MÓDULO TANGENTE DO TENDÃO CALCANEAR DE IDOSAS SUBMETIDAS A PROTOCOLO CRÔNICO DE ALONGAMENTO

Natália Santos da Fonseca Martins

Tese de Doutorado 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 Doutor em Engenharia Biomédica.

Orientadora: Liliam Fernandes de Oliveira

Rio de Janeiro
Junho de 2018

MÓDULO TANGENTE DO TENDÃO CALCANEAR DE IDOSAS SUBMETIDAS A PROTOCOLO CRÔNICO DE ALONGAMENTO

Natália Santos da Fonseca Martins

TESE 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 DOUTOR EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Examinada por:

_____

Prof. Liliam Fernandes de Oliveira, D.Sc.

_____

Prof. Andréa Camaz Deslandes, D.Sc.

_____

Prof. Luciano Luporini Menegaldo, D.Sc.

_____

Prof. Thiago Torres da Matta, D.Sc.

_____

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

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL
JUNHO DE 2018

Martins, Natália Santos da Fonseca

Módulo tangente do tendão calcanear de idosas submetidas a protocolo crônico de alongamento / Natália Santos da Fonseca Martins. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2018.

XIII, 111 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadora: Liliam Fernandes de Oliveira

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2018.

Referências Bibliográficas: p. 97-108.

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

Dedicatória

Dedico este trabalho à minha mãe:

Mãe,

se eu pudesse viver mil vidas, em todas elas eu escolheria você. Obrigada por ter feito de mim o que eu sou. Pelo imenso amor que eu sinto e sentirei eternamente.
Pela luz que me envolve e acende no meio da escuridão, me fazendo acreditar que eu jamais estarei sozinha. Te amo como sempre, te amo como nunca.

Agradecimentos

À minha orientadora Liliam Fernandes de Oliveira pelo acompanhamento em todos esses anos, desde a iniciação científica. Pelo apoio e carinho. Pelas palavras doces e também pelas duras... Que me encorajaram e me ajudaram a chegar até aqui. Pela paciência de sempre. E pela sabedoria de enxergar além do que se vê.

Aos professores do PEB que tiveram a árdua missão de me apresentar o mundo dos números, eu agradeço por todo aprendizado. Cada lágrima derramada me fez crescer e entender que após passar pelo programa, eu sou capaz de chegar a qualquer lugar, basta querer. Em especial aos professores João Carlos Machado e Wagner Coelho de Albuquerque pelo carinho, conversas, conselhos e ensinamentos no decorrer desses 6 anos de pós-graduação. E ao Alex, pela eficiência, disponibilidade e boa vontade de sempre.

Às idosas que participaram do trabalho pela disponibilidade, pelo empenho, pela simpatia e pelo imenso carinho de sempre, muito obrigada. Em especial a Rosinha que não está mais conosco, mas que participou de todo o processo, sempre tão carinhosa. Eu guardarei todas vocês na minha memória e no meu coração.

À Mariana que eu tive o prazer de conhecer e desfrutar da companhia e da grande ajuda durante as coletas. Obrigada por tudo, Mari. E aos alunos de iniciação científica que também me auxiliaram nos testes e no treinamento (Maria Clara, Lino, Werley, Ana Julia, Carol, Jéssica, Adriana, Guilherme e Juliane).

Aos amigos do LAMFE e do LUS pela troca nesses 6 anos. Pelas conversas, pelos cafés da tarde, pelas comemorações e festinhas que ajudavam a “segurar essa barra que é gostar de estudar”!

Às minhas amigas queridas, pebetes do meu coração, que trouxeram apoio, alegria, sorrisos e amor, fazendo dessa jornada um caminho mais leve e prazeroso. Sem vocês seria impossível, meninas: Aline, Vivi, Carol, Kellyta, Lili, Lets, Bia e Raquel Saudade imensa das nossas loucuras! Obrigada pela amizade e por toda partilha! Amo vocês!

Às minhas amigas “aqui de fora”, que torcem por mim e compreendem meus muitos momentos de ausência. Ouvem minhas reclamações e desabafos e trazem sempre uma palavra de incentivo, um carinho, um sorriso, uma cerveja rs. É maravilhoso saber que tenho vocês na vida.

À minha família, pela compreensão e por acreditar que eu sou melhor do que realmente eu sou. Pelo incentivo, pelos conselhos, pelo cuidado e preocupação. Por entenderem que ausência física não é falta de amor.

Ao meu marido, por todo apoio, amor, e cuidado. Por ser meu alicerce. Por não me deixar desistir. Por me ajudar nos grandes e nos pequenos detalhes, sobretudo a sobreviver quando eu pensei que nem isso eu conseguiria. Por ser a razão que tantas vezes me faltou. Por enxugar as minhas lágrimas e simplesmente por me ouvir chorar quando era disso que eu precisava. Por estar sempre ao meu lado. Por me amar nos piores momentos. Meu amor, obrigada por ser sol nos meus dias nublados. Por existir e por escolher seguir comigo nessa odisseia chamada vida.

Aos meus filhotes de quatro patas que estiveram comigo durante todo o processo de dissertação da tese: Gregório, Jovelina e Brigitte. Olhar para o lado e encontrar o olhar de um deles é um bálsamo. Um carinho na alma que só um animalzinho é capaz de fazer.

À minha mãe, por me deixar como herança sua força, garra e determinação. Por me ensinar que o bom humor é sempre a melhor opção. Que chorar faz parte, mas que é melhor sorrir. Que cair é normal e se levantar é o único caminho. E que o impossível é uma questão de ponto de vista. Obrigada por ser o meu maior exemplo e o meu maior amor.

Ao universo, eu agradeço pela oportunidade de viver tudo isso.

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

MÓDULO TANGENTE DO TENDÃO CALCANEAR DE IDOSAS SUBMETIDAS A PROTOCOLO CRÔNICO DE ALONGAMENTO

Natália Santos da Fonseca Martins

Junho/2018

Orientadora: Liliam Fernandes de Oliveira

Programa: Engenharia Biomédica

Alterações nas propriedades mecânicas do tendão são observadas como efeito do envelhecimento. Mesmo sem um consenso na literatura, o treinamento de flexibilidade é bastante difundido como uma prática comum para a população idosa. Recentemente, foi descrita uma metodologia para estimar o módulo tangente do tendão calcanear de indivíduos jovens, do sexo masculino. O objetivo deste estudo foi avaliar o módulo tangente do tendão calcanear de idosas submetidas a um treinamento de alongamento crônico, bem como assegurar a confiabilidade da metodologia proposta. Vinte e uma idosas foram divididas nos grupos controle (n = 12) e alongamento (GA) (n = 9). O GA realizou exercícios de alongamento estático para o tríceps sural, 3 vezes por semana durante 11 semanas. Os resultados não indicaram diferenças significativas no módulo de tangente entre as condições pré e pós-intervenção (422,92 ± 240,74 a 341,20 ± 153,88 MPa), entretanto, apontaram potenciais "respondentes" ao treinamento, indicando a necessidade de uma análise individualizada em que se considerem as características específicas e as condições prévias dos participantes. O Coeficiente de Correlação Intraclasse (ICC) e o Erro Típico da Medida (ETM) indicaram boa confiabilidade, sugerindo que a metodologia pode ser reproduzida (CCI: 0,7 a 0,99 e ETM: 0,39 a 22,4%).

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

THE TANGENT MODULUS OF THE ELDERLY WOMEN'S ACHILLES TENDON OF SUBMITTED A CHRONIC STRETCHING TRAINING

Natália Santos da Fonseca Martins

June/2018

Advisor: Liliam Fernandes de Oliveira

Department: Biomedical Engineering

Aging alters the mechanical properties of tendons. Flexibility training is highly widespread as a common practice for the elderly population despite the lack of a consensus about its benefits. A methodology to estimate the Achilles tendon tangent modulus of young male subjects was recently described. The aims of this study is to calculate the tangent modulus of the Achilles tendon of elderly women undergoing chronic stretching training and determine the reliability of the protocol. Twenty-one elderly women were divided in control (n = 12) and stretching (SG) (n = 9) groups. SG performed static stretching exercises for triceps surae, 3 times a week for 11 weeks. The results did not indicate significant differences in the tangent modulus between pre and post intervention conditions (422.92 ± 240.74 to 341.20 ± 153.88 MPa), however, it pointed out potential responders to training, indicating the need of individual analysis considering the previous conditions and their specific characteristics. The Intraclass Correlation Coefficient (ICC), the Typical Error Measurement (TEM) indicated good reliability suggesting that the methodology can be reproduced (ICC: 0,7 a 0,99 e TEM: 0,39 a 22,4%).

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 1

1.1 OBJETIVOS 5

1.1.1 Objetivo Geral 5

1.1.2 Objetivo Específico 5

2 REVISÃO DA LITERATURA *7*

2.1 TECIDO CONJUNTIVO 7

2.1.1 Nível Celular - ultraestrutura 7

2.1.2 Nível Tecidual 9

2.2 ENVELHECIMENTO 10

2.2.1 Tendão e envelhecimento 13

2.2.2 Propriedades mecânicas do tendão e efeitos do envelhecimento 16

2.2.3 Metodologia para avaliação das propriedades mecânicas do tendão 21

2.2.3.1 Torque x ângulo 21

2.2.3.2 Deslocamento da junção miotendinea X torque 24

2.2.3.3 Módulo de Young 25

2.2.3.4 Módulo Tangente 27

2.3 PARÂMETROS PARA CÁLCULO DO MÓDULO TANGENTE 28

2.3.1 Braço de Momento 28

2.3.2 Área de Secção Transversa 30

2.4 ALONGAMENTO 33

2.4.1 Tipos de Alongamento 34

2.4.2 Efeitos do alongamento em estudos com animais 35

2.4.3 Efeitos em humanos 38

2.4.3.1 Efeitos Agudos 38

2.4.3.2 Efeitos Crônicos 40

3 MATERIAIS E MÉTODOS 47

3.1 AMOSTRA 47

3.2 CÁLCULO DO MÓDULO TANGENTE 47

3.3 INSTRUMENTAÇÃO 50

3.4 PROTOCOLO DE TESTES 53

3.4.1 Deformação do tendão 53
3.4.1 Deslocamento da junção miotendínea 54
3.5 PROTOCOLO DE INTERVENÇÃO 56
3.6 ANÁLISE DOS PARÂMETROS AVALIADOS 57
3.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA 59
4 RESULTADOS 60
4.1 RESULTADOS DA CONFIABILIDADE 60
4.2 RESULTADOS GRUPO EXPERIMENTAL E GRUPO CONTROLE 63
5 DISCUSSÃO 74
5.1 DISCUSSÃO CONFIABILIDADE 74
5.1.1 Confiabilidade de parâmetros morfológico: CP, CT, AST, BM e ATR. 74
5.1.2 Confiabilidade de parâmetros: ang máx DF, PTP e desloc JMT 76
5.1.3 Confiabilidade dos parâmteros calculados: t tension, t strain e MT.... 78
5.2 ANÁLISE DOS PARÂMETROS 80
5.2.1 Parâmetros do bloco 1 : CP, CT, AST, BM E ART 80
5.2.1.1 Comprimento da perna e comprimento do tendão 80
5.2.1.2 Área de secção transversa 81
5.2.1.3 Braço de momento e ângulo do tornozelo em repouso 82
5.2.2 Parâmetros do bloco 2 : ang máx DF, PTP e desloc máx JMT 83
5.2.2.1 Ângulo máximo de dorsiflexão 83
5.2.2.2 Pico de torque passivo 83
5.2.2.3 Deslocamento máximo da JMT 84
5.2.3 Parâmetros do bloco 3 : t tension, t strain e MT 85
5.3 EFEITOS DO ALONGAMENTO X PARÂMETROS 86
5.4 EFEITOS DO ALONGAMENTO X ENVELHECIMENTO 91
5.5 LIMITAÇÕES DO ESTUDO 94
6 CONCLUSÕES 95
7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 96
ANEXOS 109

LISTA DE SIGLAS

ADM – amplitude de movimento

Ang máx – ângulo máximo

AST – área de secção transversa

ATR – ângulo do tornozelo em repouso

AST_{true} - área de secção transversa variável

BM – braço de momento

CCI - coeficiente de correlação intraclasse

CEP - Comitê de Ética em Pesquisa

CP – comprimento da perna

CR – centro de rotação

CT – comprimento do tendão

CV - coeficiente de variação

CVM - contração voluntária máxima

Desloc máx- deslocamento máximo da JMT

DF – dorsiflexão

E – módulo de elasticidade/ módulo de Young

$E_{t_}$ modulo tangente verdadeiro

ETM – erro típico da medida

Desloc máx – deslocamento máximo da JMT

DP – desvio padrão

F- força

FP – flexão plantar

FNP- facilitação neuromuscular proprioceptiva

GAGs - glicoaminoglicanos

GA – grupo alongamento

GC – grupo controle

IRP – índice de rigidez passiva

JMT – junção miotendínea

LUS - Laboratório de Ultrassom

MEC- matriz extra-celular

MT – módulo tangente

OMS – Organização mundial da saúde

PTP – pico de torque passivo

RM- ressonância magnética

TC- tendão calcanear

TCLE – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

TP – torque passivo

TS – tríceps sural

UMT - unidade músculo-tendão

US – ultrassom

ν - Coeficiente de Poisson

LISTA DE FIGURAS

Figura 1– Lâmina histológica do tendão calcanear (p.7)
Figura 2 – Representação da estrutura de uma molécula de colágeno (p.8)
Figura 3 – Representação do tendão (p.14)
Figura 4 - Exemplo de curva torque x ângulo (p.22)
Figura 5 - Imagens sequenciais de ultrassom da JMT (p.25)
Figura 6 - Deformação longitudinal e lateral das barras (p.33)
Figura 7 - Setup experimental da coleta (p.52)
Figura 8 - Procedimentos para aquisição de alguns parâmetros (p.53)
Figura 9 - Voluntária posicionada no isocinético (p.54)
Figura 10 - Deslocamento da JMT monitorada por US (p.56)
Figura 11- Variações de exercícios de alongamento da UMT do TS (p.57)
Figura 12 - Aquisição da imagem e medição da AST (p.58)
Figura 13 - Estimativa do BM do TC (p.59)
Figura 14 - torque e deslocamento JMT x ângulo do grupo confiabilidade (p.62)
Figura 15 - Tensão verdadeira x Deformação do grupo confiabilidade (p.62)
Figura 16 - Exemplo da curva de uma voluntária Módulo Tangente (p.63)
Figura 17 - Gráficos de barra parâmetro CP (GA e GC) (p.66)
Figura 18- Gráficos de barra parâmetro CT (p.66)
Figura 19 - Gráficos de barra parâmetro AST (p.67)
Figura 20 - Gráfico de barra parâmetro BM (p.67)
Figura 21- Gráfico de barra parâmetro ART (p.68)
Figura 22 - Gráfico de barra Ang. Máx , PTP e Desl. Máx (GA) (p.69)
Figura 23 - Gráfico de barra Ang. Máx , PTP e Desl. Máx (GC) (p.69)
Figura 24 – Gráfico de barra do parâmetro tensão verdadeira (p.71)
Figura 25 – Gráfico de barra do parâmetro deformação verdadeira (p.72)
Figura 26 – Gráfico de barra do parâmetro MT (p.72)
Figura 27 - Tensão verd x deformação grupo “respondente” (GA) (p.73)
Figura 28 – Tensão verd x deformação grupo “não respondente” (GA) (p.73)
Figura 29 – Tensão verd x deformação grupo “sem alterações” (GC) (p.74)
Figura 30 – Tensão verd x deformação grupo “não respondente” (GC) (p.74)
Figura 31 – Tensão verd x deformação grupo “respondente” (GC) (p.74)

1. INTRODUÇÃO

O envelhecimento é um processo universal, progressivo e intrínseco, comum a todos os seres vivos [1]. Trata-se de um decurso altamente individual e dependente de muitos fatores, incluindo a genética, o estilo de vida do indivíduo e histórico de doenças anteriores [2].

A Organização Mundial da Saúde (OMS) define um indivíduo como idoso de acordo com o nível sócio-econômico do país em que vive. Nos países em desenvolvimento, é considerado idoso aquele que tem 60 ou mais anos de idade. Já nos países desenvolvidos, a idade se estende para 65 anos [3]. Conforme projeções populacionais baseadas no último censo realizado pelo IBGE (em 2018), a estimativa indica que o número de brasileiros acima de 65 anos deve praticamente quadruplicar até 2060. Segundo o Instituto, a população com essa faixa etária deve passar de 19,1 milhões (9,2% do total populacional) em 2018, para 58,2 milhões (26,7%), em 2060 [4].

O Ministério da Saúde [5] compreende o envelhecimento como um "processo natural de diminuição progressiva da reserva funcional do indivíduo". Alterações celulares e danos oxidativos acumulados ao longo do tempo desencadeiam a diminuição da competência funcional dos sistemas do organismo [6]. A capacidade homeostática é reduzida, promovendo declínio do funcionamento dos mecanismos fisiológicos e gerando respostas mais lentas e menos eficazes a estímulos externos e alterações ambientais [7].

Dentre muitas disfunções trazidas pelo envelhecimento, a diminuição da força muscular é uma questão bastante estudada. A fraqueza muscular é causada pela redução natural de massa muscular que ocorre na senescência. Esse processo é definido como sarcopenia senil [8,9]. Lexell *et al*. [10] esclarecem que a sarcopenia senil se inicia por volta dos 60 anos, e aos 80, o indivíduo possui apenas 60% da massa muscular que possuía aos 20 anos. Narici *et al* [9] ressaltam que, além da redução da massa muscular, outros elementos contribuem ainda para a perda da força, como a redução da capacidade de ativação das unidades motoras, a diminuição na tensão específica das fibras e o aumento na coativação de músculos antagonistas, comportamento muito comum do idoso para estabilizar as articulações em certos movimentos, como forma de proteção.

Além da redução da massa muscular, algumas alterações resultantes do envelhecimento acometem o tecido conjuntivo trazendo prejuízos principalmente aos

tendões [11]. Os tendões são estruturas que permitem ao músculo transmitir a força mecânica produzida durante a contração ativa, e tolerar suficientemente a absorção da energia em impactos [12]. Diversas alterações fisiológicas, tanto celulares quanto em tecidos ricos em matriz extracelular, ocorrem durante o envelhecimento. Por consequência, mudanças nas propriedades mecânicas de estruturas como o tendão, como o índice de rigidez passiva (IRP), por exemplo, também contribuem para o aumento da fraqueza e perda de mobilidade do indivíduo [13]. As funções mecânicas desempenhadas pelos tendões são possíveis graças a complexas relações estruturais e organizacionais entre os componentes da matriz extracelular, todavia, seu comportamento viscoelástico também sofre prejuízos com o envelhecimento [14].

O IRP é uma estimativa da rigidez, propriedade mecânica relacionada à área, ao módulo de elasticidade e ao comprimento da estrutura, representada pela inclinação de uma curva tensão-deformação. A rigidez passiva está associada à resistência oferecida pelos tecidos à deformação quando não há atividade contrátil. O IRP relaciona-se ainda à quantidade de energia que essas estruturas são capazes de absorver e à capacidade de transferência de energia entre os tecidos, como do músculo para o osso, por exemplo. Essa propriedade influencia diretamente na velocidade de desenvolvimento da força muscular e quando comprometida, pode prejudicar a desaceleração do centro de massa, fundamental em situações de quedas comuns nessa população [13,15]. Além disso, o IRP também implica na capacidade de estabilização articular frente a uma necessidade imediata, natural do cotidiano de um idoso [16].

Tecidos com baixos valores de rigidez absorvem pouca quantidade de energia e sofrem grande deformação ao serem submetidos à aplicação de forças externas mesmo de pequena magnitude, ocasionando movimentação articular desnecessária. Deste modo, mudanças no IRP podem ocasionar disfunções de movimento e, portanto, o desenvolvimento de lesões no sistema musculoesquelético [17].

O envelhecimento, além de promover alterações no IRP, ou seja, modificações relacionadas à geometria do tendão, também produz alterações no módulo de Young, propriedade mecânica relacionada ao material/tecido. O Módulo de Young é 14% menor em tendões de idosos (quando comparado a adultos mais jovens), e isso está relacionado a propriedades intrinsecamente mais fracas do material do tendão do idoso [18].

O rápido crescimento da população idosa está alterando a situação demográfica e, requer determinadas modificações e adaptações em diversos níveis. As singularidades dessa população devem ser estudadas e respeitadas em todos os âmbitos, de modo a proporcionar condições adequadas à vida e ao cotidiano desses indivíduos.

As qualidades físicas são bastante afetadas pelos efeitos do envelhecimento. Os idosos encontram dificuldade na manutenção de aptidões como resistência, velocidade, força, equilíbrio, agilidade, coordenação e flexibilidade, o que certamente afeta de modo funcional a vida desses indivíduos [19]. A maioria dessas dificuldades pode ter seus efeitos minimizados por um estilo de vida ativo e saudável, o que é recomendado pela OMS. Ainda não está claro qual o melhor tipo e nível de prática corporal/atividade para essa população e até o presente momento existem discordâncias sobre qual seria o melhor exercício para provocar efeitos benéficos ao idoso [5]. Tanto a Sociedade Brasileira de Geriatria e Gerontologia (SBGG), quanto o Colégio Americano de Medicina do Esporte (ACSM) [5,20] advertem que, de modo geral, deve-se procurar desenvolver exercícios que trabalhem principalmente flexibilidade, equilíbrio e força muscular, aplicando-se o devido cuidado que a população requer.

Embora com poucas evidências científicas a respeito dos benefícios desta atividade, o treinamento de flexibilidade é um assunto que desperta grande interesse na comunidade científica. Apesar de não prevenirem diretamente a ocorrência de lesões, os exercícios de alongamento [21] auxiliam na recuperação, manutenção e no aumento da amplitude do movimento articular [22-24]. Por consequência, o alongamento poderia diminuir os possíveis efeitos da limitação mecânica gerada por alterações nas características viscoelásticas da unidade músculo tendínea (UMT) e atuar na redução da dor associada à rigidez muscular [25]. São muitas as lacunas a serem preenchidas acerca deste tema.

Normalmente a variável relacionada à eficácia de uma intervenção de alongamento 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 [26-28]. No entanto, poucos estudos na literatura estão voltados para o acompanhamento e o esclarecimento das alterações e adaptações mecânicas ou estruturais da UMT, quando submetida a um treinamento de flexibilidade por tempo prolongado, principalmente em uma população específica de

idosos. Alguns autores sugerem que essas adaptações são provenientes de respostas dos componentes neurais, como o aumento da tolerância ao alongamento [29,30], enquanto outros relatam que são modificações estruturais dos tecidos como a deformação plástica e viscoelástica [31,32] e o aumento do número de sarcômeros em série [33].

Avanços nas técnicas de imagem, como o ultrassom modo-B, permitiram analisar, *in vivo*, o comportamento da deformação do grupamento muscular Tríceps Sural (TS) e do Tendão Calcanear (TC) durante mobilização articular passiva do tornozelo. Por meio da análise do deslocamento da junção miotendínea (JMT) e do comprimento do fascículo (CF) muscular, tornou-se possível a verificação da contribuição relativa do gastrocnêmio medial e do TC para a variação de comprimento total da UMT do TS. Os resultados ainda são inconclusivos e discrepantes a respeito da contribuição tanto do TC quanto dos músculos na alteração do comprimento total da UMT [11,34,35].

Tanto o IRP quanto o módulo de Young (E) são avaliados em alguns estudos para caracterizar as propriedades mecânicas do TC [8,15,18]. No entanto, os métodos para determinação do E dessa estrutura apresentam sérias limitações. Valores de torque utilizados para substituir valores de força, desconsiderando o braço de momento (BM) ou o considerando como um valor fixo. Quando o BM é estimado e a área de secção transversa (AST) do TC é avaliada, seus valores são considerados constantes e obtidos em repouso. Dos estudos disponíveis na literatura, os resultados são controversos, com valores de E do TC variando entre 220 e 1670 MPa para diferentes grupos [36,37].

Ademais, considerando a geometria anatômica do TC, é possível perceber que as deformações longitudinais decorrentes de uma força de tração implicam diretamente na dimensão da AST. Além disso, é sabido que o BM do TC varia em função do ângulo articular do tornozelo [38]. Deste modo, um valor constante de E não seria apropriado para representar esta propriedade mecânica deste material [39]. O comportamento não linear do tendão e sua capacidade de deformação, observados *in vitro* por Vergari *et al*. [38], indica a necessidade de uma forma mais adequada para avaliação das propriedades mecânicas do TC. Para estruturas que sofrem pequenas deformações, há uma metodologia para o cálculo do módulo tangente (MT), descrito como a derivada local da tensão em função da deformação [39]. Oliveira *et al*. [40] utilizaram o MT para estudo do TC e destacaram seu comportamento não-linear por meio da análise de sua geometria. A partir da aplicação de uma tração longitudinal, a AST sofre alteração

como visto no estudo *in vitro* de Vergari *et al.* [38]. Nesse caso, tanto o BM quanto a AST são considerados parâmetros variáveis.

A maior parte dos estudos que avalia o efeito do envelhecimento nas propriedades mecânicas do TC propõe como alternativa para reverter e/ou protelar o processo do envelhecimento, o treinamento contrarresistência [13,15]. No entanto, o treinamento de flexibilidade mesmo sem um consenso acadêmico, é altamente difundido como prática comum para a população idosa. A recomendação dessa atividade visa, normalmente, o aumento da independência nas atividades de vida diárias e da amplitude de movimento desses indivíduos [20]. Muitos trabalhos avaliam, de diferentes modos, efeitos agudos e crônicos de um programa de alongamento sobre o complexo músculo-tendão, verificando possíveis adaptações e alterações nos componentes biomecânicos e nas propriedades viscoelásticas dessas estruturas [11,41-45], sendo poucos que associam tais adaptações aos efeitos do envelhecimento [8,18,28]. Não foram encontrados até o presente momento estudos que utilizem metodologia diferente das supracitadas. Assim, a fim de contribuir para sanar as lacunas e controversas encontradas na literatura a respeito dessa temática, o presente estudo, apoiado na metodologia considerada mais robusta até então [40], busca avaliar, originalmente, os efeitos do alongamento sobre o MT do tendão calcanear de idosos.

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo Geral

Verificar os efeitos crônicos de um programa de alongamento do tríceps sural, sobre o módulo tangente do tendão calcanear de idosas.

1.1.2 Objetivos Específicos

- Verificar a confiabilidade das medidas dos parâmetros envolvidos para o cálculo do módulo tangente do TC (pico de torque, amplitude máxima de movimento articular, deslocamento máximo da junção miotendínea, braço de força, comprimento da perna e do tendão, área de secção transversa) em idosas;
- Estimar a tensão verdadeira e a deformação passiva do TC de idosas antes e após 11 semanas de treinamento de alongamento, e

- Avaliar os efeitos do alongamento sobre o módulo tangente e sobre os parâmetros biomecânicos envolvidos no cálculo do MT.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Tecido conjuntivo

2.1.1 Nível celular - ultraestrutura

De acordo com Ham e Cormack [46], assim como os outros tecidos que compõem o sistema músculo esquelético, o tecido conjuntivo também sofre com os efeitos do envelhecimento. Acreditava-se anteriormente, que o tecido conjuntivo era uma estrutura composta por substâncias inertes com o simples papel de fornecer suporte para outros tecidos do organismo. Todavia, atualmente é compreendido que se trata de uma estrutura biologicamente ativa, com funções (biomecânicas), capaz de alterar e adaptar sua estrutura em resposta a fenômenos externos.

Neste tecido, existe uma grande quantidade de matriz extracelular (MEC), produzida e organizada pelas células especializadas e formadoras de fibras, os fibroblastos [46]. Os fibroblastos são responsáveis pela regulação do metabolismo do tecido e pelas modificações do meio intercelular e quando alcançam sua maturidade e reduzem sua atividade convertem-se em fibrócitos [48], como ilustrado na Figura 1.

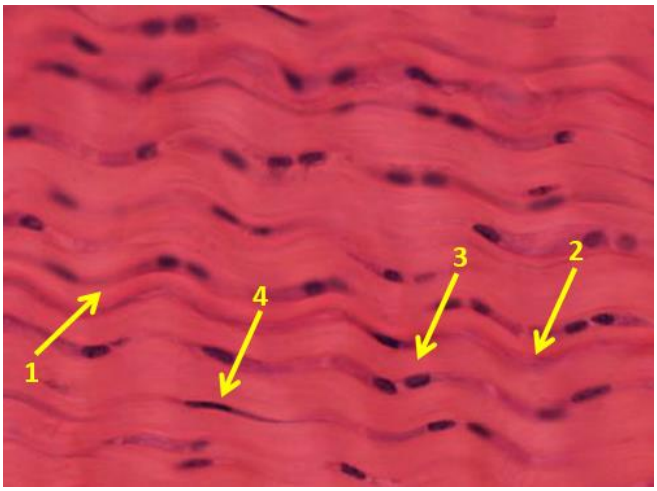

Figura 1. Lâmina histológica do tendão calcanear corada com HE (hematoxilina-eosina). Tecido conjuntivo denso modelado. Estruturas: (1) fibra de colágeno, (2) MEC, (3) fibroblasto e (4) fibrócito (Fonte: http://zoomify.lumc.edu/histonew/connective/connective_main.htm). [49]

A MEC é formada por macromoléculas de duas classes principais. A primeira classe se constitui pelas proteínas fibrosas de natureza adesiva e estrutural. As proteínas

de adesão (entre a célula e a matriz) são as glicoproteínas alongadas (fibronectina e laminina), que se agregam, mas não formam fibras. As proteínas estruturais são formadas por moléculas alongadas que se agregam formando estruturas fibrosas. A segunda classe de macromoléculas principais são as cadeias de glicoaminiglicanos (GAGs) e proteoglicanos, que formam um gel hidratado, que abriga outros componentes da matriz, importantes na regeneração de tecidos, na cicatrização e na interação com o colágeno [48].

Enquanto as GAGs resistem a forças compressoras, as fibrilas de colágeno formam estruturas que resistem à forças de tração. Nos tendões, elas se organizam em feixes paralelos alinhados ao longo do eixo principal de tensão [50].

Sabe-se que o tecido conjuntivo é composto principalmente por colágeno [46,51]. Os colágenos são proteínas fibrosas presentes nos animais multicelulares, caracterizados por uma estrutura molecular longa e rígida em forma de fita tripla helicoidal e formada por três cadeias polipeptídicas (prolina, lisina e glicina), as cadeias alfa (Figura 2). Até o momento, já foram identificadas cerca de 25 cadeias alfas de colágenos diferentes, cada uma codificada por um gene específico, que ao combinarem-se, expressam diferentes tipos de tecido.

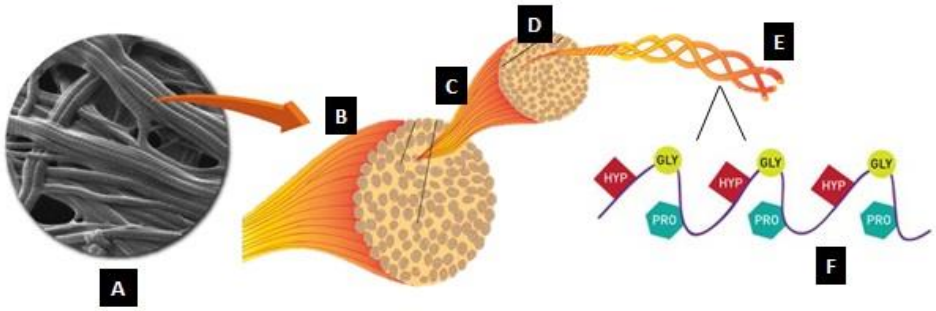

Figura 2. Representação da estrutura de uma molécula típica de colágeno. (A) Fibras de colágeno vistas com microscópio eletrônico. (B) Fibra de colágeno (C) Fibrila de colágeno. (D) Moléculas de colágeno (hélice da fita trila). (E) Cadeias α. (F) Cadeias de aminoácidos (Fonte: Imagem de domínio público, adaptada pela autora).

No tecido conjuntivo, os principais tipos de colágenos encontrados são os tipos I, II, III, V e XI, sendo o tipo I o mais comum. O colágeno tipo I é encontrado nos ossos, na pele, nos tendões, nos ligamentos, nas cartilagens, etc. e constituem cerca de 90% do colágeno presente no corpo humano. Com estrutura semelhante a uma corda, esses colágenos são formadores de fibrilas, e ao serem secretados na matriz extracelular,

as moléculas se reúnem formando as fibrilas de colágeno (polímeros de ordem maior). As fibrilas de colágeno são finas estruturas visíveis a microscópio eletrônico, que quando agregadas em feixes semelhantes a cabos (estruturas de diâmetro muito maiores – em micrometros), podem ser observadas por microscópio óptico, sendo denominadas fibras de colágeno [50].

Após sua formação, as fibrilas são ainda reforçadas por ligações covalentes cruzadas entre as lisinas (intra e intermoleculares) nas extremidades das moléculas de colágeno, ligações estas encontradas apenas no colágeno e na elastina. Caso essas ligações cruzadas sejam inibidas, o tecido colagenoso torna-se frágil e força tensora das fibrilas é bastante reduzida. O colágeno possui muitas ligações cruzadas, no entanto, a quantidade de ligações varia conforme a necessidade do tecido. No tendão calcanear, por exemplo, a força de tração é fundamental e torna, portanto, necessária um grande número de ligações cruzadas [50].

Outra macromolécula da matriz extracelular destaca-se por seu importante papel de conferir elasticidade ao tecido conjuntivo, a elastina. Assim como o colágeno, a elastina é uma proteína fibrosa de natureza estrutural, sendo o principal componente das fibras elásticas. A elastina é composta por dois segmentos principais, um hidrofóbico e determinante da propriedade elástica da molécula, e segmentos de alfa-hélice, ricos em alanina e lisina e responsáveis pelas ligações cruzadas com moléculas adjacentes [51]

A elastina forma uma rede de fibras elásticas presentes na matriz extracelular do tecido conjuntivo. Essa macromolécula possui alta capacidade de resiliência, promovendo resistência necessária às fibras elásticas e permite o retorno a sua forma inicial após condições de distensão temporária. Tecidos dinâmicos ricos em fibras elásticas são, portanto, capazes de deformar e armazenar energia sob cargas fisiológicas normais e usar essa energia para conduzir o retorno a um estado de repouso [52]. Quando entrelaçadas às longas e inelásticas fibrilas de colágeno, são capazes de limitar a distensão excessiva impedindo o rompimento de um tecido [50].

2.1.2 Nível tecidual

Embora muitos tipos de colágenos já tenham sido identificados, sua função exata em cada tecido ainda não está plenamente esclarecida. No músculo estriado, sua função é basicamente estrutural. O colágeno une as fibras musculares e garante resistência à tração. De modo mais específico, a força de tração do colágeno depende das ligações

cruzadas inter e intramoleculares, da orientação, da densidade e das forças de adesão entre as fibrilas, e ainda, de suas interações físicas e químicas com outros componentes da matriz extracelular [46].

A unidade músculo-tendão pode ser dividida em componentes contráteis, que são as fibras musculares, e componentes elásticos e viscosos. O componente elástico é formado pelo tecido tendinoso (tendão e aponeurose), epimísio, perimísio e endomísio, sarcolema e estruturas endosarcoméricas. A interação entre os componentes contráteis e elásticos é importante no desempenho de atividades físicas humanas, pois sua relação interfere diretamente na produção de força muscular.

