1] com E entre 1048-1474 MPa, analisados entre 90% a 100% da tensão máxima durante contração muscular em rampa para flexão plantar, assumindo um comportamento linear nesse intervalo.

Levando em consideração a geometria anatômica do TC, as deformações longitudinais decorrentes de uma força de tração implicam diretamente na dimensão de sua AST. Além disso, sabe-se que o BF do TC varia em função do ângulo articular [20]. Portanto, um valor constante de E não seria apropriado representar esta propriedade mecânica deste material. Tendo em vista o comportamento não-linear do tendão e de sua capacidade de grandes deformações, observados *in vitro* por Vergari *et al.*[21], o Módulo Tangente é uma propriedade mais adequada pois é calculado com a da integral das deformações ao longo da mobilização.

O módulo tangente do TC *in vivo* não é relatado na literatura. Os valores de Módulo Tangente *verdadeiro* máximos encontrados no nosso estudos são aproximadamente 23,8% maiores do que os valores de módulo de tangente da *engenharia* (Figura 11). Este fato é esperado uma vez que os valores de AST são menores para o cálculo da tensão *verdadeira* resultando em valores 35,6% maiores de tensão *verdadeira* máxima do que a de *engenharia*,

calculada com área constante. O comportamento crescente dessa diferença até o ponto máximo das curvas também foi reportado por Vergari *et al.*[21].

Outro fato importante é demonstrado na Figura 12, onde foi observada uma grande dispersão das curvas $E_{true} \times \epsilon_{eng}$ entre os voluntários, evidenciando uma variabilidade fisiológica das propriedades elásticas do tecido conjuntivo que compõe o TC. Esse comportamento em relação à deformação, também foi observado por Vergari *et al.*[21] em testes *in vitro* dos tendões de flexores digitais superficiais de equinos. Essa variabilidade pode ser explicada pela geometria individual do TC e pela composição histológica do tecido conjuntivo [42].

A variabilidade individual das propriedades mecânicas dos tecidos musculares e conjuntivos tem sido abordada recentemente por alguns autores sugerem classificadores de flexibilidade. Abellaneda *et al.* [13] e Blazeovich *et al.* [41] descreveram, através dos valores de torque máximo e ADM, o comportamento diferenciado de indivíduos jovens, classificando-os como flexíveis ou rígidos. Logo, após um programa de alongamento, o indivíduo passa a ser comparado com sua condição prévia relativa ao grupo em que foi classificado. Estudo recente de Peixinho *et al.* [45] apresentou uma classificação pré intervenção de alongamento em 3 categorias de indivíduos utilizando tratamento estatístico de redes neurais: flexíveis; intermediários e rígidos, levando em consideração o torque máximo e ADM prévios. Tal metodologia permite um estudo mais aprimorado e individual do comportamento de cada voluntário antes e após intervenção, pois valores médios de uma amostra geral, com indivíduos em diferentes condições, podem dificultar a percepção do efeito no programa de intervenção.

O presente estudo apresentou as seguintes limitações metodológicas: 1. Considerou-se o torque passivo articulação do tornozelo para representar a força do tendão de Aquiles. A contribuição das estruturas não-miotendíneas (cápsulas articular, ligamentos e pele) foi ignorada. Haura *et al.*[46] afirmaram que essa suposição é aceitável para medidas de rigidez *in vivo*, mas são necessários mais estudos para compreender a contribuição destas estruturas para a rigidez das articulações. 2. O cálculo do deslocamento da JMT, foi feito de forma manual e não automática, como apontado por Seynnes *et al.* [47] como padrão ouro para essa medida. 3. O deslocamento da JMT do GM foi considerado representativo para os outros componentes do tríceps sural, gastrocnêmio lateral e sóleo, seguindo outros estudos [1,13,17,40].

Como contribuição original, nosso estudo investigou a adaptação do Módulo Tangente do TC, após programa de alongamento, considerando o comportamento não linear da deformação desta estrutura durante a carga de tração.

Capítulo 6

Conclusão

O presente trabalho propôs uma metodologia de cálculo do Módulo Tangente *verdadeiro* para o cálculo das propriedades mecânicas do TC com valores variáveis de BF e AST.

Não foram observadas diferenças no módulo tangente do TC após um programa de alongamento estático do tríceps sural por 10 semanas. Assume-se que o aumento de amplitude de dorsiflexão apresentado pelo grupo após a intervenção, tenha sido decorrente do aumento do nível de tolerância ao alongamento, sem alteração das estruturas que compõem o tendão calcâneo. Futuros estudos envolvendo outros grupos e diferentes intensidades e técnicas de alongamento podem elucidar possíveis alterações mecânicas do tecido conjuntivo denso que compõe o tendão calcâneo. A alta variabilidade inter-indivíduos aponta para a importância de uma classificação prévia de nível de flexibilidade, o que pode favorecer a análise e interpretação dos efeitos da intervenção.

