

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E DANÇA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO**

Anelize Cini

**Efeito do alongamento estático passivo nas propriedades mecânicas passivas
do tendão do Calcâneo**

Porto Alegre

2020

Anelize Cini

**Efeito do alongamento estático passivo nas propriedades mecânicas passivas
do tendão do Calcâneo**

Tese de Doutorado
apresentada ao Programa de
Pós-Graduação em Ciências
do Movimento Humano da
Universidade Federal do Rio
Grande do Sul como requisito
para obtenção do título de
Doutor em Ciências do
Movimento Humano.

Orientador: Profa. Dra. Cláudia Silveira Lima

**Porto Alegre
2020**

CIP - Catalogação na Publicação

Cini, Anelize

Efeito do alongamento estático passivo nas propriedades mecânicas passivas do tendão do Calcâneo / Anelize Cini. -- 2020.

85 f.

Orientadora: Cláudia Silveira Lima.

Tese (Doutorado) -- Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Escola de Educação Física, Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, Porto Alegre, BR-RS, 2020.

1. Alongamento. 2. Tendão do Calcâneo. 3. Propriedades mecânicas passivas. I. Silveira Lima, Cláudia, orient. II. Título.

Anelize Cini

**Efeito do alongamento estático passivo nas propriedades mecânicas passivas
do tendão do Calcâneo**

Conceito final:

Aprovado em de.....de.....

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Rodrigo Ribeiro de Oliveira – UFC

Prof. Dr. Jean Marcel Geremia - UFRGS

Prof. Dr. Marco Aurélio Vaz – UFRGS

Orientadora Profa. Dra. Cláudia Silveira Lima - UFRGS

AGRADECIMENTOS

Inicio meus agradecimentos pela pessoa que me acompanha desde o primeiro semestre da graduação em 2009 e desde lá sigo sob sua orientação, agradeço por ter me deixado fazer parte do seu grupo de trabalho e, ter acreditado em mim e nas minhas capacidades. Professora Doutora Cláudia Silveira Lima, Muito Obrigada!

Agradeço também aos colegas e amigos que fiz durante essa jornada, os quais proporcionaram inúmeras alegrias e momentos agradáveis:

Aos alunos IC Andrei M. Reinaldo e Gabriela Fraporti, por me auxiliar no recrutamento dos participantes, nas intervenções e nas coletas.

À colega Mariana Oliveira Borges pela enorme ajuda em todas as fases, desde o início na divisão das coletas até a finalização da tese, onde sempre recorri na busca de material no qual precisava.

Aos colegas Emmanuel Rocha e Francesca Chaida Sonda, pela ajuda indispensável, nas coletas e análises de dados.

Aos meus familiares e amigos, que entenderam minha ausência em diversos momentos, e nunca deixaram de me apoiar.

Em especial, à minha família, aos meus queridos pais, Gilmar e Angela, pela motivação de sempre e principalmente por não terem medido esforços para me ajudar nessa fase e sem os quais eu não teria chegado até aqui, e ao meu namorado Amauri, que esteve comigo na maior parte dessa jornada e que ficou sentado perto de mim me acompanhando nos estudos, e principalmente me servindo lanches (risos).

Aos professores da banca avaliadora, por aceitarem o convite e contribuir para meu conhecimento e aperfeiçoamento.

Acredito ter sido a pior parte da tese para escrever, nunca fui boa para expressar meus sentimentos, mas por fim desejo exprimir os meus agradecimentos a todos aqueles que, de alguma forma, permitiram que esta tese se concretizasse.

RESUMO

O alongamento é uma prática amplamente utilizada para o aumento da amplitude de movimento articular (ADM), porém ainda não está clara a influência de parâmetros musculotendíneos nos ganhos de ADM, uma vez que, há diversos tecidos no complexo músculo tendíneo, e cada um deles é afetado de maneira diferente pelo alongamento de acordo com sua composição. O componente tendíneo formado basicamente por tecido conjuntivo parece responder de maneira diferente ao muscular quando exposto ao alongamento. Com isso, a presente tese teve como tema central compreender os exercícios de alongamento frente às propriedades mecânicas e passivas do complexo músculo tendíneo, e para isso foram desenvolvidos três estudos. O Estudo 1 foi uma revisão narrativa da literatura que teve por objetivo apresentar e discutir estudos sobre as implicações do alongamento muscular na ADM, bem como sua influência nas propriedades do tendão do Calcâneo. Este estudo concluiu que tempos contínuos entre 5 e 10 minutos de alongamento estático em uma única sessão apresentam diminuição da rigidez tendínea, já tempos intervalados inferiores a um minuto, aplicados de forma aguda ou crônica, não apresentam alteração. Dessa forma, duas hipóteses puderam ser propostas, a primeira seria que alongamentos contínuos maiores de 1 minuto já poderiam influenciar na rigidez tendínea e a segunda de que um tempo mínimo de cinco minutos é necessário. O Estudo 2 foi uma revisão sistemática com metanálise de ensaios clínicos randomizados e não randomizados de uma única sessão de alongamento cujo objetivo foi verificar e sintetizar as evidências sobre o efeito agudo do alongamento estático na ADM e nas propriedades mecânicas passivas do tendão do Calcâneo de adultos jovens fisicamente ativos comparado a um grupo controle ou outra técnica de alongamento. Este estudo também teve o propósito de embasar as escolhas de parâmetros para o protocolo de alongamento crônico a ser utilizado no Estudo 3. Na revisão sistemática e metanálise foram incluídos quatro estudos, e sua conclusão foi que não houve alteração significativa para as variáveis analisadas, o que traz a hipótese de ser necessário a aplicação de protocolos crônicos de alongamento para mudanças na rigidez tendínea. O Estudo 3 é um estudo original que aplicou um treinamento de flexibilidade de seis semanas com o intuito de comparar a alteração da ADM e das propriedades mecânicas passivas do tendão do Calcâneo frente a tempos contínuos de alongamento. Foram avaliados 30

participantes de ambos os sexos divididos em três grupos, sendo dois de alongamento (2 e 5 minutos) e um grupo controle (sem intervenção). O protocolo de intervenção foi aplicado 3x na semana durante 6 semanas. As variáveis (ADM, contração isométrica voluntária máxima, histerese, torque passivo, deslocamento da junção miotendínea, área de secção transversa do tendão, rigidez da unidade músculo-tendínea, muscular e tendínea) foram avaliadas previamente ao início do treinamento, logo após o término da intervenção e duas semanas depois (*follow up*). Os resultados mostraram não haver diferença entre os grupos. Na comparação entre os momentos, o protocolo 2 minutos e o grupo controle apresentaram aumento da ADM, porém o protocolo de 2 minutos propiciou aumento da ADM que se manteve após *follow up* de 15 dias, sendo essa alteração atribuída às alterações viscoelásticas musculares e não tendíneas, já o grupo de 5 minutos não apresentou alteração na ADM, podendo o desconforto provocado pelo tempo de manutenção da posição ser a causa desse resultado.

Palavras-chave: Exercícios de Alongamento Muscular, Tendão do Calcâneo, Junção Miotendínea.