Sabe-se que o tecido conjuntivo envolve o tecido muscular e, portanto, pode influenciar de inúmeras formas a função mecânica desse sistema. No músculo estriado é possível encontrar colágenos dos tipos I, II, IV e V [53], localizados principalmente em três estruturas: no epimísio (tipo de fáscia que envolve o músculo em sua totalidade), no perimísio (tecido que recobre os feixes de fibras musculares, onde está concentrada a maior parte do colágeno muscular) e no endomísio (que circunda as fibras musculares uma a uma) [53].

A bainha formada por essa rede de tecidos se estende pelo músculo a partir da membrana basal e vai até a extremidade onde se forma o tendão [46]. A grande capacidade de resistência (das fibras colágenas) e a presença de certa quantidade de tecido conjuntivo (principalmente de colágeno) no tecido muscular permite ao músculo tanto a possibilidade de transmitir a força mecânica produzida durante a contração ativa, quanto a tolerância suficiente para absorção de choques [54]. Loeb *et al*.[54] explicam ainda que o colágeno também influencia nos níveis de flexibilidade muscular, e a extensibilidade do colágeno é, igualmente, resultante do alinhamento das fibras e fibrilas curvas na direção da linha de tensão.

2.2 Envelhecimento

Com o envelhecimento, ocorrem grandes alterações fisiológicas nos tecidos ricos em matriz extracelular e nas macromoléculas que a compõe, aumentando a propensão à modificações estruturais [54].

Sabe-se que o colágeno *neo*-formado, não produz resistência mecânica eficiente [55]. A alta resistência e a estabilidade dos tecidos colágenos frente a desequilíbrios mecânicos e químicos são decorrentes da maturação das ligações cruzadas moleculares.

No decorrer da maturação, há melhora no desempenho mecânico, pois ao passo que o componente plástico diminui, tanto a força mecânica quanto o IRP aumentam [46].

Reiser *et al*. [56] investigaram há anos se é possível definir o envelhecimento do colágeno *in vivo* considerando alterações nas ligações cruzadas de colágeno. Em seu estudo, analisaram o tecido de ratos e macacos variando de idade fetal a idosos. Os autores avaliaram a hipótese de as alterações nas ligações cruzadas estarem predominantemente associadas à idade biológica do animal e não ao envelhecimento temporal, e verificaram que o envelhecimento biológico parece regular algumas mudanças durante a primeira parte da vida. Alterações nas ligações cruzadas foram muito menos previsiveis durante a segunda metade da vida útil. Deste modo, os autores observaram que, deve-se ter cuidado ao tirar conclusões sobre o envelhecimento do tecido conjutivo a partir de experimentos realizados em animais que vivam poucos anos, como ratos. Ademais, é possível que existam menos ligações cruzadas por molécula de colágeno em animais muito velhos em comparação a animais jovens.

Outros estudos em animais demonstraram o aumento da quantidade de colágeno com o avanço da idade. Alnaqeeb *et al*. [57] verificaram que ratos apresentaram maior quantidade de colágeno aos 25 meses de vida que às 3 semanas. Os autores observaram redução na quantidade de colágeno durante o intervalo de 3 a 10 meses, e justificaram esse comportamento pelo aumento da quantidade do tecido muscular, natural da maturação, ser superior ao aumento de colágeno. No entanto, no intervalo de 10 a 25 meses de vida, a quantidade de colágeno quase dobra, indicando que o aumento do colágeno parece ser sim decorrente do envelhecimento.

Um estudo realizado O'Brien [58] aponta para a diminuição da síntese de enzimas colagenolíticas e para a diminuição do *turn over* do colágeno durante o envelhecimento, o que pode provocar o aumento de conteúdo e de densidade das moléculas de colágeno.

Mays *et al.* [59] demonstraram em seus estudos também com animais redução na taxa de síntese e de degradação da fibra colágena como efeito do envelhecimento. Os autores avaliaram pequenos roedores e verificaram que, aos 24 meses de idade, as taxas de síntese de colágeno tinham diminuído pelo menos 10 vezes em todos os tecidos quando comparadas às taxas verificadas em 1 mês de vida dos animais. Já sobre a proporção de degradação do colágeno, os autores constataram aumento em todos os tecidos entre 1 e 15 meses de idade. No entanto, tal proporção decaiu entre os 15 e 24

meses de vida dos animais. Estes dados sugerem que ocorrem alterações relacionadas ao avançar da idade nas taxas de metabolismo do colagéno. E também indicam que a síntese é ativa mesmo em animais idosos, em que a maior parte do colágeno produzido está destinado à degradação.

Tais apontamentos indicam prejuízo no reparo e renovação dos tecidos de indivíduos idosos. E talvez o aumento da fibrose colagênica decorrente do avançar da idade não necessariamente é consequente do aumento da expressão do gene colágeno, mas provavelmente devido à deficiência de degradação [60].

Os níveis de colágeno são determinados pelo equilíbrio entre síntese e degradação. Vários estudos de biossíntese de colágeno sugeriram uma taxa diminuída com o envelhecimento, no entanto, poucos estudos avaliam alterações relacionadas à idade na degradação do colagéno. Os resultados dos poucos estudos encontrados na literatura sugerem que as mudanças na síntese e na degradação seguem padrões diferentes em vários tecidos e que a degradação desempenha um papel importante na determinação da produção do colágeno [59].

Uma dúvida que ainda paira na literatura é se as alterações quantitativas do colágeno são decorrentes puramente do envelhecimento, ou se são resultantes das implicações que o processo pode trazer, como condições de imobilização, desnervação e/ou doenças crônicas naturais do avançar da idade. Em indivíduos idosos, como consequência do desuso muscular, há perda da orientação das fibras colágenas e isso, pode provocar alterações no funcionamento da matriz extracelular. Sempre que houver desequilíbrio entre a fibra e a matriz, pode ocorrer substituição cicatricial. Com a atrofia muscular (resultante ou não do envelhecimento), a síntese de colágeno pode aumentar e promover a substituição de fibras musculares degeneradas por tecido conjuntivo [46,61].

As fibras elásticas também são afetadas pelo envelhecimento, e embora tenham sua quantidade aumentada durante a fase de maturação, com o avançar da idade, têm sua quantidade diminuída [62-64]. Isso pode estar relacionado ao aumento da síntese de glicoproteínas fibrilares associado à degeneração parcial de elastina por elastase tecidual [65].

2.2.1 Tendão e envelhecimento

Os tendões são constituídos por células e uma matriz extracelular, formada por componentes fibrilares e não fibrilares. Como já mencionado, entre os primeiros estão as fibras de colágeno, as fibras elásticas e alguns componentes microfibrilares. Os componentes não fibrilares são representados pelos proteoglicanos e proteínas não colagênicas [46,54].

Anatomicamente, os tendões são estruturas integrantes do sistema musculoesquelético descritos como um tipo de tecido conjuntivo fibroso que conecta os músculos aos ossos [66]. Um arranjo denso, modelado e paralelo de feixes de fibras de colágeno associado às células que se posicionam conforme a direção dos feixes, capaz de produzir elevadas intensidades de força de tração. Seus espessos feixes de fibras colágenas lhes conferem seu aspecto de coloração esbranquiçada e brilhante. Os feixes são envolvidos por uma camada de tecido conjuntivo frouxo, chamado endotendão. Este envoltório une os feixes e possibilita o movimento entre eles, orientando a entrada de vasos sanguíneos e nervos ao interior do tendão, formando unidades estruturais superiores, os fascículos. Os fascículos por sua vez estão cercados por uma fina bainha de tecido conjuntivo, o epitendão. Além dessas duas bainhas, existe ainda uma camada mais externa, de tecido conjuntivo frouxo e adiposo que envolve e facilita o deslizamento do tendão contra as superfícies laterais, o paratendão [67] (Figura 3). Essa rede de tecido conjuntivo se estende pelo músculo e possibilita a transmissão da força mecânica produzida durante a contração ativa. Como mencionado anteriormente, a função principal dos tendões é transferir as forças contrácteis geradas pelos músculos para os ossos, ocasionando o movimento [66]. Os tendões atuam como molas que armazenam e liberam energia elástica durante a locomoção, minimizando assim a energia metabólica necessária para deslocar o corpo para frente [68].

A partir da terceira década de vida os tendões começam a demonstrar alterações degenerativas. E modificações, como o aumento e acúmulo de colágeno (parcialmente degradado), são comprovadas em estudos com animais sênis [70]. Esse aumento da secreção de colágeno (tipo I e II) e de alguns glicoaminoglicanos torna a MEC desorganizada, alterando a conformação molecular da elastina e de outras glicoproteínas. Isso facilita a deposição de liproteínas e cálcio nos tecidos, com subsequente calcificação [71]. Obviamente, se ampliam os riscos de microlesões, o que certamente implica na capacidade de renovação da MEC, ocasionando prejuízos na

integridade mecânica e estrutural do tendão, tornando-os mais rígidos e menos extensíveis [70].

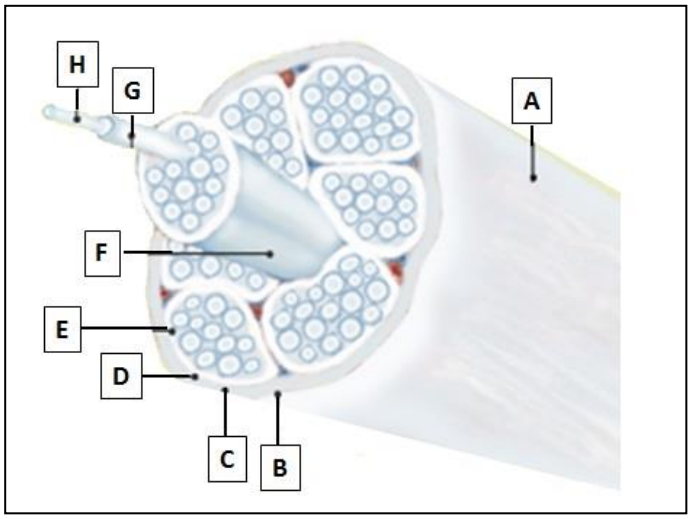

Figura 3. Representação do tendão. (A) Estrutura do tendão. (B) Paratendão. (C) Mesotendão. (D) Epitendão. (E) Endotendão. (F) Fascículo. (G) Fibra de colágeno. (H) Tenócito (célula tendínea) (Fonte: Imagem de domínio público, adaptada pela autora).

O envelhecimento é um dos maiores fatores de risco para disfunções dos tendões. Alguns autores afirmam que rupturas do tendão calcâneo é o tipo mais comum de lesão a acometer a população adulta [66,72]. E como resultado do crescimento progressivo da população idosa nos últimos anos, de 1994 a 2013, a incidência de ruptura aguda do tendão calcâneo aumentou consideravelmente [73].

As alterações relacionadas ao avançar idade afetam o tecido tendíneo tanto em nível mecânico quanto estrutural. Tanto os componentes colágenos quanto os não colágenos apresentam alterações qualitativas já a partir da terceira década de vida de um indivíduo [67,74], predispondo, precocemente, os tendões a lesões e alterações degenerativas [75].

A análise do material do tendão *in vitro* indica que o envelhecimento está associado a um aumento na ligação cruzada de colágeno, a uma redução no ângulo de *crimpagem* da fibrila de colágeno, a um aumento no conteúdo de elastina, a redução do conteúdo extracelular de água e mucopolissacarídeo e aumento do colágeno tipo V. Curiosamente, somente o aumento das ligações cruzadas enrijeceria o tendão, mas associado aos outros os fatores podem produzir o resultado oposto [8].

Apesar de as alterações relacionadas ao colágeno serem mais discutidas, é preciso considerar as alterações sofridas pelos proteoglicanos. E embora o volume dos

tendões aumente durante o envelhecimento (devido ao aumento do colágeno), o conteúdo dos proteoglicanos e de água diminui, sugerindo redução da elasticidade tecidual. Tais modificações contribuem ainda para alterar o controle de fibrilogênese e diminuem a capacidade de deslizamento das moléculas de colágeno, afetando tanto as propriedades bioquímicas quanto as propriedades biomecânicas do tendão [76].

Variações fisiológicas estruturais também são observadas em tendões em processo de envelhecimento. Um tendão que sofre mudanças de direção, contornando uma extremidade óssea ou articulação, pode ser comprimido e receber forças adicionais durante sua atuação. Logo, além da tensão, o tendão se adapta a torções, fricções e compressões. Nestes casos, a matriz desses tendões torna-se diferenciada morfologicamente, com estrutura tipicamente fibrocartilaginosa [77].

Um estudo realizado por Nakagawa *et al.* [77] constatou alterações de características morfológicas do colágeno e dos fibroblastos no tendão do TS de coelhos em decorrência do envelhecimento. A quantidade de fibroblastos diminuiu e sua morfologia tornou-se mais longa e mais delgada com o envelhecimento. A área e o diâmetro médio das fibrilas de colágeno do tendão em coelhos de 8 a 10 meses de idade foram significativamente maiores do que em coelhos de 3 semanas de idade durante o crescimento, no entanto, tais valores foram diminuídos durante a senescência, em coelhos de 4 a 5 anos de idade.

Outra alteração frequentemente relatada decorrente do envelhecimento é o aumento da AST do tendão. Estudos em animais (com coelhos de 3 semanas, 5 e 10 anos de idade) [78], corroboram os achados que observaram padrão semelhante em seres humanos. Esta mesma adaptação foi encontrada em indivíduos idosos por Magnusson *et al*.[22] que apresentaram AST do tendão 16 e 22% maior em homens e mulheres mais velhos quando comparadas a jovens. Os mecanismos propostos para a hipertrofia do tendão relacionada à idade incluíram um aumento na taxa de remodelação devido à diminuição da força mecânica, um aumento na concentração de fibrilas e/ou conteúdo extracelular de água devido ao descarregamento crônico [79]. Stenroth *et al.* [89] sugeriram que os idosos podem compensar a redução das propriedades mecânicas do tendão (rigidez e módulo de Young) com o aumento da AST. Além disso, Magnusson *et al.* [22] indicaram que o aumento na AST do TC melhoraria o fator de segurança mecânico do tendão, reduzindo potencialmente o risco de lesão em adultos mais velhos.

É importante ressaltar que, muitas vezes, as alterações naturais da maturação biológica do tendão são descritas e confundidas com alterações provenientes de efeitos do envelhecimento. Estudos já demonstraram que tendões de animais maduros, por exemplo, são normalmente rígidos, fortes e mais resilientes que tendões de animais idosos [8,77,78].

2.2.2 Propriedades mecânicas do tendão e efeitos do envelhecimento

Sobre o efeito do envelhecimento nas propriedades mecânicas do tendão, existem ainda certas dúvidas. Enquanto alguns estudos relataram um aumento na rigidez [81], outros relataram uma diminuição [77,82] ou nenhuma mudança [83] no IRP do tendão. No entanto, as inconsistências nesses achados podem ser decorrentes da grande variabilidade na faixa etária dos estudos (tanto em animais quanto em humanos), indicando que, em alguns casos, o efeito do desenvolvimento e da maturação é confundido com o efeito do envelhecimento. Segundo o modelo de fragilidade de Rockwood [84], essa variabilidade pode estar relacionada a fatores endógenos e exógenos e a diferença existente entre as idades biológica e fisiológica.

Por outro lado, estudos com animais indicam mais consistência, sugerindo que tendões de animais maduros são mais rígidos que os de animais mais velhos [77, 89]. No entanto, os resultados são obtidos por meio de análises *in vitro*, ou seja, em condições que não correspondem às reais e não reproduzem as alterações conforme o avançar da idade humana.

Nakagawa et al. [77] investigaram as alterações nas propriedades do TC de coelhos associadas ao avançar da idade. Os autores verificaram aumento da AST e da resistencia à tração conforme o crescimento de um animal maduro (jovem) mas acreditam que tais diferenças possam ser atribuídas à mudança na massa corporal. O gradiente das curvas tensão-deformação, isto é, o módulo tangente do tendão maduro (618 MPa), foi maior que o do imaturo (281MPa) e do idoso (530,5 MPa)(os autores definiram módulo de tangente pela inclinação da porção linear da curva tensão-deformação, isto é, entre 3% e 7% de deformação). Embora a diferença não tenha sido estatisticamente significativa, é possível perceber que da condição madura para a condição idosa, houve redução do módulo tangente do TC dos animais, como corroboram os estudos aplicados a humanos. Os autores sugerem que o tendão calcanear do coelho é altamente complacente durante o crescimento.

As propriedades mecânicas do tendão calcanear têm sido alvo de muitos estudos devido à grande incidência de lesões nesse tecido [37] e suas consequências na biomecânica da marcha. Nos estudos em que se investiga apenas o envelhecimento, parece que os tendões mais velhos são menos rígidos que tendões de adultos mais jovens [78, 82, 90]. Em estudos com seres humanos já foi constatado que o IRP de tendões de indivíduos idosos com idade entre 69-80 anos é cerca de 15% menor do que a de adultos jovens entre 20 e 26 anos [8,91].

Um estudo realizado por Geremia *et al*.[85] comparou as propriedades mecânicas do tendão calcanear lesionado, após dois anos de intervenção cirúrgica de reparo, com tendão sadio de indivíduos jovens, encontrando valores menores de IRP nos que sofreram lesão. Estes resultados sugerem que mesmo após 2 anos de intervenção cirúrgica, as propriedades mecânicas do tendão que foram alteradas, não retornaram aos valores normais.

As propriedades mecânicas do tendão também são avaliadas após efeitos de transtornos do sistema nervoso central, como o acidente vascular encefálico. Um estudo realizado por Zhao *et al*.[35] evidenciou redução de 42 % no IRP do tendão calcanear do membro afetado em comparação ao membro contralateral (sem seqüelas) do mesmo indivíduo.

A alteração mais expressiva do envelhecimento é a redução da resistência à tração [74,87]. De acordo com Best e Garret [87], a perda de capacidade de resistência à tração aparentemente é causada pelas alterações de síntese/degradação das fibras colágenas, resultante do aumento do número de ligações cruzadas [74,88]. Isso ocorre, pois parece existir uma quantidade ideal de ligações cruzadas para gerar estabilidade mecânica. E embora não haja um consenso na literatura, estudos sugerem que quando o número de ligações cruzadas ultrapassa o ideal, um desajuste é gerado prejudicando tais propriedades [82].

Além da resistência à tração, propriedades mecânicas como a força de ruptura e o módulo de elasticidade (ou módulo de Young) também apresentam redução com o envelhecimento [89]. Vogel [82] realizou um estudo analisando a influência da maturação e do envelhecimento sobre as propriedades físicas e químicas do tecido conjuntivo de vários órgãos, em ratos com diferentes idades. O autor verificou que a força de tração e o módulo de elasticidade em baixo grau de alongamento tecidual foram diminuídos pela maturação e aumentados pela senescência, exatamente o oposto

das mudanças constatadas em elevados graus de alongamento [89]. Com o envelhecimento, o conteúdo relativo de colágeno de um tendão aumenta, mas a elastina e a matriz proteoglicana diminuem, sugerindo redução nas condições de elasticidade da estrutura. Além disso, as fibras elásticas se agregam e formam fibras mais grossas, e portanto, menos elásticas [63].

Outras propriedades afetadas pelo envelhecimento estão associadas à viscosidade do tecido, são elas o *stress relaxation* (diminuição da tensão em resposta a mesma quantidade de deformação aplicada) e o *creep* ou fluência *(*carregamento constante com aumento crescente do alongamento) [81]. Em seu estudo, analisando a fluência do tendão, Vogel [82] constatou aumento continuo da variável ao longo da vida útil do animal, no entanto, a taxa de extensão final demonstrou queda acentuada durante a maturação (de 4 a 12 meses de idade) e uma diminuição lenta na senescência (24 meses de idade).

Os efeitos do envelhecimento parecem indicar que o tendão idoso é mais fraco que o jovem. Além do uso excessivo ao ser submetido a um estimulo aumentado de tensão e/ou deformação, importantes alterações como a redução da sensibilidade sensorial plantar, modificações associadas a doenças nos pés, tornam o tendão idoso mais propenso a lesões e rupturas [91].

Shadwick [81] em seu estudo sugere que o envelhecimento pode produzir tendões mais rígidos. No entanto, outros autores relatam resultados opostos [8,78] ou mesmo que o envelhecimento não tem efeito sobre a maioria das propriedades mecânicas do tendão [8].

Como é possível constatar, os resultados encontrados para caracterizar o efeito do envelhecimento sobre as propriedades mecânicas de tendões humanos ainda são inconsistentes. Uma explicação é que alguns autores confundem os efeitos do envelhecimento com alterações biológicas da maturação, dois processos diferentes, mas que ainda provocam controvérsias [8].

Dados a respeito do efeito do envelhecimento sobre as propriedades mecânicas dos tendões humanos *in vivo* são escassos [8]. Avanços nas técnicas de imagem, como o ultrassom (US), permitiram avaliar, *in vivo*, em tempo real, a estrutura do tendão. Com a aplicação da ultrassonografia tornou-se possível acompanhar e quantificar a deformação e o deslocamento do TC durante uma contração isométrica [8, 68] ou mobilização passiva do tornozelo [44,92], por exemplo. A força do tendão pode ser estimadas a

partir do torque da articulação, utilizando-se uma medida de BM, assim como a medida da AST e do CT em repouso [18,45,92] permitem calcular as propriedades mecânicas do TC.

O IRP é uma estimativa da rigidez, propriedade mecânica representada pela inclinação de uma curva força-alongamento. Em testes onde a carga de tração aplicada no TC se origina de uma rotação imposta à articulação do tornozelo e não há atividade muscular, a rigidez calculada é considerada "passiva". Em outras situções onde o tendão se deforma em decorrência de uma força aplicada pela contração muscular, nesse caso, o tríceps sural, a rigidez calculada é dita "ativa". Embora tais termos não sejam reconhecidos na mecânica, são amplamente difundidos na comunidade que pesquisa propriedades do tendão. A rigidez do tendão influencia diretamente na velocidade de desenvolvimento da força muscular e, quando comprometida, pode prejudicar a desaceleração do centro de massa, bastante necessária em situações de quedas comuns nessa população [13,15]. Além disso, também implica na capacidade de estabilização articular frente a uma necessidade imediata, natural do cotidiano de um idoso [16].

Tecidos com baixos índices de rigidez, como parece ser o caso dos idosos, absorvem pouca quantidade de energia e sofrem grande alongamento ao serem submetidos à aplicação de forças externas mesmo de pequena magnitude, ocasionando movimentação articular desnecessária. Sendo assim, mudanças nos níveis de rigidez podem ocasionar disfunções de movimento e, portanto, o desenvolvimento de lesões no sistema musculoesquelético [17]. Contudo, o efeito do envelhecimento não foi investigado de forma completa e sistemática.

Um estudo *in vivo* mais recente, entretanto, mostrou que o tendão pode alterar a sua área transversal com o envelhecimento [8, 22]. Em contraste com o que se poderia supor, os autores mostraram que os tendões mais "velhos" eram mais espessos (diferença de 22%) do que os mais jovens.

O IRP é influenciado pelo comprimento do tendão e por sua AST, e quando normalizada às dimensões do tendão resulta no Módulo de Young. O Módulo de Young (ou módulo de elasticidade) (E) fornece uma medida das propriedades do material do tendão e permite comparações entre tendões de diferentes tamanhos, geometria e localização anatômica [18,37].

Alguns autores [13,25,68,92] corroboram que a redução do IRP é uma das principais alterações nas propriedades mecânicas trazidas pelo envelhecimento ou por

desuso, acreditando que a alteração deve-se parcialmente à deterioração do material do tendão.

Alguns estudos sugerem que os tendões se tornam mais rígidos com o envelhecimento [77,81,82]. No entanto, quando os efeitos do envelhecimento são analisados separados dos efeitos da maturação, surge um quadro mais claro em concordância com a maioria dos trabalhos disponíveis na literatura, que indicam o contrário. Ao investigar de que modo o envelhecimento influencia nas propriedades mecânicas do TC, Maganaris [91] constatou que o alongamento máximo do tendão de jovens foi de apenas 13mm, enquanto que em idosos, o tendão alongou 21mm em resposta a carga máxima de tração. Apesar do tendão mais jovem apresentar maior força de tração (375 N) que o idoso (151 N), o tendão mais jovem alongou menos, o que indica um IRP reduzido nos tendões de adultos mais velhos. O autor indicou que os tendões de indivíduos idosos são cerca de 10% menos rígidos que os de indivíduos jovens.

Já o módulo de Young, segundo Maganaris [91], é 14% menor em tendões de idosos. Isso sugere que a rigidez mais baixa não se deve a diferenças no tamanho do tendão, mas sim ao fato de as propriedades do material serem intrinsecamente mais fracas em tendões de idosos. O autor acrescenta ainda que, a baixa rigidez nos indivíduos mais velhos pode interferir no encurtamento do elemento contrátil, no ritmo de desenvolvimento do torque e na velocidade de transmissão da força. A maior complacência do tendão envelhecido pode permitir um maior encurtamento das fibras musculares. Porém, quanto mais a fibra é capaz de encurtar, mais a amplitude funcional da curva comprimento-tensão pode se afastar da região ótima para produção de força, resultando na redução da capacidade de produção de força da estrutura [18].

A maior parte dos estudos parece direcionar para uma redução das propriedades resistivas do TC com o envelhecimento. Dentre as implicações possíveis, um tendão mais “velho” e, portanto, mais complacente, exigiria mais tempo para ser completamente alongado. Assim, pode se apresentar com menor capacidade de transmissão rápida de forças aos músculos e aos ossos. Todavia, estudos já sugeriram que o processo pode ser revertido com a realização de treinamento contrarresistido, o que evitaria prejuízos funcionais e possíveis quedas [8, 13,68, 93].

É posicionamento oficial da Sociedade Brasileira de Geriatria e Gerontologia, bem como do Colégio Americano de Medicina do Esporte (ACSM) que a prescrição de exercícios para indivíduos idosos contemple os diferentes componentes da aptidão física: condicionamento cardiorrespiratório, resistência e força muscular, composição corporal e flexibilidade. Com essa abordagem pretende-se assegurar a manutenção da mobilidade e da agilidade, prolongando a independência do idoso e melhorando sua qualidade de vida [20].

A maioria dos trabalhos que avaliam e treinam a flexibilidade utilizam protocolos que empregam o alongamento como exercício complementar. Alguns estudos investigam condições de mobilidade [94], risco de quedas [95] e até indicadores fisiológicos [96] nessa população e de que forma a atividade física influencia tais questões.

A relação entre a flexibilidade multiarticular e o desempenho funcional de indivíduos idosos já é comprovada e está claro que exercícios de alongamento tendem a promover benefícios que facilitam as atividades diárias e melhoram a qualidade de vida dos idosos [97]. Estudos já constataram, por exemplo, que o nível de flexibilidade de um indivíduo vai interferir diretamente na amplitude de sua passada, que por sua vez, pode indicar o maior ou menor risco de queda cujo o indivíduo está submetido [98,99].

A fim de avaliar as possíveis adaptações decorrentes do envelhecimento e do protocolo de alongamento aplicado sobre o comportamento das propriedades mecânicas do TC, as metodologias apresentadas em subtópicos a seguir têm sido bastante descritas na literatura.

2.2.3 Metodologia para avaliação das propriedades mecânicas do TC

2.2.3.1 Torque x ângulo

Uma das variáveis mais descritas na literatura é o chamado índice de rigidez passiva (IRP). O IRP é obtido pelo coeficiente angular de uma reta ajustada à curva de torque durante uma mobilização passiva do tornozelo (curva torque x ângulo, Figura 4). Os valores de torque por ângulo articular são adquiridos por meio de um dinamômetro isocinético [43].

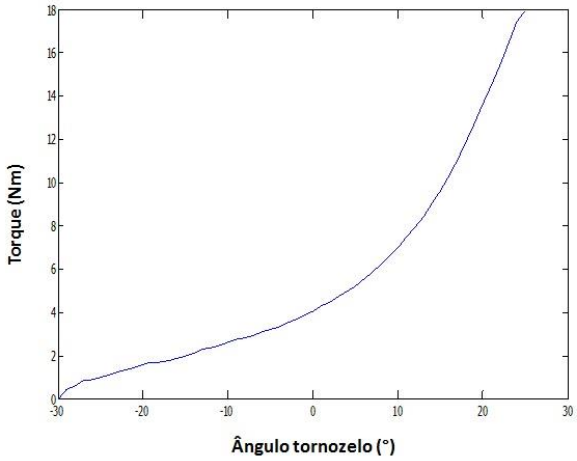

Figura 4. . Exemplo de curva torque x ângulo gerada a partir da mobilização passiva do tornozelo de 30 graus de flexão plantar até 30 graus de flexão dorsal (Fonte: elaborado pela autora).

Este coeficiente angular pode ser estimado em diferentes pontos da curva. Isso, possivelmente justifica os diferentes valores de IRP para uma amostra semelhante, bem como amostras heterogêneas podem justificar valores discrepantes para um mesmo ponto da curva.

Estudos i*n vivo* confirmam um aumento do torque de flexão plantar durante a dorsiflexão passiva do tornozelo. Abellaneda *et al*. [43] por exemplo, investigaram o IRP da UMT em homens e mulheres jovens e saudáveis, com base na curva torque x ângulo. Os valores de torque variaram de 1,9±1,6 Nm (em -10º de flexão plantar) a 30,4±13,1Nm (em +30º de dorsiflexão). O IRP foi avaliado na região entre 20 e 30º de dorsiflexão e o valor obtido foi de 1,02± 0,5 Nm/º.

Oliveira *et al* [40], avaliando jovens do sexo masculino, reportaram valor de torque próximo aos de Abellaneda [42]. Em 24º (DF máxima), o pico de torque foi de 32,17±9,78 Nm. Já a rigidez, foi possível ser calculada para qualquer ângulo por uma equação de regressão. Para 20 e 25º de dorsiflexão, por exemplo, os autores encontraram valores menores que os reportados anteriormente, de 0,78 e 0,85 Nm/º nesta ordem.

Por outro lado, em uma amostra bem semelhante, Nakamura *et al.*[33], avaliaram a região da curva entre 15 a 25º encontraram 1,48 ± 0,16 Nm/º, valor IRP próximo ao reportado por Abellaneda [43]. Quanto ao torque passivo, os autores indicaram valores bem maiores que os estudos anteriores. Em 30º de DF o torque foi de 42,4±3,5 Nm, corroborando com estudos que apresentaram maiores ângulos de DF: 45,6±7,0 Nm e 37,4±2,8Nm, para 28 e 30º de DF máxima [11,99].

Já Buckner *et al*. [101] utilizaram uma célula de carga para avaliar os últimos 10 graus de uma mobilização passiva, em homens jovens. O torque variou de 4-14 Nm e O IRP foi de 0,73-1,40 Nm/º, resultados semelhantes aos estudos que utilizaram um dinamômetro isocinético.

Riemann *et al.* [102], de modo diferente mas em amostra similar, composta por homens e mulheres jovens e saudáveis, avaliou o torque e O IRP de 10º de flexão plantar a 10º de dorsiflexão. O torque apresentado variou de aproximadamente 2,5 a 9 Nm, equanto O IRP foi de 0,75 a 2,25 Nm/º, similares aos disponíveis na literatura.

Gajdosik *et al*. [103] em uma amostra composta por mulheres, encontraram um torque máximo de 21,68 Nm para um ângulo de 25,83º de DF e um valor de IRP da curva total de 0,5 ± 0,11 Nm/º. Dividiram a análise da curva em duas partes. Na primeira metade, o IRP foi de 0,26 ± 0,07Nm/º e na segunda, 0,74 ± 0,19 Nm/º. Também avaliaram a amostra, alocada em dois grupos: mulheres de meia idade (entre 40 e 59 anos) e mulheres idosas (entre 60 e 84 anos). O primeiro grupo apresentou IRP médio de 0,49 ± 0,16 Nm/º e o segundo, de 0,44± 0,13 Nm/º.

O mesmo grupo de autores em outro estudo [104] com mulheres idosas avaliaram o IRP na segunda metade da curva, obtendo valores de 12,7±4,4º (média de ângulo máximo de DF) e média de torque passivo próximo de 9,18±2,24 Nm, valores similares aos de outros trabalhos [100,101]. A média do IRP foi de 3,13±0,58 Nm/º, valor bem maior que os descritos na maioria dos estudos. Possivelmente, a discrepância nos valores deve-se a diferença na forma de calcular o IRP. Nesse estudo, os autores utilizaram uma regressão linear ajustada a todos os pontos da curva.

Gajdosik *et al*. [103] assim como Buckner *et al*. [101], avaliaram as propriedades mecânicas nos últimos 10 graus de uma mobilização passiva, no entanto, contaram com uma amostra diferente, composta por mulheres jovens e sedentárias. Em um ângulo médio de 19,8±10,7º as mulheres apresentaram média de torque de 18,4±4,0 Nm, valores bem similares aos reportados por Buckner *et al*. [101] mesmo sua amostra sendo masculina (torque passivo variando de 4-14 Nm). O mesmo ocorreu com os resultados do IRP , em que Gajdosik *et al.* [103] relataram 0,71±0,08Nm/º, valores bem próximos aos apresentados por Buckner *et al.* [101] (IRP variando de 0,73-1,40 Nm/º). O interessante é que mesmo com resultados bem próximos e utilizando o mesmo ponto da curva para avaliação das propriedades mecânicas, enquanto um utilizou em seu estudo um isocinético [103] o outro utilizou uma célula de carga [101].

Apesar de utilizarem pontos distintos para a análise da curva torque x ângulo e amostras diferentes em relação a gênero e idade, os valores apresentados pelos autores não são totalmente discrepantes, ao contrário, a maioria coincide.

2.2.3.2 Deslocamento da junção miotendínea X torque

Técnicas de imagens como a ultrassonografia têm avançado bastante nos últimos anos, e atualmente, pode-se acompanhar *in vivo*, alterações de estruturas miotendíneas em tempo real. Deste modo, tornou-se possível analisar e quantificar a contribuição relativa dessas estruturas para a deformação total da unidade músculo- tendão (UMT) durante a mobilização de um segmento [104,105].

Por meio do monitoramento e de medidas do deslocamento da junção miotendínea (JMT) do gastrocnêmio medial (GM), como demonstrado na Figura 5 abaixo, é possível aprimorar o cálculo do IRP.

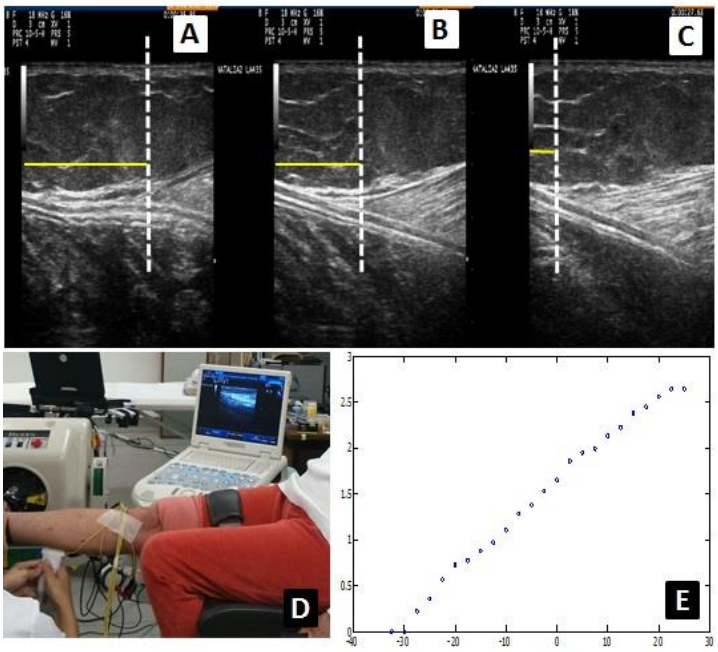

Figura 5. Imagens sequenciais de ultrassom da JMT: (A) em FP, (B) em 90° e (C) em DF máxima. (D) monitoramento do deslocamento da JMT e aquisição dos valores de deslocamento por ângulo (e o torque correspondente) (E), que vão compor posteriormente a curva deslocamento JMT x torque (Fonte: elaborado pela autora).