Referências bibliográficas:

- [1] Magnusson, S. “Passive properties of human skeletal muscle during stretch maneuver”, *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 8, 65-77, 1998.
- [2] Magnusson, S. “A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle”, *Journal of Physiology*, 497, 291-298, 1996.
- [3] Folpp, F. “Can apparent increases in muscle extensibility with regular stretch be explained by changes in tolerance to stretch?”, *Australian Journal of Physiotherapy*, 52, 45-50, 2006.
- [4] McHugh, M. “The role of mechanical and neural restraints to joint range of motion during passive”, *Medicine and science in sports and exercise*, 30, 928-932, 1998.
- [5] Gadjosik, R.I., Jennifer, D.A., Holly, L.G., Beth, A.S. “A stretching program increases the dynamic passive length and passive resistive properties of the calf muscle-tendon unit of unconditioned younger women”, *European Journal of Applied Physiology*, 99, 449–454, 2007.
- [6] Aagaard, P., Andersen, J., Dyhre-Poulsen, A. “A mechanism for increased contractile strength of human pennate muscle in response to strength training: changes in muscle architecture”, *Journal of Physiology*, 534, 613–623, 2001.
- [7] Kurokawa, S., Fukunaga, T., Fukashiro, S., “Behavior of fascicles and tendinous structures of human gastrocnemius during vertical jumping”, *Journal of applied physiology*, 90, 1349–58, 2001
- [8] Osternig, R., Robert, L. “Muscle activation during proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) stretching techniques”, *American Journal of Physical Medicine*. 56, 298–307, 1987.
- [9] R. L. Lieber. *Skeletal Muscle Structure, Function, and Plasticity. The Physiological Basis of Rehabilitation.*, 3rd ed. Philadelphia: 2010
- [10] Nakamura, M., Ikezoe, T., Takeno, Y., Ichihashi, N. “The Acute and Prolonged Effect of Static Stretching on the Passive Stiffness of the Human Gastrocnemius Muscle Tendon Unit in vivo”, *Journal of Orthopaedic Research*, 16, 87–101, 2001
- [11] Morse, C.I., Degens, H., Seynnes, The acute effect of stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit, *J Physiol*, 586, 97–106, 2008.
- [12] Herbert, R.D., Moseley, A.M., Butler, J.E., Gandevia, S.C. “Change in length of relaxed muscle fascicles and tendons with knee and ankle movement in humans” *J Physiol*, 539, 637–645, 2002.

- [13] 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*, 106, 169-77, 2009.
- [14] Nakamura, M., Ikezoe, T., Ichihashi., T "Effects of a 4-week static stretch training program on passive stiffness of human gastrocnemius muscle-tendon unit in vivo," *European journal of applied physiology*, 112, 2749–55, 2012.
- [15] Reid, D., Mcnair, P. "Passive Force, Angle, and Stiffness Changes after Stretching of Hamstring Muscles," *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36, 1944–1948, 2004.
- [16] Guissard, N., Duchateau, D. "Effect of static stretch training on neural and mechanical properties of the human plantar-flexor muscles.," *Muscle & nerve*, 29, 248–55, 2004.
- [17] Mahieu, N., Cools, A., Witvrouw, E. "Effect of proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on the plantar flexor muscle-tendon tissue properties.," *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 19, 553–60, 2009.
- [18] Zhao, H., Ren, Y., Wu, Y., Liu, S.Q., Zhang, L., " Ultrasonic evaluations of Achilles tendon mechanical properties poststroke. *Journal of Applied Physiology* 106, 843–849, 2009.
- [19] Arya, S., Kulig, K. "Tendinopathy alters mechanical and material properties of the Achilles tendon", *Journal of Applied Physiology*, 108, 670–675, 2010.
- [20] Menegaldo, L.L., Fleury, A.T., Weber, H.I. Moment arms and musculotendon lengths estimation for a three-dimensional lower-limb model. *Journal of Biomechanics* 37, 1447–1453, 2004.
- [21] Vergari, C., Pourcelot, P., Holden, L., Ravary-Plumioën, B., Gerard, G., Laugier, P., Mitton, D., Crevier-Denoix, N. "True stress and Poisson's ratio of tendons during loading. *Journal of Biomechanics* 44, 719–724, 2011.
- [22] Popov, E.P. *Engineering Mechanics of Solids*. Prentice-Hall, New York, 1990.
- [23] Geremia, J., Vaz, M. "The structural and mechanical properties of the Achilles tendon 2 years after surgical repair". *Clinical Biomechanics*, 30, 485–492, 2015.
- [24] Kubo, K., Kanehisa, H., Fukunaga, T. "Effects of transient muscle contractions and stretching on the tendon structures in vivo.," *Acta physiologica Scandinavica*, 175, 157–64, 2002.
- [25] Herbert R, Noronha, M. "Stretching to prevent or reduce muscle soreness after exercise", *Cochrane Database of Systematic Reviews*, N 4, 2007.
- [26] Konrad A, Tilp B. "Increased range of motion after static stretching is not due to changes in muscle and tendon structures" *Clinical Biomechanics*, 636–642, 2014.