ABSTRACT

Stretching is widely used to increase range of motion (ROM), however, the influence of musculotendinous parameters on ROM gains is not yet clear, since there are several tissues in the tendon muscle complex, and each of them is affected differently by stretching according to its composition. Tendon tissue basically composed of connective tissue appears to respond differently to muscle when exposed to stretching. Thus, the main objective of this study was to understand the stretching exercises in view of the mechanical and passive properties of the tendon muscle complex, and three studies were developed for this purpose. The first of which was a narrative review of the literature that aimed to present and discuss studies on the implications of muscle stretching in ROM, as well as its influence on the properties of the Achilles tendon. This study concluded that continuous times between 5 and 10 minutes of static stretching in a single session show a decrease in tendon stiffness, whereas intervals of less than one minutes, applied acutely or chronically, do not show any change. Thus, two hypotheses could be proposed, the first would be that continuous stretches longer than 1 minute could already to influence tendon stiffness and the second that a minimum time of five minutes is necessary. The second was a systematic review with meta-analysis of randomized and non-randomized clinical trials from a single stretching session whose aim was to verify and synthesize the evidence on the acute of static stretching on ROM and on the passive mechanical properties of the Achilles tendon of physically active young adults compared to a control group or another stretching technique. This study also aimed to support the choice of parameters for the stretching protocol to be used in the third study. In the systematic review and meta-analysis, four studies were included, and their conclusion was that there was no significant change for the analyzed outcomes, which suggests that it is necessary to apply chronic stretching protocols for changes in tendon stiffness. The latter (study 3) is an original study that applied a 6-week flexibility training in order to compare the change in ROM and the passive mechanical properties of the Achilles tendon in the face of continuous stretching times. Thirty participants of both genders were divided into three groups, two stretching (2 and 5 minutes) and a control group (without intervention). The intervention protocol was applied 3x a week for 6 weeks. The outcomes (ROM, maximum voluntary isometric contraction, hysteresis, passive torque, displacement of

the myotendinous junction, cross-sectional area of the tendon, stiffness of the muscle-tendon unit, muscle and tendon) were assessed prior to the start of training, soon after the end of training and two weeks later (follow-up). The results showed no difference between the groups, where the 2-minute passive static stretching protocol and the control group showed an increase in ROM, but the 2-minute protocol provided an increase in ROM that was maintained after a 15-day *follow up*, this change being attributed to viscoelastic changes in the muscle and not in the tendon, whereas the 5-minute stretching group did not present any change in ROM, and the discomfort caused by the position maintenance time may be the cause of this result.

Keywords: Muscle Stretching Exercises, Achilles Tendon, Myotendinous junction.

LISTA DE EQUAÇÕES

Equação 1	Cálculo do deslocamento da UMT.....	65
Equação 2	Cálculo do deslocamento do tendão no ângulo máximo.....	65
Equação 3	Cálculo da rigidez tendínea.....	66
Equação 4	Cálculo da rigidez muscular.....	66

LISTA DE FIGURAS

Estudo 1

- Figura 1** Estrutura dos tendões (adaptado de ASLAN *et al.*, 2008)..... 24
- Figura 2** Curva força-deformação. (1) região de ponta; (2) região linear; (3) deformação plástica..... 25

Estudo 2

- Figura 1** Fluxograma dos estudos incluídos na revisão..... 46
- Figura 2** Análise da amplitude de movimento..... 47
- Figura 3** Análise da A) rigidez da unidade músculo-tendínea e B) sensibilidade para rigidez da unidade músculo-tendínea..... 48
- Figura 4** Análise da rigidez muscular..... 49
- Figura 5** Análise da rigidez tendínea..... 49
- Figura 6** Análise do torque passivo..... 49

Estudo 3

- Figura 1** Posicionamento da sonda para realização da avaliação de Ultrassonografia..... 62
- Figura 2** Imagem de Ultrassom da junção miotendínea entre o músculo gastrocnêmio medial e tendão do Calcâneo no momento 0° (A) e seu deslocamento no momento máximo de flexão dorsal (B)..... 63
- Figura 3** Imagem de Ultrassom da área de secção transversa do tendão do Calcâneo na distância de 2cm da inserção do calcâneo..... 64
- Figura 4** Medida de flexão dorsal no *Weight Bearing Lunge Test* (VENTURINI *et al.*, 2006)..... 65
- Figura 5** Desenho ilustrativo do alongamento de flexores plantares. Disponível em <http://tempodetreinar.blogspot.com.br/2014/02/malhar-em-casa.html>000 67
- Figura 6** Fluxograma dos participantes durante cada estágio do protocolo..... 68

LISTA DE TABELAS

Estudo 1

- Tabela 1** Caracterização dos estudos sobre o efeito agudo do alongamento estático passivo na amplitude de movimento de tornozelo e nas propriedades mecânicas do tendão do Calcâneo..... 29
- Tabela 2** Caracterização dos estudos sobre o efeito crônico do alongamento estático passivo na amplitude de movimento de tornozelo e nas propriedades mecânicas do tendão do Calcâneo..... 31

Estudo 2

- Tabela 1** Estratégia de busca utilizada no PubMed..... 41
- Tabela 2** Características dos estudos incluídos..... 46
- Tabela 3** Análise da qualidade metodológica..... 47

Estudo 3

- Tabela 1** Caracterização da amostra (média±DP) no grupo controle (GC), grupo de alongamento de 2 minutos (G2) e grupo de alongamento de 5 minutos (G5)..... 69
- Tabela 2** Resultados em média e desvio padrão das variáveis ADM, *Weight Bearing Lunge*, rigidez tendínea, rigidez da UMT, rigidez muscular, torque passivo, DJMT, torque passivo na mesma ADM, CIVM, histerese e AST do tendão do Calcâneo..... 71

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADM – Amplitude de movimento

AE – Alongamento estático passivo

ANOVA – Análise de variância

AST – Área de secção transversa

ACSM – American College of Sports Medicine

CIVM – Contração isométrica voluntária máxima

CON – Grupo controle

DJMT – Deslocamento da junção miotendínea

ECR – Ensaio clínicos randomizados

EMG – Eletromiografia

ESEFID – Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança

FNP – Alongamento de facilitação neuromuscular proprioceptivo

GC – Grupo controle

G2 – Grupo intervenção com protocolo de alongamento estático passivo de 2 minutos

G5 – Grupo intervenção com protocolo de alongamento estático passivo de 5 minutos

HL – Hiperlaxidão ligamentar

IPAQ – International Physical Activity Questionnaire

JMT – Junção miotendínea

LAPEX – Laboratório de Pesquisa do Exercício

MeSH – Medical Subject Headings

MINORS – Methodological index for non-randomized studies

PEDro – Physiotherapy Evidence Database

PRISMA-P *statement* – Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses

TCLE – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

TP – Torque passivo

UFRGS – Universidade Federal do Rio Grande do Sul

UMT – Unidade músculo-tendínea

US – Aparelho de ultrassonografia

DEFINIÇÃO DE TERMOS

- Cadeia cinética do movimento: movimento de vários segmentos, visto que cada segmento que se move transmite forças a todos os outros segmentos (DAVIES, 1995).
- Deformação: mudança de forma dos tecidos conectivos sob a ação de forças externas (BUTLER *et al.*, 1978).
- Estresse: é a força de ligação interna por unidade de área de seção transversa (KNUDSON, 2006).
- Flexibilidade: valência física operacionalmente definida como a amplitude de movimento articular alcançada por uma articulação (AQUINO *et al.*, 2010).
- Histerese: variação da relação carga-deformação produzida por materiais viscoelásticos que ocorre entre as curvas de carga e descarga durante um teste cíclico de tensão (KNUDSON, 2006).
- Rigidez: proporção da força aplicada ao tendão e seu alongamento em resposta a força (ARYA; KULIG, 2010).
- Unidade músculo-tendínea: estrutura formada pelos fascículos musculares, aponeurose e tendão (SERPA *et al.*, 2014).
- Viscosidade: alongamento do tecido que permanece após a força ser retirada (SCHWELLNUS, 2003).
- Viscoelástico: tecido que apresente propriedades viscosas e elásticas (quando as forças deformadoras aplicadas são removidas, o material retorna ao seu formato inicial) (SCHWELLNUS, 2003).

SUMÁRIO

1 APRESENTAÇÃO.....	17
1.2 OBJETIVOS.....	19
2 ESTUDO 1.....	20
RESUMO.....	20
1 INTRODUÇÃO	21
2 TENDÃO DO CALCÂNEO.....	22
3 PROPRIEDADES MECÂNICAS DO TENDÃO.....	23
4 ALONGAMENTO E TENDÃO	26
4.1 EFEITOS AGUDOS.....	29
4.2 EFEITOS CRÔNICOS.....	30
5 CONCLUSÃO.....	32
REFERÊNCIAS	32
3 ESTUDO 2.....	37
RESUMO.....	37
1 INTRODUÇÃO	39
2 MÉTODOS.....	40
2.1 CRITÉRIOS DE ELEGIBILIDADE.....	40
2.2 FONTES DE BUSCA.....	41
2.3 ESTRATÉGIA DE BUSCA.....	41
2.4 SELEÇÃO DOS ESTUDOS.....	42
2.5 EXTRAÇÃO DOS DADOS.....	42
2.6 DESFECHOS.....	42
2.7 AVALIAÇÃO DO RISCO DE VIÉS.....	42
2.8 ANÁLISE DOS DADOS.....	44
3 RESULTADOS.....	44
3.1 ESTUDOS SELECIONADOS.....	44
3.2 RISCO DE VIÉS.....	47
3.3 AMPLITUDE DE MOVIMENTO.....	47
3.4 CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA VOLUNTÁRIA MÁXIMA (CIVM).....	47
3.5 RIGIDEZ (UNIDADE MÚSCULO-TENDÍNEA, MUSCULAR E TENDÍNEA).....	48
3.6 TORQUE PASSIVO.....	49