Essas medidas a cada ângulo de DF (e seu torque correspondente) compõem uma curva (curva deslocamento JMT x torque), cuja inclinação fornece dados complementares ao

índice de IRP. Alguns estudos com US já tentaram discriminar as deformações individuais do músculo e do tendão relativas à variação de comprimento da UMT durante um movimento de alongamento, encontrando diferentes contribuições do músculo e do tendão para o total de deformação sofrida pela UMT [34,36, 43].

Embora utilizando diferentes metodologias, diversos autores encontraram valores bastantes semelhantes concernentes à deformação relativa do TC [36,106-112], variando de 3,9% (Blazevich *et al* [107]) a 5,3% (Muraoka *et al*.[108]) em relação a deformação total da UMT. Outros autores apresentam resultados absolutos, como é o caso de Peixinho *et al.*, [112] que avaliaram a extensibilidade da UMT do gastrocnêmio medial, e apresentaram valores deslocamento da JMT de 9,75±2,79mm em uma amplitude de 0 (posição neutra) a 20º e 11,34±4,05mm de 20º a DF máxima (média entre os voluntários). Os valores são similares aos encontrados por Kato *et al.* [113], que investigaram o efeito do alongamento e do treinamento resistido em seu trabalho e relataram que em uma amplitude de 20º até a DF máxima, a JMT deslocou 9,6±3,2mm (nos dois estudos a JMT se desloca em relação a um ponto fixo na imagem).

Ainda sobre a avaliação da extensibilidade da UMT do gastrocnêmio, Muraoka *et al*. [108], avaliaram em seu estudo o deslocamento da JMT em uma amplitude de -36º (flexão plantar) a 7º (dorsiflexão), sendo em -23º o ângulo articular em que o momento passivo articular era igual a zero. De -36 a -23º a JMT deslocou 5±2mm e de -23 a 7º, 19±3mm. A deformação relativa do TC indicada pelos autores foi de 2,4%.

Alguns autores utilizam esta metodologia para avaliar diferentes condições como efeitos do envelhecimento e danos teciduais sobre o músculo e tendão separadamente, ou para investigar resultados intervenções [11, 114, 115].

2.2.3.3 Módulo de Young

Embora as curvas "torque X ângulo" e "deslocamento JMT x torque" sejam muito empregadas para avaliar o IRP da UMT, uma metodologia relacionada com a propriedade do material – o Módulo de Young (E), também é empregado.

Poucos estudos estimaram o E do TC e os que o fizeram apresentaram certas limitações e resultados controversos. Normalmente, para estimativa da tensão, são utilizadas medidas de área de secção transversa (AST) do TC obtidas de imagens de US, estimativas do Braço de Momento (BM). Para a deformação, o deslocamento da JMT

durante a mobilização passiva é anotado, e normalizado pelo comprimento de repouso do tendão.

Alguns autores que investigam o E do TC, empregam valores de torque como sendo valores de força, desconsiderando o braço de momento (BM). Outros estudos utilizam valores constantes, no entanto, sabe-se que o BM do TC varia em função do ângulo articular [40]. Além disso, a AST do TC, na maioria dos estudos, também é considerada um valor constante [35,36].

Zhao *et al*. [35] avaliaram alterações biomecânicas na rigidez e no módulo de Young e do TC de pacientes recuperados de AVC (após 1 ano), comparando os lados afetado e não afetado de pacientes. O deslocamento da JMT foi determinado como o alongamento do tendão. Já a deformação foi obtida pela divisão do alongamento do tendão por seu comprimento inicial. A força foi calculada dividindo o torque do tornozelo pelo braço de momento do tendão. Para obter a tensão, dividiu-se a força pela AST. Os autores obtiveram como resultado para o E, 136,4 ± 38,1MPa e 220,2±83,3MPa para o lado afetado e não afetado, nesta ordem. Quanto à rigidez, obteve-se 105,0±14,6N/mm e 184,8 ± 48,4 N/mm para o lado afetado e não afetado, respectivamente. Isso indica uma diminuição de 43% na rigidez e 38% no E do lado acometido em comparação ao saudável.

Csapo *et al.*[114] também investigaram a rigidez e o módulo de Young do TC de jovens e idosos, avaliados como a inclinação das curvas força x alongamento e tensão-deformação do tendão, respectivamente. Para estimar as forças musculares, as medidas de torque obtidas foram divididas pelo comprimento do braço de momento do TC. Este, por sua vez, foi obtido por imagens de ressonância magnética do plano sagital do tornozelo, bem como as imagens para quantificar a AST. Segundo os autores, embora não haja diferença significativa entre o comprimento do tendão e sua AST dos dois grupos, a média de valores do E do TC de jovens é maior que a de idosos (340,1± 163,3 MPa e 139,7± 130,5 MPa, nesta ordem).

Já Arya e Kulig [36] sugeriram que a tendinopatia enfraquece o tecido do tendão. As autoras demonstraram que tendões tendinopáticos têm maior AST, menor rigidez e menor E, e por isso, apresentam maior risco de sofrer outras lesões e prolongar o tempo de recuperação quando lesionado. A metodologia utilizada para obtenção dos valores de rigidez e módulo de Young foi a mesma empregada em estudos anteriores [34, 116], diferindo apenas quanto a região de análise da curva. Em seu estudo, as

propriedades foram avaliadas nos últimos 40% da região linear das curvas força x alongamento (para rigidez) e tensão x deformação (para o E). A fim de confirmar sua hipótese, as autoras [36] apresentaram valores de rigidez de 375,25±61,88 e 300,37±37,60Nm para o grupo controle e com tendinopatia, respectivamente. Quanto ao E, valores de 1671,02±277,50 e 818,72±217,03 MPa representam o grupo controle e o grupo com tendinopatia, nessa ordem. Os indivíduos acometidos tiveram tanto valores de rigidez quanto de E, menores que os saudáveis, confirmando a hipótese das autoras.

Curiosamente os valores reportados por Arya e Kulig [36] tanto de rigidez quanto de E, eram maiores que os descritos pela maioria dos estudos. No entanto, esses resultados corroboram com os valores apresentados por Magnusson *et al*. [109] que do mesmo modo, investigou peculiaridades das propriedades mecânicas da estrutura músculo esquelética do TS e do TC. Os autores indicaram média de rigidez de 469Nmm e de módulo de Young de 1048 MPa (considerando a aponeurose distal).

Vale comentar que, enquanto Arya e Kolig [36] utilizaram uma amostra bastante heterogênea, os voluntários do estudo de Magnusson *et al*. [109] eram homens adultos em condições bem homogênea. No entanto, a força (dada pela divisão do torque articular pelo braço de momento) obtida de Arya e Kolig [36] (2258,26 N), e Magnusson *et al*. [109] (3171 N) são maiores do que outros citados na literatura . Por outro lado, no estudo de Csapo *et al*. [114], a força realizada pelos voluntários jovens foi submáxima (35% de uma MVC), com média de 344,8±72,2 N.

Mais recentemente Stenroth *et al.* [80] com o objetivo de examinar a associação entre os diferentes tipos de exercício ao longo da vida e as propriedades do músculo-tendão, compararam corredores de longa e curtas distâncias com idade entre 70 e 80 anos. Os autores e encontraram valores de E de 560±220 MPa e 480±190 MPa para os corredores e 590±170 MPa para o grupo controle, pareado por idade. Outros estudos, com diferentes metodologias, também com corredores apresentaram valores para o E entre 1100 ± 300 MPa a 728±119 MPa [106, 107].

2.2.3.4 Módulo Tangente

Considerando a geometria anatômica do TC, sabe-se que deformações longitudinais decorrentes de uma força de tração implicam diretamente na dimensão da AST. Vegari *et al*. [38] observaram o comportamento não-linear do tendão e sua capacidade de deformação *in vitro*. Deste modo, um valor constante de E não seria

apropriado para representar o módulo de elasticidade do TC. Uma alternativa a essa problemática, é o módulo tangente, definido como a derivada local da tensão em função da deformação [39].

Para o cálculo do MT, Oliveira *et al.*[40] apresentaram valores de BM e AST variando em função do ângulo do tornozelo durante a mobilização passiva. A AST variável foi calculada aplicando o coeficiente de Poisson sobre a área de repouso. Já a variação do BM, foi obtido por equações de regressão propostas por Menegaldo *et al*. [38]. A tensão verdadeira foi calculada como a razão entre a força axial e a AST. A deformação, por sua vez, foi calculada como a integral das deformações em função da mudança de comprimento do TC. Os autores apresentaram como resultado um valor de módulo tangente verdadeiro de 312,38±171,95 MPa. Até o presente momento, esta parece ser a forma mais adequada para analisar as propriedades mecânicas do TC.

Utilizados para o cálculo da tensão, os parâmetros de BM e AST do TC também são alvos de muitas pesquisas, sendo descritos nos subtópicos a seguir.

2.3 Parâmetros para cálculo do Módulo Tangente

2.3.1 Braço de Momento (BM)

As técnicas de imagens comumente empregadas para avaliar o BM do TC *in vivo*, são a ultrassonografia [36,80,117] e a ressonância magnética (RM) [93,102,108, 109]. Ademais, dois métodos para estimar o BM são usualmente utilizados e descritas na literatura: o método do centro de rotação (CR) e a excursão do tendão. Existem estudos que empregam um método alternativo, definido como hibrido, que em permite combinar o ultrassom com a captura de vídeo em movimento [118].

O método do centro de rotação consiste em identificar o centro de rotação articular em imagens do tornozelo no plano sagital. Isso é possível por meio da Equação1:

$$BM = distância\ CR - distância\ LA \quad (1)$$

em que, BM corresponde ao braço de momento, CR à posição do centro de rotação da articulação (identificado por meio das imagens de ressonância magnética) e LA a linha

de atuação (de força) perpendicular ao centro de rotação (seja do músculo ou do tendão).

Já a técnica de excursão do tendão, o valor do BM é dependente da proporção de deslocamento linear do tendão com o ângulo articular correspondente. Assim como indica a Equação 2:

$$BM = \frac{\Delta \text{JMT}}{\Delta \text{ângulo articular}} \quad (2)$$

Segundo Manal *et al.* [118,119], não existe um método ideal para estimativa do BM do TC. Limitações são descritas para ambos. Para o método do CR o alto custo e a baixa acessibilidade aos aparelhos de RM; e para o método de excursão do tendão a suposição de que estruturas internas (cápsulas articulares, ligamentos e tecidos conjuntivos adjacentes) da articulação não interfiram na sua rotação passiva [119].

Apesar de não haver consenso sobre qual seria a melhor metodologia a ser empregada na avaliação do BM, os valores disponíveis na literatura não são discrepantes. Os estudos que utilizaram a RM para medir o BM em repouso, reportaram valores que variaram de 41,4 a 51mm [120,121]. Quanto aos que utilizaram a US (também em repouso), sugeriram valores bem próximos uns dos outros em torno de 36mm [119,120,122].

Zhao *et al*. [35] descreveram um método alternativo para estimativa do BM utilizando ultrassonografias e fotografias. Este método 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 obtida por ultrassom. Este será o método utilizado no presente estudo devido a sua inovação e simplicidade de reprodução e será melhor explicado no Capítulo 3.

Menegaldo *et al*. [37] estimam o BM variável de acordo com o ângulo do tornozelo durante mobilização passiva por meio de equações de regressão. Os autores utilizaram um modelo cinemático de três dimensões descrito por Delp *et al*. [123] em conjunto com o *software* SIMM (Software for Interactive Musculoskeletal Modeling) para elaborar as equações. O SIMM é uma plataforma utilizada em trabalhos biomecânicos, que permite desenvolver modelos de estruturas músculo-esqueléticas e criar simulações dinâmicas de movimento. Em seu trabalho, os autores estimaram os

parâmetros desejados como funções das coordenadas generalizadas (CG), que determinam a articulação analisada. Sendo assim, o comportamento cinemático de cada articulação obtido pelo modelo de Delp *et al*. [123] depende do número de CG utilizadas (no máximo 4), bem como sua amplitude de movimento (ADM).

Desta forma, é possível estimar o braço de força para 43 estruturas anatômicas articulares a partir de equações do tipo (Equação 3):

$$F(Q1,Q2,Q3,Q4) = a1 + a2f2(Q1,Q2,Q3,Q4) + a3f2(Q1,Q2,Q3,Q4) + ... + anfn(Q1,Q2,Q3,Q4) \quad (3)$$

em que, F representa o braço de força relacionado ao número de CGs (Q1,Q2,Q3,Q4).

Menegaldo *et al*. [37] geraram tabelas que permitem analisar um movimento por seus componentes musculares e articulações envolvidas. O presente estudo tem por objetivo avaliar o movimento de flexão plantar até a dorsiflexão máxima do tornozelo. Para obter estimativas de BM variáveis com o ângulo do tornozelo, foram empregadas as equações de regressão já descritas na literatura [37], que serão demonstradas na seção "materiais e médodos" deste trabalho.

2.3.2 Área de Secção Transversa

A AST do TC sofre adaptações provenientes de estímulos mecânicos e/ou fisiológicos. Normalmente, esse parâmetro é medido em uma imagem transversal de ultrassonografia ou por RM.

Tipicamente, um tendão maior tende a ser considerado mecanicamente mais forte devido à sua capacidade de dissipar tensões elevadas (considerando que tensão é a relação entre a força e a área da estrutura) e produzir energia de deformação mais baixa. No entanto, Arya e Kulig [36] demonstraram em seu estudo que, um tendão acometido por tendinopatia pode apresentar maior AST (tendinopatia: 92,9±14,11mm² e saudável: 56,23±5,57), porém, também apresenta menor IRP e módulo de Young ao ser comparado com tendões saudáveis. As autoras [36] explicam que o aumento dessa área deve-se principalmente a alterações na composição e estrutura do tecido do tendão que acompanham o processo degenerativo, ao acumulo de líquido decorrente da patologia. As autoras prosseguem comentando que essa condição indica um enfraquecimento do tendão e um aumento no risco de outra lesão da estrutura.

Magnusson et al.[22] também demonstraram a mesma adaptação da AST como resposta ao envelhecimento. Em seu estudo comparando mulheres jovens e idosas, os autores perceberam que a AST do TC de idosas era maior que a AST de mulheres mais jovens (jovens: 46,0±1,9 mm² e idosas: 56,3±3,0 mm²). Por outro lado, o momento de força do tornozelo foi maior em mulheres jovens (jovens: 95 ±17Nm e idosas: 51±5 Nm). Esses achados sugerem que, embora as mulheres idosas tenham um aumento de 22% da AST do TC, as mulheres jovens podem exercer uma força maior durante a contração voluntária máxima. Magnusson et al.[22], ao contrário de Arya e Kulig [36], acreditam que essa adaptação do envelhecimento pode diminuir a tensão sobre o tendão e, conseqüentemente, reduzir o risco de lesões na estrutura.

Nesta mesma linha, Rosager *et al*.[124] 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.

Essa mesma adaptação também foi investigada em animais e, estudos com coelhos [75] e cavalos [125] indicaram a hipertrofia do tendão como efeito natural do envelhecimento.

Stenroth *et al*. [80] estudaram as propriedades da unidade músculo-tendão comparando corredores de diferentes modalidades. Embora não tenham sido observadas diferenças significativas entre a rigidez do TC nos grupos estudados, a AST variou conforme o grupo. No grupo de corredores de curta distância (intensidade alta, maior potência e curta duração) foi observado que a AST média do TC foi de 96,5 ± 24,9mm²; no grupo de corredores de longa distância (treino de intensidade moderada, maior resistência e longa duração) a AST avaliada foi de 82,0 ± 19,8mm²; o grupo de controles pareados por idade (aproximadamente 74 anos) tiveram AST de 69,0±12,2 mm² e controles jovens destreinados (aproximadamente 18 anos) de 56,5±9,6mm².

Poucos estudos relacionam a dimensão da AST do TC com a aplicação de protocolos de treinamento. Epro *et al*. [126] investigaram as adaptações do TC de idosas a um treinamento contrarresistência (repetições de séries de isometria em 90% de uma CVM) por 14 semanas e após 1 ano de meio de prática. A AST das idosas que participaram do treinamento por 14 semanas aumentou, passando de 68±11,8mm² para 72±11,5mm². Quanto as que treinaram por 1 ano e meio, não houve diferença

significativa, ou seja, a AST se manteve praticamente igual (71,5±11,3mm²). No entanto, o IRP da estrutura continuou aumentando mesmo após 1 ano e meio de treinamento.

Zhao *et al.* [127] investigou alterações nas propriedades TC em crianças com paralisia cerebral antes e após um programa combinado de alongamento passivo e ativo por 6 semanas. Como resultado, tanto a rigidez quanto o módulo de Young foram aumentados, no entanto, não houve alterações na AST do TC, mas não se sabe quais resultados foram provenientes da intervenção passiva ou ativa.

A variação da AST normalmente não é considerada nos estudos que avaliam a rigidez do TC, entretanto, no presente estudo, essa variação será empregada a fim de calcular a tensão verdadeira, tornando o método mais robusto.

Os diagramas tensão-deformação da maioria dos materiais não-biológicos apresentam uma região inicial de comportamento elástico e linear. A Lei de Hooke é uma relação linear entre a tensão (σ) e a deformação (ε), com uma constante de proporcionalidade conhecida como módulo de elasticidade (E) do material. Esta relação é expressa por: $\sigma = E.\varepsilon$.

Ao impor uma força de tração a uma barra, a tensão axial (σ) é $\sigma = \frac{P}{A}$, sendo "P" a força aplicada axialmente à barra e "A", a área de secção transversa da barra. A deformação específica é $\varepsilon = \frac{\delta}{L}$, em que "δ" é o alongamento total da barra e "L" seu comprimento inicial. Combinando estas expressões com a Lei de Hooke, tem-se que o alongamento da barra é: $\delta = \frac{P\,L}{A\,E}$. Esta equação mostra que o alongamento de uma barra linearmente elástica é diretamente proporcional à força aplicada à barra e ao seu comprimento, e inversamente proporcional à área da secção transversa e ao módulo de elasticidade.

Quando a força aplicada a um material é gradualmente reduzida a zero, a deformação sofrida durante a força imposta desaparecerá parcial ou completamente. A elasticidade é uma propriedade do material, pela qual ele tende a retornar à forma original. Ao retornar completamente à forma original, diz-se que o material é perfeitamente elástico. Se o retorno não for total, diz-se que é parcialmente elástico.

Ao ser tracionado, o alongamento axial de um material é normalmente acompanhado por uma contração lateral, isto é, a largura reduz enquanto seu comprimento aumenta, como ilustra a Figura 6.

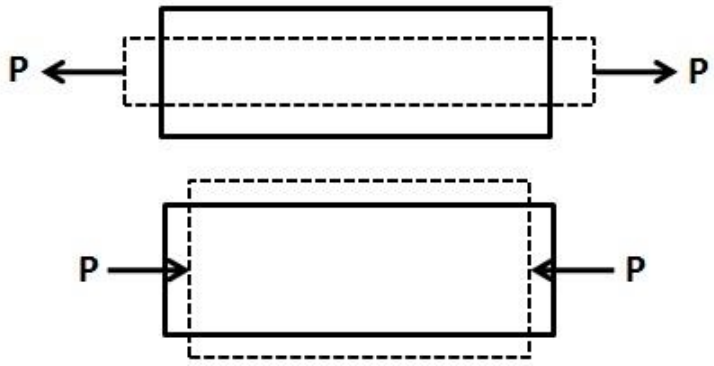

Figura 6. Deformação longitudinal e lateral das barras.

Essa relação entre à deformação 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, e assumindo-o como um material isotrópico e homogêneo, sabe-se que durante a aplicação de uma força muscular também ocorre a redução da AST enquanto seu comprimento aumenta. No entanto, alguns tecidos biológicos não apresentam um comportamento linear, como é o caso do TC. Sabendo disso, Vergari *et al*. [38] estudaram o coeficiente de Poisson em tendões de equinos e obtiveram um valor médio de ν = 0,55. Este valor parece ser alto para tendões humanos e o valor de 0,5 será utilizado no presente trabalho.

2.4 Alongamento

O alongamento pode ser definido como uma atividade física tem por objetivo a melhora de flexibilidade. Isso é alcançado quando o indivíduo é capaz de realizar movimentos articulares com arcos maiores aos anteriores. Embora com evidências científicas insuficientes, o alongamento é bastante incluído em programas de condicionamento físico com a intenção de reduzir o risco de lesões, promover o alívio da dor associada à rigidez muscular e a melhorar o desempenho atlético [127].

A ADM (medida em graus) e o torque passivo são importantes parâmetros para avaliar capacidades funcionais e condições de flexibilidade de indivíduos jovens [11,27,43] e idosos [53,102,103,128-130]. No entanto, pouco se sabe sobre os mecanismos que determinam o nível de flexibilidade em um indivíduo.

2.4.1 Tipos de Alongamento

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

No alongamento ativo estático, o indivíduo assume a posição de alongamento e por meio de contrações musculares dos agonistas ao movimento sustenta aquela posição a mantendo sem auxílio de forças externas. No dinâmico, há a realização de movimentos controlados e intermitentes, até o limite articular do indivíduo. Já no alongamento passivo estático, o indivíduo deve alcançar uma posição de alongamento, dentro do seu limite de desconforto tolerável, e mantê-la por um período de tempo com auxílio de forças externas. É classificado como o tipo de alongamento mais seguro e, portanto, será o realizado no presente estudo. Por outro lado, no alongamento passivo dinâmico o indivíduo é submetido a variação de ritmo, velocidade e amplitude de movimento.

No alongamento isométrico o indivíduo assume uma posição de alongamento passivo e exerce uma força contra uma resistência (Ex: parede) e mantém por um período de tempo determinado, até relaxar.

Outro tipo de alongamento dinâmico pouco utilizado devido aos riscos é o alongamento balístico. Neste tipo de alongamento, o indivíduo utiliza o balanço de um segmento corporal de maneira rítmica para alongar os músculos vigorosamente, provocando um rápido aumento de tensão através do reflexo miotático, (o que pode causar rupturas e estiramentos) [25].

Também entendido como alongamento e muito utilizado em reabilitação, o método da Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva (FNP) ganhou evidência. Seu princípio é a utilização de contrações isométricas breves do músculo a ser alongado antes do alongamento estático. Este método procura facilitar o órgão tendinoso de Golgi a inibir os músculos nos quais se situa e usa o princípio da inibição recíproca para obter o relaxamento muscular [25, 129]. Isto é, ao promover a contração muscular pré-

alongamento há um aumento da tensão tendínea, que estimula os órgãos tendinosos de Golgi a provocar a inibição da contração muscular. Esta inibição, teoricamente, diminui a atividade muscular reflexa, provoca o relaxamento do músculo e, subsequentemente, aumenta a ADM articular.

Os diferentes tipos de alongamento se justificam principalmente pela variedade de necessidades dos indivíduos, ou seja, condições físicas, patologias, lesões e até idade cronológica interferem em qual tipo de alongamento será mais eficaz no objetivo de preservar ou aumentar a ADM.

2.4.2 Efeitos do alongamento em estudos com animais

A redução do potencial de força é um dos efeitos agudos mais relatados na literatura. Em um estudo de alongamento com ratos, Schwane *et al.* [131] indicaram redução de 61% na força do músculo sóleo após duas horas de alongamento.

A maior parte dos estudos sobre alongamento, envolvendo animais, disponíveis na literatura, avaliam a adaptação de parâmetros musculares. Alguns autores relatam como resultado de uma intervenção de alongamento, o aumento do comprimento do músculo (e da fibra muscular) e atribuem essa alteração majoritariamente ao aumento do ventre muscular. Além disso, quando o tendão é incluso em uma análise biomecânica, apenas seu comprimento tem sido avaliado. [16,131,132].

Inicialmente as avaliações de estímulo de alongamento crônico em animais com o objetivo de observar os efeitos na mudança de comprimento do músculo empregavam a imobilização articular posição alongada. Goldspink et al. [60] e Williams et al. [133] para alongar o sóleo, imobilizaram o tornozelo de camundongos em DF por 4 semanas. Após a retirada da imobilização, os autores constataram um aumento de 20% do número de sarcômeros em série. Os mesmos autores conduziram outros estudos em que o tornozelo foi imobilizado em flexão plantar, encurtando o SOL, que teve então seu número de sarcômeros em série reduzido em 40%. Protocolos similares de imobilização na posição alongada e técnicas de distração osteogênica para aumento do comprimento de membros foram utilizados por vários pesquisadores em ratos, coelhos e bodes de diferentes idades e em diferentes músculos, apresentando resultados de aumento do número e/ou comprimento de sarcômeros em série, embora com distinções entre músculos e faixas etárias [133,134,135].

Isso possivelmente é explicado porque o músculo mudaria seu número ou o comprimento de sarcômeros em série após uma mudança crônica de comprimento muscular de modo a atingir uma nova posição articular em que o comprimento ótimo do sarcômero para produção de força seja alcançado. Ou seja, apesar de se saber em que extensão, o comprimento do fasciculo muscular é alterado, e estas alterações podem ter provocar consequências funcionais relevantes [136].

No estudo de Secchi *et al*. [137] foi observada a adição de sarcômeros em série e o aumento na área de seção transversa no sóleo de ratos. O protocolo consistiu de oito semanas de exercícios de alongamento estático, realizado 2 vezes por semana, com duração de 40 minutos. Os autores constataram que o alongamento estático estimula a síntese de proteínas e adição de sarcômeros em série ao longo da fibra muscular por meio da liberação de fatores de transcrição e de fatores de crescimento, como o IGF e o HGF, além de ativação de células satélites e aumento da síntese protéica e da expressão gênica como um todo. Todos estes fatores parecem estar envolvidos no processo de remodelação tecidual que resulta no aumento da flexibilidade.

Em humanos a adaptação do número de sarcômeros devido a um estímulo de alongamento, ainda não está totalmente esclarecida, uma vez que todas as medições são realizadas por estimativas indiretas [32]. Contudo, Lieber [32] em um estudo de caso, de um indivíduo submetido a aumento de 4 centímetros do comprimento do fêmur para redução de assimetria entre as pernas provocada por um acidente, acompanhou as mudanças no comprimento do fascículo por ultrassonografia e no número de sarcômeros em série (por meio de difração a laser). O autor demonstrou que um ano após a cirugia o comprimento do fascículo estava aumentado em 100% mas o comprimento do sarcômero estava um pouco reduzido, comprovando que o aumento do comprimento muscular deste indivíduo foi devido a um aumento do número de sarcômeros em série. Deste modo, o autor sugere que o número de sarcômeros em humanos pode variar em resposta ao alongamento.

Alterações nas propriedades mecânicas do tendão têm sido consideradas, normalmente, menos importantes que as alterações musculares para a variação total no comprimento de um músculo adulto [25]. Fica evidente a escassez de estudos envolvendo a avaliação da plasticidade do tecido muscular sob condições diferenciadas de estímulo de alongamento de longo prazo e ainda permanecem muitos questionamentos sobre seus efeitos, especialmente no que diz respeito a adaptações

diferenciadas de componentes contráteis (músculo) e não-contráteis (tecido conjuntivo e tendão) do músculo esquelético.

Jaeger *et al*. [138] submeteram coelhos a um protocolo de alongamento estático intermitente dos músculos flexores plantares por 4 semanas. Os autores avaliaram o pico de torque e IRP, e após a intervenção tais propriedades não foram significativamente modificadas, embora tenham diminuído em cinco dos sete coelhos submetidos ao estudo. Os autores consideram que as diferenças interindividuais comum aos seres humanos, também existem em coelhos e que diferentes adaptações em músculos e tendões podem explicar a diferença observada.

Elsalanty *et a.l* [139] por exemplo, examinou alterações na arquitetura muscular de cabras após distração osteogênica. A tíbia dos animais foi alongada em 20% de seu tamanho. Após a distração, os autores compararam o comprimento das estruturas do músculo alongado (tibial caudal) com o segmento contralateral. O músculo alongado apresentou 20,8% de aumento de comprimento de ventre, assim como o comprimento da fibra que foi aumentado em 36,7%. O comprimento do tendão também aumentou, no entanto, o aumento foi de apenas 4,39%. Os autores sugerem que o aumento do comprimento muscular ocorreu principalmente por conta do aumento no comprimento do ventre do músculo e atribuem pouca importância ao tendão nesse tipo de análise.

Tardieu *et al.* [132] mostraram em seu trabalho que o tendão do músculo sóleo de gatos e coelhos não alteram seu comprimento em caso de imobilização tanto em posição encurtada quanto alongada mesmo após 28 dias.

Peixinho *et al* [133] acompanharam as adaptações do tecido músculo esquelético de ratos submetidos a um protocolo de alongamento por 8 semanas e avaliaram alterações na arquitetura muscular e no TC resultantes desse intervenção. Embora alterações nos parâmetros musculares tenham sido encontradas (redução do ângulo de penação, aumento no comprimento da fibra e do comprimento de sarcômero), não foram identificadas alterações significativas no tendão dos animais.

Alguns estudos conseguem avaliar alterações de propriedades mecânicas em animais após a aplicação de um protocolo de alongamento.

Ng e Chung [140] investigaram o efeito de 9 semanas de aplicação de um *laser* terapêutico, do alongamento passivo e da combinação das duas técnicas de tratamento sobre a força do tendão calcanear de ratos com patologias provocadas por uso excessivo. A análise revelou que a média do IRP dos grupos tratados foi menor que a do

grupo controle. A força máxima, tanto do grupo submetido somente ao laser, quanto do submetido ao tratamento combinado (*laser* + alongamento) não foi significativamente diferente do grupo controle, mas foi maior que a do grupo que realizou apenas alongamento. Os autores concluíram que um *laser* terapêutico e um *laser* combinado com alongamento passivo podem retardar a diminuição da força do TC, mas não seria capaz interromper as alterações patológicas desenvolvidas pelo uso excessivo.

Segundo Zhang *et al*., [141] uma carga mecânica adequada pode ser benéfica para os tendões devido ao seu potencial para induzir alterações anabólicas nas células tendíneas, pelo aumento da expressão de fatores de crescimento. No entanto, quando a carga mecânica é excessiva, os autores relatam alterações anabólicas que podem induzir a diferenciação de células troncos em não-tenócitos, podendo levar ao desenvolvimento de tendinopatias degenerativas.

2.4.3 Efeitos em humanos

2.4.3.1 Efeitos agudos

Um dos efeitos agudos do alongamento mais relatados na literatura é a redução do potencial de produção de força. Diversos estudos mostram que este déficit de força induzido pelo alongamento afeta a produção de força isométrica [141], o pico de torque concêntrico isocinético, o desempenho em saltos verticais [142] e o equilíbrio [132,133]. Duas hipóteses principais são propostas para explicar este déficit: fatores mecânicos, como a redução no IRP miotendínea, que podem afetar a relação comprimento-tensão e/ou a velocidade de encurtamento dos sarcômeros [135,136,141]; e fatores neurais, como reduções na excitabilidade dos motoneurônios, que podem reduzir a ativação muscular periférica [141,142, 143].

Alguns autores relatam um aumento da extensibilidade (capacidade de se alongar sem ativação), e por conseqüência uma maior amplitude articular [11, 144,145]. Diversas teorias foram propostas para explicar esses efeitos, que podem ser gerados por deformação viscoelástica, deformação plástica, alterações nas propriedades mecânicas, relaxamento neuromuscular ou apenas por uma modificação na sensação que acompanha o alongamento das estruturas [144].

O ultrassom de imagem convencional tem sido cada vez mais empregado para avaliar estruturas da UMT em diferentes tipos de análises. Adaptações agudas nas propriedades viscoelásticas da UMT, alterações nas propriedades mecânicas do tendão e

do tecido conjuntivo, como a redução do IRP, do módulo de Young e o aumento da complacência do tendão, podem ser observadas em tempo real [41,105,146].

Kawakami *et al.* [106] investigaram a relação entre o torque passivo e o IRP dos componentes da UMT analisando os efeitos agudos do alongamento da estrutura. Os autores reportaram correlações positivas altas entre o torque passivo de flexão plantar e o índice de IRP do tendão, obtido a partir da inclinação da curva torque x variação do comprimento do tendão. Enquanto o músculo alongou 10,3% de seu comprimento inicial, o tendão alongou apenas 2,8%, sugerindo que a extensibilidade do tendão parece ser um dos fatores limitantes da flexibilidade. Kawakami *et al.* [106] explicam que um tendão mais complacente acarretaria menor deformação correspondente do componente muscular para um mesmo comprimento da UMT e, consequentemente, um menor torque passivo. Assim como tendões mais rígidos gerariam maior alongamento dos fascículos musculares para a mesma posição articular, e consequentemente, maior torque passivo, sensação de alongamento e de dor. Embora a rigidez do músculo possa contribuir para geração de torque passivo, é possível que o ventre muscular se alongue até certo nível inicial determinado pelo alongamento do TC, que então passa a governar os valores de torque.

Kubo *et al.* [41] submeteram sete indivíduos a 10 minutos de alongamento estático em 35º de DF para avaliar a resposta aguda das propriedades viscoelásticas por ultrassonografia. O IRP foi avaliado como uma relação entre a força muscular estimada e o alongamento do tendão durante a fase ascendente da curva gerada por uma regressão linear. O alongamento não ocasionou nenhuma alteração na força voluntária máxima dos indivíduos, porém, além de exibir uma redução de 24% do torque passivo após os 10 minutos de alongamento, reduziu também o IRP de 22,9±5,8 para 20,6±4,6 N/mm e a histerese (20,6±8,8 para 13,5±7,6%). Esses resultados sugerem que como resposta aguda a tais condições de alongamento a redução da viscosidade (indicada pela redução da histerese) é acompanhada de um aumento da complacência das estruturas tendíneas (resultante da redução do IRP). Os autores sugerem que esses resultados podem ser atribuídos a uma mudança aguda na disposição das fibras de colágeno, o que também foi observado por outros autores em pesquisas realizadas *in vitro* [147].

Estes resultados são corroborados por outros como os de Burgess *et al*. [148] que compararam o efeito agudo do alongamento nas propriedades mecânicas do tendão do GM entre homens e mulheres. Após 5 minutos de alongamento passivo em flexão

dorsal foram avaliados o IRP, o comprimento e a área de secção transversa do tendão, com redução significativa apenas da IRP e do módulo de Young para ambos os sexos, porém com maior alteração no sexo feminino.