- [27] Oomens, C.M., Brekelmans, M., Baaijens, F. *Biomechanics, Concepts and Computation*. Cambridge University Press, 2009.
- [28] Maganaris N, Batzazopoulos V. "In vivo measurement-based estimations of the human Achilles tendon moment arm", *Eur J Appl Physiol*, 3, 363-369, 2000
- [29] Paul J, Maganaris N. "In vivo human tendon properties", *Journal of Physiology*. 521: 307-313, 2009.
- [30] Fath, F., Blazeovich, AJ., Waugh, CM. "Direct comparison of in vivo Achilles tendon moment arms obtained from ultrasound and MR scans". *J Appl Physiol* ,109, 1644–1652, 2010.
- [31] Magnusson, S., Beyer, N., Abrahamsen, H. "Increased Cross-sectional Area and Reduced Tensile Stress of the Achilles Tendon in Elderly Compared With Young Women", *Journal of Gerontology*, 58, 123–127, 2003.
- [32] Rosager,S., Aagard, P., Poulsen, P., NEERGAARD, K." Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis and tendon in runners and non-runners", *Scand J Med Sci Sports*, 12, 90–98, 2002.
- [33] Burgess, K., Graham, P., Pearson, S."Effect of Acute Tensile Loading on Gender-Specific Tendon Structural and Mechanical Properties". Orthopaedic Research Society, 2008.
- [34] Grieve, D., Cavanagh, P., Pheasant, S. "Prediction of gastrocnemius length from knee and ankle posture," in *Biomechanics*, vol. VI-A, 1978, pp. 405–412.
- [35] Delp, S.L. Surgery simulation: a computer graphics system to analyze and design musculoskeletal reconstructions of the lower limb. Ph.D. Thesis, Department of Mechanical Engineering, Stanford University, 1990.
- [36] H. Folpp, S. Deall, L. a Harvey, and T. Gwinn, "Can apparent increases in muscle extensibility with regular stretch be explained by changes in tolerance to stretch?," *The Australian journal of physiotherapy*, vol. 52, no. 1, pp. 45–50, Jan. 2006.
- [37] F. Foster, "Advances in ultrasound biomicroscopy," *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 26, no. 1, pp. 1–27, Jan. 2000.
- [38] J. C. Tabary, C. Tabary, C. Tardieu, G. Tardieu, and G. Goldspink, "Physiological and structural changes in the cat's soleus muscle due to immobilization at different lengths by plaster casts," *Journal of Physiology*, vol. 224, pp. 231–244, 1972.
- [39] P. E. Williams and G. Goldspink, "Changes in sarcomere length and physiological properties in immobilized muscle," *Journal of Anatomy*, vol. 127, no. 3, pp. 459–468, 1978.

- [40] E. Toft, G. T. Esperson, S. Kalund, T. Sinkjaer, and B. C. Horne- Mann, "Passive tension of the ankle before and after stretching," *American Journal of Sports Medicine*, vol. 17, pp. 489–494, 1989.
- [41] A. D. Kay e A. J. Blazevich, "Effects of PNF, Static Stretch, and Isometric Contractions on Muscle–Tendon Mechanics," *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 121, no. 4, pp.1249–56, Jan. 2015.
- [42] Konrad A, Tilp B. "Effects of ballistic stretching training on the properties", *J Appl Physiol* 117:29-35, 2014.
- [43] Magnusson, S., Beyer, N., Abrahamsen, H., 2003. "Increased Cross-sectional Area and Reduced Tensile Stress of the Achilles Tendon in Elderly Compared With Young Women. *Journal of Gerontology*", *Biological Science*, 58A, 2, 123–127.
- [44] Maffuli, N.; Tallon, C.; Wong, J." Early weightbearing and ankle mobilization after open repair of acute midsubstance tears of Achilles tendon". *The American Journal of Sports Medicine*. V.31, p.692-700, 2003.
- [45] Peixinho, C.; Rosa, P.; Oliveira, L. "Classification of individual flexibility: before and after a long-term stretching program". *Biomedical Physics & Engineering Express*, V2, p.16-22, 2016.
- [46] Hauraix, H.; Antoine, N.; Sylvain, D. "Shortening behavior of the different components of muscle-tendon unit during isokinetic plantar flexions." *Journal of Applied Physiology* 115.7 (2013): 1015-1024.
- [47] Seynnes, O.R., Bojsen-Moller, J., Albracht, K., Arndt, A., Cronin, N., Finni, T., Magnusson, S.P. "Ultrasound-based testing of tendon mechanical properties : a critical evaluation". *Journal of Applied Physiology*, V5, 133–141, 2015.
- [48] Liliam, O., Peixinho, C., Silva, G., Menegaldo. "In vivo passive mechanical properties estimation of Achilles tendon using ultrasound". *Journal of Biomechanics*, V5, 133–141, 2016.