4 DISCUSSÃO.....	50
5 CONCLUSÃO.....	52
REFERÊNCIAS.....	52
4 ESTUDO 3.....	55
RESUMO.....	55
1 INTRODUÇÃO.....	57
2 MÉTODOS.....	58
2.1 TIPO DE ESTUDO.....	59
2.2 AMOSTRA.....	59
2.3 TAMANHO DA AMOSTRA.....	60
2.4 RANDOMIZAÇÃO E CEGAMENTO.....	60
2.5 PROCEDIMENTO DE COLETA.....	60
2.5.1 Posicionamento do participante no dinamômetro isocinético.....	61
2.5.2 Avaliação do Torque Passivo e Histerese.....	61
2.5.3 Avaliação do Deslocamento da Junção Miotendínea.....	62
2.5.4 Avaliação da Área de Secção Transversa do tendão.....	63
2.5.5 Avaliação da contração isométrica voluntária máxima.....	64
2.5.6 Teste de Flexibilidade.....	64
2.6 PROCEDIMENTOS DE ANÁLISE	65
2.7 TREINAMENTO DE FLEXIBILIDADE.....	66
2.8 TRATAMENTO ESTATÍSTICO.....	67
3 RESULTADOS.....	67
4 DISCUSSÃO.....	72
5 CONCLUSÃO.....	77
REFERÊNCIAS.....	78
5 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	82
REFERÊNCIAS.....	83

1 APRESENTAÇÃO

A flexibilidade é uma valência física operacionalmente definida como a amplitude de movimento articular (ADM) disponível em uma articulação (AQUINO *et al.*, 2010), a qual é afetada por vários tecidos distintos que a estão circundando (e.g., músculos, cápsula articular, ligamentos e tendões) (KISNER; COLBY, 2005).

A técnica de alongamento é uma prática comum para a manutenção ou aumento da ADM (CHAN; HONG; ROBINSON, 2001; COVERT *et al.*, 2010; GAJDOSIK, 2001) e não deixa de ser um importante parâmetro funcional utilizado na prática clínica, treinamento e pesquisa esportiva (GAJDOSIK, 2001). Porém, na grande maioria das vezes os seus efeitos são avaliados somente através do movimento articular, ou seja, da ADM (MAGNUSSON *et al.*, 1996; MORSE *et al.*, 2008).

Porém, não se sabe que mudanças acontecem que propiciam as mudanças na ADM. Cada tecido que circunda a articulação é influenciado pelo treino de flexibilidade de acordo com as suas propriedades biomecânicas e fisiológicas. O tecido muscular foi um dos primeiros a ser avaliado para tentar detectar as mudanças decorrentes do alongamento. Uma revisão sistemática com estudos cujo tempo médio de intervenção foi de 5,1 semanas demonstra que as propriedades musculares não se alteram significativamente (FREITAS *et al.*, 2018).

Se as propriedades musculares não se alteram, talvez as mudanças aconteçam em outros tecidos que influenciam na ADM. Até o momento, pouco se têm atentado as consequências do alongamento nos tecidos que compõe especificamente a articulação (WITVROUW *et al.*, 2007), assim como um tecido pouco estudado, mas que influencia na limitação da ADM é o tendão (NAKAMURA *et al.*, 2011). Estas estruturas são compostas por tecido conjuntivo e a forma como as suas propriedades mecânicas respondem aos estímulos se diferencia das que ocorrem no tecido muscular.

No que diz respeito ao tendão, eles são estruturas colágenas altamente desenvolvidas, especializadas na função de transmitir força do músculo para o osso. Necessitando assim desempenhar um papel equilibrado entre armazenamento e liberação de energia elástica durante os movimentos (MAGNUSSON *et al.*, 2008).

Biomecanicamente, eles são caracterizados por apresentar comportamento não linear, onde o fator tempo interfere diretamente na sua resposta quando submetidos a cargas tensionais. As suas fibras de colágeno são advindas dos múltiplos envoltórios fibrosos que envolvem o músculo (endomísio, perimísio, epimísio e fáscia) e que continuam o seu trajeto até os ossos após o término do tecido muscular. Os tendões são estruturas de tecido conjuntivo denso, que acabam necessitando de tempos maiores de alongamento para apresentar alterações em sua rigidez e com isso influenciar na extensibilidade da unidade músculo-tendínea (UMT) (KUBO; KANEHISA; FUKUNAGA, 2002a).

Para uma prescrição adequada de exercícios de alongamento de acordo com a estrutura a qual objetivamos resposta, é importante definir a técnica de alongamento, a intensidade, a duração, o número de repetições, o intervalo entre repetições, a frequência semanal, o período (semanas) em que o exercício é realizado, uma vez que esses parâmetros influenciam nos efeitos do alongamento (FREITAS *et al.*, 2016). Em programas de alongamento estático, 30 segundos de permanência é o suficiente para se ter o aumento do movimento articular (BANDY; IRION, 1994; COVERT *et al.*, 2010; DAVIS *et al.*, 2005) e as suas justificativas de mudança são maior tolerância ao alongamento (NOJIRI *et al.*, 2019) ou mudanças no tecido muscular (KAY *et al.*, 2015). No entanto, a aplicação do alongamento por apenas 30 segundos não parece ser efetiva para mudanças no tecido conjuntivo (KONRAD; TILP, 2014).

Considerando que a maior parte dos estudos foca na avaliação e comparação de diferentes técnicas de alongamento para aumentar a ADM, existe poucas pesquisas que apresentam conclusões relacionadas ao efeito da aplicação dessas técnicas sobre as propriedades mecânicas passivas dos tecidos e poucos são os estudos realizados (maioria avaliam o efeito agudo) com o intuito de verificar o comportamento do tendão frente a protocolos crônicos de alongamento. Dessa forma, é importante (1) reunir as informações existentes de prescrições de alongamento frente à ADM e as propriedades mecânicas passivas; (2) sintetizar os efeitos agudos da aplicação do alongamento na estrutura do tendão e identificar os parâmetros utilizados de forma aguda que provocaram mudanças; (3) desenvolver estudo crônico com base nos parâmetros agudos e avaliar os efeitos crônicos da aplicação do alongamento na estrutura do tendão.

Assim, a presente tese foi estruturada em três estudos, cada um deles com o propósito de contribuir com as lacunas apontadas. O Estudo 1 é uma revisão narrativa que descreve o comportamento do tendão frente ao alongamento muscular, assim como organiza e discute estudos em virtude da resposta desse tecido após aplicação do mesmo, sendo de forma aguda e crônica. O Estudo 2 é uma revisão sistemática com metanálise que buscou sintetizar os efeitos de uma sessão de alongamento nas propriedades do tendão do Calcâneo através do agrupamento de ensaios clínicos randomizados e não randomizados. Com base nos Estudos 1 e 2, foi prescrito um protocolo de alongamento crônico com parâmetros mais adequados para aplicá-lo no Estudo 3 que teve como intuito observar as respostas do tendão do Calcâneo em um protocolo de 6 semanas de treinamento de alongamento estático passivo. Os resultados obtidos com esta tese irão contribuir para uma melhor prescrição de alongamento no ponto de vista da resposta tendínea.

1.2 OBJETIVOS

Estudo 1: Apresentar e discutir estudos sobre as implicações do alongamento muscular na ADM, bem como sua influência nas propriedades do tendão do Calcâneo.

Estudo 2: Verificar e sintetizar as evidências sobre o efeito agudo do alongamento estático na ADM e nas propriedades mecânicas passivas do tendão do Calcâneo de adultos jovens fisicamente ativos quando comparado a um grupo controle ou outra técnica de alongamento, por meio de uma revisão sistemática de ensaios clínicos randomizados e não randomizados.

Estudo 3: Comparar a alteração da ADM e das propriedades mecânicas passivas do tendão do Calcâneo, rigidez e torque passivo, após a aplicação de um protocolo de seis semanas de alongamento estático passivo com duração de dois e cinco minutos.