Em outro estudo Kubo *et al.* [149] avaliaram as propriedades mecânicas do tendão e aponeurose do gastrocnêmio medial (GM) de oito indivíduos do sexo masculino através da ultrassonografia após 5 minutos de alongamento. As medidas foram adquiridas durante uma contração isométrica em rampa imediatamente após cada alongamento e o resultado foi a diminuição do IRP (7,9%) e da histerese (29%), indicando aumento no alongamento das estruturas do tendão. Kay e Blazevich [150] reportam resultados similares após 3 minutos de alongamento estático, reforçando que a redução do IRP da UMT imediatamente após um estímulo de alongamento é decorrente de mudanças na rigidez do músculo e não do tendão.

Gajdosik *et al*. [144] examinaram mulheres idosas com limitações na amplitude articular do tornozelo comparando com jovens sem limitações. As idosas apresentaram aumentos percentuais maiores para o torque passivo médio (30%) do que as mulheres mais jovens. No entanto, exibiram menor torque máximo passivo médio (Nm), menor energia elástica passiva total absorvida e maior média do IRP.

Poucos estudos avaliam os efeitos agudos do alongamento sobre o módulo Young [148]. Até o presente momento, não foram encontrados na literatura, estudos que avaliem o efeito do alongamento sobre o módulo tangente.

2.4.3.2 Efeitos crônicos

A melhora na flexibilidade tão difundida na literatura como resultado de aplicações de programas de alongamento ainda atravessa controvérsias e possui muitas lacunas. Poucos estudos investigaram os mecanismos de adaptação ao alongamento muscular crônico ou de longo prazo, e até o presente momento, não é possível esclarecer se a melhora da flexibilidade a longo prazo pode ser atribuída à adaptações neurais ou mecânicas.

Mesmo sem um consenso na literatura, após um programa de exercícios de alongamento, três mecanismos têm sido descritos como responsáveis pelo aumento duradouro na amplitude de movimento. São eles as alterações nas propriedades mecânicas da UMT [32, 143]; o efeito neurofisiológico através do aumento na tolerância ao alongamento [151]; e a remodelação tecidual [152].

A maior parte dos autores que analisa os efeitos crônicos do alongamento em voluntários idosos limita-se a investigar a ADM articular, desprezando outros aspectos, como as propriedades mecânicas do complexo músculo-tendíneo. Rodrigues *et al* [153] investigaram o impacto de 12 semanas de alongamento na amplitude articular do quadril de homens idosos. Os autores realizaram um treinamento duas vezes por semana, com duração de 30 a 45 minutos envolvendo exercícios de alongamento para a região coxofemoral. Como resultado, verificaram um ganho de cerca de 40% na ADM dos participantes. De modo semelhante, Watt *et al.* [129] promoveram treinamento de flexibilidade por 10 semanas, e também observaram melhora na ADM do quadril, em idosos de ambos os sexos. Os autores perceberam que ganhos na ADM estavam diretamente relacionados a melhorias na marcha como o aumento do comprimento da passada, e poderiam reverter declínios funcionais derivados do envelhecimento. O mesmo foi analisado por Cristopoliski *et al* [154], que treinou os membros inferiores de mulheres idosas por 4 semanas e, constatou que o alongamento impacta positivamente na qualidade da marcha dessa população.

Kang *et al.* [155], após 4 semanas de um treinamento de flexibilidade, relatou melhora na ADM articular tanto dos membros superiores (25% de ganho) quanto dos membros inferiores (230%) de mulheres idosas. Em contrapartida, o grupo controle de seu estudo apresentou queda de 37% de flexibilidade ao fim da pesquisa. Os autores sugerem que mulheres mais velhas que não realizam exercícios específicos podem perder a flexibilidade em um período de tempo relativamente curto.

Kubo *et al.* [147] examinaram os efeitos da aplicação de 8 semanas de um programa de treinamento (com exercícios de resistência e de alongamento) nas propriedades mecânicas do tendão. Os participantes realizaram treinamento contra resistido em um lado e treinamento de resistência + alongamento no segmento contralateral (articulação do tornozelo). Ao fim do protocolo, os autores observaram que houve aumento da força em ambos os lados, mas do lado que não treinou alongamento, o aumento da força foi maior. O mesmo aconteceu com o IRP do TC, que aumentou para os dois lados, 18,8±10,4% para o lado que treinou apenas resistência e 15,3±9,3% para o lado que treinou as duas modalidades. Já a histerese, diminuiu significativamente apenas para o lado que também treinou alongamento, em 17%. Quanto a AST do tendão, não houve alterações significativas para nenhum dos lados. Os autores acreditam que o tempo de intervenção não foi suficiente para alterar as dimensões ou a

concentração de colágeno do tendão. Do mesmo modo, em um estudo anterior realizado pelo mesmo grupo, com treinamento contraresistido por 12 semanas, a AST se manteve inalterada. Sobre a alteração da IRP, Kubo *et al.* [147] sugerem um que o treinamento possa ter induzido alterações nas estruturas internas do TC ou na aponeurose. Os resultados levam a crer que o treinamento de resistência aumenta o IRP do tendão, bem como o tamanho e a força do músculo.

Toft *et al.* [156] relataram aumento do torque passivo no ângulo de dorsiflexão máximo dos flexores plantares, após 3 semanas de programa de alongamento. Enquanto Magnusson [25] demonstrou que propriedades mecânicas são afetadas por exercícios de alongamento, mas retornam aos valores iniciais dentro de 1 hora, não observando mudanças crônicas no IRP dos isquiotibiais após treinamento, apesar do aumento na amplitude articular do joelho. Concluem, portanto, que este aumento é decorrente de uma maior tolerância ao alongamento, associado a capacidade de suportar um maior pico de torque passivo, alcançado devido a maior amplitude articular, e não as mudanças nas propriedades viscoelásticas ou mecânicas da UMT. O autor explica que, se as adaptações viscoelásticas do tecido fossem o mecanismo pelo qual o aumento na ADM ocorre após um programa de alongamento, a resposta esperada seria a redução no IRP muscular. Porém, em seu estudo, estes dois parâmetros permaneceram inalterados, denotando não haver mudanças duradouras nas propriedades mecânicas do tecido muscular, mesmo após um programa de alongamento composto por duas sessões diárias e com duração de 20 dias [25]. Logo, o autor atribui o incremento na ADM ao aumento da tolerância ao alongamento.

Mahieu *et al.* [130] verificou a aplicação de um programa de alongamento utilizando a técnica FNP por 6 semanas nos flexores plantares de voluntários. Os autores avaliaram a ADM, o torque passivo e o IRP do TC. Seus resultados indicaram aumento significativo na ADM, no entanto, tanto o torque passivo quanto o IRP do TC permaneceram inalteradas. Os autores explicam que este aumento na ADM do tornozelo não se explica por alterações nas propriedades mecânicas ou viscoelásticas, e, portanto, acreditam que a adaptação é decorrente de um aumento na tolerância ao alongamento.

Resultados de aumento da amplitude máxima de movimento sem mudanças na curva torque-ângulo foram repetidamente reportados por diversos autores com vários tipos de alongamento e através de diferentes metodologias. [138].

Guissard *et al.* [157], em um dos poucos estudos de longo prazo, demonstraram que 30 sessões de alongamento estático dos músculos flexores plantares aumentaram a amplitude da DF sugerindo como mecanismos para este fenômeno a redução do IRP passiva e a alteração da atividade reflexa muscular, com respostas temporais diferentes. Segundo os autores, apesar da amplitude articular ter aumentado progressivamente até o término do treinamento, o torque passivo máximo só apresentou um pequeno aumento significativo após as 10 primeiras sessões, retornando aos valores pré-treinamento com a sequência do programa. Estes autores concluem que o aumento da tolerância ao alongamento, indicado por valores maiores de torque máximo, é um efeito transiente e que mudanças plásticas dos elementos elásticos em paralelo devem ter ocorrido com a progressão do treinamento.

Em um estudo conduzido por Chan *et al*. [158], com o mesmo grupamento e relatou aumento simultâneo da ADM e da resistência após treinamento de alongamento de 4 semanas, no entanto, em 8 semanas o torque passivo não aumentou tanto. Os autores sugerem que a mudança no comportamento do torque passivo pode ser devido a uma possível adaptação do músculo e do tecido conjuntivo ocorrida em 8 semanas, e que quatro semanas seriam insuficiente para tal adaptação. Os autores explicam que a adaptação do músculo ou do tecido conjuntivo leva certo tempo. Um aumento na extensibilidade pode ser alcançado por alterações mecânicas/ fisiológicas do músculo e/ou pelo aumento da tolerância ao alongamento. Neste caso, as quatro semanas de treinamento foram suficientes para aumentar a tolerância ao alongamento, e isso foi evidenciado pelo aumento da ADM e acompanhado do aumento da resistência passiva dos isquiotibiais.

Gajdosik *et al*. [103] suportam a justificativa de que o efeito crônico no ganho da ADM em resposta ao alongamento, decorre de alterações nas propriedades mecânicas da UMT. E a redução da tensão passiva ao longo do tempo pode promover modificações no comprimento muscular. Isso pode acontecer quando uma UMT é alongada e mantida a um comprimento fixo por um determinado período. Os autores não reportaram diferença significativa no IRP mesmo após uma intervenção de 6 semanas de alongamento, e justificam tais resultados pelo pequeno tamanho da amostra. O programa de alongamento aumentou o comprimento máximo da UMT dos flexores plantares e sua capacidade de suportar uma carga passiva máxima. Estas adaptações concordam com os resultados de um estudo anterior do mesmo grupo [130], com idosas

não condicionadas, que tiveram aumento da DF e maior torque passivo após uma intervenção de alongamento. Nesse estudo anterior os autores testaram os efeitos de um programa de 8 semanas de exercícios de alongamento nas propriedades mecânicas da UMT das voluntárias. Como resultado, sugerem que a intervenção provavelmente promoveu o aumento do comprimento máximo da estrutura, o aumento da extensibilidade e o aumento da resistência dos músculos envolvidos.

Folpp *et al.* [159] relataram que um treinamento de alongamento de 4 semanas aumentou a extensibilidade aparente dos isquiotibiais, ou seja, a tolerância ao alongamento determinada pela flexão de quadril para um torque não padronizado, evidenciando o aumento da ADM e do torque passivo máximo.

Kato *et al*. [113] concluíram após a aplicação de um treinamento de aproximadamente 6 semanas, combinando resistência e flexibilidade, que a ADM na dorsiflexão ativa e passiva aumentou para os dois grupos. No entanto, o grupo que só treinou flexibilidade teve alteração apenas na ADM passiva. O torque passivo, também aumentou apenas para o grupo de treinamento combinado. Já o alongamento das estruturas músculos e tendão apresentaram comportamentos distintos. Enquanto o músculo não alterou sua capacidade de alongamento após a intervenção, o tendão se adaptou (aumentou) nos dois grupos (grupo resistência + alongamento: 9,6±3,2 para 14,4±2,8mm e grupo só alongamento: 10,3±3,9 para 14,5±4,6mm). Segundo os autores, o tendão contribuiu para o aumento da extensibilidade nos dois grupos.

Kay e Blazevich [150] avaliaram o efeito de um programa alongamento também por 6 semanas, imposto sobre um músculo isometricamente contraído (isto é, qualitativamente semelhante ao treinamento excêntrico isocinético) na mecânica do tendão muscular. Os autores confirmaram sua hipótese de aumento de ADM e aumento tanto do pico de torque passivo (indicado como tolerância ao alongamento) (de 136,2%), quanto no pico de torque flexor plantar isométrico (de 51,3%). As alterações de rigidez na UMT não foram significativas. Por outro lado, a rigidez no tendão aumentou 31,2% enquanto no músculo diminuiu em 14,6%. Kay e Blazevich [110] afirmam que a falta de alteração na rigidez na UMT simultânea ao aumento significativos na rigidez do tendão e diminuição na rigidez muscular passiva sugerem que os efeitos específicos do tecido foram provocados, de fato, pela intervenção proposta.

Alguns estudos com idosos avaliam o efeito de uma intervenção de longo prazo ou crônica de alongamento, no entanto, a maioria se limita a investigar a ADM articular. Programas de 8 [128] e 10 [159] semanas realizados por diferentes autores indicam aumento considerável dessa variável, no entanto, os mecanismos que levam a esse resultado, permanecem sem definição consensual.

Como resultado da aplicação de um programa de alongamento em idoso, além de alterações funicionais (teste *Timed Up & Go*), do aumento da amplitude e movimento e do pico de torque passivo, o IRP também aumentou após a intervenção. Gajdosik *et al.* [160] avaliaram o efeito crônico de 8 semanas de alongamento nas propriedades passivas de idosas com limitações na ADM. Os autores examinaram a rigidez passiva da UMT na segunda metade da curva torque x ângulo. Após o término da intervenção, verificaram aumento de 46% do ângulo máximo de DF concomitante a aumento de 46% do PTP e 17% da rigidez passiva. Os autores constataram aumento do comprimento máximo, da extensibilidade e das forças resistivas passivas dos músculos da panturrilha. Acreditam que adaptações de outras estruturas do tornozelo e da perna também possam ter contribuído. E associaram tais adaptações à melhora no desempenho das atividades funcionais das voluntárias.

Discute-se ainda no trabalho, que o efeito crônico decorre de alterações nas propriedades viscoelásticas dos tecidos envolvidos. Sabe-se que quando uma UMT é alongada e mantida a um comprimento fixo por um determinado período, ocorre um fenômeno conhecido como *stress relaxation*, assim, a tensão passiva é reduzida ao longo do tempo, levando a modificações no comprimento muscular. Segundo os autores, o aumento do comprimento muscular poderia ter potencializado a capacidade dos músculos de suportar maiores forças de estiramento passivo.

Além disso, os autores comentam que exercícios de alongamento realizados por mulheres idosas podem ter incluído alguma ativação muscular, ainda que baixíssima, e poderiam simular uma ativação excêntrica também de baixo nível, já que alguns indivíduos mais velhos possuam maior dificuldade de relaxar suficientemente para alcançar um alongamento completamente passivo.

Reid *et al.* [161] comparou os efeitos de um programa de alongamento de 6 semanas na amplitude de movimento de extensão do joelho, no torque passivo e na rigidez em idosos com e sem osteoartrite (doença degenerativa que promove inflamação dos tecidos articulares). Ao fim da intervenção, assim como Gajdosik *et al.* [160], os

autores encontraram aumento na ADM, no pico de torque passivo e na rigidez (avaliada nos 10% finais da ADM do joelho), em ambos os grupos, em diferentes proporções. Estes resultados indicam que os idosos com e sem artrite são capazes de obter melhorias na amplitude de movimento articular, confirmando que exercícios simples de alongamento são eficazes como parte de um tratamento de longo prazo da osteoartrite do joelho. No presente trabalho, as voluntárias consideradas como respondentes a intervenção proposta, apresentaram resultados semelhantes de ADM e PTP, no entanto, algumas parecem ter aumentado a tolerância ao alongamento e outras parecem que também sofreram adaptações estruturais. No estudo de Reid *et al.* [161] os ganhos na ADM das participantes concomitante ao aumento do torque passivo parece indicar um aumento da tolerância ao alongamento, não sendo possível afirmar outros tipos de adaptações.

Batista *et al*. [162] diferente dos estudos anteriores, realizaram uma intervenção de alongamento ativo dos flexores de joelho. Propuseram uma intervenção de 12 semanas de duração, porém, dividida em 3 fases. O alongamento propriamente dito teve inicio na segunda fase (7 séries de 1 min, duas vezes por semana), que durou 4 semanas. Ao fim da segunda fase, em concordância com todos os outros estudos, os autores constataram o aumento da ADM. Verificaram também o aumento do torque ativo flexor e extensor e relataram melhora na mobilidade funcional das idosas. A terceira e última fase foi de observação da manutenção dos efeitos. Batista *et al*. [162] constataram que a maioria dos incrementos continuaram após as 4 semanas de alongamento indicando boa adaptação do sistema neuromuscular. Os autores atribuíram os ganhos na ADM ao aumento do comprimento muscular, e o aumento do torque à adaptação na viscoelasticidade do tecido conjuntivo. Sabe-se que quando um músculo é alongado, o tecido conjuntivo intramuscular é o que mais contribui para o aumento da resistência passiva, uma vez que a rede de colágeno do perimísio previne o estiramento dos fascículos acima dos limites normais.

Como é possível constatar são escassos os estudos que avaliem o efeito do alongamento crônico nas propriedades mecânicas do tendão de idosas. Até o presente momento, não foram encontrados na literatura trabalhos examinando o módulo tangente nessa população, o que garante a originalidade da tese.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

As coletas foram realizadas no Laboratório de Biomecânica, no Programa de Engenharia Biomédica (PEB), do Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-Graduação e Pesquisa de Engenharia (COPPE), da Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ). Todos os procedimentos foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho (n°: 031-2007).

3.1 Perfil da amostra

A amostra foi composta por 21 idosas, com idade média de 72,5±5,4 anos (peso e altura média de 70,7±6,1 kg e 1,56±0,07m). As voluntárias são participantes de dois grupos de extensão: As alocadas no grupo controle (GC, n=12) participam do Projeto Equilíbrio e Movimento (Projeto PEQUIM), da Escola de Educação Física e Desportos da UFRJ (Campus Praia Vermelha). E as alocadas no grupo alongamento (GA, n=9), participam do Projeto de Extensão Social Mente Ativa, na Universidade Estácio de Sá. O critério de exclusão foi a presença ou histórico de doença osteomioarticular, de caráter crônico degenerativo dos membros inferiores. Todas as participantes eram fisicamente ativas, sendo as do GC praticantes de atividades físicas diversas no projeto PEQUIM e as do GA, praticantes de pilates.

O termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) contendo orientações sobre a participação no estudo, protocolo de treinamento (para o grupo intervenção), coleta de dados e o consentimento à participação, foi entregue às voluntárias e assinado.

3.2 Cálculo do Módulo Tangente

O módulo tangente verdadeiro (E_t) é definido como a derivada local da tensão axial verdadeira (σ_{true}) relativa à deformação axial verdadeira (ε_{true}) [39, 162]:

$$E_t = \frac{d\sigma_{true}}{d\varepsilon_{true}} \tag{4}$$

Assim, o módulo tangente da engenharia (E_{eng}) é calculado a partir da relação entre tensão (σ_{eng}) e deformação (ε_{eng}), em que a tensão é definida pela razão entre força e área de secção transversa fixa; e a deformação, pela razão entre deformação (diferença

entre o comprimento final e o comprimento inicial de uma estrutura) e comprimento inicial da estrutura.

$$\sigma_{eng} = \frac{F}{AST} \tag{5}$$

$$\varepsilon_{eng} = \frac{L - L_0}{L_0} \tag{6}$$

Considerando um pequeno incremento axial no comprimento do tendão, temos: $\Delta L = L^T - L^T_0$, em que L^T é o comprimento final do tendão e L^T_0 o comprimento inicial (comprimento do tendão em posição relaxada).

A deformação verdadeira (ε_{true}) é encontrada integrando $d\varepsilon_{true} = \frac{dL^T}{L^T}$:

$$\varepsilon_{true} = \int_{L^T0}^{L^T} d\varepsilon_{true} = \int_{L^T0}^{L^T} \frac{dL^T}{L^T} = \ln(1 + \varepsilon_{eng}) \tag{7}$$

A tensão verdadeira (σ_{true}) é definida como:

$$\sigma_{true} = \frac{F}{AST_{true}} \tag{8}$$

Sendo F, a força aplicada no tendão e AST_{true} a área de secção transversa variável. A força aplicada no tendão é calculada a partir do torque passivo do tornozelo (TP), braço de momento do tendão (BM) relacionado ao centro articular do tornozelo e ângulo do tornozelo (AT).

$$F = \frac{TP}{BM \times AT} \tag{9}$$

A AST varia de acordo com as deformações que ocorrem no TC durante a mobilização passiva do tornozelo. É possível estimá-la a partir do Coeficiente de Poisson:

$$\nu = -\frac{\varepsilon_{t-true}}{\varepsilon_{true}} \tag{10}$$

Em que $\varepsilon_{t\text{-}true}$ representa a deformação transversal associada à alteração do comprimento do tendão.

Assim como a deformação axial verdadeira (ε_{true}), a deformação transversal verdadeira ($\varepsilon_{t\text{-}true}$) está relacionada com a deformação transversal de engenharia ($\varepsilon_{t\text{-}eng}$):

$$\varepsilon_{t-true} = \ln(1 + \varepsilon_{t-eng}) \tag{11}$$

Assim, a equação (10) pode ser expressa, segundo Vergari *et al*. [38] como:

$$\nu = -\frac{\ln(1+\varepsilon_{t-eng})}{\ln(1+\varepsilon_{eng})} \tag{12}$$

$$1 + \varepsilon_{t-eng} = (1 + \varepsilon_{eng})^{-\nu} \tag{13}$$

O coeficiente de Poisson utilizado tem valor ν = 0,5, adaptado do descrito por Vergari *et al*. [38]. Seja dx a dimensão de um elemento deformado no mesmo plano da AST, com dimensão inicial dx_0. A deformação transversal da engenharia é expressa como:

$$\varepsilon_{t-eng} = \frac{dx - dx_0}{dx_0} \tag{14}$$

Substituindo a equação 14 na equação (13), a dimensão do elemento deformado é:

$$dx = dx_0\left(1 + \varepsilon_{eng}\right)^{-\nu} \tag{15}$$

Considerando que a AST do tendão tem forma elíptica, a AST_{true} é estimada com semi-eixos a e b, sendo AST = πab. Os semi-eixos a e b da elipse podem ser descritos como:

$$a = a_0(1 + \varepsilon_{eng})^{-\nu} \tag{16}$$

$$b = b_0(1 + \varepsilon_{eng})^{-\nu} \tag{17}$$

A AST inicial (AST_0) é calculada a partir de imagens de ultrassom, obtidas a 2cm acima da inserção do TC com o tornozelo em posição relaxada. A AST verdadeira pode ser calculada pela fórmula:

$$AST_{true} = AST_0(1 + \varepsilon_{eng})^{-2\nu} \quad (18)$$

Se a relação σ_{true} x ε_{true} pode ser modelada por um polinômio de ordem n do tipo:

$$\sigma_{true} = a_1\varepsilon_{true}^n + a_2\varepsilon_{true}^{n-1} + \cdots + a_n\varepsilon_{true} + a_{n+1} \quad (19)$$

O Módulo Tangente (MT) da equação (4) resulta em:

$$E = na_1\varepsilon_{true}^{n-1} + (n-1)a_2\varepsilon_{true}^{n-2} + \cdots + 2a_{n-1}\varepsilon_{true} + a_n \quad (20)$$

Toda a rotina para o Cálculo do Módulo Tangente foi realizada em ambiente MATLAB (versão 7.8.0.347, R2009a, Massachusets, EUA).

3.3 Instrumentação

Algumas variáveis que compoem o MT foram adquiridas por um dinamômetro isocinético (Biodex 4 System Pro, Biodex Medical Systems Inc, Nova Iorque, EUA) durante a mobilização passiva do tornozelo. Para verificar a deformação do tendão e acompanhar o deslocamento da JMT, foi utilizado um ultrassom (Aixplorer, Supersonic Image, Aix-en-Provence, França), com transdutor linear de 55mm (frequência fundamental de 4 - 15 MHz, campo de imagem de 30 x 50 mm). Utilizou-se ainda, um gel (Ultrex-gel, Farmativa Industria e Comercio Ltda, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) para melhor acoplamento acústico e para evitar a depressão da superfície da pele.

A fim de garantir o silêncio mioelétrico, foi utilizado um eletromiógrafo com *software* apropriado para aquisição e pré-processamento dos dados (EMG-USB2 e software OT Biolab, versão 1.7.4706.XX, OT Bioelettronica, Torino, Itália) com conversor A/D de 12 bits, filtro passa-banda analógico com frequências de corte de 10 e

500 Hz, frequência de amostragem de 1 kHz e eletrodos de superfície (Ag-AgCl, Meditrace, Kendall, EUA).

O setup experimental pode ser observado na Figura 7.

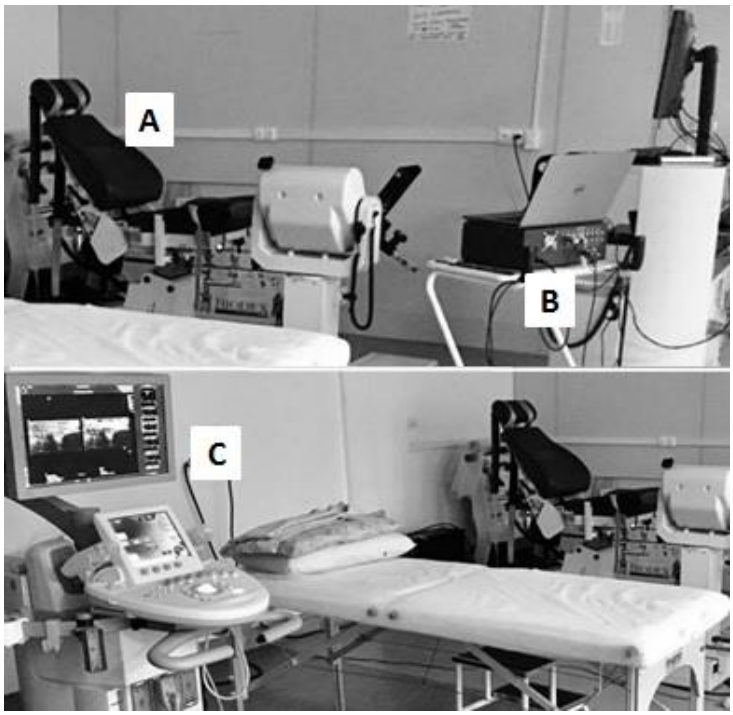

Figura 7.Setup experimental da coleta. (A) Isocinético, (B) eletromiógrafo e (C) ultrassom e maca utilizados na aquisição das imagens e medição de parâmetros.

As voluntárias visitaram o laboratório em dois momentos. O primeiro momento ocorreu antes da aplicação do protocolo de alongamento e consistiu no momento definido como “pré”. Na primeira visita, as idosas foram submetidas a uma avaliação inicial, na qual dados antropométricos, como idade, peso e altura foram coletados.

Com a participante em pé, o maléolo lateral e a interlinha articular do joelho foram marcados com caneta específica para pele. A distância entre essas estruturas representa o comprimento da perna (Figura 8A). A região de 30% proximal desse comprimento também foi marcada pra posterior identificação dos limites dos gastrocnêmios. Em decúbito ventral, com o auxílio do ultrassom, foram identificados e marcados os limites dos músculos gastrocnêmio lateral (GL) e medial (GM), bem como o ponto médio desses músculos nessa região, para servir como referência na identificação da JMT e auxiliar na orientação para colocação dos eletrodos de superfície

(Figura 8B). O comprimento do tendão em repouso foi medido na própria pele do voluntário, sendo considerada a distância entre a inserção calcanear proximal até JMT (Figura 8C).

Ainda em decúbito ventral na maca de avaliação, com os pés pendentes e tornozelo em posição relaxada, uma foto foi adquirida para posterior medição do ângulo do tornozelo em repouso (Figura 8D). Como ilustrado nas Figuras 8E e 8F, a inserção proximal do TC foi identificada com o US e marcada. Em dois centímetros acima dessa marcação foram obtidas 4 imagens do tendão calcanear, duas transversais para medir a AST, e duas longitudinais para medir a espessura do TC (valor que compõe o cálculo do BM). As variáveis mencionadas foram medidas com ferramenta do *software* gratuito ImageJ (NIH, Maryland, USA).

Figura 8. Procedimentos para aquisição de alguns parâmetros. (A) Medição do CP, (B) identificação da JMT, (C) medição do TC em repouso, (D) foto para medição do ângulo de repouso do tornozelo, (E) marcação do ponto para aquisição de imagem longitudinal (para o BM) e transversal (para AST) do TC e (F) aquisição das imagens do TC (Fonte: imagens adquiridas pela autora)

3.4 Protocolo de testes

3.4.1 Deformação do tendão

Para determinar a deformação do tendão, as participantes estiveram sentadas na cadeira do dinamômetro isocinético (Biodex 4 System Pro, Biodex Medical Systems Inc, Nova Iorque, EUA) com o joelho direito em extensão completa e quadril flexionado, com o tronco inclinado em 85º, a fim de minimizar a tensão na parte posterior do joelho e não limitar a dorsiflexão máxima, conforme já sugerido por Blazevich *et al.* [146]. O pé direito foi fixado na plataforma do equipamento com o auxílio de uma tira de velcro, mantendo o maléolo lateral alinhado ao eixo de rotação do equipamento, como pode ser observado na Figura 9.

Figura 9.Voluntária posicionada no isocinético no momento a coleta.

Nas etapas pré-teste e teste foram realizadas mobilizações passivas da articulação do tornozelo. O equipamento move a articulação em uma velocidade de 0,087 rad/s (5º/s), de 30º de flexão plantar até a amplitude máxima estipulada por cada indivíduo. O ângulo da articulação do tornozelo foi considerado zero quando a plataforma formar um ângulo de 90º com a linha horizontal.

Na etapa pré-teste, foi aplicado o protocolo de familiarização, composto por 3 ciclos de mobilização passiva, a partir de 30º de flexão plantar até 10º de flexão dorsal. A seguir, um teste de ângulo máximo foi realizado com a voluntária. Em um único ciclo de mobilização passiva, iniciado em 30º de flexão plantar e com término ao

comando do participante, que ao apertar um botão do equipamento, indica seu máximo desconforto e, portanto, ângulo máximo articular no momento. O próximo passo correspondia ao protocolo de aquecimento, com 10 mobilizações passivas, de 30º de flexão plantar até 5º a menos do ângulo máximo de flexão dorsal indicado pela voluntária. Após o aquecimento, foram realizados mais dois testes de amplitude máxima de dorsiflexão, e o maior ângulo alcançado pela participante foi utilizado no teste em que o torque passivo era adquirido.

A etapa de teste para aquisição do torque passivo, consistia em 5 ciclos de mobilizações passivas do tornozelo, partindo de 30º de flexão plantar até o ângulo máximo de flexão dorsal informada por cada voluntária. As participantes eram orientadas a não realizarem qualquer resistência ao movimento. A fim de garantir a inatividade elétrica muscular durante o teste, foi utilizada eletromiografia de superfície (EMG) sincronizada ao torque passivo e a atividade máxima permitida foi estabelecida em até 2% de uma contração voluntária máxima, realizada ao fim do teste.

3.4.2 Deslocamento JMT

Para resolver as equações da seção 3.2, o comprimento final (L^{T}) e comprimento incial (L^{T}_{0}) do tendão devem ser determinados. O comprimento músculo-tendíneo total é a soma dos comprimentos do músculo e do tendão ($LMT = L^{T} + L^{M}_{0}$). Sendo LMT calculado a partir das curvas de regressão demonstradas em peças anatômicas por Grieve *et al*. [163].

Durante a mobilização passiva, como já foi dito, o pé da voluntária é fixado a plataforma do dinamômetro em 30º de flexão plantar (FP_0). O transdutor é posto manualmente pela avaliadora na posição em que a JMT seja melhor visualizada (utilizando as marcações na pele como referência). A distância horizontal entre a JMT até a borda esquerda da imagem é medida (ΔJMT_0) e ao fim de um ciclo de mobilização passiva, a distância entre a JMT e a borda da imagem diminui (ΔJMT) (Figura 10). Esse deslocamento, isto é, o percurso realizado pela JMT da FP_0 a DF_f (máxima dorsiflexão de cada voluntário) representa a variação do comprimento muscular (ΔL^{M}). Deste modo, $\Delta L_M = \Delta JMT_0 - \Delta JMT$.

Um polinômio de terceira ordem é ajustado para pontos da ΔL^{M} como uma função do ângulo do tornozelo (AT); cada participante apresenta um ângulo de tornozelo de repouso (AT_0), medido pelo *software* livre ImageJ em foto adquirida, com o eixo do

tornozelo perpendicular à gravidade. Usando a curva ajustada a deformação muscular de repouso $\Delta L^{M}{}_{0}$ é calculada com o AT_0. A relação $AT\ x\ \Delta L^{M}$ é corrigida pela subtração de $\Delta L^{M}{}_{0}$ e ΔL^{M}, resultando em uma nova curva ($\Delta L^{M}{}_{corrigido}(AT)$), que também é utilizada em um polinômio de terceira ordem.

O comprimento do tendão em repouso ($L^{T}{}_{0}$) é representado pela distância entre sua inserção calcanear e a JMT. O comprimento do músculo em repouso ($L^{M}{}_{0}$) é calculado como $L^{M}{}_{0} = L^{MT}{}_{0} - L^{T}{}_{0}$, em que $L^{MT}{}_{0}$ é obtido pelas curvas de regressão de Grieve *et al.* [163]. O comprimento muscular é então encontrado da seguinte forma: $L^{M}(AT) = L^{M}{}_{0} + \Delta L^{M}{}_{corrigido}(AT)$. Já o comprimento do tendão (L^{T}) é estimado como: $L^{T}(AT) = L^{MT}(AT) - L^{M}(AT)$.

Deste modo, é possível calcular $\varepsilon_{eng}(AT)$ e $\varepsilon_{true}(AT)$, demonstrados na equação (7): $\varepsilon_{true} = \int_{L^{T}0}^{L^{T}} d\varepsilon_{true} = \int_{L^{T}0}^{L^{T}} \frac{dL^{T}}{L^{T}} = \ln(1 + \varepsilon_{eng})$.

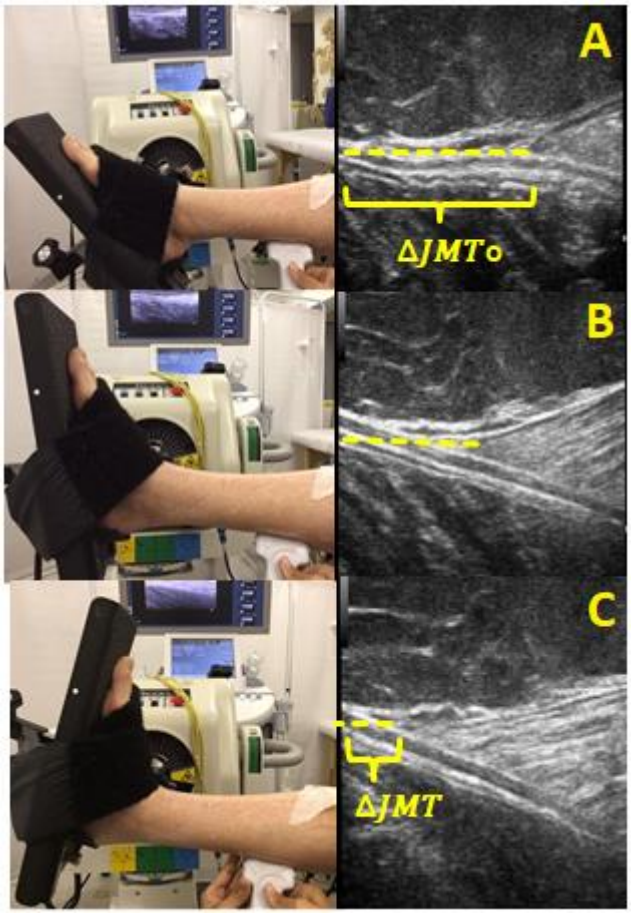

Figura 10. Deslocamento da JMT monitorada por US. Na dupla de imagens (A), o tornozelo está em 30° de FP, na (B) em 90° na posição considerada neutra e na (C), na DF máxima da voluntária.

3.5 Protocolo de intervenção

As idosas foram alocadas em dois grupos, um grupo controle (que após primeira coleta de dados foi orientada a continuar realizando normalmente suas atividades físicas diárias) e um grupo alongamento, cuja sessão atual é destinada.