2 ESTUDO 1

Flexibilidade e tendão: uma breve revisão

Anelize Cini¹, Cláudia Silveira Lima¹

¹ Grupo de Pesquisa em Cinesiologia e Cinesioterapia, Laboratório do Exercício, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, RS, Brasil.

RESUMO

A realização de treino de flexibilidade como rotina em um programa de exercícios é importante para melhorar amplitude de movimento articular (ADM). Os tendões possuem grande impacto no sistema musculoesquelético, influenciam na limitação de ADM e sua estrutura e propriedades mecânicas podem ser beneficiadas com protocolos de alongamento. Portanto, entender qual a melhor prescrição e frequência de exercício de flexibilidade para que ocasiona alterações nas propriedades tendíneas é essencial para uma rotina de exercícios adequada e eficaz. Sendo assim, o objetivo dessa revisão de literatura foi apresentar e discutir estudos sobre as implicações do alongamento dos músculos flexores plantares na ADM como sua influência nas propriedades do tendão do Calcâneo (rigidez e torque passivo). Conclui-se que em protocolos agudos com tempos contínuos entre 5 e 10 minutos de alongamento estático há diminuição da rigidez tendínea, o que não é visto em tempos intervalados inferiores a um minuto. Os estudos crônicos, por sua vez, também não apresentam resultados significativos na rigidez com protocolos de alongamento intervalados e estudos com protocolos contínuos não foram encontrados. Dessa forma, não é possível saber se em protocolos crônicos, um tempo contínuo de alongamento (superior a 1 minuto) ou um tempo de 5 minutos contínuo ou intervalado podem influenciar na rigidez tendínea do tendão do Calcâneo.

Palavras-chave: Tendão do Calcâneo; Amplitude de Movimento Articular; Fenômenos Biomecânicos.

1 INTRODUÇÃO

Segundo recomendações do American College of Sports Medicine (2011) (ACSM) (GARBER *et al.*, 2011) é importante a realização de exercícios de flexibilidade como rotina em um programa de exercícios para melhorar amplitude de movimento articular (ADM), estabilidade postural e equilíbrio em todas as faixas etárias, principalmente em indivíduos idosos que perdem ADM com o passar do tempo.

A função musculoesquelética ótima requer manutenção adequada de movimento em todas as articulações, e está bem evidente na literatura que o treinamento resistido induz mudanças estruturais e mecânicas nas unidades músculo-tendíneas (UMT) (ARAMPATZIS; KARAMANIDIS; ALBRACHT, 2007). Já o treino de flexibilidade mostra-se eficaz quanto ao aumento da ADM em diversas populações, mas, quais as alterações estruturais e mecânicas que acontecem ainda não estão claras. Duas teorias são mais aceitas na literatura para explicar esses ganhos: teoria baseada em mecanismos sensoriais e mudanças nas estruturas não contráteis (NORDEZ *et al.*, 2017). A flexibilidade é diretamente influenciada pelos tecidos moles que circundam a articulação (e.g., músculos, cápsula articular, ligamentos e tendões) (KISNER; COLBY, 2005), e sabe-se que, quando ocorre movimento passivo em uma articulação, o tendão é responsável por parte da deformação observada no complexo muscular antagonista ao movimento avaliado (HERBERT *et al.*, 2002).

Porém, a avaliação da flexibilidade, na maior parte dos estudos, é restrita ao movimento articular (MAGNUSSON *et al.*, 1996; MORSE *et al.*, 2008), não sendo possível a identificação desses prováveis mecanismos que ocasionam o aumento de ADM (KAY; BLAZEVIICH, 2009), o que leva muitas vezes a atribuição dos ganhos de flexibilidade somente ao aumento da tolerância do indivíduo ao alongamento (KONRAD; TILP, 2014).

Os tendões tem um impacto profundo na função do sistema musculoesquelético uma vez que são responsáveis por transmitir força do músculo para o osso. Eles são constituídos principalmente por fibras de colágeno tipo I, influenciam na limitação de ADM e podem ter sua estrutura e propriedades mecânicas beneficiadas com protocolos de alongamento (NAKAMURA *et al.*, 2011).

A tensão excessiva no tendão ou mesmo mudanças estruturais como aderências cicatriciais podem diminuir a ADM e interferir negativamente no funcionamento do sistema musculoesquelético. Sendo assim, o emprego de condutas de alongamento é indicado com objetivo de restaurar a ADM e diminuir a tensão no tendão (KISNER; COLBY, 2005), além de contribuir para a prevenção de lesões ao permitir o bom funcionamento de toda a cadeia cinética do movimento (KAY; BLAZEVIK, 2009).

Entretanto, até o momento, poucos estudos têm avaliado diretamente as deformações relacionadas às propriedades tendíneas durante o alongamento passivo (KUBO; KANEHISA; FUKUNAGA, 2005; WITVROUW *et al.*, 2007). Ao considerar que o uso sistemático dos membros inferiores na locomoção fez com que o tendão do Calcâneo se tornasse o maior e mais forte tendão do corpo humano (MAFFULI; ALMEKINDERS, 2007), torna-se relevante avaliar as mudanças decorrentes do alongamento neste tendão.

Portanto, entender qual a melhor prescrição e frequência de exercício de flexibilidade para que ocasione alterações nas propriedades tendíneas é essencial para uma rotina de exercícios adequada e eficaz (BARANDA; AYALA, 2010). Sendo assim, o objetivo dessa revisão de literatura foi apresentar e discutir estudos sobre as implicações do alongamento muscular na amplitude de movimento articular, bem como sua influência nas propriedades do tendão do Calcâneo.

2 TENDÃO DO CALCÂNEO

O tendão do Calcâneo (tendão de Aquiles) é constituído pelos envoltórios de tecido conjuntivo dos músculos sóleo, gastrocnêmio medial e lateral, formando assim o grupo muscular tríceps sural, responsável pela flexão plantar do tornozelo. Ele é o maior e mais resistente tendão do corpo humano, mesmo assim é um dos sítios mais comuns de lesão por sobrecarga devido a sua suscetibilidade a altas cargas e estresses durante a locomoção (ARYA; KULIG, 2010; MELLO *et al.*, 2006).

O grupo muscular dos flexores plantares possui grande importância no desempenho de atividades de vida diária e esportivas, devido sua influência na força de membros inferiores e produção de potência durante a locomoção (BLAZEVIK *et al.*, 2014; KAY; BLAZEVIK, 2009). Com isso, o tendão recebe cargas mecânicas significativas com a função de armazenar e retornar energia elástica, permitindo

assim movimentos explosivos como correr e saltar (PARK *et al.*, 2011). E, como é exposto a uma carga de tensão considerável no seu papel de transmissão de força, é subsequentemente vulnerável ao desenvolvimento de danos induzidos pela carga (BAYLISS *et al.*, 2016).

Uma dorsiflexão limitada devido a um encurtamento do tríceps sural, combinado a uma baixa força, pode limitar a habilidade do indivíduo em responder a perturbações posturais anteriores, e assim demandar mais força para controlar o centro de massa. Isso pode impedir uma deambulação normal e causar quedas em idosos (GAJDOSICK; VANDER; WILIAMS, 1999). Além disso, o encurtamento desses músculos está associado a diversas desordens de membros inferiores, como, por exemplo, tendinite do tendão do Calcâneo e fascite plantar (RADFORD *et al.*, 2006). Estes fatos demonstram a importância de se estabelecer protocolos de alongamento adequados para manutenção e/ou ganho de ADM do tornozelo.

3 PROPRIEDADES MECÂNICAS DO TENDÃO

Os músculos esqueléticos são compostos por componentes contráteis, as fibras musculares, e componentes elásticos, as aponeuroses, os envoltórios musculares (endomísio, perimísio e epimísio) que se unem após o término do ventre muscular para formar o tendão propriamente dito (MURAMATSU *et al.*, 2001); esse conjunto de componentes contráteis e elásticos forma a UMT (CRETNIK, 2012). Os tendões, por sua vez, são faixas brancas e flexíveis, encontrados formando a origem e a inserção dos músculos com a função de transmitir força do músculo ao osso (BUCHANAN; MARSHB, 2002; TARDIOLI; MALLIARAS; MAFFULLI, 2012).

Os tendões também são responsáveis pelo armazenamento e liberação de energia elástica durante os movimentos articulares, o que os caracteriza como “mola biológica” (MAGNUSSON *et al.*, 2008; MURAMATSU *et al.*, 2001; WITVROUW, *et al.*, 2007). São constituídos de uma matriz extracelular complexa, composta por fibras de colágeno do tipo I e elastina, responsáveis pela força de tração, além de vasos sanguíneos, linfáticos e nervos (TARDIOLI; MALLIARAS; MAFFULLI, 2012). As fibras de colágeno, que formam a unidade básica do tendão, são advindas dos múltiplos envoltórios fibrosos que envolvem o músculo (endomísio, perimísio, epimísio e fáscia) e o torna uma estrutura de tecido conjuntivo modelado denso.

Essas fibras de colágeno são agrupadas em fascículos, os quais são envoltos pelo endotendão. Os fascículos são então envoltos pelo epitendão (Figura 1), o qual é suprido por vasos sanguíneos, linfáticos e neurais; e ao redor dele ainda se encontra outra camada chamada de paratendão (ASLAN *et al.*, 2008).

O tendão do Calcâneo apresenta essa característica estrutural. Seu suprimento sanguíneo é realizado por um ramo da artéria tibial posterior que fornece sangue para os tecidos peritendinosos. Já a porção média do tendão é pouco vascularizada. Recebe ainda inervação sensorial, principalmente ramos do nervo sural. A maior parte da inervação é vista no paratendão, com pouca penetração no epitendão em direção ao endotendão (DORAL *et al.*, 2010).

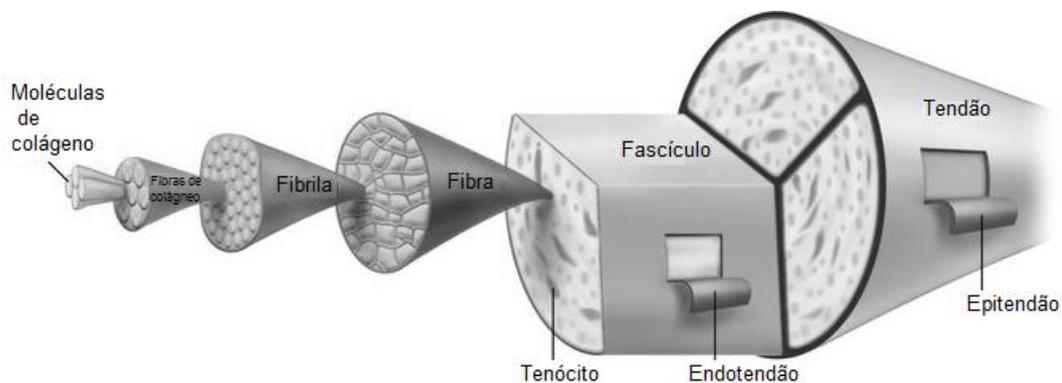


Figura 1 - Estrutura dos tendões (adaptado de ASLAN *et al.*, 2008).

Ao se estudar os tendões, observa-se a presença de um comportamento mecânico complexo, sendo o ganho de amplitude proporcionado pelo alongamento resultante das respostas viscoelásticas, tempo e história dependentes (KUBO; KANEHISA; FUKUNAGA, 2005). Essas respostas são advindas do colágeno, que por ser um material viscoso, proporciona resistência ao fluxo (e.g., seu conteúdo líquido oferece resistência ao movimento no interior da matriz extracelular quando uma tensão é aplicada sobre esse conteúdo líquido), definida como viscosidade, e afeta a relação carga-deformação desses tecidos ao se aplicar uma força.

No início da curva força-deformação (Figura 2-1), observa-se a região de ponta (toe region), ou seja, as fibras de colágeno, que em repouso são onduladas (crimp) começam a se distender quando a força é aplicada, levando a sua retificação. Dessa forma, sabe-se que, quando uma força é aplicada, como, por exemplo, quando o tendão é alongado, as fibras colágenas tornam-se alinhadas,

ocorrendo uma deformação considerável sem o uso de muita força. Ao manter-se a sobrecarga, após o estiramento das fibras, entra-se na chamada fase linear, ou fase de amplitude elástica, onde a deformação apresentada aumenta linearmente com a força aplicada (Figura 2-2). Nesta fase o tecido é capaz de retornar a sua forma original com a retirada da carga. Na prática, a fase linear pode ser observada quando o tecido é levado ao final de sua ADM e aplica-se um alongamento suave. O ritmo de retorno elástico é determinado pelas propriedades do material, em particular a quantidade de resistência viscosa. Ainda é possível observar uma fase de deformação plástica, a qual ocorre quando se excede o limite elástico do material (Figura 2-3). Na deformação plástica o retorno após a eliminação da carga é limitado, observando-se um caminho diferente do caminho inicial percorrido, o tecido pode tornar-se permanentemente deformado devido à ocorrência de falhas teciduais (MAGANARIS; NARICI; MAFFULLI, 2008).

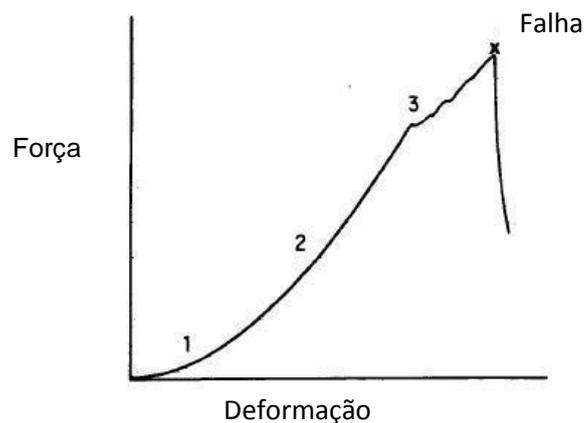


Figura 2 - Curva força-deformação. (1) região de ponta; (2) região linear; (3) deformação plástica.

O caminho de retorno de carga-descarga da curva força-deformação é denominado histerese, o que representa a quantidade de energia perdida em forma de calor durante o recuo (BUTLER *et al.*, 1978). Ao minimizar a histerese é possível aumentar a eficiência do movimento.

Outro aspecto que tem relação com a eficiência do movimento é a rigidez do tendão, porém a ótima propriedade mecânica do tendão difere entre as atividades (YOUNG; ELLIOTT, 2001). Quanto mais complacente o tendão, maior a capacidade de ser alongado e absorver energia em movimentos que utilizam do sistema ciclo-alongamento, como por exemplo, saltos; porém podem prejudicar o desempenho em

contrações isométricas e concêntricas pela ineficiência na transmissão da força. Por outro lado, quanto mais rígido um tendão mais força é necessária para aumentar seu comprimento, pois há uma diminuição no seu potencial elástico, porém menos força muscular e tempo são necessários para movimentar uma articulação (KUBO; KAWAKAMI; FUKUNAGA, 1999; WILSON; MURPHY; PRYOR, 1994).

Por sua vez, em virtude de serem constituídos de tecido conjuntivo, os tendões têm a capacidade de adaptação a estímulos, com isso, são capazes de assumir um novo comprimento e/ou alteração na sua rigidez após a retirada do estímulo inicial. Sendo assim, eles podem ser beneficiados com exercício de alongamento uma vez que o mesmo acarreta no aumento da extensibilidade da UMT e, com isso, aumenta a ADM (NAKAMURA *et al.*, 2011).

4 A LONGAMENTO E TENDÃO

A ausência de treinamentos de alongamento regulares e a prática de esportes que realizem movimentos repetitivos em posições com a musculatura encurtada favorecem uma redução da ADM. A restrição de ADM de uma articulação afeta a flexibilidade, característica essa considerada uma propriedade intrínseca dos tecidos corporais que depende da viscoelasticidade dos músculos, ligamentos e outros tecidos conectivos, como por exemplo, os tendões (THACKER *et al.*, 2004).

Na prática esportiva, problemas envolvendo tendões representam uma grande parte das lesões músculo-esqueléticas, como por exemplo, as tendinopatias, sendo causa frequente de afastamentos no campo esportivo (TARDIOLI; MALLIARAS; MAFFULLI, 2012). Apesar da alta prevalência a patomecânica da tendinite do tendão do Calcâneo permanece em grande parte desconhecidos (ARYA; KULIG, 2010).