As voluntárias do grupo intervenção participaram de um programa de alongamento estático que durou de 8 a 11 semanas. O número de sessões variou entre as idosas, sendo o mínimo de 23 (equivalente a 75% de frequência) e o máximo de 33 sessões.

O programa de alongamento consistiu de exercícios envolvendo a articulação do tornozelo, realizados três vezes por semana. Os exercícios eram todos passivos (com o apoio de estruturas externas, compostos por 4 séries de 45 segundos de estimulo e 15 segundos de intervalo entre cada estimulo. Cada sessão completa durava cerca de 30 minutos.

O programa de treinamento foi composto por três variações de exercícios de alongamento para os flexores plantares, conforme demonstrados na sequência da Figura 11. Todo o treinamento foi pessoalmente supervisionado pela pesquisadora.

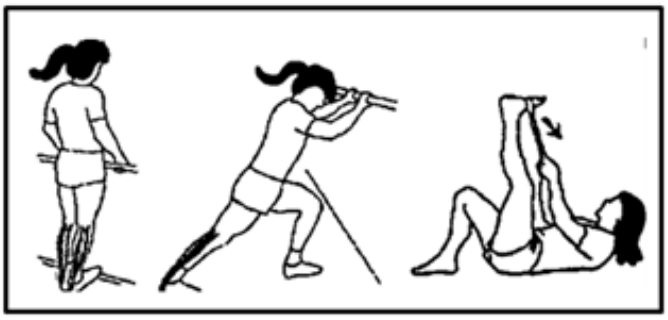

Figura 11. Variações de exercícios de alongamento da UMT do TS(Imagens de domínio público, adaptado pela autora).

Ao término da intervenção, as idosas retornaram ao laboratório para a realização da etapa “pós-intervenção”. Os mesmos procedimentos descritos acima nos tópicos 3.4 e 3.5 foram executados.

Sete voluntárias retornaram uma terceira vez ao laboratório para a realização de um estudo de confiabilidade.

3.6 Análise dos parâmetros avaliados

Um dos parâmetros analisados para compor o cálculo do MT é o deslocamento da JMT que ocorre durante a dorsiflexão passiva. O percurso da JMT é monitorado e um vídeo é gravado para posterior fragmentação em múltiplos quadros (1 a cada 0,5 segundo) pelo programa DVDVideo Soft (DVDVideoSoftLimited, Chicago, USA). O deslocamento é medido a cada quadro com ferramenta de um programa editor de imagens, ImageJ (NIH, Maryland, USA), a partir da distância horizontal da JMT até a borda esquerda da imagem, como apresentado na Figura 10.

O parâmetro AST é medido a partir da imagem de US adquirido a 2 cm acima da inserção do TC com o tornozelo em posição relaxada. A medida da AST também é realizada com auxílio da ferramenta do programa ImageJ, como ilustrado na Figura 12.

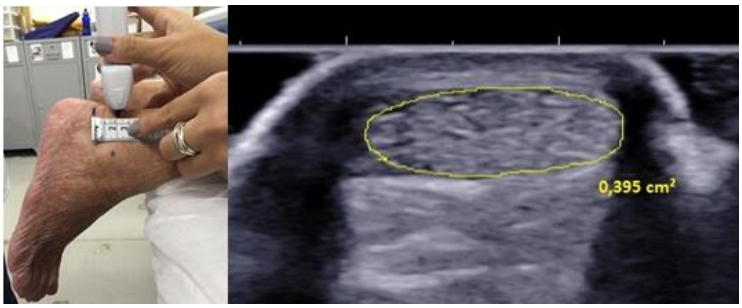

Figura 12. Aquisição da imagem e medição da AST.

Sabe-se que a AST (Equação 21) varia conforme a deformação do tendão. Para estimar essa variação utilizamos o valor de v=0,5 (adaptado de Vergari *et al*. (38).

$$AST_{true} = AST_0(1 + \varepsilon_{eng})^{-2\nu} \quad (21)$$

Outro parâmetro investigado é o braço de momento (BM) do tendão calcanear. Este é estimado com o indivíduo em decúbito ventral e o tornozelo em posição de repouso, conforme protocolo de Zhao *et al*. [35]. O cálculo do BM é composto pela diferença entre duas medidas: (1) a distância entre o ápice do maléolo lateral até a pele (medida na foto do tornozelo pelo programa ImageJ); (2) a distância da pele até a metade da espessura do TC (medida a 2 cm da inserção distal do TC na imagem longitudinal de US), conforme mostra a Figura 13.

Sabe-se que o BM varia de acordo com o ângulo do tornozelo durante mobilização passiva. Para acompanhar tal variação utilizou-se os valores de BM para o movimento de flexão plantar até a dorsiflexão máxima do tornozelo, disponibilizados por Menegaldo *et al.* [37]. Os autores fornecem em seu estudo tabelas que permitem localizar dentro do movimento analisado, o grupo dos componentes musculares e articulações envolvidas. Os valores de BM proprostos por Menegaldo *et al*. [37] resultam de uma série de equações de regressão que permitem estimar os comprimentos e braços de momento de diversas estruturas musculotendíneas atuantes nos membros inferiores.

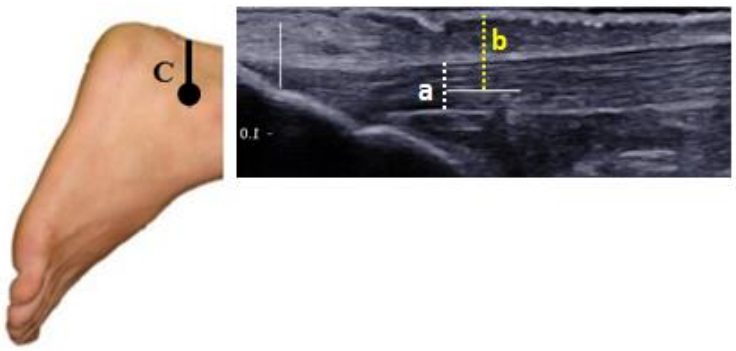

Figura 13. Estimativa do BM do TC: distância C – distância B = BM (A:espessura do TC; B: distância entre a pele e a metade da espessura do TC; C: distância entre o maléolo lateral e a pele).

A equação de regressão adequada (Equação 22) a este trabalho é descrita abaixo, na qual os valores de R2 representam o BM, e os valores de Q2 são as coordenadas do tornozelo e músculos flexores plantares.

$$R2\ (Q2) = a1 + a3\ Q2 + a6\ Q2^2 + a9\ Q2^3 \qquad (22)$$

No presente estudo os ângulos do joelho e subtalar são considerados zero durante toda mobilização, logo, o braço de momento varia de acordo somente com o ângulo do tornozelo, sendo utilizado para calcular a tensão verdadeira (σ_{true}) e conseqüentemente, o módulo tangente verdadeiro (E_{true}).

3.7 Análise estatística

A análise estatística foi realizada com programa SPSS, versão 21 (SPSS IBM, New York, U.S.A). Os dados foram apresentados com média ± desvio-padrão. A normalidade das medidas foi avaliada pelo teste *Shapiro-Wilk*. Para comparação dos parâmetros entre os grupos pré e pós-intervenção e controle, será realizado um teste ANOVA *two-way* (2 x 2) com *Post Hoc de Tukey*. O nível de significância estatística foi estabelecido em $\alpha < 0,05$.

Quanto à confiabilidade, esta foi determinada pelo Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI) e pelo *αCronbach*. O teste Levene foi utilizado para indicar a presença ou ausência de homocedasticidade em todos os parâmetros. Para verificar a variabilidade dos valores das medidas foi empregado o erro típico da medida (ETM) e o Coeficiente de Variação (CV), conforme a presença ou ausência de homocedasticidade como sugerido por Hopkins [164]. Um teste t pareado será realizado para verificar se há ou não diferença significativa entre as médias dos dias 1 e 2 para todos os parâmetros.

4. RESULTADOS

4.1 Resultados da confiabilidade

Os valores das medidas apresentaram distribuição normal e os dados referentes à média, desvio padrão referentes aos dias 1 e 2 do grupo confiabilidade (n=7) estão apresentados na Tabela 1.

Tabela 1. Valores de média e DP dos dias 1 e 2 do teste de confiabilidade

Parâmetros	**Dia 1**	**Dia 2**
CP (cm)	38,28 ± 1,40	38,32 ± 1,52
CT (mm)	177,14 ± 21,76	178,42 ± 20,93
AST (mm²)	52,07 ± 9,74	50,03 ± 9,47
BM (m)	0,03 ± 0,002	0,03 ± 0,003
ART (°)	14,76 ± 3,47	15,47 ± 3,53
Ang máx DF (°)	33,14 ± 6,09	32,85 ± 6,71
PTP (Nm)	27,20 ± 6,98	30,59 ± 5,57
Desloc. Máx. JMT (cm)	3,34 ± 0,47	3,09 ± 0,66
Tensão verd máx (Mpa)	17,76 ± 9,51	18,74 ± 8,38
Deformação verd máx	0,15 ± 0,02	0,16 ± 0,01
MT máx (Mpa)	250,41± 106,60	252,35 ± 89,73

Os gráficos abaixo (Figuras 14A e B) ilustram o comportamento da curva torque x ângulo e deslocamento JMT x ângulo de todas as voluntárias que participaram da confiabilidade. Os ângulos iniciais (na Figura 14B) são diferentes devido ao número de quadros analisados no deslocamento da JMT, correspondente a amplitude de movimento, que difere entre as voluntárias.

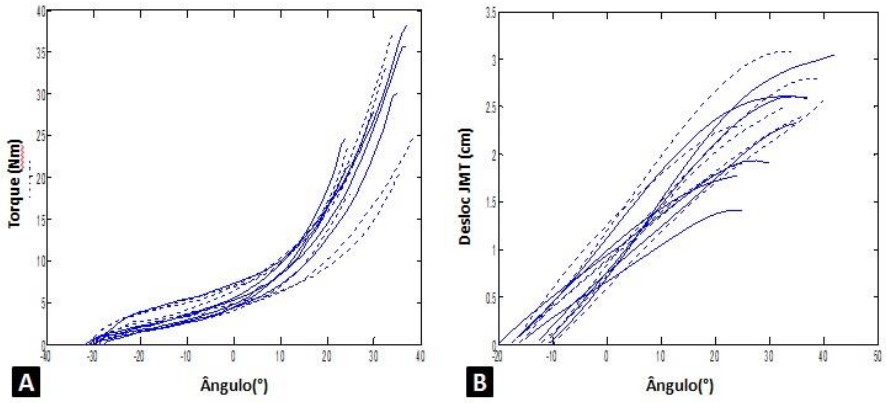

Figura 14.Curva torque x ângulo (A) e deslocamento JMT x ângulo(B) das 7 voluntárias do grupo confiabilidade. A linha cheia corresponde ao dia 1 e a tracejada ao dia 2.

Na Figura 15 é possível observar o comportamento da curva tensão verdadeira x deformação para todas as voluntárias.

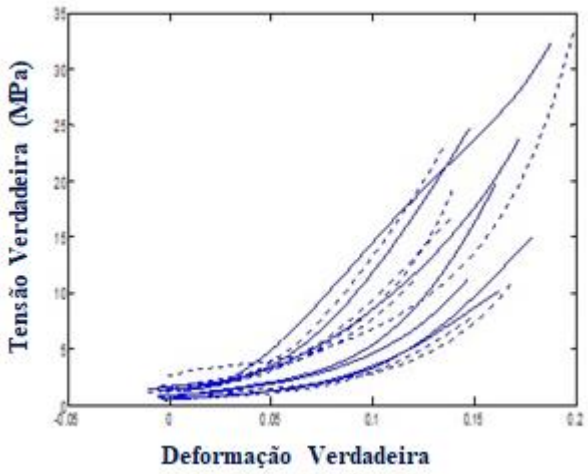

Figura 15. Tensão verdadeira (MPa) x Deformação de todas as voluntárias do grupo confiabilidade. A linha cheia corresponde ao dia 1 e a tracejada ao dia 2.

Abaixo (Figura 16), um exemplo do comportamento do módulo tangente pela deformação.

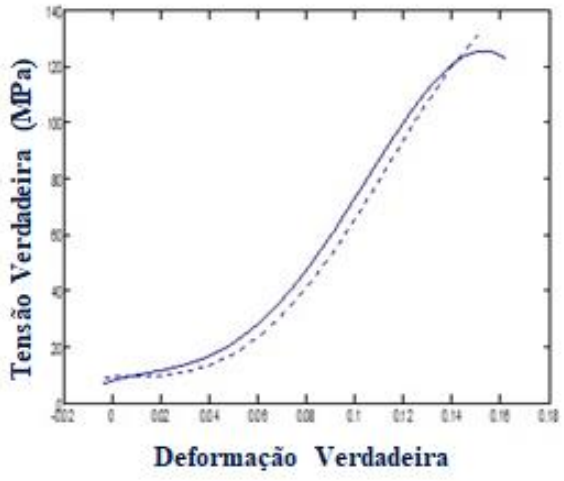

Figura 16. Exemplo da curva de uma voluntária Módulo Tangente (MPa) x Deformação verdadeira. A linha cheia corresponde ao dia 1 e a tracejada ao dia 2.

Quanto à análise de confiabilidade do módulo tangente (e dos parâmetros utilizados para compor seu cálculo), o grupo avaliado (n=7) apresentou valores de CCI indicando excelente confiabilidade, variando de 0,708 (para o pico de torque) a 0,994 (para o comprimento do TC em repouso). O α Cronbach também indicou boa consistência interna, variando de alta 0,829 (para o pico de torque) a muito alta 0,997 (para o comprimento do TC em repouso). Os valores estão dispostos na Tabela 2.

Tabela 2. Valores referentes aos coeficientes de confiabilidade interdias. Coeficiente de correlação intraclasse (CCI) e αCronbach (indicador da consistência interna das medidas) do grupo confiabilidade.

Parâmetros	**CCI**	**α Cronbach**
ART (°)	0,951	0,975
BM (m)	0,729	0,843
CP (cm)	0,989	0,989
CT (mm)	0,994	0,997
AST (mm²)	0,947	0,973
Ang máx DF (°)	0,884	0,938
PTP (Nm)	0,708	0,829
Desloc máx JMT (cm)	0,880	0,936
Tensão verd (Mpa)	0,931	0,964
Defomação verd	0,744	0,853
MT máx (Mpa)	0,789	0,882

Como o teste de Levene não indicou homocedasticidade (igualdade de variâncias) em todos os parâmetros, para avaliar a variabilidade dos mesmos foram empregadas duas metodologias: o ETM (valores absolutos e relativos) para os parâmetros em que se constatou homocedasticidade e o CV para os parâmetros que não apresentaram igualdade de variância, isto é, para os heterocedásticos. Os valores estão indicados na Tabela 3.

O ETM indicou razoável variabilidade dos dados e apenas dois parâmetros apresentaram percentual superior a 10% de erro, o pico de torque (11,81%) e o módulo tangente (17,99%). Os dados em que se constatou a heterocedasticidade, o CV demonstrou dispersão de dados variando de baixa (comprimento do TC: 11,54%) a média (ângulo de repouso: 22,40%), o que também é positivo (Tabela 3).

Tabela 3. Valores de variabilidade dos parâmetros: ETM (valor absoluto e valor relativo) e CV.

Parâmetros	**ETM (%)**	**CV(%)**
ART (°)	--	22,40
BM (m)	0,0018 (5,31%)	--
CP (cm)	0,15 (0,39%)	--
CT (mm)	--	11,54
AST (mm^2)	--	18,21
Ang máx DF (°)	2,18 (6,62%)	--
PTP (Nm)	3,41 (11,81%)	--
Desloc máx JMT (cm)	0,2 (6,26%)	--
Tensão verd (Mpa)	1,23 (6,78%)	--
Defomação verd	0,010 (6,81%)	--
MT máx (Mpa)	45,23 (17,99%)	--

4.2 Resultados grupo experimental e grupo controle

Os valores de média e desvio padrão referentes aos grupos alongamento (GA) (n=9) e controle (GC) (n=10) estão apresentados em blocos. No primeiro bloco estão os parâmetros morfológicos e estruturais, no segundo os parâmetros adquiridos e no terceiro, os calculados.

Na Tabela 4 estão os valores de média e desvio padrão (DP) dos parâmetros referentes ao primeiro bloco, os parâmetros de cunho morfológico e estrutural: comprimento da perna e do tendão (CP e CT), área de secção transversa do TC (AST), braço de momento (BM) e ângulo do tornozelo em repouso (ATR), referentes ao GA e GC. Não houve diferença significativa na comparação entre as médias e nem alterações expressivas na análise individual (avaliação qualitativa) apresentada nos gráficos de barra abaixo.

Embora a ANOVA *two-way* não tenha apontado diferenças significativas nas comparações entre as condições pré x pós para ambos os grupos, em uma análise qualitativa é possível perceber certas tendências. Devido a grande variabilidade individual optou-se por analisar a evolução dos parâmetros (condições pré- e pós-intervenção) para cada voluntária, diferenciada por cores, em ambos os grupos.

Tabela 4. Valores de média e DP do GA e GC dos parâmetros CP, CT, AST e Ang Rep.

Parâmetros	**GA**		**GC**	
	Pé	**Pós**	**Pré**	**Pós**
CP (cm)	36,9 ± 2,08	36,83 ± 2,06	37,5 ± 1,73	37,56 ± 1,8
CT (mm)	180 ± 22,36	180 ± 20,91	172,5 ± 20,46	173,3 ± 20,46
AST (mm^2)	47,28 ± 6,56	44,92 ± 7,08	48,62 ± 9,53	51,69 ± 9,08
BM (m)	0,03 ± 0,005	0,03 ± 0,006	0,03 ± 0,003	0,03 ± 0,003
ART (°)	14,47 ± 4,60	14,29 ± 5,25	16,08 ± 2,62	14,98 ± 2,78

Nas Figuras 17 a 21 estão os gráficos de barra dos parâmetros que compõem o primeiro bloco supracitado. Neles estão apresentados os resultados individuais das voluntárias. Nas Figuras 17 e 18, observam-se os parâmetros CP e CT.

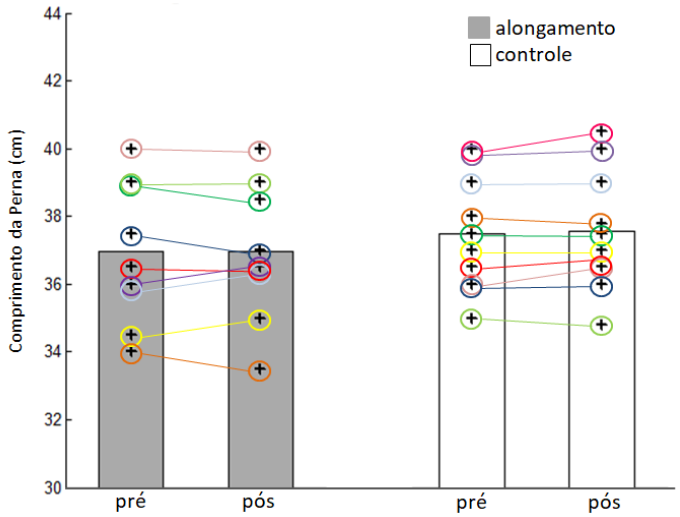

Figura 17. Gráficos de barra com valores do parâmetro CP. GA e GC, pré e pós-intervenção. Cada cor corresponde a uma voluntária.

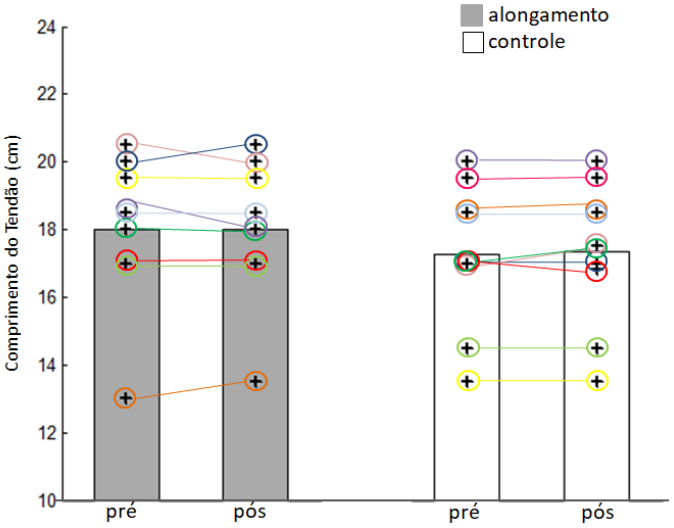

Figura 18.Gráficos de barra com valores do parâmetro CT. GA e GC, pré e pós-intervenção. Cada cor corresponde a uma voluntária.

Nas Figuras 19, 20 e 21 estão apresentados os valores correspondentes a AST, BM e ART, respectivamente. A ANOVA não indicou diferenças significtivas entre as médias para nenhum dos parâmetros.

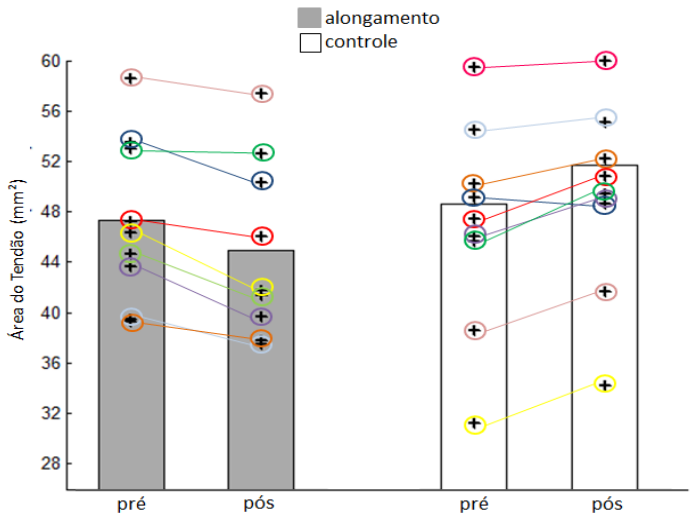

Figura 19. Gráficos de barra com valores do parâmetro AST. GA e GC, pré e pós-intervenção. Cada cor corresponde a uma voluntária.

Embora sem diferenças estatisticamente significativas, para os parâmetros BM e ATR, nota-se diferenças importantes entre as condições 'pré' e 'pós' para algumas voluntárias do GA. Como não são esperadas grandes alterações no BM, estas diferenças podem estar relacionadas com procdimentos metodológicos.

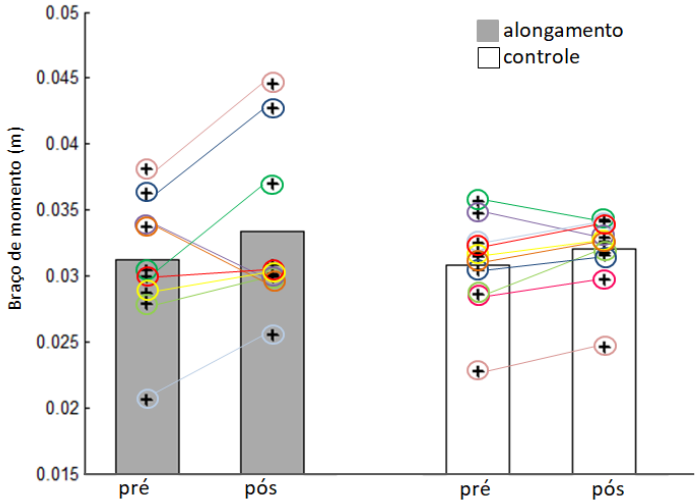

Figura 20. Gráficos de barra com valores do parâmetro BM. GA e GC, pré e pós-intervenção. Cada cor corresponde a uma voluntária.

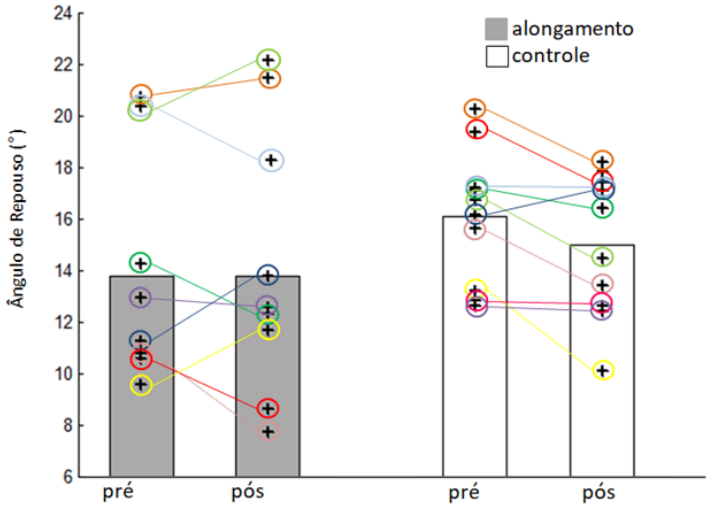

Figura 21. Gráficos de barra com valores do parâmetro ART. GA e GC, pré e pós-intervenção. Cada cor corresponde a uma voluntária.

No próximo bloco, estão apresentados os resultados da análise dos parâmetros adquiridos com auxílio do dinamômetro isocinético e do ultrassom: ângulo máximo de DF (Ang Max), pico de torque passivo (PTP) e deslocamento máximo da JMT (Desl Máx JMT). Foram encontradas diferenças significativas entre os grupos (GA x GC) para os parâmetros Ang Máx e Desl Máx JMT (p=0,0106 e p=0,0006, respectivamente). O GA apresentou valores de médias maiores que o GC para os dois parâmetros.

Tabela 5. Valores de média e DP do GA e GC dos parâmetros Ang Max, PTP e Desl Max.

Parâmetros	GA		GC	
	Pé	Pós	Pé	Pós
Âng Máx DF (°)	40,33 ± 8,74	41,22 ± 7,10	33 ± 7,11	35,5 ± 6,72
PTP (Nm)	28,98 ± 14,59	28,14 ± 11,13	23,84 ± 4,47	24,65 ± 7,25
Desloc Máx JMT (cm)	3,60 ± 0,52	3,75 ± 0,47	2,94 ± 0,3	3,23 ± 0,5

Na análise individual (Fig. 22) é possível observar que das 9 voluntárias, duas (laranja e vermelha) apresentaram os três parâmetros aumentados. Outras duas (azul-escura e roxa) reduziram o PTP e aumentaram o ang máx e o desloc máx JMT. Duas (verde-clara e azul-clara), por outro lado, apresentaram redução do ângulo máximo de dorsiflexão, o que seria contarditório após programa de alongamento. As restantes (rosa,

verde-escura e amarela) não demonstraram alterações relevantes no ang máx, mas reduziram o torque e aumentaram o desloc máx JMT.

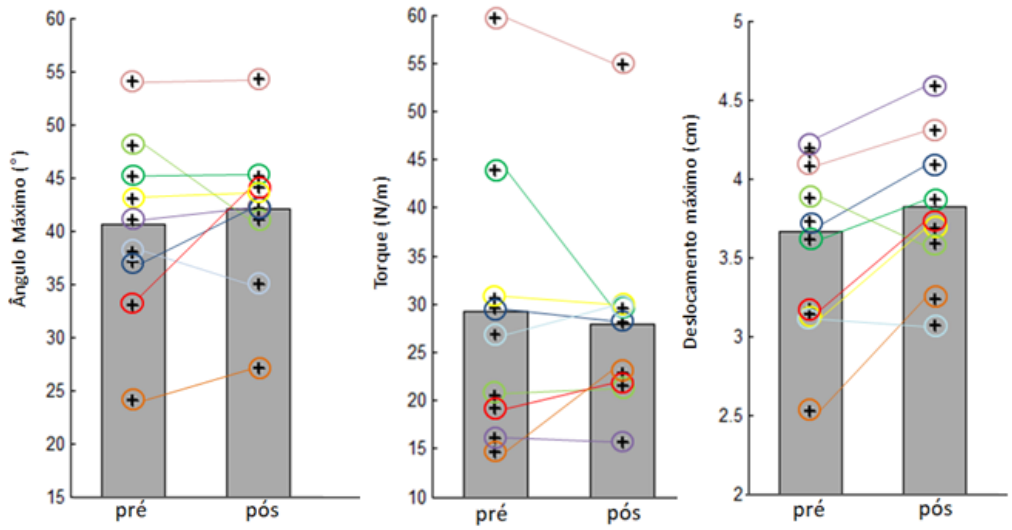

Figura 22. Gráficos de barra com valores do parâmetro Ang. Máx (ângulo máximo de dorsiflexão), PTP e Desl. Máx (deslocamento máximo da JMT) do GA, pré e pós-intervenção. Cada cor corresponde a uma voluntária.

No GC, a análise visual indica que a maior parte das voluntárias apresentou ligeiro aumento tanto para os valores de ang máx quanto para os valores de desloc máx da JMT, sem alterações relevantes no PTP (Fig. 23).

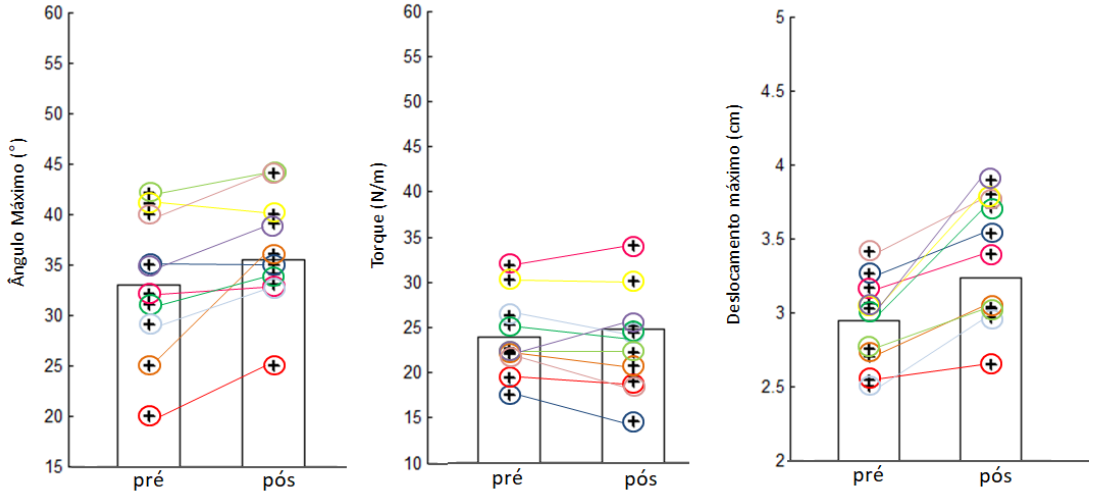

Figura 23. Gráficos de barra com valores do parâmetro Ang Max, PTP e Desloc Max do GC, pré e pós-intervenção. Cada cor corresponde a uma voluntária.

Na tabela 6 estão os valores de média e DP referentes ao terceiro bloco de análise, os parâmetros tensão verdadeira, deformação verdadeira e módulo tangente (MT) dos grupos alongamento e controle, nesta ordem.

A ANOVA *two-way* apresentou diferença significativa entre os grupos no parâmetro tensão verdadeira. Os valores de média do GA para tal parâmetro são superiores aos valores do GC (p=0,0349).

Tabela 6. Valores de média e DP do GA e GC dos parâmetros tensão verdadeira, deformação verdadeira e MT.

Parâmetros	GA		GC	
	Pré	Pós	Pé	Pós
Tensão verd máx (Mpa)	27,08 ± 13,18	23,28 ± 7,66	18,44 ± 9,12	17,57 ± 8,09
Deformação verd máx	0,17 ± 0,02	0,18 ± 0,02	0,175 ± 0,03	0,164 ± 0,03
MT máx (Mpa)	422,92 ± 240,74	341,20 ± 153,88	304,53 ± 139,94	291,5 ± 163,9

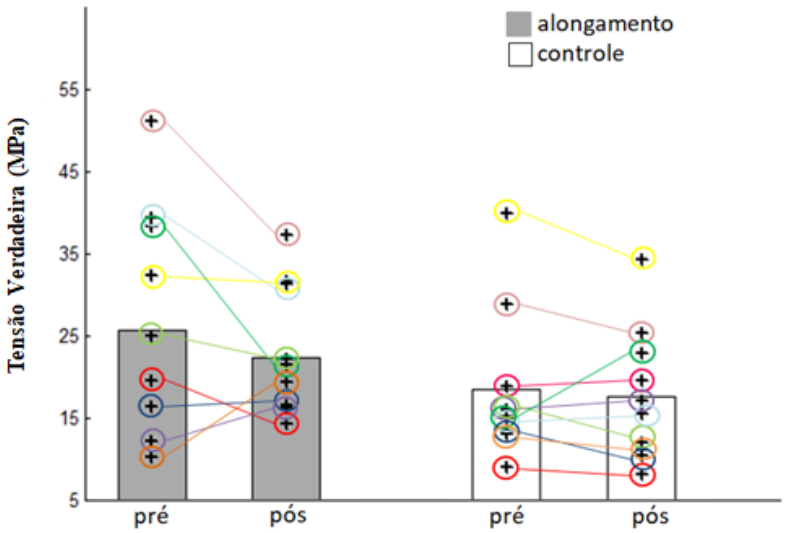

Figura 24. Gráficos de barra com valores do parâmetro tensão verdadeira. GA e GC, pré e pós-intervenção. Cada cor corresponde a uma voluntária.

No GA, (Figura 24) 5 voluntárias apresentaram redução dos valores de tensão verdadeira (cores rosa, azul-clara, verde-escura, verde-clara e vermelha), 3 voluntárias não demonstraram alterações relevantes (cores amarela, azul-escura e roxa) e somente

uma, a de cor laranja, apresentou aumento de tensão verdadeira. Já no GC, 4 idosas apresentaram uma tendência a redução nos valores de tensão verdadeira, 5 não apresentaram alterações relevantes e somente uma mostrou o valor aumentado.

Quanto aos valores referentes ao parâmetro deformação (Figura 25), no GA, 4 voluntárias, apresentaram deformação aumentada (voluntárias nas cores rosa, vermelha, azul-escura e amarela). Outras duas (roxa e laranja) não apresentaram alterações relevantes. Nas 3 restantes (verde-clara e escura e azul-clara) a deformação foi reduzida. Já no GC, a maior parte demonstrou redução dos valores de deformação verdadeira (Figura 25).

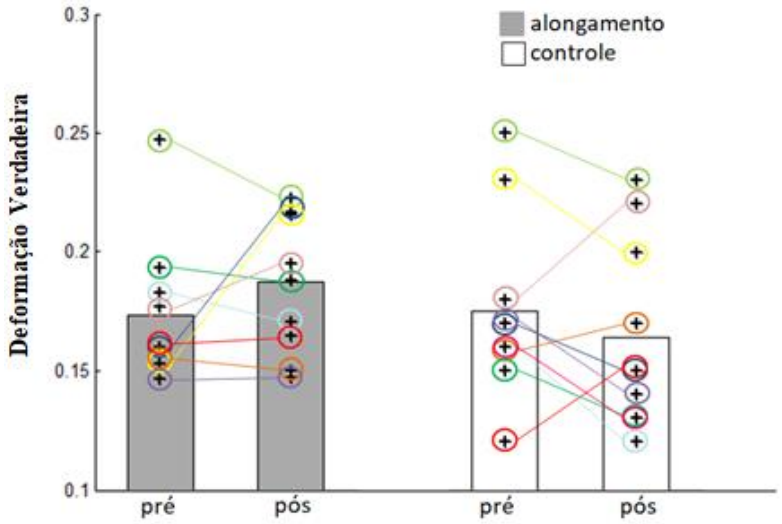

Figura 25. Gráficos de barra com valores do parâmetro deformação verdadeira. GA e GC, pré e pós-intervenção. Cada cor corresponde a uma voluntária.