Fatores que são comumente associados a lesões no sistema músculo-esquelético são excessiva rigidez, maior histerese, e diminuição da distensibilidade no complexo miotendíneo (SMALL; NAUGHTON; MATTHEWS, 2008). Sendo o alongamento capaz de promover melhora desses parâmetros (SMITH, 1994), ele é um exercício utilizado para ganho de ADM, buscando mudança no comportamento viscoelástico do tendão (PARK *et al.*, 2011).

O alongamento estático é o método mais utilizado para restaurar ou aumentar a flexibilidade, ele se caracteriza por um alongamento lento na UMT até a tolerância do indivíduo, com a manutenção do tecido na posição de máximo comprimento por determinado tempo (BANDY; IRON, 1994). As principais vantagens desse método em relação aos demais tipos de alongamento são a baixa necessidade de aplicação de força, baixo risco de exceder a extensibilidade dos tecidos e pouca probabilidade de causar dor (DAVIS *et al.*, 2005; KISNER; COLBY, 2005). O alongamento só acarreta o aumento de ADM quando a tração for mantida por tempo suficiente para que haja deformação do tecido conectivo, sendo a duração do alongamento diretamente proporcional à capacidade de deformação viscoelástica (NAKAMURA *et al.*, 2011).

Embora o alongamento seja uma prática comum e diversos estudos mostram o aumento da ADM após sua aplicação (CHAN; HONG; ROBINSON, 2001; COVERT *et al.*, 2010; GAJDOSIK, 2001), a avaliação é muitas vezes restrita ao movimento articular (MAGNUSSON *et al.*, 1996; MORSE *et al.*, 2008), o que restringe o conhecimento sobre os mecanismos que levam a esse aumento (KAY; BLAZEVIK, 2009) ocasionando muitas vezes a atribuição dos ganhos de flexibilidade somente ao aumento da tolerância do indivíduo ao alongamento (MAGNUSSON *et al.*, 1998).

No entanto, a flexibilidade é diretamente influenciada pelos tecidos moles que circundam a articulação, e.g., músculos, cápsula articular, ligamentos e tendões (KISNER; COLBY, 2005). Com isso, a investigação de outros desfechos após aplicação do alongamento é necessária, para se ter uma informação mais objetiva do comportamento da UMT (BLAZEVIK *et al.*, 2014; RYAN *et al.*, 2008) e sua influência para a mudança na ADM.

Entre os desfechos que permitem avaliar o comportamento da estrutura músculo tendínea está a rigidez, que pode envolver uma abordagem mais geral da rigidez da unidade musculotendínea, ou de forma mais específica a rigidez muscular e a rigidez tendínea. A rigidez de um tecido é determinada pela quantidade de mudança no comprimento dessa estrutura frente aplicação de uma força. A rigidez pode ser verificada por meio da elastografia (HIRATA *et al.*, 2016), de forma ativa (GEREMIA *et al.*, 2015) e de forma passiva (MORSE *et al.*, 2008). A rigidez da UMT

avaliadas de forma passiva, assim como a rigidez muscular e do tendão do Calcâneo são calculadas a partir de fórmulas matemáticas que incluem valores de torque passivo e de deslocamento da junção miotendínea (JMT), sendo esses desfechos obtidos por meio de dinamômetro isocinético (KONRAD; STAFILIDIS; TILP, 2017; KONRAD; TILP, 2014; MAHIEU *et al.*, 2007; MORSE *et al.*, 2008; NAKAMURA *et al.*, 2013) e ultrassonografia (KONRAD; TILP, 2014; MORSE *et al.*, 2008; NAKAMURA *et al.*, 2011; NAKAMURA *et al.*, 2013), respectivamente.

A avaliação do efeito do alongamento sobre as propriedades passivas musculotendíneas e sua influência nas mudanças de ADM podem ser observadas em protocolos agudos ou crônicos e estas do ponto de vista de intervenções com tempos de aplicação intervalados ou contínuos. Ao analisar sob o ponto de vista de uma abordagem mais geral (rigidez da UMT), alongamento com protocolos agudos, de durações, entre 1 e 2 minutos, não tem mostrado resultados significativos na rigidez da UMT (MCNAIR *et al.*, 2001), enquanto durações maiores, entre 2,5 e 3 minutos, mostram diminuição dessa rigidez (FOWLES; SALE; MACDOUGALL, 2000). Além disso, o estudo de Ryan *et al.* (2008) que utilizou alongamento estático com tempos de permanência variando de 2 a 8 minutos, mostra que, apesar da rigidez da UMT reduzir imediatamente após o alongamento, essa redução é temporária, visto que após 20 minutos de repouso a rigidez retorna ao nível basal.

Hipóteses são lançadas com o intuito de explicar os mecanismos responsáveis por essa diminuição da rigidez da UMT induzida pelo alongamento, sendo elas: aumento da complacência do tendão, ou seja, diminuição de sua rigidez (KUBO *et al.*, 2001), aumento do comprimento do fascículo muscular (FOWLES; SALE; MACDOUGALL, 2000) e/ou alteração no tecido conectivo intramuscular (MORSE *et al.*, 2008), sendo que as duas últimas caracterizam mudança na rigidez muscular.

A partir da possível interferência da rigidez tendínea sobre a rigidez da UMT, estudos recentes iniciaram a avaliação do efeito do alongamento de forma mais específica, ou seja, na rigidez tendínea. Esta tem sido avaliada de maneira aguda (uma intervenção) e de maneira crônica (após protocolo de alongamento que variam de dias até semanas).

4.1 EFEITOS AGUDOS

Estudos agudos (Tabela 1) mostram que tempos entre 5 e 10 minutos de alongamento estático contínuo causam diminuição da rigidez tendínea mensurada por meio de ultrassom (KUBO *et al.*, 2001; KUBO; KANEHISA; FUKUNAGA, 2002a). Já nos estudos com protocolo de tempo inferior e intervalados, a rigidez tendínea não se altera após o alongamento (KAY; BLAZEVIK, 2009; KAY; HUSBANDS-BEASLEY; BLAZEVIK, 2015; KONRAD; STAFILIDIS; TILP, 2017), mesmo com diminuição da rigidez da UMT demonstrada em alguns estudos (KAY; HUSBANDS-BEASLEY; BLAZEVIK, 2015; KONRAD; STAFILIDIS; TILP, 2017). Esses resultados sugerem ser necessário um tempo contínuo e maior de aplicação de alongamento para que se tenha efeito sobre a rigidez tendínea. No entanto, com os estudos encontrados não é possível saber se tempos superiores a 5 minutos intervalados são capazes de gerar mudanças na rigidez tendínea.

Tabela 1 - Caracterização dos estudos sobre o efeito agudo do alongamento estático passivo na amplitude de movimento de tornozelo e nas propriedades mecânicas do tendão do Calcâneo.

ESTUDOS	PARTICIPANTES	PROTOCOLO ALONGAMENTO	RESULTADOS
Kay; Blazevich, 2009	15, ambos os sexos	3x 1 min (60s intervalo)	- Sem \neq na rigidez tendínea.
Kay; Husbands-Beasley; Blazevich, 2015	17, ambos os sexos	4x15s	- Aumento de ADM. - Sem \neq rigidez tendínea e TP. - Diminuição da rigidez muscular e UMT.
Konrad; Stafilidis; Tilp, 2017	122, ambos os sexos	4 X 30s (20s de intervalo)	- Aumento de ADM. - Diminuição do TP, rigidez muscular e rigidez da UMT. - Sem \neq rigidez tendínea.
Kubo <i>et al.</i> , 2001	7 homens	10 min	- Diminuição da rigidez tendínea. - Diminuição da histerese.
Kubo; Kanehisa; Fukunaga, 2002a	8 homens	5 min	- Diminuição da rigidez tendínea. - Diminuição da histerese.

ADM: amplitude de movimento articular; TP: torque passivo; UMT: unidade músculo-tendínea.

4.2 EFEITOS CRÔNICOS

Os estudos com protocolos crônicos de alongamento apresentam aumento da ADM, porém, ainda são poucos que avaliam os efeitos sobre o tendão (BLAZEVIICH *et al.*, 2014; MAHIEU *et al.*, 2007).

Os estudos encontrados na literatura (Tabela 2) não apresentam resultados significativos na rigidez do tendão. Por exemplo, os estudos de Blazeovich *et al.* (2014) e Konrad e Tilp (2014) que aplicaram 4 séries de 30 segundos, com protocolos de duração de três e seis semanas, respectivamente, não observaram mudanças nas propriedades mecânicas do tendão. Assim como Kubo, Kanehisa e Fukunaga (2002b), ao aplicar 5 séries de 45 segundos de alongamento duas vezes ao dia por aproximadamente 3 semanas. Todos esses estudos aplicaram protocolos intervalados e não apresentaram alteração na rigidez tendínea.

Esses estudos aplicaram protocolos de alongamento intervalados e com tempo inferior a 5 minutos e não encontraram alteração na rigidez tendínea, da mesma forma que os estudos agudos com estas características, podendo esse resultado ser devido ao tempo de repouso da musculatura entre uma série e outra de alongamento. A diminuição na rigidez tendínea nos estudos agudos ocorreu com protocolos de alongamento aplicados com maior tempo de duração e de forma contínua (KUBO *et al.*, 2001; KUBO; KANEHISA; FUKUNAGA, 2002a). No entanto, não foram encontrados estudos crônicos com este tipo de protocolo, para avaliar se os resultados se assemelham.

Os estudos crônicos encontrados apesar de não demonstrarem alteração direta na rigidez tendínea, apresentam diminuição do torque passivo e do deslocamento da JMT, desfechos esses que influenciam na rigidez tendínea. Além de não estar claro na literatura se realmente ocorre alteração da rigidez tendínea com o alongamento, também é incerto como deve ser aplicado o protocolo de treino de alongamento para obter mudança nessa variável. Essa lacuna existente na literatura justifica ser preciso conhecer os protocolos de alongamentos agudos com melhores resultados na rigidez tendínea e a necessidade de aplicação de estudos clínicos controlados com protocolos crônicos de alongamento, baseados nas informações agudas, que forneçam o embasamento científico e as informações das condutas realizadas de forma clara para a sua aplicação na prática clínica.

Tabela 2 - Caracterização dos estudos sobre o efeito crônico do alongamento estático passivo na amplitude de movimento de tornozelo e nas propriedades mecânicas do tendão do Calcâneo.

ESTUDOS	PARTICIPANTES	SEMANAS	FREQUÊNCIA	PROTOCOLO ALONGAMENTO	RESULTADOS
Blazevich <i>et al.</i> , 2014	22 homens	3	2x/dia	4x30s	- Tendência de diminuição do deslocamento da JMT. - Sem ≠ rigidez tendínea e TP.
Konrad; Tilp, 2014	49, ambos os sexos	6	5x/semana	4x 30s	- Aumento de ADM. - Sem ≠ rigidez tendínea e rigidez muscular.
Kubo; Kanehisa; Fukunaga, 2002b	8 homens	2.86 (20 dias)	2x/dia	5x45s	- Sem ≠ na rigidez tendínea. - Diminui histerese.
Mahieu <i>et al.</i> , 2007	96, ambos os sexos	6	1x/dia	5x20s	- Diminui TP. - Sem ≠ na rigidez tendínea.

ADM: amplitude de movimento articular; JMT: junção miotendínea; TP: torque passivo.

5 CONCLUSÃO

A literatura apresenta diversos tipos de protocolos de alongamento estático passivo com efeito positivo no ganho de ADM, mas com poucas mudanças identificadas nas propriedades mecânicas músculo-tendíneas após as intervenções.

A resposta aguda com alongamentos intervalados com tempo total inferior a cinco minutos parece ser semelhante a crônica e não provocam alteração na rigidez tendínea. A resposta aguda com alongamentos contínuos superiores a cinco minutos provoca diminuição da rigidez tendínea e faltam informações da resposta crônica nas mesmas condições.

Dessa forma, duas hipóteses podem ser lançadas, (1) que alongamentos contínuos maiores de 1 minuto já poderiam influenciar na rigidez tendínea; ou (2) que um tempo mínimo de cinco minutos é necessário, independente de ser intervalado ou contínuo.

REFERÊNCIAS

- ARAMPATZIS, A.; KARAMANIDIS, K.; ALBRACHT, K. Adaptational responses of the human Achilles tendon by modulation of the applied cyclic strain magnitude. **Journal of Experimental Biology**, v.210, p.2743-2753, 2007.
- ARYA, S.; KULIG, K. Tendinopathy alters mechanical and material properties of the Achilles tendon. **Journal of Applied Physiology**, v.108, n.3, p. 670-675, 2010.
- ASLAN, H.; KIMELMAN-BLEICH, N.; PELLER, G.; GAZIT, D. Molecular targets for tendon neoformation. **The Journal of Clinical Investigation**, v.118, n.2, p.439-444, 2008.
- BANDY, W.D.; IRION, J.M. The Effect of Time on Static Stretch on the Flexibility of the Hamstring Muscles. **Physical Therapy**, v.74, n.S, p.54-59, 1994.
- BARANDA, P.S.; AYALA, F. Chronic flexibility improvement after 12 week of stretching program utilizing the ACSM recommendations: hamstring flexibility. **International Journal of Sports Medicine**, v.31, n.6, p.389-396, 2010.
- BAYLISS, A.J.; WEATHERHOLT, A.M.; CRANDALL, T.T.; FARMER, D.L.; McCONNELL, J.C.; CROSSLEY, K.M.; WARDEN, S.J. Achilles tendon material properties are greater in the jump leg of jumping athletes. **Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions**, v.16, n.2, p.105-112, 2016.

BLAZEVIČ, 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**, v.117, n.5, p.452-462, 2014.

BUCHANAN, C.I.; MARSHB, R.L. Effects of exercise on the biomechanical, biochemical and structural properties of tendons. **Comparative Biochemistry and Physiology**, Part A 133, p.1101-1107, 2002.

BUTLER, D.L.; GROOD, E.S.; NOYES, F.K.; ZERNICKE, R.F. Biomechanics of ligaments and tendons. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v.6, p.125-181, 1978.

CHAN, S.P.; HONG, Y.; ROBINSON, P.D. Flexibility and passive resistance of the hamstrings of young adults using two different static stretching protocols. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v.11, n.2, p.81-86, 2001.

COVERT, C.A.; ALEXANDER, M.P.; PETRONIS, J.J.; DAVIS, D.S. Comparison of ballistic and static stretching on hamstring muscle length using an equal stretching dose. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v.24, n.11, p.3008-3014, 2010.

CRETNIK, A. Achilles tendon. First published, InTech, Croácia. 2012.

DAVIS, D.S.; ASHBY, P.E.; MCCAULE, K.L.; MCQUAIN, J.A.; WINE, J.M. The effectiveness of 3 stretching techniques on hamstring flexibility using consistent stretching parameters. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v.19, n.1, p. 27-32, 2005.

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

FOWLES, J.R.; SALE, D.G.; MACDOUGALL, J.D. Reduced strength after passive stretch of the human plantarflexors. **Journal of Applied Physiology**, v.89, n.3, p.1179- 1188, 2000.

GAJDOSIK, R.L. Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. **Clinical Biomechanics**, v.16, n.2, p.87-101, 2001.

GAJDOSIK, R.L.; VANDER, L.D.W.; WILLIAMS, A.K. Influence of age on length and passive elastic stiffness characteristics of the calf muscle-tendon unit of women. **Physical Therapy**, v.79, n.9, p.827-838, 1999.

GARBER, C.E.; BLISSMER, B.; DESCHENES, M.R.; FRANKLIN, B.A.; LAMONTE, M.J.; LEE, I.M.; NIEMAN, D.C.; SWAIN, D.P. Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: guidance for prescribing exercise. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v.43, n.7, p.1334-1359, 2011.

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

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. **The Journal of Physiology**, v.539(Pt2), p.637-645, 2002.

HIRATA, K.; MIYAMOTO-MIKAMI, E.; KANEHISA, H.; MIYAMOTO, N. Muscle-specific acute changes in passive stiffness of human triceps surae after stretching. **European Journal of Applied Physiology**, v.116, n.5, p.911-918, 2016.

KAY, A.D.; BLAZEVIČH, 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**, v.106, n.4, p.1249-1256, 2009.

KAY, A.D.; HUSBANDS-BEASLEY, J.; BLAZEVIČH, A.J. Effects of Contract–Relax, Static Stretching, and Isometric Contractions on Muscle–Tendon Mechanics. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v.47, n.10, p.2181-2190, 2015.