O parâmetro MT, no GA, apresentou valores reduzidos em 7 voluntárias representadas. No GC, não houve uma tendência que apontasse alterações relevantes (Figura 26).

Os resultados apresentados anteriormente referem-se a valores máximos das curvas pré e pós alongamento. No entanto, uma análise mais adequada da resposta ao alongamento poderia ser a comparação do comportamento das curvas tensão x deformação antes e após a intervenção.

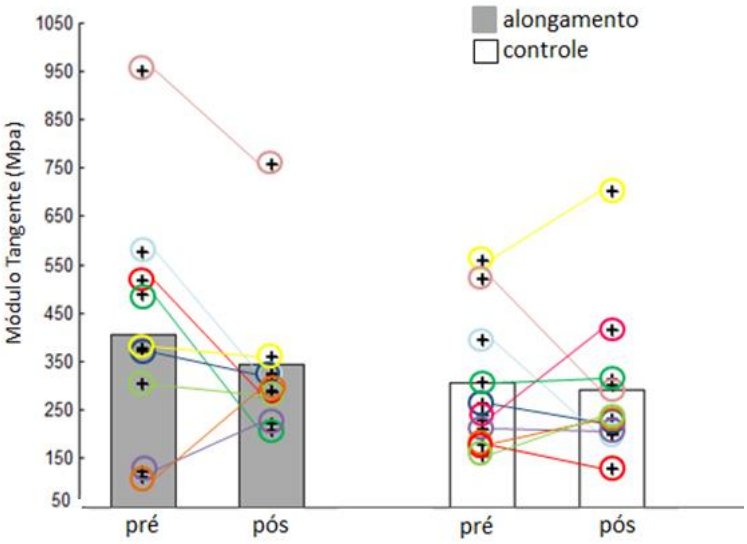

Figura 26. Gráficos de barra com valores do parâmetro MT. GA e GC, pré e pós-intervenção. Cada cor corresponde a uma voluntária.

As curvas tensão x deformção das voluntárias do GA foram divididas em dois grupos: o grupo que respondeu de modo esperado a intervenção " grupo respondente" e o grupo que não respondeu de forma esperada à intervenção "grupo não respondente". Nas figuras abaixo estão as curvas tensão verdadeira x deformação de cada voluntária, nas condições pré e pós treinamento para os dois grupos. No caso das voluntárias respondentes (Figura 27) nas curvas pós intervenção, para um mesmo valor de torque, apresentam maior deformação. Nota-se que as curvas das voluntárias amarela e azul-escura apresentam o esperado em termos de resposta ao alongamento. As não respondentes (Figura 28), na curva pós intervenção, para um mesmo valor de tensão, apresentam igual ou menor deformação do que a curva pré intervenção.

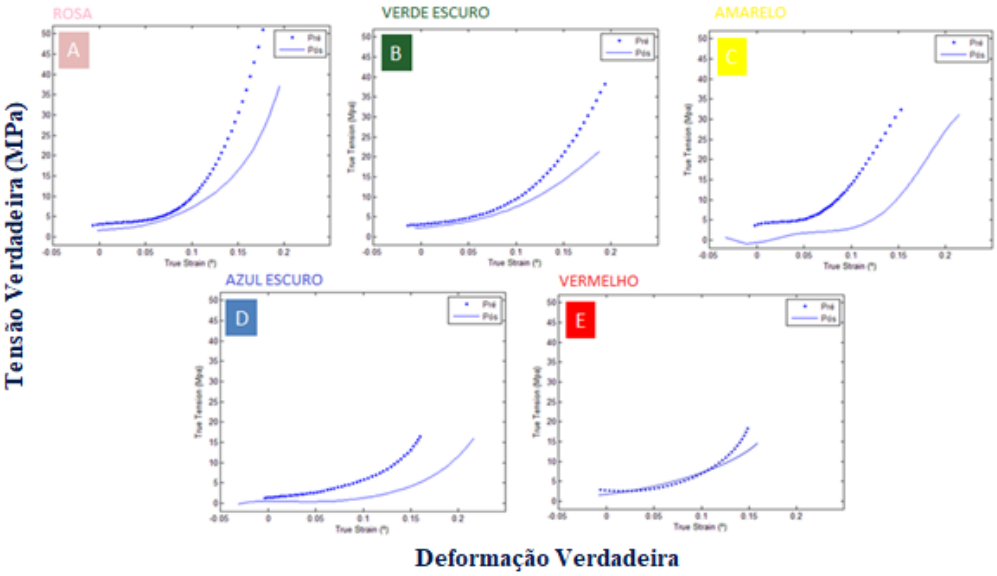

Figura 27. Curvas tensão verdadeira x deformação das voluntárias do grupo "respondente" a intervenção (GA).

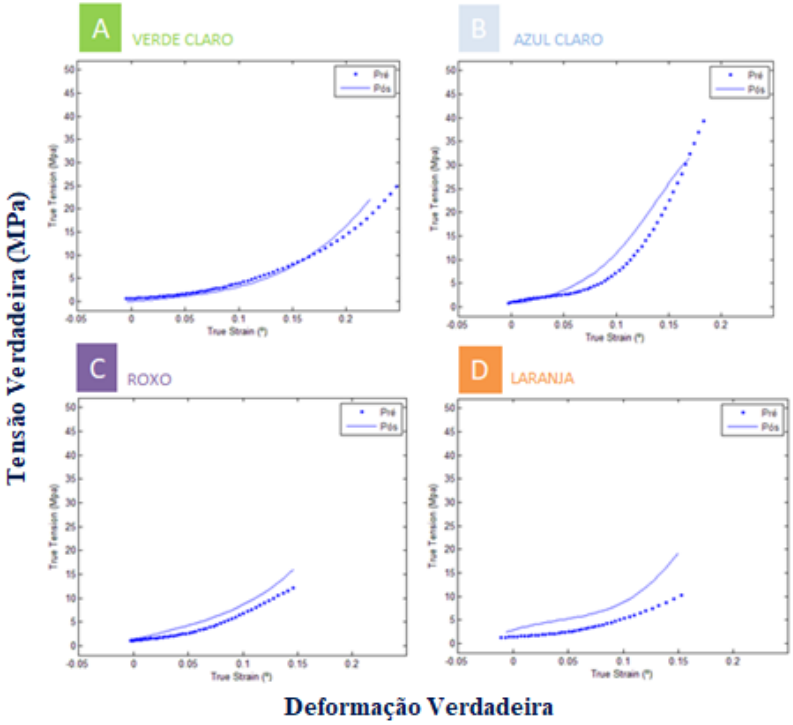

Figura 28. Curvas tensão verdadeira x deformação das voluntárias do grupo "não respondente" a intervenção (GA).

O mesmo critério de agrupamento para o GC, (Figuras 29 e 30), mostrou que 4 não apresentaram alterações importantes enquanto 3 demonstram aumento da rigidez na curva pós. Na Figura 30, três que apresentaram comportamento contrário a um efeito

esperado após alongamento e na Figura 31, três apresentaram comportamento semelhante a um efeito esperado após alongamento, sendo que apenas a curva indicada pela cor rosa apresentou variação importante em direção à redução da rigidez.

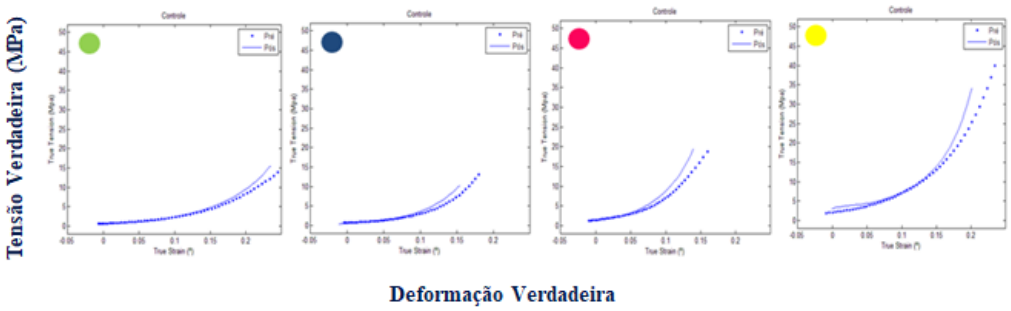

Figura 29. Curvas "tensão verdadeira x deformação" das voluntárias do GC que não apresentaram alterações relevantes, diferenciadas por cores descritas no texto.

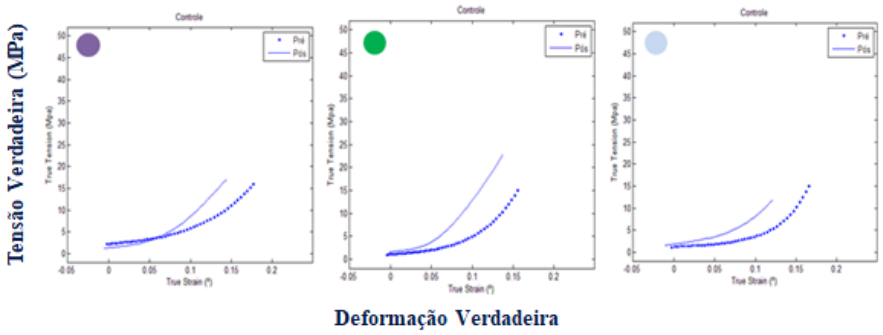

Figura 30. Curvas "tensão verdadeira x deformação verdadeira" das voluntárias do GC, que não participaram da intervenção e demonstraram comportamento contrário ao esperado após o alongamento, diferenciadas por cores descritas no texto.

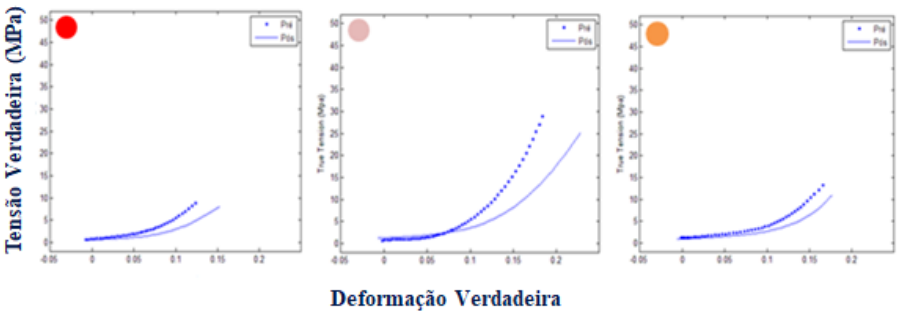

Figura 31. Curvas "tensão verdadeira x deformação verdadeira" das voluntárias do GC, que não participaram da intervenção, mas demonstraram comportamento similar ao esperado após o alongamento, diferenciadas por cores descritas no texto.

5. DISCUSSÃO

5.1 Discussão Confiabilidade

Por se tratar de uma metodologia complexa que abrange muitas variáveis, optou-se por discutir separadamente cada parâmetro, objetivando esclarecer sobre o impacto de cada um no resultado final do MT.

Considerando que ainda não foram encontrados na literatura estudos que empreguem o MT na prática, buscando avaliar de forma mais adequada as propriedades mecânicas do TC, antes da implementação do método para a verificação dos efeitos de uma intervenção de alongamento, julgou-se necessário a realização de um estudo de confiabilidade, a fim de garantir que o módulo tangente, embora complexo, seja reprodutível.

A discussão dos parâmetros se dará sem blocos, separados por características e método de aquisição. No primeiro bloco estão os 'parâmetros morfológicos e estruturais', obtidos de forma direta pelo avaliador, por medição na pele (ou em imagem de ultrassom adquirida no momento da coleta). São eles: comprimento da perna (CP), comprimento do tendão (CT), área de secção transversa (AST), braço de momento (BM) e ângulo do tornozelo em repouso (ATR). No segundo bloco, estão os 'parâmetros adquiridos', ou seja, obtidos de forma indireta: ângulo máximo de DF (ang máx DF), pico de torque passivo (ou torque máximo) (PTP) e deslocamento máximo da JMT (desloc máx JMT). E no terceiro, os 'parâmetros calculados'. Estes, calculados e avaliados a partir dos parâmetros anteriores. São: tensão verdadeira, a deformação verdadeira e o módulo tangente (MT).

5.1.1 *Confiabilidade de parâmetros morfológicos e estruturais: CP, CT, AST, BM e ATR*

O CP é um parâmetro adquirido com facilidade, por uma simples medição na pele da voluntária, da distância entre duas referências anatômicas claras e de fácil visualização: o maléolo lateral e a interlinha articular do joelho. Isso, portanto, resultou em um excelente índice de confiabilidade (CCI de 0,98) e em baixa variabilidade da medida (ETM de 0,39%) para esse parâmetro.

Para a aquisição do CT, é necessário o emprego do ultrassom, que aumenta a possibilidade de erro inerente já que tal medida exige um avaliador experiente na visualização das estruturas internas (do tendão), em tempo real. O índice de confiabilidade para o CT foi excelente (ICC de 0,99), igual ou superior à maioria dos encontrados em outros trabalhos [117, 148, 165].

Estruturas comprometidas pelo processo de envelhecimento são mais difíceis de serem visualizadas na ultrassonografia (e consequentemente avaliadas). Durante o envelhecimento, o aumento da produção do colágeno tipo I e II e de alguns aminoglicanos, promovem desorganização na matriz extracelular. Além disso, alterações na conformação molecular de outras proteínas podem contribuir para o aumento na deposição de cálcio no tecido [71]. Assim, as estruturas tendíneas tornam-se mais hiperecóicas, porém, mais desorganizadas.

O parâmetro de AST apresentou CCI excelente, de 0,947. O índice de confiabilidade encontrado é semelhante aos reportados por outros autores, variando de 0,81 a 0,99 [166-169]. Quanto a variabilidade da medida, os valores CV vão de 2,2% [169] a 10,8%, [170]. Já os valores de ETM variam de 7,1% [165] a 24% [171]. Tais valores de variabilidade concordam com o apresentado neste estudo, em que o CV foi de 18%, pouco maior que o apresentado por Stokes *et al.* [170] (10,8%). É importante considerar que Stokes *et al*. [170] além de utilizarem imagens panorâmicas em sua pesquisa, trabalharam com uma amostra composta por indivíduos jovens.

O BM e ATR apresentaram boa (CCI de 0,72) e excelente confiabilidade (CCI de 0,95), nesta ordem, com índices próximos aos descritos na literatura [120,171,172]. Quanto à variabilidade, para o ART, foi encontrado um ETM de 22,4%. Esse percentual de erro deve-se, possivelmente, a grande dificuldade em manter o pé da voluntária exatamente na mesma posição nas duas visitas. Uma mínima rotação de quadril, é suficiente para alterar o ângulo do tornozelo no momento da aquisição da foto. Tanto que, Pinto [173], também encontrou grande variabilidade de medidas para esse parâmetro (ETM de 10,55%) empregando a mesma metodologia. No entanto, sua amostra foi composta por indivíduos jovens, o que facilita a marcação na pele e o posicionamento do pé no momento da coleta.

Sobre a variabilidade do BM, o ETM detectado foi de 5,3%. Percentual semelhante ao CV apresentado por Stoke e*t al.* [170] (CV de 5,2%), que utilizou apenas fotografias para avaliar o parâmetro. Cabe destacar que o parâmetro BM é estimado a

partir de outras medidas obtidas na mesma foto do ATR, tendo portanto, os mesmos níveis de dificuldades. Era necessário que a posição do pé da voluntária e a marcação do ápice do maléolo lateral fossem exatamente as mesmas nas duas visitas, o que nem sempre foi possível por conta da flacidez da pele comum nessa população. A marcação da pele no maléolo lateral, em pontos diferentes nos dois dias, é uma fonte de erro tanto para o BM, quanto para o ATR.

Pinto [173], utilizando a mesma metodologia, mas com indivíduos jovens e saudáveis, apresentou ETM do BM de 13,67%. Todavia, é importante ressaltar que embora o BM do tendão varie em função do ângulo articular [40], grande parte dos estudos que avaliam esse parâmetro utilizam valores constantes [35,36].

5.1.2 Confiabilidade dos parâmteros adquiridos: ang máx DF, PTP e desloc máx JMT

Os parâmetros ângulo máximo de dorsiflexão, pico de torque passivo e deslocamento máximo da junção miotendínea apresentaram boa confiabilidade (CCI de 0,88; 0,7 e 0,88, respectivamente). A literatura apresenta índices igualmente confiáveis, variando de 0,79 a 0,93 para o ang máx. [130, 172,174, 175], 0,78 a 0,97 para o torque máximo [172,174,176] e 0,89 a 0,98 para o deslocamento máximo da JMT [33, 125,172].

Foram encontrados poucos autores que reportassem um percentual de erro ou variação dessas medidas. Kato *et al.* [113] relatou que as medidas de ângulo máximo de jovens em seu estudo variaram em 3% (CV), já Konrad *et al*. [174] e Gajdosik *et al*. [160] apresentaram 1,1 e 1,2% de ETM, respectivamente. Pinto, em sua dissertação de mestrado reportou percentual semelhante aos sugeridos na presente tese, por volta de 6% de ETM. Já para o PTP, Cè *et al.* [**176**] apontou um erro ETM de 3,1%, percentual bastante inferior ao encontrado neste trabalho (11%) e mais ainda ao relatado por Pinto (14%). Para o parâmetro 'desloc máx JMT', a única referência de comparação para a UMT do tríceps sural foi o trabalho de Pinto [173], que encontrou 12% de variabilidade, o dobro do percentual aqui apresentado (6%). No entanto, Kellis *et al* [**177**] avaliou a confiabilidade do deslocamento do tendão do bíceps femoral de indivíduos jovens em 3 posições do quadril e encontraram variabilidade menor que 5%.

Os índices de confiabilidade sugeridos no presente trabalho para esses parâmetros foram mais baixos que os reportados pela literatura. Por outro lado, os

percentuais que indicam a variabilidade das medidas foram mais altos, possivelmente pelas características da amostra. Processos de envelhecimento se dão em diferentes níveis para os indivíduos, aumentando a variabilidade das características físicas e funcionais, o que faz aumentar o coeficiente de variação das variáveis analisadas. As voluntárias eram orientadas a não oferecerem qualquer resistência a movimentação promovida pela plataforma do equipamento, ou seja, a se manterem totalmente relaxadas para evitar a ativação muscular elétrica. Apesar da familiarização realizada antes da coleta (que consistia de 3 mobilizações passivas, além do aquecimento) não era possível controlar tais questões. Mesmo sem constatação de atividade mioelétrica acima do permitido, era possível que as voluntárias estivessem produzindo um torque passivo superior ao verdadeiro. Além disso, o fato de a confiabilidade ser realizada em dois dias, permitiu condições diferentes às voluntárias (não passíveis de controle), que poderiam estar mais ou menos relaxadas em um dia que em outro. É importante considerar ainda, que as voluntárias poderiam, naturalmente, apresentar distintos níveis de tolerância ao alongamento.

É frequentemente sugerido na literatura que o aumento do torque passivo alcançado na amplitude máxima de movimento durante uma mobilização passiva está correlacionado com a sensação de desconforto e dor, sendo um dos fatores limitantes para máximas amplitudes articulares [25, 148]. Tais implicações, além de contribuirem para aumentar a varibilidade das medidas e afetar os índices confiabilidade do estudo, impactam diretamente nos parâmetros adquiridos (ang máx, PTP e desloc máx), e consequentemente, no módulo tangente.

Também é importante mencionar que o desloc máx da JMT analisa a excursão da junção miotendínea a cada ângulo do tornozelo até a DF máxima e além disso é avaliador-dependente. A medição do parâmetro foi realizada manualmente, quadro a quadro, caracterizando uma fonte de erro. Para cada indivíduo, uma média de 30 a 40 quadros eram analisados pelo mesmo avaliador.

As figuras 14A e B ilustram o comportamento das curvas torque x ângulo (A) e deslocamento JMT x ângulo (B) de todas as voluntárias que participaram do estudo de confiabilidade. Pode-se observar que o resultado está dentro do esperado, com baixa dispersão entre as voluntárias.

5.1.3 Confiabilidade dos parâmteros calculados: tensão verdadeira, deformação e MT

O terceiro bloco de parâmetros abrange a tensão verdadeira, a deformação verdadeira e o módulo tangente. Os índices de confiabilidade encontrados para o parâmetro foram excelentes, com CCI de 0,931 e ETM em torno de 6%. O mesmo se deu com a AST, que demonstrou alto percentual de variação na amostra, mas o parâmetro de deslocamento máximo da JMT (utilizado no cálculo da deformação da engenharia, que por sua vez é empregado para calcular a AST verdadeira), variou apenas 6%, e também parece ter contribuido para o baixo percentual de variabilidade da tensão verdadeira. Pinto [173] empregou a mesma metodologia e reportou médias de tensão verdadeira para corredores recreacionais e atletas de 18,7 e 20,9MPa, respectivamente. A confiabilidade foi boa, com CCI de 0,75 e ETM bem maior que o encontrado no presente trabalho, de 20,23%.

A média da deformação foi de aproximadamente 16%, com CCI de 0,74 (boa confiabilidade) e ETM de 6,8%. Pinto [173], reportou média similar de 17% e CCI de 0,83 e ETM de 10,61%). São muitas variáveis envolvidas no cálculo da deformação e, portanto, as fontes de erro embutido em cada podem resultar no aumento do ETM. Como já foi dito, o CT e o ATR incorporaram alta variabilidade ao cálculo, com ETM de 11 e 22%, respectivamente. Por outro lado, outros parâmetros utilizados como o ângulo máximo, o deslocamento máximo da JMT e o CP apresentam ETM por volta de 6% para os dois primeiros e 0,39%para o último.

Por fim, sobre o módulo tangente (máximo), até o presente momento, tem-se como referências o estudo de Oliveira *et al*. [40], que reportaram média de 312,38±171,95MPa e excelente índice de confiabilidade (0,952). Os autores utilizaram uma amostra composta por homesn jovens treinados. Além disso, Pinto *et al*. [178] realizaram um trabalho de confiabilidade do MT de TC de corredores, e apresentaram média de 360,87 ± 147,75MPa. O índice de confiabilidade dos autores foi bom (CCI de 0,769) e o ETM foi de 22,21%. Os valores de média descritos por ambos os estudos são mais altos que os encontrados na análise de confiabilidade da presente tese (250,41±106,60 MPa). O CCI detectado foi de 0,789. Já a variabilidade identificada, mesmo como uma amostra composta exclusivamente por idosas, ou seja, com maior dificuldade na aquisição dos parâmetros, o ETM foi cerca de 17%, pouco menor que o

reportado por Pinto *et al*. [178], que trabalhou com indivíduos jovens de ambos os sexos e fisicamente ativos.

Na Figura 15 é possível observar o comportamento das curvas que expressam a relação entre a tensão e a deformação para todas as participantes do estudo de confiabilidade. Percebe-se certa dispersão entre as curvas, evidenciando a variabilidade entre as voluntárias. No entanto, ao comparar o comportamento das curvas entre os dias da mesma voluntária (linha cheia e tracejada), nota-se que seus comportamentos são semelhantes. O mesmo se deu para as curvas torque x ângulo e deslocamento x ângulo (figura 14), há certa dispersão, porém as curvas se comportam de maneira semelhante. Isso permite a compreensão de que a metodologia empregada é capaz de reproduzir medidas similares.

Assim, avaliando em termos gerais, segundo a classificação de Cicchetti & Sparrow [179] os parâmetros analisados apresentaram bons e excelentes índices de CCI, variando entre 0,7(PTP) a 0,99(CT). Isso indica que o protocolo é capaz de replicar medidas confiáveis. Além disso, todos os parâmetros demonstraram ótima consistência interna [179], confirmada pelo α de Cronbach que variou de 0,82 (PTP) a 0,99(CT). A variabilidade representada pelo ETM e pelo CV foi de 0,39% (CP) a 22,4% (ART). O MT propriamente dito apresentou ótimos índices de confiabilidade (CCI de 0,78 e α-cronbach de 0,88) e ETM de 18%. O parâmetro que incorporou maior variabilidade entre a amostra foi o ART (22%), seguido da AST (18%), do CT (11%) e do PTP (11%). Com excessão do PTP, os maiores percentuais de ETM foram encontrados nos parâmetros do bloco 1, ou seja, naqueles medidos diretamente e dependentes de um avaliador.

Portanto, para melhorar a confiabilidade e reduzir o percentual de erro de medida do MT, faz-se necessário aumentar a atenção durante cada etapa de todo o processo, especialmente:

- na marcação da pele para medição dos parâmetros, que deve ser realizada exatamente no mesmo local nas duas visitas;
- na posição do quadril (que pode estar rodado) e do pé/tornozelo da voluntária no momento de aquisição da foto para posterior medição;
- na posição da câmera, que deve estar no mesmo local para evitar diferenças no plano de captura da foto entre as duas visitas e

- na familiarização e na obtenção do ângulo máximo de DF, para assegurar que a voluntária está sendo o mais fiel possível ao seu desconforto máximo.

5.2 Análise dos parâmetros

5.2.1 Parâmetros do bloco 1 : CP, CT, AST, BM E ART

Os parâmetros do bloco 1 representam variáveis morfológicas e, portanto, não eram esperadas alterações significativas após uma intervenção de alongamento de 11 semanas. De fato, não houve diferença significativa na comparação entre as médias e nem alterações expressivas na análise individual apresentada nos gráficos de barra (Figuras 17 a 21).

5.2.1.1 Comprimento da perna e comprimento do tendão

Como previsto, nenhuma diferença significativa entre as condições pré x pós ou entre grupos foi apontada pela comparação entre as médias de comprimento de perna e tendão. Em ambos os grupos é possivel perceber visualmente, e avaliar qualitativamente a manutenção dos valores nas condições 'pré' e 'pós' tanto para CP quanto para o CT (Figuras 17 e 18).

Todavia, é possível observar expressiva variabilidade entre os valores na amostra. As voluntárias não demonstraram um comportamento padrão no que se refere ao comprimento da perna e do tendão. Avaliando os gráficos das figuras 17 e 18, percebe-se que a voluntária representada pela cor laranja, no GA, possui o menor comprimento de perna (33,75 cm), seguida da voluntária de cor amarela (34,75 cm) (Fig. 17). No entanto, enquanto a ‘voluntária amarela’ possui o maior tendão, que representa 56% do comprimento total da perna, a ‘voluntária laranja’ possui o menor tendão de todos, tendo apenas 39% do comprimento do tendão correspondente ao total da perna. Ao contrário da ‘voluntária laranja’ que apresenta os menores valores de CP e CT, a ‘voluntária amarela’ embora apresente um valor reduzido de CP, possui proporcionalmente o maior valor de CT.

As médias do CT apresentadas no presente trabalho concordam com as apresentadas na literatura [180,181], variando de 17,25 (GC) a 18,0 cm (GA). Burgess *et al.* [148] reportaram valores próximos para as médias do CT de mulheres jovens 16,3

cm, 16% mais curtos que a medida reportada para os homens de 19,4 cm. Arya e Kulig [36] divergiram, e com metodologia similar a da presente tese, em uma amostra composta por homens de meia idade (de menor estatura que os voluntários do estudo de Burgess *et al*. [148]), encontraram valores de média de CT de 25,23 cm. Não há nenhuma evidência no trabalho que justifique essa diferença, uma hipótese é que os autores tenham identificado os pontos limites (de inserção) do TC em locais diferentes da maioria dos estudos disponíveis na literatura.

Quanto aos efeitos do alongamento, não foram encontrados na literatura estudos que relatassem qualquer alteração do comprimento do tendão, após um estímulo de alongamento agudo ou crônico. Burges *et al.* [148] avaliaram o CT de homens e mulheres após as manobras de alongamento e não relataram alterações dessa variável. Peixinho [175] avaliou o CT após 10 semanas de treinamento de alongamento de homens jovens e, do mesmo modo, não houve diferença significativa entre as condições pré e pós-intervenção.

5.2.1.2 Área de secção transversa

Os valores de AST encontrados no presente estudo foram de 47,28 (GA) a 51,69mm², (GC) corroborando os apresentados na literatura que variaram de 46,4 (AST de jovens de ambos os sexos [22]) a 69,4 mm² (AST de homens idosos [166]). Tais valores ratificam o que alguns estudos já evidenciaram, que a AST do tendão calcanear parece aumentar com o processo de envelhecimento [22].

Quanto aos possíveis efeitos do alongamento, do mesmo modo, não houve diferenças significtivas entre as médias pré e pós alongamento, similar a outros etudos (165, 181). Possivelmente, o volume e a intensidade do estímulo de alongamento aplicado, não foram suficientes para provocar modificações estruturais importantes na AST do tendão. Epro *et al*. [126] investigaram as adaptações do TC de idosas a um treinamento de força, após 14 semanas e após 1 ano de meio de prática. Após 14 semanas de treinamento, a AST do TC aumentou, (68±11,8mm² para 72±11,5mm²) e permaneceu constante após 1 ano e meio (71,5±11,3mm²). Isso sugere que exercício continuado mantém as adaptações estruturais atingidas com o treinamento de força. Não há dados dessa natureza para programas de alongamento.

5.2.1.3 Braço de momento e ângulo do tornozelo em repouso

Como esperado, para o BM e ATR, não houve diferenças significativas entre as médias dos grupos. Burges *et al.* [148], mesmo em uma intervenção aguda, também não relataram alterações relevantes do ATR após estímulo de 5 minutos de alongamento.

No entanto, notam-se variações desses valores entre as condições 'pré' e 'pós' para algumas voluntárias (Figuras 20 e 21), possivelmente ocasionada por questões metodológicas. Para a medição do ângulo do tornozelo da participante, foram adquiridas fotos do pé da voluntária com o tornozelo em posição relaxada, altamente dependente da rotação do quadril. Uma vez que as fotos foram utilizadas tanto na análise do ATR quanto do BM, os dois parâmetros são afetados por possíveis alterações neste alinhamento sagital do pé.

As voluntárias representadas pelas cores rosa, azul-escura, verde-escura e azul clara foram as mais comprometidas. A voluntária rosa teve uma redução de 28% do ATR e aumento de 16% do BM. A azul-escura aumentou em 22% e 18% o ATR e o BM, respectivamente. As voluntárias verde-escura e azul-clara apresentaram BM aumentado em 21 e 23%, respectivamente. A título de investigação, o cálculo do MT para essas voluntárias foi refeito utilizando valores da pós-intervenção (maior cuidado no posicionamento do quadril). Os valores de MT assim calculados não promoveram alterações estatísticas entre as médias.

Os valores médios desses parâmetros estão próximos aos reportados na literatura. As médias obtidas para o ATR variaram de 14,47 a 16,08°, considerando a posição de 90° de FP, como 0° (posição neutra). Em uma dissertação de mestrado, empregando a mesma metodologia, Pinto *et al*. [184] apresentaram ângulo do tornozelo em repouso de 20,1° para corredores. Em contrapartida, Hansen *et al*. [172] encontraram uma média de 48° para este parâmetro, com voluntários de 18 a 70 anos. Além disso, os autores adquiriram a medida do ângulo do tornozelo com um goniômetro, metodologia diferente da utilizada no presente trabalho.

O BM apresentou médias em torno de 3,1 cm, valor menor que o reportado por Onambele *et al*. [182] de 4,9 cm, também avaliado em uma amostra de idosos, porém, de ambos os sexos, o que pode justificar essa diferença. Os valores de Onambele *et al.* [182] estão mais próximos aos reportados por Burgess *et al*. [148], com BM de 4,6 em mulheres jovens. Entretanto, diferente do presente deste trabalho, os autores obtiveram o parâmetro por metodologias diferentes, o primeiro por RM e o segundo por

deslocamento da JMT. No estudo de Pinto *et al.* [178], em que a mesma metodologia desta tese foi empregada, o valor apresentado de BM foi de 3,0 cm, bem próximo aos encontrados neste estudo, apesar da amostra ser composta por jovens.

5.2.2 Parâmetros do bloco 2 : ang máx, PTP e desloc máx JMT

5.2.1.1 Ângulo máximo de dorsiflexão

Quanto ao ângulo máximo de DF, os valores apresentados no presente trabalho variam de 33 a 41º. Na literatura, encontram-se ADM máximas entre 10 e 43º de dorsiflexão considerando 0o. a posição neutra (90°) abrangendo diferentes amostras e formas de aquisição. Os ângulos menores são encontrados em estudos com idosos. Em um trabalho realizado com homens e mulheres de meia idade e idosos, Vandervoort *et al*. [183] apontaram como menores ângulos de DF os alcançados por mulheres idosas (média de 10,1°). Já os homens idosos, segundo os autores, demonstraram amplitudes pouco maiores, de 13,5º. Valores similares a esses foram apontados por Gajdosik *et al.* [160] (11-16º).

Por outro lado, Menz *et al.* [184] encontraram valores mais próximos aos relatados na presente tese, com voluntários idosos, majoritariamente mulheres e DF variando de 31 a 35° com metodologia diferente. Do mesmo modo, Ryan *et al.* [185] reportaram média de 39,7º para a mesma população, utilizando metodologia similar ao presente estudo.

É importante ressaltar que no presente trabalho, embora as voluntárias fossem idosas, todas eram fisicamente ativas e participantes de atividades físicas regulares, o que pode ter contribuído para boa amplitude de movimento do tornozelo quando comparada a outros grupos.

5.2.1.2 Pico de torque passivo

Para as amplitudes angulares do tornozelo variando de 33 a 41º, as médias de torque passivo máximo foram entre 23,84 a 28,98 Nm. A literatura apresenta, para esta variável, médias variando de 12,6 [102] a 45,6 Nm [11]. Apenas Cè *et al*. [176] apresentaram valores discrepantes, bem mais altos que os demais (75Nm),

possivelmente pela forma de obtenção do parâmetro, com metodologia diferente, utilizando célula de carga e não equipamento isocinético.

Estudos *in vivo* confirmam o aumento do torque passivo durante a dorsiflexão do tornozelo. Para média de 24º de DF máxima, Oliveira *et al.* [40] encontraram um PTP de 32,17 Nm. Valores similares a esses foram apresentados por Abellaneda *et al.* [43] para a mesma amplitude. Altos valores de torque passivo normalmente são reportados para grandes amplitudes de DF: em 30º de DF máxima, torque passivo de 37,4 Nm [99]; em 28º, torque passivo de 45,6Nm [11].

Ryan *et al*. [185] avaliaram o torque máximo do tornozelo em voluntários homens jovens e idosos. Os autores verificaram uma diferença de aproximadamente 7Nm entre os dois grupos, sendo os maiores valores apresentados pelo grupo de jovens. Enquanto os indivíduos jovens em 45° de ADM máxima apresentaram um torque de 44.4±5.1Nm, os idosos, em 39,7° demonstraram um pico de torque de 37.5±3.25 Nm). Voluntários do sexo masculino frequentemente apresentam maior torque passivo mesmo em baixas amplitudes, enquanto as mulheres alcançam maiores amplitudes articulares com menores valores de torque máximo. Isso pode ser explicado pela diferença de tolerância ao alongamento e/ou pelas diferenças nas propriedades mecânicas da UMT entre os sexos (já mencionadas anteriormente) [185].

Indo além das diferenças entre as propriedades mecânicas dos tendões, alguns autores comentam que estruturas como cápsula articular, ligamentos, fáscia e pele influenciam tanto na ADM quanto no torque passivo máximo [113,186], no entanto, tais variáveis normalmente não são controladas quando se avalia propriedades mecânicas da UMT com metodologia similar ao presente estudo.

5.2.1.3 Deslocamento máximo da JMT

Sobre o deslocamento da JMT, as médias encontradas no presente trabalho foram de 2,94 a 3,75 cm. Alguns autores relataram deslocamentos similares, variando de 2,4 [102] a 3,65 cm [126].

Entretanto, outros trabalhos apresentaram valores bem menores, variando de 1,22 a 1,38 cm [11,33,100], pois o movimento articular considerado foi de menor amplitude, da posição neutra até a DF máxima. Mizuno *et al.* [187] por exemplo,

avaliaram a excursão da JMT da posição neutra até 15º de DF, apresentando valor de deslocamento de 0,7 cm apenas.

Já Peixinho [175] avaliou o deslocamento da JMT de 0 a DF máxima e relatou deslocamento máximo da JMT de 2,1 cm para um amostra formada por jovens saudáveis. Enquanto Epro *et al*. [126], provavelmente por trabalhar com amostra semelhante à desta tese, apresentou valores mais próximos aos reportados por esta tese, com média de 3,65 cm de deslocamento.

5.2.3 Parâmetros do bloco 3 : tensão verdadeira, deformação verdadeira e MT

A deformação máxima do TC encontrada nesse estudo foi de aproximadamente 18% (pós alongamento), percentual próximo a outros estudos. Do mesmo modo, Oliveira *et al.* [40], em 24° de DF, obtiveram deformação relativa de 19%. Já Kawakami *et al.* [106], para uma amplitude de 30° de DF, apresentaram uma deformação de 9%. Percentual similar a Morse *et al.* [11] que em 28° DF máxima obteve deformação de 8%. Em menor amplitude máxima de DF (15°), Peixinho *et al*. [112] também reportaram baixos valores de deformação apresentando *strain* de 4,28%, percentual similar a Epro *et al.* [126], que para uma tensão de 25Mpa apresentou 4,3% de deformação. Portanto, talvez seja possível atribuir os maiores percentuais de deformação relativa às maiores amplitudes angulares, mas não há um consenso sobre a população investigada.

Alguns estudos investigam o módulo de Young da UMT dos flexores plantares considerando um comportamento linear da curva tensão-deformação. Arya e Kulig *et al.* [36] na região de 40% da curva tensão x deformação calcularam valores de E de 1671.02 ± 277.50 MPa em indivíduos do sexo masculino jovens e saudáveis, enquanto em pacientes com tendinopatias encontraram E de 818.72 ± 217.03 MPa, quase a metade dos valore dos saudáveis.

O envelhecimento promove alterações na rigidez e no módulo de Young (14% menor em idosos, quando comparado a adultos mais jovens) [18]. Em uma amostra com voluntários idosos Zhao *et a*l. [36] relataram valor médio de 220.2 ± 83.3 MPa de Módulo de Elasticidade, calculado a partir da curva de tensão-deformação (a 3% de deformação) em contração isométrica em rampa utilizando um protocolo de baixo nível de força muscular. Onambele *et al.*[182] investigando as propriedades mecânicas da

UMT encontraram valores de E diferindo de 360 e 260 MPa para jovens e idosos, respectivamente. Em um estudo com amostra semelhante, Csapo *et al.* [114] reportaram valor de E de 340 MPa para indivíduos jovens e 139,7 MPa para idosos. Já Stenroth *et al.* [80], em avaliação similar, verificaram o módulo de Young em indivíduos jovens e idosos, homens e mulheres e econtraram médias de E um pouco mais altas que as anteriores, entre 480 e 860 Mpa, sendo os valores mais baixos para os voluntários idosos (480 e 590 Mpa para mulheres e homens idosos, respectivamente) e os mais altos para os jovens (710 e 860 Mpa para mulheres e homens jovens, respectivamente).

Considerando o comportamento não linear do tendão e sua capacidade de grandes deformações [38], o Módulo Tangente foi empregado nesta tese para avaliar a rigidez do TC. Oliveira *et al.* [40], em uma amostra composta por homens jovens, verificaram a diferença entre o módulo tangente verdadeiro (E_{true}) e o módulo tangente da engenharia (E_{eng}) (este, utilizando valores constantes de AST). O E_{true} máximo encontrado foi quase dobro do E_{eng}. Os valores de média de E_{true} máximo reportado pelos autores é de 312,38±171,95 MPa. Pinto [173], avaliou o E_{true} máximo de corredores atletas e recreacionais, homens e mulheres jovens, e apresentou valores médios de 308,41±112,44 e 293,73±107,57 MPa, respectivamente, valores próximos aos reportados por Oliveira *et al.* [40]. Os valores de módulo de Young disponíveis na literatura referentes à população idosa são mais próximos aos valores de MT máximo encontrado no presente estudo, com médias variando de 250,41±106,60 a 422,92 ± 240,74 MPa.

5.3 Efeitos do alongamento x parâmetros

Diversos estudos mostram que o alongamento estático aumenta a amplitude de movimento articular como resultado da diminuição do torque passivo para um mesmo ângulo articular de referência, acompanhada por reduções no índice de rigidez da unidade músculo tendínea [41,181, 186-188]. Portanto, a hipótese do presente trabalho, de que o módulo tangente do TC seria afetado com a intervenção proposta, não foi constatada pois não foram encontradas diferenças significativas entre as médias antes e após o treinamento. Em uma avalição individual, para o grupo que realizou o protocolo de alongamento, o ângulo máximo de dorsiflexão e o deslocamento máximo da junção miotendínea demonstraram aumento, mas para o PTP não foram observadas alterações

relevantes. Para os parâmetros tensão verdadeira, deformação e MT, apesar de não apresentarem diferenças significativas entre as médias das condições pré e pós alongamento, foi possível observar, na análise individual, uma tendência à redução dos valores de tensão verdadeira e de MT e ao aumento da deformação, como era esperado. Os valores médios de tensão verdadeira do GA foram estatisticamente superiores aos do GC, mostrando que essa variável melhor discriminou o efeito do alongamento.

As condições do nível de flexibilidade antes da realização da intervenção é um ponto importante a ser discutido. A variabilidade individual das propriedades mecânicas dos tecidos musculares e conjuntivos têm indicado a necessidade da utilização de classificadores de níveis de flexibilidade. Abellaneda *et al.* [43] e Blazevich *et al.* [146] descreveram o comportamento diferenciado de indivíduos jovens, classificando-os como flexíveis ou rígidos pelos valores de torque máximo e ADM. Após um programa de alongamento, o indivíduo passa então a ser comparado com sua condição prévia. Peixinho *et al.* [190] apresentaram 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.

Classificando visualmente as participantes quanto ao seu nível inicial de flexibilidade em relação à média, houve uma separação em dois grupos, em 40° e 28Nm. As que estavam abaixo desses valores foram consideradas menos flexíves e as que estavam acima, mais flexíveis. Observa-se que das 5 voluntárias que responderam ao treinamento de forma esperada, 3 (rosa, amarela e verde-escura) apresentaram os maiores índices iniciais de flexibilidade, ou seja, parece que o treinamento permitiu que as voluntárias "mais flexíveis" se mantivessem nessa categoria e ainda tivessem alguma adaptação, haja visto que seus valores de MT foram reduzidos após a intervenção. As outras duas embora fossem classificadas inicialmente como menos flexíveis, após o treinamento foram realocadas como mais flexíveis, indicando que o alongamento foi suficiente para ampliar seu índice de flexibilidade e promover possíveis adaptações estruturais.

Avaliando as condições iniciais de duas voluntárias (azul-clara, que não respondeu e azul-escura, que respondeu ao treinamento de forma esperada), é possível observar que as duas partiram de pontos semelhantes, no entanto, responderam de modo completamente diferente ao alongamento. Enquanto a primeira não demonstrou ganhos

adicionais de ADM ou melhora aparente na tolerância, a segunda apresentou ganho em ADM, demonstrando maior capacidade de deformação do tendão para a mesma tensão, indicando possível adaptação estrutural.

Outras duas voluntárias (cor laranja, não respondente e rosa, respondente à intervenção) alocadas em grupos diferentes realizaram o mesmo número de sessões. Ambas já demonstravam alto níveis iniciais de flexibilidade (em relação a média), mas enquanto para a primeira 27 sessões não foram suficientes para garantir a resposta esperada à intervenção, para a segunda, que já demonstrava alta amplitude e tolerância ao alongamento (maiores valores do grupo), parece ter sofrido adaptações estruturais apresentando diminuição do MT, aumento da deformação para menores valores na tensão.

Segundo Peixinho [112], essas respostas diferentes de adaptação estariam de acordo com os níveis iniciais de flexibilidade dos indivíduos, e ganhos adicionais de ADM para indivíduos flexíveis normalmente são menores e ocorrem prioritariamente por uma variação na contribuição do músculo e, para indivíduos rígidos, por uma variação na contribuição do TC.

Kawakami *et al*. [106] sugerem que o tendão é o principal determinante da flexibilidade articular. Sua capacidade de deformação e sua morfologia influenciam nas diferenças interindividuais na mobilidade articular. Durante o alongamento do tendão, logo após a região *toe region* da curva torque x ângulo, a ondulação de suas fibras de colágeno desaparecem e em seguida a deformação do tendão aumenta de forma linear, refletindo na curva do torque passivo na DF. Os autores explicam que um tendão mais complacente resultaria em menor deformação correspondente do componente muscular para um mesmo comprimento da UMT e, consequentemente, em um menor torque passivo.

Algumas diferenças individuais de flexibilidade podem possivelmente ser explicadas, por exemplo, pela variação na quantidade de perimísio que existe no tecido muscular de cada indivíduo, contribuindo para maior ou menor mobilidade articular [14,190].

Avaliando individualmente as voluntárias do GA foi possível dividí-las, basicamente, em dois grupos, as que não responderam e as que responderam à intervenção da forma esperada.

Das 9 participantes do grupo experimental, apenas duas (representadas pelas cores verde-clara e azul-clara) parecem ter respondido a intervenção do modo contrário ao esperado. Ambas apresentaram ADM máxima reduzida e concomitante aumento do PTP, sem alterações relevantes no desloc máx. JMT e na deformação (figura 23). A variação do PTP, entre as condições pré e pós-intervenção, para as duas voluntárias supracitadas (variação de 3,6 e 10,5%, nesta ordem) estão dentro do percentual de erro obtido na confiabilidade para este parâmetro (11,81%). Portanto, estes resultados podem corresponder a erros de medida.

Segundo Folpp *et al*. [159] um aumento de amplitude decorrente de um programa de alongamento acarretaria um maior pico de torque passivo. Compreende-se que em grandes amplitudes, mais elementos elásticos são tensionados durante a deformação e portanto, mais elementos contribuem para gerar tensão [158]. Os autores relataram que um treinamento de alongamento de 4 semanas, com homens e mulheres jovens, aumentou a extensibilidade aparente dos isquiotibiais, ou seja, a tolerância ao alongamento determinada pela flexão de quadril para um torque não padronizado, evidenciando o aumento da ADM e do torque passivo máximo. Do mesmo modo, no presente estudo, duas voluntárias (cores laranja e vermelha) apresentaram resultado semelhante, com valores de ângulo de DF e deslocamento da JMT máximos aumentados após a intervenção, com aumento simultâneo no PTP (Fig. 23). Em consonância, Gajdosik *et al*. [103] examinaram os efeitos de 6 semanas de alongamento, sobre as propriedades mecânicas passivas da UMT do tríceps sural de mulheres jovens. Após a intervenção, verificaram aumento tanto no ângulo máximo de DF quanto no torque passivo (21.3 para 28,7° e 14,6 para 25,8 Nm). Os autores defendem que o efeito crônico no ganho da ADM é devido a alterações nas propriedades viscoelásticas dos tecidos envolvidos. E ao avaliar as médias, os autores não perceberam alterações significativas no índice de rigidez passiva (inclinação da curva torque x ângulo) e acreditam que o reduzido tamanho da amostra tenha prejudicado a análise dos efeitos. Corroborando os resultados anteriores, os mesmos autores, agora em um estudo com idosas não condicionadas, verificaram após 8 semanas de alongamento o aumento da DF e do torque passivo.

Guissard *et al*. [157] avaliaram as propriedades mecânicas da UMT em diferentes intervalos, após o início de uma intervenção de 6 semanas. Os autores propuseram à adultos de ambos os sexos, um programa de treinamento de alto volume:

600 segundos por sessão, com 5 sessões semanais, durante 6 semanas. A cada 10 sessões, verificaram ganhos significativos no ângulo de DF máxima, com percentual mais alto de aumento após as 10 primeiras sessões. Nesse mesmo momento, os autores constataram incremento significativo no pico de torque passivo. Com a sequência do programa de treinamento, os valores de torque foram retornando aos inciais (de pré-treinamento). Logo, Guissard *et al.* [157] concluíram que o aumento da tolerância ao alongamento, indicado por valores maiores de torque máximo, é um efeito transiente e que mudanças plásticas dos elementos elásticos em paralelo devem ter ocorrido com a progressão do treinamento. Demonstraram ainda que, 30 sessões de alongamento estático dos músculos flexores plantares aumentaram a amplitude da DF máxima, sugerindo como mecanismos para este fenômeno a redução da rigidez e a alteração da atividade reflexa muscular, com respostas temporais diferentes. Adaptação semelhante pode ter ocorrido para algumas idosas no presente estudo, já que o número de sessões do treinamento empregado variou de 23 a 33 sessões, ou seja, tempo suficiente para promover o retorno dos valores de torque aos iniciais e possíveis alterações nos elementos elásticos em paralelo. Assim como no estudo de Guissard *et al.*[157], as voluntárias de cores azul-escura, rosa, amarela e verde-escura (Fig. 26) apresentaram o MT reduzido, e como é possível obsevar nas curvas tensão x deformação (Fig. 27), demonstraram para uma maior deformação, menor ou igual tensão, indicando a presença de um efeito e de uma possível adaptação estrutural.

Considerando amostras diversas, a maior parte dos estudos que avaliam o índice de rigidez após um estímulo de alongamento encontram como resultado a redução ou a manutenção deste parâmetro. Já o Módulo Young é avaliado em um número muito menor de trabalhos. Burgess *et al.* [148] compararam o efeito agudo do alongamento nas propriedades mecânicas do TC entre homens e mulheres. Após 5 minutos de alongamento passivo em flexão dorsal os autores verificaram redução significativa da rigidez e do módulo de Young para ambos os sexos, porém com maior alteração no sexo feminino.

Quanto ao módulo tangente, no presente estudo, a comparação entre as médias pré e pós intervenção apresentou diferenças significativas, embora com redução de aproximadamente 20% da média pós intervenção (pré: 422,92 ± 240,74 MPa e pós: 341,20 ± 153,88 MPa). De forma semelhante, em uma dissertação de mestrado, Silva [191] avaliou o MT do tendão calcanear de indivíduos jovens e ativos, submetidos a um

protocolo de alongamento de 10 semanas. Apesar de não haver diferenças significativas entre as médias, também houve certa propensão a diminuição dos valores (361,97 ± 32,50 MPa para 358, 08 ± 28,54 MPa).

As variações valores dos parâmetros entre as condições pré e pós no grupo controle estão próximas aos valores de erro típico indicados na confiabilidade do estudo, ou seja, tais alterações podem ser parte do erro embutido nas medidas. Por outro lado, as variações apresentadas pelo grupo alongamento são superiores ao limite de erro, indicando serem decorrentes da intervenção aplicada. A variabilidade encontrada entre as condições pré e pós (de 23 e 11% para tensão verdadeira e deformação verdadeira, respectivamente) é muito superior a margem de erro (6% para ambos os parâmetros).

Não foram encontrados na literatura outros trabalhos que avaliassem o efeito do alongamento (crônico ou agudo) no módulo tangente do tendão calcanear em uma população idosa, o que determina a originalidade do estudo.

Uma questão que deve ser considerada é o número de sessões que variou (de 23 a 34 sessões) entre as voluntárias. Isso pode ter sido determinante na resposta da participante à intervenção. Quatro voluntárias que não responderam à intervenção de modo esperado (Figura 28), participaram de um menor número de sessões (de 23 a 27), sugerindo que, possivelmente, 75% de participação no treinamento (critério de inclusão) não foi suficiente para promover aumento da tolerância ou qualquer adaptação estrutural. No entanto, das 5 voluntárias que responderam à intervenção da forma esperada (Figura 27), duas também realizaram 23 e 27 sessões. As outras 3 (amarela, vermelha e verde-escura) realizaram o maior número de sessões (33 e 34 sessões), mostrando que o volume de estímulo para promover alerações mecânicas é indiviual, o que aumenta a complexidade metodológica quanto à determinação do número de sessões de alongamento para efeitos de estudo científico.

No presente estudo, a maioria das voluntárias apresentou ganho ou manutenção da ADM máxima de DF. Logo, mesmo as que não responderam da forma esperada ao treinamento, puderam desfrutar de efeitos positivos no que tange a temática do envelhecimento associada aos benefícios da flexibilidade.

5.4 Efeitos do alongamento x envelhecimento

É possível perceber os efeitos do envelhecimento nas propriedades mecânicas do TC ao comparar mulheres jovens e idosas. Gajdosik *et al.* [103] analisou a influencia do

envelhecimento nas propriedades passivas da UMT do tríceps sural e avaliou o torque e a rigidez passiva dessas estruturas em seu ângulo máximo de DF. Os autores compararam diferentes grupos etários (mulheres jovens, de meia-idade e idosas) e verificaram que todas as propriedades investigadas apresentaram valores mais baixos para as participantes idosas, sugerindo uma associação negativa dessas variáveis com o envelhecimento. Segundo os autores, a diminuição da ADM máxima na DF nas mulheres mais velhas está associada com a redução do torque passivo máximo, redução da extensibilidade da UMT e das médias de rigidez na última metade da curva torque x ângulo. Enquanto as mulheres mais jovens apresentaram média de ângulo máximo de DF de 25°, para um pico de torque passivo de 21 Nm as mais velhas demonstraram alcançaram 15° para 12 Nm. Isso refletiu na rigidez passiva na última metade da curva, que para as jovens foi de 0,74 e para as idosas 0,59 Nm/°. As médias de PTP descritas para as voluntárias idosas do trabalho supracitado são similares às obtidas nesta tese, mas as de ângulo máximo são menores. Talvez essa diferença seja motivada pelo modo de aquisição. Enquanto os autores moveram a plataforma do isocinético manualmente até o ângulo máximo das participantes, no presente trabalho, o acesso foi definido pela voluntária, mas a mobilização foi totalmente automática cabendo à voluntária a interrupção, o que pode ter gerado mais confiança e permitido o alcance de maiores amplitudes.

Os poucos estudos que avaliam os efeitos crônicos do alongamento em uma população idosa [130,161] parecem sugerir como tendência, além do aumento da ADM, o aumento do torque e da rigidez passiva. Diferente das avaliações sobre o efeito agudo, em que não há um consenso no que se referem às propriedades mecânicas da UMT e do TC de idosos, os efeitos crônicos parecem convergir. No entanto, não é possível afirmar se tratarem de efeitos definitivos ou transientes, pois a duração, o volume e a intensidade dos estímulos aplicados são bastante divergentes. Na presente tese, a análise individual permite observar que para um protocolo variando de 8 a 11 semanas de alongamento, a variabilidade da amostra gerou diferentes respostas das voluntárias ao término da intervenção. Enquanto algumas demonstraram efeitos similares aos reportados pela literatura, outras parecem ter sofrido adaptações bem diferentes. Considerando as voluntárias que responderam a intervenção de “modo esperado”, a maioria teve concomitante ao aumento do ângulo máximo, a redução do torque passivo (voluntárias do GA representadas pelas cores azul-escura, rosa, verde- escura e amarela)

(Fig. 22). O mesmo não aconteceu com a voluntária indicada pela cor vermelha (também respondente ao alongamento), que similarmente aos estudos anteriores, teve PTP aumentado, mas redução nos índices de tensão e rigidez, representado pelo módulo tangente. Todas as voluntárias respondentes ao alongamento da forma esperada demonstraram redução do MT. Das não respondentes, a voluntária laranja, por exemplo, apresentou comportamento similar ao relatado nos estudos que avaliam efeito crônico do alongamento em idosos, ou seja, aumento do ângulo máximo, do torque passivo máximo e também da rigidez (representada pelo MT). Vale lembrar que o presente trabalho aplicou uma intervenção longa, de grande volume e intensidade. Deste modo, pode ser que as voluntárias que tiveram seu PTP e sua tensão reduzidos, concomitante a um aumento na deformação relativa, tenham sofrido um estimulo capaz de promover adaptações estruturais que lhes permitiram sustentar uma maior deformação em menores níveis de tensão após o termino da intervenção.

Uma das perguntas que se busca responder no presente trabalho é: os exercícios de alongamento seriam benéficos para a população idosa, considerando os efeitos naturais decorrentes do processo de envelhecimento? Como visto, autores discutem os efeitos do envelhecimento nas propriedades mecânicas do tendão, e embora não haja unanimidade, a maioria parece convergir para a redução da rigidez nessa estrutura. Inúmeros fatores justificam e explicam como esse processo de redução se desenvolve e o que ele ocasiona enquanto prejuízos aos idosos. Quanto ao alongamento, apoiando-se nos resultados agudos, a maior parte dos estudos indica que imediatamente após o estímulo há a redução da rigidez passiva, concomitante ao aumento da ADM e do torque passivo. Efeitos reais, porém transientes, não persistindo após uma hora do estímulo. Por outro lado, fica evidente a escassez de estudos que avaliem as respostas de um estímulo crônico. Nem mesmo em estudos com amostra composta por jovens há um consenso na literatura. Muitos autores relatam o aumento do torque passivo concomitante aos ganhos de ADM, mas outros alegam que aumentando o tempo de treinamento alcançariam maiores níveis de adaptações com manutenção do ganho de ADM e valores de torque retornando aos iniciais. Alguns observam redução da rigidez, outros não encontraram diferenças significativas após o treinamento. Quanto aos idosos, dos três estudos encontrados, dois relataram aumento da rigidez passiva simultâneo ao aumento da ADM e do TP (com treinamento de 6 e 8 semanas). No presente estudo, embora sem diferenças significativas entre as médias, a maior parte das voluntárias

mostrou redução do módulo tangente, e para valores menores de tensão, apresentaram maior deformação relativa do TC. Neste caso, considerou-se que houve uma resposta positiva a intervenção proposta. No que tange aos benefícios do treinamento para essa população, é possível concluir que, ganhos na ADM e no torque passivo são benéficos por permitirem o aumento do arco de movimento facilitando atividades funcionais, ampliando a passada e contribuindo para uma marcha mais adequada e eficiente, reduzindo, portanto, o risco de quedas. Entretanto, sobre a redução da rigidez passiva, considerando que a população já tem complacência aumentada por efeito do envelhecimento, faz-se necessário a realização de outros estudos que confirmem os efeitos crônicos a de fim assegurar que o alongamento não estaria acentuando o aumento da complacência em um tecido que já é complacente, causando prejuízos à estrutura e aumentando os riscos de lesões. Portanto, diante de tantas informações, o mais adequado é optar por um caminho em que haja bom senso, ou seja, em que seja possível treinar a flexibilidade de modo a obter os benefícios do alongamento, porém, incentivando protocolos menos intensos, até que se esclareçam os reais efeitos crônicos que um treinamento pode trazer principalmente para uma população idosa.

5.5 Limitações do estudo

A amostra pequena e a grande variabilidade individual e dos grupos mesmo no baseline caracteriza uma séria limitação. Bem como a impossibilidade de homogeneizar a sensação do limite de tolerância ao desconforto, relatado pelas voluntárias durante a mobilização passiva para medida do ângulo máximo de dorsiflexão, que é governado por centros cerebrais superiores.

Além disso, não foi possível controlar a intensidade do treinamento, sendo esse um dos principais fatores na resposta de adaptação do tecido conjuntivo.

Embora com boa confiabilidade, o método de avaliação do deslocamento máximo da JMT, feito manualmente, quadro a quadro do vídeo de US, aumenta as fontes de erro de medida. Rastreadores automáticos são mais indicados para esse fim [191].

A contribuição das estruturas não-miotendíneas (cápsulas articular, ligamentos e pele) não foi considerada na metodologia utilizada. Haura *et al*.[192] afirmam 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.

6. CONCLUSÃO

O treinamento de flexibilidade é assunto de grande interesse à comunidade científica, sendo uma atividade exercida frequentemente pela população idosas, apesar de resultados inconclusivos e controversos Esta Tese, empregou o MT para verificar os efeitos de um programa de alongamento crônico no tendão calcanear de idosas.

Reconhecendo a complexidade da metodologia, realizou-se um estudo de confiabilidade e variabilidade das medidas, que confirmou o potencial de aplicação do método, elucidando sobre a importância do cuidado durante a aquisição e a medição dos parâmetros avaliados, a fim de reduzir o erro de medida embutido no fim do estudo.

As voluntárias reagiram de diferentes formas ao alongamento. As que responderam a intervenção tiveram maior deformação do tendão produzindo menor ou igual tensão (a condição pré) e reduziram o MT. Foi possível constatar que para algumas voluntárias um menor número de sessões foi suficiente para promover adaptações, enquanto outras com maior número de sessões não responderam da mesma forma. Isso nos leva a ressaltar a importância de considerar os níveis iniciais de flexibilidade dos indivíduos avaliados, que pode ser determinante na resposta e na indicação do volume e intensidade do estímulo necessário para gerar adaptações exclusivas e necessárias àquele indivíduo.

Contudo, é fundamental a realização de mais estudos que avaliem os efeitos crônicos do alongamento para essa população, pois os disponíveis não concluem que vantagens ou desvantagens um treinamento nesse formato provoca às estruturas miotendíneas de idosos. Uma vez que esses indivíduos já estão submetidos aos efeitos do envelhecimento que no tendão, se refletem como redução dos índices de rigidez, é importante muita atenção ao propror uma atividade que promova o mesmo efeito. Enquanto os efeitos do alongamento crônico não forem esclarecidos, é necessário bom senso no que tange a prescrição de exercícios de alongamento para essa população, principalmente em relação a volume e intensidade. Os ganhos de ADM são vantajosos para os idosos, mas ainda faz-se necessário avaliar de que modo a redução do IRP ou do MT influencia a estrutura e a função mecânica do tendão calcanear da população idosa.

7. **REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

1. Lane NE, Bloch DA, Wood PD, Fries JF. "Aging, long distance running and development of musculoskeletal disability. *American Journal of Medicine*. 82,772-780, 1987.
2. Menard D, Stanish WD. "The aging athlete" *American Journal of Sports Medicine*. 17,187–196, 1989.
3. World Health Organization. Health topics. *Ageing*. WHO, 2014. Disponível em: < http://www.who.int/topics/ageing/en/>. Acesso em: jan 2014
4. BRASIL. Ministério do Planejamento, Orçamento e Gestão. Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística. Agência de notícias. Estatísticas Sociais: Nota Técnica: *Projeção da População 2018***.** Disponível em:< https://agenciadenoticias.ibge.gov.br/agencia-sala-de-imprensa/2013-agencia-de-noticias/releases/21837-projecao-da-populacao-2018-numero-de-habitantes-do-pais-deve-parar-de-crescer-em-2047.html> Acesso em julho de 2018.
5. BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção à Saúde. Departamento de Atenção Básica. *Envelhecimento e saúde da pessoa idosa*. Brasília: Ministério da Saúde, 2007.
6. Schneider EL. "Theories of anging, a perspective". In: Warner RN, Burtler RL, Sprot RL, Schneider EL. *Modern Biological Theories of Aging*, Raven Press, NY, 1987.
7. Farinatti PTV. "Teorias biológicas do Envelhecimento: do genético ao estocástico", *Revista Brasileira Medicina do Esporte* v.8, n. 4, Jul/Ago. 2002.
8. Narici MV, Maffulli N, Maganaris CN. "Ageing of human muscles and tendons", *Disability and Rehabilitation*, v. 30, n. 20-22, pp. 1548-1554, 2008
9. Narici MV, Maganaris CN, Reeves ND, Capodaglio P. "Effect of aging on human muscle architecture", *Journal of Applied Physiology*, v. 95, n. 6, pp. 2229 – 2234, 2003.
10. Lexell J, Taylor CC, Sjostrom M. "What is the cause of the ageing atrophy? Total number, size and proportion of different fiber types studied in whole vastuslateralis muscle from 15- to 83-year-old men", *Journal of the Neurological Sciences*, v. 84, n. 2 - 3, pp. 275 – 294, 1988.
11. Morse CI, Degens H, Seynnes OR, Maganaris CN, Jones DA. "The acute effect of stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit", *Journal of Physiology*, v. 586, pp. 97–106, 2008.
12. Campbell MJ, McComas AJ, Petito F. "Physiological changes in aging muscles", *Journal Neurology Neurosurgery Psychiatry* 36: 174-182, 1973.
13. Reeves ND, Maganaris CN, Narici MV. "Effect of strength training on human patella tendon mechanical properties of older individuals", *Journal of Physiology*, v. 548, n. 3, pp. 971-981, 2003.
14. Viidik A. "Funcional properties of collagenous tissue" *International Review of Connective Tissue Research*, 6, 127-215, 1973.

15. Kubo K, Kanehisa H, Ito M, Fukunaga T. “Effects of isometric training on the elasticity of human tendon structures in vivo” *Journal of Applied Physiology, 91(1):26-32. PMid:11408409, 2001.*
16. Herbert R. “The passive mechanical properties of muscle and their adaptations to altered patterns of use” *Australian Journal Physiotherapy,*34 (3):141-9, 1988.
17. Araújo VL, Carvalhais VOC, Ocarino JM, Souza TR, Fonseca ST. “Efeito dos exercícios de fortalecimento e alongamento sobre a IRP tecidual passiva”. *Fisioterapia em Movimento,* Curitiba v25, n04, p869-82, 2012.
18. Reeves ND. “Adaptation of the tendon to mechanical usage”. *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions*, v. 6, n. 2, pp. 174-180, 2006.
19. Bruin Ed, Najafi B, Murer K, Uebelhart D, Aminian K. “Quantification of everyday motor function in a geriatric population”, *Journal of Rehabilitation Research and Development,* v. 44, n. 3, pp. 417-428, May. 2007.
20. Chodzko-Zajko WJ, Proctor DN, Fiatarone Singh MA, et al. American College of Sports Medicine position stand. Exercise and physical activity for older adults. *Medicine Science Sports Exercise*. 2009;41(7):1510-1530.
21. Andersen JC. “Stretching before and after exercise: effect on muscle soreness and injury risk”, *Journal of Athetic Training*, v. 40, n. 3, pp. 218-220, 2005.
22. Magnusson SP, Beyer N, Abrahamsen H, Aagaard P, Neergaard K, Kjaer M. “Increased cross-sectional area and reduced tensile stress of the Achilles tendon in elderly compared with young women”. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 58(2):123 – 127, 2003.
23. Graham, BJ. “A randomize e trial of pre exercise stretching for prevention of lower limb injury”, *Medicine Science and Sports Exercise*, v. 32, n. 2, pp. 271-277, 2000.
24. Viel, E. **“***A marcha humana, a corrida e o salto: biomecânica, investigações, normas e disfunções***”**. Barueri, São Paulo: Manole, 2001.
25. Magnusson SP. "Passive properties of human skeletal muscle during stretch maneuvers. A review", *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, v. 8, pp. 65- 77, 1998.
26. 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.
27. Gadjosik, R.l., 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.
28. Magnusson, S. “A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle”, *Journal of Physiology,* 497, 291-298, 1996.
29. 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.
30. 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

31. Osternig, R., Robert, L. “Muscle activation during proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) stretching techniques”, *American Journal of Physical Medicine*. 56, 298–307, 1987.
32. Lieber LR. Skeletal Muscle Structure, Function, and Plasticity. The Physiological Basis of Rehabilitation., 3rd ed. Philadelphia: 2010.
33. 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, 2011.
34. 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.
35. 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.
36. Arya, S., Kulig, K. “Tendinopathy alters mechanical and material properties of the Achilles tendon”, *Journal of Applied Physiology*, 108, 670–675, 2010.
37. 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.
38. 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.
39. Popov, E.P. Engineering Mechanics of Solids. Prentice-Hall, New York, 1990.
40. Oliveira LF, Peixinho CC, Silva GA, Menegaldo LL. “In vivo passive mechanical properties estimation of Achilles tendon using ultrasound.” *Journal of Biomechanics*, 49, 507-513, 2016.
41. Kubo K, Kanehisa H, Kawakami Y, Fukunaga T. “Influence of static stretching on viscoelastic properties of human tendon structures in vivo”, *Journal of Applied Physiology***,** v. 90, 511–519, 2001a.
42. Witvrouw E, Mahieu N, Roosen P, Mcnair P. “The role of stretching in tendon injuries”, *Brazilian Journal of Sports Medicine*, v. 41, n. 4, pp. 224-226 Jan. 2007.
43. 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, pp. 169–177, 2009.
44. Reeves ND, Narici MV. “Behavior of human muscle fascicles during shortening and lengthening contractions in vivo”, *Journal of Applied Physiology*, v. 95, pp. 1090–1096, 2003.
45. Imamura ST, Imamura M, Hirose-Pastor E. “Effects of aging and physical exercises on the collagen of human skeletal muscle”, *Revista Brasileira de Reumatologia*, v39,n1,1999.
46. Ham AW, Cormack DH. *Histologia.* 9ª ed. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan, 1991.

47. Gardner WD, Osburn WA. Anatomia do corpo humano. 2ª Ed. São Paulo: Atheneu, 1980.
48. Alberts B, Johnson JL, Lewis J, Raff M, Roberts K, Walter P. Biologia Molecular da Célula. 4 ed. Porto Alegre: Artmed, 2004.
49. LOYOLA UNIVERSITY CHICAGO. Strich School of Medicine. Loyola University Education Network. *Virtual Histology*. Disponível em: <http://www.meddean.luc.edu/lumen/MedEd/Histo/virtualhistology.htm>. . Acessado em julho de 2018.
50. Foidart M, Foidart JM, Engel K. "Collagen localization in normal and fibrotic human skeletal muscle" *Archive Neurology*, 38: 152-157, 1981.
51. Gosline J, Lillie M, Carrington E, Guerette P, Ortlepp C, Savage K. "Elastic proteins: biological roles and mechanical properties*", Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci.* 2002 Feb 28;357(1418):121-32.
52. Duance VC, Restall DJ, Beard H, Bourne FJ, Baile AJ. "The location of three collagen types in skeletal muscle." FEBS Lett 79:248-252, 1977.
53. Campbell MJ, McComas AJ, Petito F. "Physiological changes in aging muscles", *Journal Neurology Neurosurgery Psychiatry* 36: 174-182, 1973.
54. Loeb GE, Pratt CA, Chanaud CM, Richmond FJR. "Distribution and innervation of short, interdigitated muscle fibers in parallel-fibered muscles of the cat hindlimb", *Journal of Morphology* 191: 1-15, 1987.
55. Borg TK, Caufield JB. "Morphology of connective tissue in skeletal muscle." *Tissue Cell*, 12:197-207, 1980.
56. Reiser KM[1], Hennessy SM, Last JA. "Analysis of age-associated changes in collagen crosslinking in the skin and lung in monkeys and rats." *Biochim Biophys Acta***,** Dec 7;926(3):339-48, 1987.
57. Alnaqeeb MA, Zaid NS, Goldspink G. "Connective tissue changes and physical properties of developing and aging skeletal muscle", *Journal of Anatomy,*139: 677-689, 1984.
58. O'brien M. "Structure and metabolism of tendons", *Scan. J. Med. Sci. Sports*, 7, 55-61, 1997.
59. Mays PK, MacNulty RJ, Campa JS, Laurent GJ. "Age-related changes in collagen synthesis and degradation in rat tissues: importance of degradation of newly synthesized collagen in regulating collagen production", *Biochemistry Journal* 276: 307-313, 1991.
60. Goldspink G, Fernandes K, Williams PE, Weels DJ. "Age related changes in collagen gene expression in the muscle of mdx dystrophic and normal mice." *Neuromuscular Disords***,** 4: 183-191, 1994.
61. Cooper RR. "Alterations during immobilization and regeneration of skeletal muscle in cats**."** *J Bone Joint Surg [Am]*, 54:919-953, 1972.
62. Jozsa L, Kannus P. **"***Human Tendons: Anatomy, Physiology and Pathology".* Champaign, IL: Human Kinetics, 1997.

63. Ippolito E, Natali PG, Postacchini F, Accinni L, De Martino L. “Morphological, immunochemical and biochemical study of rabbit Achilles tendon various ages”, *J Bone Joint Surg***,** 62A:583-598, 1980.
64. Kannus P, Jozsa L. “Histopathological changes preceding spontaneous rupture of a tendon, a controlled study of 891 patients”, *J Bone Joint Surg*, 73A:1507-1525, 1997.
65. Robert L, Moczar M, Robert M. “Biogenesis, maturation and aging of elastic tissue (abstract)”, *Experientia***.** 30:211-212, 1974.
66. Cury DP, Dias FJ, Miglino MA, Watanabe L. “Structural and Ultrastructural Characteristics of Bone-Tendon Junction of the Calcaneal Tendon of Adult and Elderly Wistar Rats”, PLoS ONE 11(4): e0153568, 2016.
67. Kastelic J, Pallet I, Baer E. “The multicomposite ultrastructure of tendon”, *Conn. Tissue. Res*. 6:11:23, 1978.
68. Reeves ND, Narici MV, Maganaris CN. “Strength training alters the viscoelastic properties of tendons in elderly”, *Muscle Nerve***.** 28: 74–81, 2003.
69. Jozsa L, Kvist M, Balint BJ, Reffy A, Jarvinen M, Lehto M, et al. “The role of recreational sport activity in Achilles tendon rupture. A clinical, pathoanatomical, and sociological study of 292 cases.” Am J Sports Med.; 17: 338–343, 1989.
70. Thorpe, C. T. *et al*. Aspartic acid racemization and collagen degradation markers reveal an accumulation of damage in tendon collagen that is enhanced with aging. J Biol Chem, v. 285, n. 21, p. 15674-81, May 21 2010.
71. Junqueira, L.C.U. & Carneiro, J. Histologia Básica. 11ª Ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2008.
72. Ganestam A, Kallemose T, Troelsen A, Barfod KW. “Increasing incidence of acute Achilles tendon rupture and a noticeable decline in surgical treatment from 1994 to 2013. A nationwide registry study of 33.160 patients” *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc***,** 2015.
73. Kannus P, Paavola M, Józsa L. “Aging and degeneration of tendons.”, *Tendon Injuries: Basic Science and Clinical Medicine*. pp. 25–31, 2005.
74. Zhou Z, Akinbiyi T, Xu L, Ramcharan M, Leong DJ, Ros SJ, et al. “Tendon-derived stem/progenitor cell aging: Defective self-renewal and altered fate.” *Aging Cell*. 9: 911–915, 2010.
75. Vidal BC. “Cell and extracellular matrix interaction: a feedback theory based on molecular order recognition-adhesion events”. *Rev. Med. Unicamp*. 4, 1-6, 1993.
76. Williams PL, Warwich R, Dyson M & Banmister LH. *Gray’s Anatomy*. 37 ed. Churchill Livingstone London, 1989.
77. Nakagawa Y, Hayashi K, Yamamoto N, Nagashima K. “Age related changes in biomechanical properties of the Achilles tendon in rabbits”. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 73(1-2):7 – 10, 1996.
78. Vogel HG. “Age dependence of mechanical properties of rat tail tendons (hysteresis experiments)”. *Aktuelle Gerontol*,13(1):22 – 27, 1983.
79. Strocchi R, Pasquale, V, Guizzardi S, Govoni P, et al. Human Achilles Tendon: Morphological and Morphometric Variations as a Function of Age. *Foot & Ankle International*. Vol 12, Issue 2, pp. 100 – 104.
80. Stenroth L, Neil J, Jussi Peltonen C. Korhonen MT, Sipilä S, Finni T. “Triceps surae muscle-tendon properties in older endurance- and sprint-trained athletes”, *Journal of Applied Physiology***,** 120 (1) 63-69, 2016.

81. Shadwick RE. “Elastic energy storage in tendons: mechanical differences related to function and age”. *J Appl Physiol*, 68(3):1033-40, 1990.
82. Vogel HG. “Influence of maturation and aging mechanical and biomechanical properties of connective tissue in rats”, *Mech Ageing Dev***.** 14, (3-4), 283-292, 1980.
83. Johnson GA, Tramaglini DM, Levine RE, Ohno K, Choi NY, Woo SL. Tensile and viscoelastic properties of human patelar tendon. *J Orthop Res*, 12(6):796 – 803, 1994.
84. Rockwood K. & Mitnitski A. Frailty defined by deficit accumulation and geriatric medicine defined by frailty. *Clin Geriatr Med*; 27: 17 e 26, 2011.
85. Geremia, J., Vaz, M. “The structural and mechanical properties of the Achilles tendon 2 years after surgical repair”. *Clinical Biomechanics*, 30, 485–492, 2015.
86. Kannus P, Jozsa L, Renström P, Järvinen M, Kvist M, Lehto M, Oja P, Vuori I. “The effects of training, immobilization and remobilization on musculoskeletal tissue. 1. Training and immobilization”. *Scand J Med Sci Sports*. 2:100–118,1992.
87. Best TM, Garrett WE. “Basic science of soft tissue: muscle and tendon” In: DeLee JC, Drez D, eds. *Orthopaedic Sports Medicine*. Philadelphia: W.B. Saunders; 1–45,1994.
88. Viidik A. “Connective tissues possible implications of the temporal changes for the aging process”. *Mech Ageing Dev.* Feb;9(3-4):267-85, 1979
89. Tuite DJ, Renström PAFH, O’Brien M. “The aging tendon”. *Scand J Med Sci Sports***.** 7:72–77, 1997.
90. Blevins FT, Hecker AT, Bigler GT, Boland AL, Hayes WC. The effects of donor age and strain rate on the biomechanical properties of bone-patellar tendon-bone allografts. *Am J Sports Med* 1994;22(3):328 – 333.
91. Maganaris CN. “In vivo tendon mechanical properties in young adults and healthy elderly. Proceedings of the Active Life Span Research Symposium. The plasticity of the motor system: adaptations to increased use, disuse and ageing.” *Manchester Metropolitan University*, UK, 2001.
92. Magnusson SP, Aagaard P, Nielson JJ. “Passive energy return after repeated stretches of the hamstring muscle-tendon unit”, *Medicine & Science in Sports & Exercise*, v. 32, pp. 1160-1164, 2000.
93. Fiatarone MA, Marks EC, MS, Ryan ND et al. High-Intensity Strength Training in Nonagenarians Effects on Skeletal Muscle. *JAMA*. 1990;263:3029-3034.
94. Bouaziz W, Lang PO, Schmitt E, Kaltenbach G, Geny B, Vogel T.Health benefits of multicomponent training programmes in seniors: a systematic review. *Int J Clin Pract*. 2016 Jul;70(7):520-36. doi: 10.1111/ijcp.12822. Epub 2016 Jun 13.
95. Henderson RM, Miller ME, Fielding RA, Gill TM, Glynn NW et al.Maintenance of Physical Function 1 Year After Exercise Intervention in At-Risk Older Adults: Follow-up From the LIFE Study.*J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2018 Apr 17;73(5):688-694.
96. Sbardelotto ML, Pedroso GS1, Pereira FT1, Soratto HR1 et al. The Effects of Physical Training are Varied and Occur in an Exercise Type-Dependent Manner in Elderly Men. *Aging Dis*. 2017 Dec 1;8(6):887-898.
97. Geraldes, A. A. R. et al. Correlação entre a flexibilidade multiarticular e o desempenho funcional de idosas fisicamente ativas em tarefas motoras selecionadas. Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano, Florianópolis, v. 9, n. 3,p. 238-243, 2007.
98. Gajdosik, R.L., Vander Linden, D.W., McNair, P.J., Riggin, R.J., Albertson, J.S., Mattick, D.J., Wegley, J.C., 2004. Slow passive stretch and release characteristics

of the calf muscles of older women with limited dorsiflexion range of motion. *Clin. Biomech.* 19 (4), 398–406.
99. Farinatti, P. T. V.; LopeS, L. N. C. Amplitude e cadência do passo e componentes da aptidão muscular em idosos: um estudo correlacional multivariado. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, São Paulo, v. 10, n. 5, p. 389-400, 2004.
100. 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.
101. Buckner, S. L., Jenkins, N. D. M.,Costa, P. B., Ryan, E. D., Herda, T. J., Cramer, J. T. "Comparing passive angle–torque curves recorded simultaneously with a load cell versus an isokinetic dynamometer during dorsiflexion stretch tolerance assessments", Medical Engineering and Physics,1, 5, 2015.
102. Riemann, B. L., DeMont, R. G., Ryu, K., Lephart, S. M. "The effects of sex, joint angle, and the gastrocnemius muscle on passive ankle joint complex stiffness", Journal of Athletic Training, 36, 4, 369–377, 2011.
103. Gajdosik, R. L., Linden, D. W. V., Williams, A. K. "Influence of age on length and passive elastic stiffness characteristics of the calf muscle tendon unit of women", Physical Therapy, 79, 9, 1999.
104. R. L. Gajdosik, J. D. Allred, H. L. Gabbert, and B. a Sonsteng, "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*, vol. 99, no. 4, pp. 449–54, Mar. 2007.
105. C. N. Maganaris, V. Baltzopoulos, and a J. Sargeant, "In vivo measurements of the triceps surae complex architecture in man: implications for muscle function.," *The Journal of physiology*, vol. 512 (Pt 2, pp. 603–14, Oct. 1998.
106. Kawakami Y, Kanehisa H, Fukunaga T, "The relationship between passive ankle plantar flexion joint torque and gastrocnemius muscle and achilles tendon stiffness: implications for flexibility.," *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, v. 38, n. 5, pp. 269–76, May. 2008.
107. Blazevich, A. J., Cannavan, D., Waugh, C. M., Miller, S. C., Thorlund, J. B., Aagaard, P., Kay A. D. "Range of motion, neuromechanical, and architectural adaptations to plantar flexor stretch training in humans", *Journal of Applied Physiology*, 117, 452–462, 2014.
108. Muraoka, T., Muramatsu, T., Fukunaga, T., Kanehisa, H. "Elastic properties of human Achilles tendon are correlated to muscle strength", *Journal of Applied Physiology*, 99, 665–669, 2005.
109. Magnusson, S. P., Aagaard, P., Rosager, S., Dyhre-Poulsen, P., Kjaer, M. "Load–displacement properties of the human triceps surae aponeurosis in vivo", *Journal of Physiology*, 531, 1, 277–288, 2001.
110. Arampatzis, A., Stafilidis, S., DeMonte, G., Karaminidis, K., Morey-Klapsing, G., Brüggemann, G. P. "Strain and elongation of the human gastrocnemius tendon and aponeurosis during maximal plantarflexion effort", *Journal of Biomechanics*, 38, 4, 833-841, 2005.
111. Kubo, K., Kanehisa, H., Fukunaga, T. "Effects of cold and hot water immersion on the mechanical properties of human muscle and tendon in vivo", *Clinical Biomechanics*, 20, 3, 291-300, 2005.
112. Peixinho, C. C., Alves, D. S., Lacerda, R. G., Vieira, T. M. M., Oliveira, L. F. "Strain and slackness of achilles tendon during passive joint mobilization via imaging ultrasonography", *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 12, 5, 366-372, 2008.

113. Kato E, Kurihara T, Kanehisa H, Fukunaga T, Kawakami Y. “Combined effects of stretching and resistence training on ankle joint flexibility”, Physiology Journal, 2013.
114. Csapo R, Malis V, Hodgson J, Sinha S. “Age-related greater Achilles tendon compliance is not associated with larger plantar flexor muscle fascicle strains in senior women”, *Journal of Applied Physiology* 116: 961–969, 2014.
115. Muraoka T, Muramatsu T, Takeshita D, Kawakami Y, and FukunagaT. “Length change of human gastrocnemius aponeurosis and tendon during passive joint motion”. *Cells Tissues Organs* 171: 260–268, 2002.
116. 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.
117. Maganaris CN, Narici MV, Reeves ND. “*In vivo* human tendon mechanical properties: Effect of resistance training in old age**”,** *J Musculoskel Neuron Interact*, 4(2):204-208, 2004.
118. Manal, K., J. D. Cowder, and T. S. Buchanan. “A hybrid method for computing achilles tendon moment arm using ultrasound and motion analysis”, J. *Appl. Biomech*. 26: 224–228, 2010.
119. Manal, K., J. D. Cowder, and T. S. Buchanan. “Subject-specific measures of Achilles tendon moment arm using ultrasound and video-based motion capture”, *Physiol Rep***,** 1 (6), 2013.
120. Fath, F., Blazevich, 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.
121. Hashizume, S., S. Iwanuma, R. Akagi, H. Kanehisa, Y. Kawakami, and T. Yanai. “In vivo determination of Achilles tendon moment arm in three-dimensions”, *J. Biomech.* 45:4009–4413, 2012.
122. Maganaris, C. N., V. Baltzopoulos, and A. J. Sargeant. “In vivo measurement-based estimations of the human Achilles tendon moment arm**.”** *Eur. J. Appl. Physiol*. 83:363–369, 2000.
123. 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.
124. Rosager, S., Aagard, P., Poulsen, P., Neergaard, K. “Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis and tendon in runners and non-runners”, *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 12, 90–98, 2002.
125. Birch HL, McLaughlin L, Smith RK, Goodship AE. “Treadmill exercise-induced tendon hypertrophy: assessment of tendons with different mechanical functions”, *Equine Vet J Suppl*, 30: 222–226, 1999.
126. Epro G, Mierau A, Doerner J, Luetkens JA, Scheef L, Kukuk GM, Boecker H, Maganaris CN, Brüggemann GP, Karamanidis k. “The Achilles tendon is mechanosensitive in older adults: adaptations following 14 weeks versus 1.5 years of cyclic strain exercise”, *Journal of Experimental Biology*, 220:1008-1018,2017.
127. Zhao H, Wu YN, Hwang M, Ren Y, Gaebler-Spira D, Zhang LQ. ”Changes of calf muscle-tendon biomechanical properties induced by passive stretching and active movement training in children with cerebral palsy”, *Appl Physiol* 111: 435–442, 2011.
128. L. Harvey, R. Herbert, and J. Crosbie, “Does stretching induce lasting increases in joint ROM? A systematic review,” *Physiotherapy research international: the journal for researchers and clinicians in physical therapy*, vol. 7, no. 1, pp. 1–13, Jan. 2002.

129. Watt, JR, Jackson, K, Franz, JR, Dicharry, J, Evans, J, Kerrigan, DC. “Effect of a supervised hip flexor stretching program on gait in frail elderly patients”, *PMR*, v. 3, n. 4, pp. 330-335, 2011.
130. N. N. Mahieu, A. Cools, B. De Wilde, M. Boon, and E. Witvrouw, “Effect of proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on the plantar flexor muscle-tendon tissue properties.,” *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, vol. 19, no. 4, pp. 553–60, Aug. 2009.
131. J. A. Schwane and R. B. Armstrong, “Effects of training on skeletal muscle injury from downhill running in rats.,” *Journal of Applied Physiology*, vol. 55, pp. 969–975., 1983.
132. C. Tardieu, J. C. Tabary, E. H. de la Tour, C. Tabary, and G. Tardieu, “The relationship between sarcomere length in the soleus and tibialis anterior and the articular angle of the tibia-calcaneum in cats during growth.,” *Journal of anatomy*, vol. 124, no. Pt 3, pp. 581–8, Dec. 1977.
133. Peixinho CC, Martins NSF, Oliveira LF, Machado JC. “Structural adaptations of rat lateral gastrocnemius muscle–tendon complex to a chronic stretching program and their quantification based on ultrasound biomicroscopy and optical microscopic images”, *Clinical Biomechanics* 29, 57–62, 2014.
134. P. E. Williams, “Use of intermittent stretch in the prevention of serial sarcomere loss in immobilised muscle,” *Annals of the Rheumatic Diseases*, no. July 1989, pp. 316–317, 1990.
135. Williams P, Simpson H, Kyberd P, Kenwright J, and Goldspink G, “Effect of Rate of Distraction on Loss of Range of Joint Movement, Muscle Stiffness, and Intramuscular Connective Tissue Content During Surgical Limb-Lengthening: A Study in the Rabbit,” vol. 83, no. November 1998, pp. 78–83, 1999.
136. Caiozzo, VJ, Utkan, A, Chou R, Khalafi A, Chandra H, Baker M, Rourke B, Adams G, Baldwin K, and Green S. “Effects of distraction on muscle length : Mechanisms involved in sarcomerogenesis,” *Clinical Orthopaedics and Related Research*, no. 403, pp. 133–145, 2002.
137. Secchi KV, Morais CP, Cimatti PF, Tokars E, Gomes ARS. Effects of stretching and resistive exercise in rat skeletal muscle. Rev Bras Fisioter. 2008;12(3): 228-34.
138. De Jaeger D, Joumaa V, Herzog W. “Intermittent stretch training of rabbit plantarflexor muscles increases soleus mass and serial sarcomere number.” *J Appl Physiol* 118(12):1467–1473, 2015.
139. M. Elsalanty, M. Makarov, A. Cherkashin, J. Birch, and M. Samchukov, “Changes in pennate muscle architecture after gradual tibial lengthening in goats.” *Anatomical record* (Hoboken, N.J. : 2007), vol. 290, no. 5, pp. 461–7, May 2007.
140. Ng GY, Chung PY. “Effects of a therapeutic laser and passive stretching program for treating tendon overuse”, *Photomed Laser Surg***.** 2012 Mar;30(3):155-9. doi: 10.1089/pho.2011.3095. Epub 2012 Jan 11.
141. Zhang, J. & Wang, J. H. “The effects of mechanical loading on tendons—an in vivo and in vitro model study”, *PLoS ONE* 8, e71740 (2013
142. Fowles, JR, Sale DG and MacDougall, JD. “Reduced strength after passive stretch of the human plantarflexors,” *Journal of applied physiology* (Bethesda, Md. : 1985), vol. 89, no. 3, pp. 1179–88, Sep. 2000.
143. J. T. Cramer, T. J. Housh, J. W. Coburn, T. W. Beck, and G. O. Johnson, “Acute effects of static stretching on maximal eccentric torque production in women”, *Journal of strength and conditioning research*, vol. 20, no. 2, pp. 354–358, May 2006.

144. R. L. Gajdosik, D. W. Vander Linden, P. J. McNair, T. J. Riggin, J. S. Albertson, D. J. Mattick, and J. C. Wegley, "Viscoelastic properties of short calf muscle-tendon units of older women: effects of slow and fast passive dorsiflexion stretches in vivo", *European journal of applied physiology*, vol. 95, no. 2–3, pp. 131–9, Oct. 2005.
145. C. H. Weppler and S. P. Magnusson, "Increasing muscle extensibility: a matter of increasing length or modifying sensation?", *Physical therapy*, vol. 90, no. 3, pp. 438–49, Mar. 2010.
146. Blazevich,A. J., Cannavan, D., Waugh, C. M., Fath, F., Miller, S. C., Kay, A. D. "Neuromuscular factors influencing the maximum stretch limit of the human plantar flexors", *Journal of Applied Physiology*, 113, 1446–1455, 2012.
147. K. Kubo, H. Kanehisa, and T. Fukunaga, "Effects of transient muscle contractions and stretching on the tendon structures in vivo", *Acta physiologica Scandinavica*, vol. 175, no. 2, pp. 157–64, Jun. 2002.
148. K. E. Burgess, P. Graham-Smith, and S. J. Pearson, "Effect of acute tensile loading on gender-specific tendon structural and mechanical properties.," *Journal of orthopaedic research*, vol. 27, no. 4, pp. 510–516, 2009.
149. K. Kubo, H. Kanehisa, and T. Fukunaga, "Effects of resistance and stretching training programmes on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo," *The Journal of Physiology*, vol. 538, no. 1, pp. 219–226, Dec. 2001.
150. Kay, A. D. e Blazevich, A. J. "Moderate-duration static stretch reduces active and passive plantar flexor moment but not Achilles tendon stiffness or active muscle length", Journal of Applied Physiology, 106, 1249–1256, 2009.
151. N. Guissard and J. Duchateau, "Neural aspects of muscle stretching.," *Exercise and sport sciences reviews*, vol. 34, no. 4, pp. 154–8, Oct. 2006.
152. W. Bandy and J. Irion, "The effect of time on static stretch on the flexibility of the hamstring muscles," *Physical Therapy*, vol. 7, no. 9, pp. 845–852, 1994.
153. Rodrigues BM, Aguiar RA, Venturini GRO, et al. Influência de sessões de alongamento sobre os níveis de flexibilidade de idosos sedentários. RBCEH, Passo Fundo, v. 9, n. 2, p. 238-246, maio/ago. 2012.
154. Cristopoliski, F. et al. Efeito transiente de exercícios de flexibilidade na articulação do quadril sobre a marcha de idosas. Revista Brasileira de Medicina do Esporte, SãoPaulo, v. 14, n. 2, p. 139-144, 2008.
155. Kang S, Hwang PT, Klein AB, Klein AB, et al. Multicomponent exercise for physical fitness of community-dwelling elderly women. *J. Phys. T her. Sci. Vol. 27, No. 3, 201.*
156. 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.
157. N. Guissard and J. Duchateau, "Effect of static stretch training on neural and mechanical properties of the human plantar-flexor muscles.," *Muscle & nerve*, vol. 29, no. 2, pp. 248–55, Feb. 2004.
158. S. P. Chan, Y. Hong, and P. D. Robinson, "Flexibility and passive resistance of the hamstrings of young adults using two different static stretching protocols.," *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, vol. 11, no. 2, pp. 81–6, Apr. 200.
159. 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.

160. R. L. Gajdosik, D. W. Vander Linden, P. J. McNair, A. K. Williams, and T. J. Riggin, "Effects of an eight-week stretching program on the passive-elastic properties and function of the calf muscles of older women.," *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, vol. 20, no. 9, pp. 973–83, Nov. 2005.
161. Reid DA, McNair PJ. Effects of a six week lower limb stretching programme on range of motion, peak passive torque and stiffness in people with and without osteoarthritis of the knee. *NZ J Physiother.* 2011;39:05-12.
162. Batista LH, Vilar AC, Fereeira JJA, Salvini TF. Active Stretching Improves Flexibility, Joint Torque, and Functional Mobility in Older Women. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* Vol. 88, No. 10, October 2009.
163. Grieve D, Cavanagh, P, Pheasent, S. "Prediction of gastrocnemius length from knee and ankle posture," in Biomechanics, 6-A, 405–412, 1978.
164. HOPKINS, WG. "Measures of reliability in sports medicine and science" *Sports Medicine*, 30: 1-15, 2000.
165. Bohm S, Mersmann F, Scholl A, Mäkitalo N, Arampatzis A. Insufficient accuracy of theultrasound-based determination of Achilles tendo cross-sectional área. Journal of Biomechanics. 49(2016)2932–2937
166. Chiu RT, Ngo H, Lau L, Leung K, Ying Met al. An Investigation of the Immediate Effect of Static Stretching on the Morphology and Stiffness of Achilles Tendon in Dominant and Non-Dominant Legs. PLoS ONE 11(4): e0154443, 2016.
167. Tweedell AJ, Ryan ED, Scharville MJ, Rosenberg JG, Sobolewski EJ, Kleinberg CR.The influence of ultrasound measurement techniques on the age-related differences in Achilles tendon size. Experimental Gerontology 76 (2016) 68–71.
168. Kruse A, Stafilidis S, Tilp M. Ultrasound and magnetic resonance imaging are not interchangeable to assess the Achilles tendon cross-sectional-area. Eur J Appl Physiol (2017) 117:73–82.
169. Fouré A, Cornu C, McNair PJ, Nordez A. Gender differences in both active and passive parts of the plantar flexors series elastic component stiffness and geometrical parameters of the muscle-tendon complex. *J Orthop Res***.** 2012 May;30(5):707-12.
170. Stokes OM, Theobald PS, Nokes LDM. Panoramic Ultrasound to Measure In Vivo Tendo Achilles Strain. *Foot & Ankle International*,Vol. 31, No. 10/October 2010.
171. Ying M, Yeung E, Brian L, Winnie L, et al. Sonographic evaluation of the size of achilles tendon:The effect of exercise and dominance of the ankle. **Ultrasound in Med. & Biol**., Vol. 29, No. 5, pp. 637–642, 2003.
172. Hansen MS, Barfod KW, Kristensen MT. /Development and reliability of the Achilles Tendon Length Measure and comparison with the Achilles Tendon Resting Angle on patients with an Achilles tendon rupture. *Foot and Ankle Surgery* 23 (2017) 275–280.
173. Pinto MS. *Módulo tangente do tendão calcanear em corredores.* Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Universidade Federal do Rio de Janeiro, Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior. 2017.
174. Konrad A, Stafilidis S, Tilp B. "Effects of acute static, ballistic, and PNF stretching exercise on the muscle and tendon tissue properties" **Scand J Med Sci Sports**, 2016.
175. Peixinho CC. *Adaptações do tecido músculo-esquelético de ratos e humanos submetido a estímulo de alongamento: acompanhamento longitudinal com a técnica ultrassônica.* 2013. Tese (Doutorado em Engenharia Biomédica) - Universidade Federal do Rio de Janeiro, Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior. 2013.

176. Cè E, Longo S, Rampichini S, Devoto M, Limonta E, et al.Stretch-induced changes in tension generation process and stiffness are not accompanied by alterations in muscle architecture of the middle and distal portions of the two gastrocnemii. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 25 (2015) 469–478.
177. Kellis E, Ellinoudis A, Intziegianni K. Reliability of Sonographic Assessment of Biceps Femoris Distal Tendon Strain during Passive Stretching. 2017 Volume 43, Issue 9, Pages 1769–1779.
178. Pinto MS, Martins NSF, Menegaldo LL, Oliveira LF. Confiabilidade da estimativa do módulo tangente do tendão calcanear. In: *Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, XXV, 2016, Foz do Iguaçu, PR. Anais... Foz do Iguaçu: SBEB, 2016. Disponível em http://www.sbeb.org.br/site/anais-do-cbeb/2016
179. Cicchetti DV, Sparrow SA. Developing criteria for establishing interrater reliability of specific items: Applications to assessment of adaptive behavior. *Am J Ment Defic*. 1981;86:127–137.
180. Tavakol, Mohsen; DENNICK Reg. Making sense of Cronbach's alpha.*International Journal of Medical Education*, v. 2, p. 53 (2011).
181. Viidik A. "Simultaneous mechanical and light microscopic studies of collagen fibers," Z Anat Entwicklungsgesch, vol. 136, pp. 204–212, 1972.
182. Onambele GL, Narici MV, Maganaris CN. Calf muscle´tendon properties and postural balance in old age. *J Appl Physiol* 100:2048-2056, 2006.
183. Vandervoort AA, Chesworth BM, Cunningham DA, Paterson DH, Rechnitzer PA, Koval JJ. Age and sex effects on mobility of the human ankle. J Gerontol. 1992 Jan;47(1):M17-21.
184. Menz HB, Morris ME, Lord SR. Foot and ankle risk factors for falls in older people: a prospective study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2006 Aug;61(8):866-70.
185. Ryan ED, Herda TJ, Costa PB, Herda AA, Cramer JT. Acute effects of passive stretching of the plantarflexor muscles on neuromuscular function: the influence of age. *AGE* (2014) 36:9672
186. Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T.Gender differences in the viscoelastic properties of tendon structures. *Eur J Appl Physiol* (2003) 88: 520–526.
187. Mizuno T, Matsumoto M, Umemura Y. "Viscoelasticity of the muscle–tendon unit is returned more rapidly than range of motion after stretching" *Scand J Med Sci Sports*, 2011
188. Reisman S, Walsh LD, Proske U. Warmup stretches reduce sensations of stiffness and soreness after eccentric exercise. *Med Sci Sports Exerc* 2005:37: 929–936**.**
189. Witvrouw E, Mahieu N, Danneels L,McNair P. Stretching and injury prevention: an obscure relationship. *Sports Med* 2004: 34: 443–449.
190. 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.
191. Silva GA. *Módulo tangente do tendão calcanear em indivíduos submetidos a um protocolo de alongamento de 10 semanas*. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Universidade Federal do Rio de Janeiro, Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior. 2016.
192. Haura, 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.

ANEXO I

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado (a) para participar, como voluntário (a), em uma pesquisa intitulada: **"PROPRIEDADES MECÂNICAS DO TRÍCEPS SURAL DE IDOSOS SUBMETIDOS A PROTOCOLO DE ALONGAMENTO"**. A sua participação não é obrigatória e você poderá desistir de fazer parte da pesquisa a qualquer momento. Fica garantido o sigilo das informações e, em caso de recusa você não será penalizado (a) de forma alguma.

INFORMAÇÕES SOBRE A PESQUISA:

- Objetivo principal: Verificar o efeito de um programa de alongamento de 12 semanas nos músculos da panturrilha em uma população idosa.

- Como será o teste? Os testes serão realizados em dois momentos: antes e após a realização do programa de 12 semanas de alongamento. A coleta será dividida em duas partes. A primeira parte levará cerca de 20 minutos. Serão coletadas informações pessoais como idade, peso, altura, e realizado um mini questionário sobre saúde, lesões e prática de atividade física. A seguir, pontos específicos serão marcados perna da voluntária com caneta apropriada, a fim de facilitar o posterior exame de ultrassom. O exame será realizado para identificações de pontos e estruturas necessárias para o restante do teste, bem como imagens dos músculo da panturrilha e do tendão calcanear serão adquiridas. Na sequência, a pele nessa região será limpa com bucha, água e sabão e eletrodos de superfície adesivos serão colados na perna da voluntária. Na segunda parte, a voluntária estará sentada na cadeira do equipamento ajustada de forma individual de modo a garantir o conforto da mesma. A voluntária estará com o tronco recostado na cadeira e a perna direita totalmente estendida, com o pé apoiado e fixado com o auxilio de uma faixa de velcro, na plataforma para o pé, parte do equipamento. Serão realizadas pelo equipamento várias séries de movimento de tornozelo com o objetivo de familiariazação, aquecimento e identificação do ponto de maior desconforto de alongamento, relatado pela própria voluntária. Um ultrassom será utilizado para acompanhar os movimentos das estruturas internas envolvidas (músculo e tendão) durante o teste. O último teste será de força máxima, em que a voluntária será orientada e incentivada a fazer o máximo de força possível com o pé, contra a plataforma. Todo o protocolo deve durar cerca de 45 minutos, para cada voluntária.

Após os testes, os dados serão analisados para que se conheçam as condições iniciais das estruturas e serão armazenados para comparação com os resultados após as 12 semanas de alongamento.

Para a realização dos testes, a voluntária deverá estar vestindo uma roupa confortável, que deixe suas pernas descobertas. Caso precise, existem bermudas para empréstimo no Laboratório onde o teste será realizado.

- Como será o treinamento? O treinamento terá duração de 12 semanas e será realizado 3 vezes por semana. Consistirá de 3 exercícios diferentes de alongamento dos músculos da panturrilha. Os exercícios serão realizados sempre com a supervisão de um responsável.

- Outras informações: Nenhuma das técnicas gera risco de choque ou dor, e a qualquer momento você pode informar a desistência ao teste.

Em caso de algum acidente, causado pelo estudo (nexo causal comprovado), o participante tem direito a tratamento médico na instituição, além das indenizações legais.

Não há benefício direto com a participação no estudo, os resultados serão analisados posteriormente e o objetivo fundamental é de cunho acadêmico. Mas os profissionais de saúde podem sanar quaisquer dúvidas a qualquer momento.

-Garantia de acesso: em qualquer etapa do estudo, você poderá falar com o profissional responsável e garantimos a liberdade de retirada do consentimento a qualquer momento.

É garantida a proteção contra qualquer tipo de discriminação e ou estigmatização.

É seu direito saber os resultados da pesquisa, quando em estudos abertos, ou de resultados conhecidos pelos pesquisadores.

-Despesas e compensações: Não haverá nenhum gasto pelas voluntárias para a participação no estudo. Qualquer gasto será absorvido pelo orçamento da pesquisa, e de mesmo modo, não haverá qualquer quantia financeira para compensação pela participação no trabalho.

-Direito de confidencialidade: As informações serão estudadas em conjunto com as de outros indivíduos, não sendo divulgado o nome de nenhum participante. As informações ficarão arquivadas por 5 anos e descartadas após esse período.

Estarão presentes durante o estudo até um avaliador e dois auxiliares, sendo pelo menos um deles do mesmo sexo que você. Isto serve para diminuir qualquer constrangimento pelo uso da roupa necessária.

Mantemos o compromisso de nos preocupar com seu bem-estar do inicio ao fim do estudo, assim, pedimos que você se comprometa a dar informações verdadeiras durante a avaliação.

O termo deverá ser assinado após esclarecimento de toda e qualquer dúvida.

Você receberá uma cópia desse documento e a outra ficará com o pesquisador responsável. Ainda, você (ou seu representante legal) e o pesquisador responsável deverão rubricar todas as folhas desse TCLE e assinar na última.

Este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho – CEP/HUCFF – Rua Professor Rodolpho Paulo Rocco, nº 255 – Cidade Universitária/ Ilha do Fundão – Sala 01D-46/ 1º andar, pelo telefone 2562-2480, de segunda à sexta, de 8 às 15h, ou através do e-mail: cep@hucff.ufrj.br. Caso exista alguma consideração e/ou dúvida sobre a ética da pesquisa, favor entrar em contato com o CEP.

Pesquisador responsável: Natália S. Fonseca Martins
contato: (21) 99295-6119
e-mail: natalia.peb@gmail.com

CONSENTIMENTO DA PARTICIPAÇÃO COMO VOLUNTÁRIO

Acredito ter sido suficientemente esclarecido (a) a respeito das informações sobre o estudo acima, que li ou que foram lidas para mim.

Segundo elucidação com a pesquisadora *Natália S.F. Martins* sobre esse estudo, ficaram claros para mim quais são os objetivos, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas. Assim, concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidades, prejuízo ou perda de qualquer benefício que eu possa ter adquirido.

Nome:
_____

Assinatura do voluntário
(a):_____

Pesquisador responsável:
_____

Rio de Janeiro, ____/_____/_____.