KISNER, C.; COLBY, L.A. **Exercícios Terapêuticos Fundamentos e Técnicas**. 4. Ed. São Paulo: Manole, 2005.

KONRAD, A.; STAFILIDIS, S.; TILP, M. Effects of acute static, ballistic, and PNF stretching exercise on the muscle and tendon tissue properties. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v.27, n.10, p.1070-1080, 2017.

KONRAD, A.; TILP, M. Increased range of motion after static stretching is not due to changes in muscle and tendon structures. **Clinical Biomechanics**, v.29, n.6, p.636-642, 2014.

KUBO, K.; KAWAKAMI, Y.; FUKUNAGA, T. Influence of elastic properties of tendon structures on jump performance in humans. **Journal of Applied Physiology**, v.87, n.6, p.2090-2096, 1999.

KUBO, K.; KANEHISA, H.; FUKUNAGA, T. Is passive stiffness in human muscles related to the elasticity of tendon structures? **European Journal of Applied Physiology**, v.85, n.3-4, p.226-232, 2001.

KUBO, K.; KANEHISA, H.; FUKUNAGA, T. Effects of transient muscle contractions and stretching on the tendon structures in vivo. **Acta Physiologica Scandinavica**, v.175, n.2, p.157-164, 2002a.

KUBO, K.; KANEHISA, H.; FUKUNAGA, T. Effect of stretching training on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. **Journal of Applied Physiology**, v.92, n.2, p.595-601, 2002b.

KUBO, K.; KANEHISA, H.; FUKUNAGA, T. Effects of viscoelastic properties of tendon structures on stretch – shortening cycle exercise in vivo. **Journal of Sports Science**, v.23, n.8, p.851-860, 2005.

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

MAGANARIS, C.N.; NARICI, M.V.; MAFFULLI, N. Biomechanics of the Achilles tendon. **Disability Rehabilitation**, v.30, n.20–22, p.1542-1547, 2008.

MAGNUSSON, S.P.; AAGARD, P.; SIMONSEN, E.; BOJSEN-MOLLER F. A biomechanical evaluation of cyclic and static stretch in human skeletal muscle. **International Journal of Sports Medicine**, v.19, n.5, p.310-316, 1998.

MAGNUSSON, S.P.; NARICI, M.V.; MAGANARIS, C.N.; KJAER, M. Human tendon behaviour and adaptation, *in vivo*. **The Journal of Physiology**, v.586, n.1, p.71-81, 2008.

MAGNUSSON, S.P.; SIMONSEN, E.B.; AAGAARD, P.; KJAER, M. A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. **The Journal of Physiology**, v.497, n.2, p.291-298, 1996.

MAHIEU, N.N.; MCNAIR, P.; MUYNCK, M.; STEVENS, V.; BLANCKAERT, I.; SMITS, N.; WITVROUW, E. Effect of Static and Ballistic Stretching on the Muscle-Tendon Tissue Properties. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v.39, n.3, p.494-501, 2007.

MCNAIR, P.J.; DOMBROSKI, E.W.; HEWSON, D.J.; STANLEY, S.N. Stretching at the ankle joint: viscoelastic responses to holds and continuous passive motion. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v.33, n.3, p.354-358, 2001.

MELLO, R.A.D.; MARCHIORI, E.; SANTOS, A.A.S.M.D.; NETO, G.T. Avaliação morfológica do tendão de Aquiles por ultra-sonografia. **Radiologia Brasileira**, v.39, n.3, p.161-165, 2006.

MORSE, C.I.; DEGENS, H.; SEYNNES, O.R.; MAGANARIS, C.N.; JONES, D.A. The acute effect of stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit. **The Journal of Physiology**, v.586, n.1, p.97-106, 2008.

MURAMATSU, T.; MURAOKA, T.; TAKESHITA, D.; KAWAKAMI, Y.; HIRANO, Y.; FUKUNAGA, T. Mechanical properties of tendon and aponeurosis of human gastrocnemius muscle in vivo. **Journal of Applied Physiology**, v.90, n.5, p.1671-1678, 2001.

NAKAMURA, M.; IKEZOE, T.; TAKENO, Y.; ICHIHASHI, N. Acute and Prolonged Effect of Static Stretching on the Passive Stiffness of the Human Gastrocnemius Muscle Tendon Unit in Vivo. **Journal of Orthopaedic Research**, v.29, n.11, p.1759-1763, 2011.

NAKAMURA, M.; IKEZOE, T.; TAKENO, Y.; ICHIHASHI, N. Time course of changes in passive properties of the gastrocnemius muscle-tendon unit during 5 min of static stretching. **Manual Therapy**, v.18, n.3, p.211-215, 2013.

NORDEZ, A.; GROSS, R.; ANDRADE, R.; LE SANT, G.; FREITAS, S.; ELLIS, R.; et al. Non-Muscular Structures Can Limit the Maximal Joint Range of Motion during Stretching. **Sports Medicine**, v.47, n.10, p.10, p.1925-1929, 2017.

PARK, D.Y.; RUBENSON, J.; CARR, A.; MATTSON, J.; BESIER, T.; CHOU, L.B. Influence of Stretching and Warm-Up on Achilles Tendon Material Properties. **Foot & Ankle International**, v.32, n.4, p.407-413, 2011.

RADFORD, J.A.; BURNS, J.; BUCHBINDER, R.; LANDORF, K.B.; COOK, C. Does stretching increase ankle dorsiflexion range of motion? A systematic review. **British Journal of Sports Medicine**, v.40, n.10, p.870-875, 2006.

RYAN, E.D.; BECK, T.W.; HERDA, T.J.; HULL, H.R.; HARTMAN, M.J.; COSTA, P.B.; DEFREITAS, J.M.; STOUT, J.R.; CRAMER, J.T. The Time Course of Musculotendinous Stiffness Responses Following Different Durations of Passive Stretching. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v.38, n.10, p.632-639, 2008.

SMALL, K.; NAUGHTON, L.M.C.; MATTHEWS, M. A Systematic Review into the Efficacy of Static Stretching as Part of a Warm-Up for the Prevention of Exercise-Related Injury. **Research in Sports Medicine**, v.16, n.3, p.213-231, 2008.

SMITH, C.A. The warm-up procedure: to stretch or not to stretch. A brief review. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v.19, n.1, p.12-17, 1994.

TARDIOLI, A.; MALLIARAS, P.; MAFFULLI, N. Immediate and short-term effects of exercise on tendon structure: biochemical, biomechanical and imaging responses. **British Medical Bulletin**, v.103, n.1, p.169-202, 2012.

THACKER, S.B.; GILCHRIST, J.; STROUP, D.F.; KIMSEY, D. JR. The Impact of Stretching on Sports Injury Risk: A Systematic Review of the Literature. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v.36, n.3, p.371-378, 2004.

WILSON, G.J.; MURPHY, A.J.; PRYOR, J.F. Musculotendinous stiffness: its relationship to eccentric, isometric, and concentric performance. **Journal of Applied Physiology**, v.76, n.6, p.2714-2719, 1994.

WITVROUW, E.; MAHIEU, N.; ROOSEN, P., MCNAIR P. The role of stretching in tendon injuries. **British Journal of Sports Medicine**, v.41, n.4, p.224-226, 2007.

YOUNG, W.; ELLIOTT, S. Acute Effects of Static Stretching, Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Stretching, and Maximum Voluntary Contractions on Explosive Force Production and Jumping Performance, **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v.72, n.3, p. 273-279, 2001

3 ESTUDO 2

Efeito do alongamento estático agudo nas propriedades mecânicas passivas do tendão do Calcâneo: Revisão Sistemática com Metanálise

**Anelize Cini¹, Francesca Chaida Sonda², Mariana de Oliveira Borges¹,
Marco Aurélio Vaz² e Cláudia Silveira Lima¹**

¹ Grupo de Pesquisa em Cinesiologia e Cinesioterapia, Laboratório do Exercício, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, RS, Brasil.

² Grupo de Pesquisa em Biomecânica e Cinesiologia, Laboratório do Exercício, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, RS, Brasil.

RESUMO

Introdução: Apesar da eficácia do alongamento estático para o aumento da amplitude de movimento articular (ADM), pouco se conhece sobre as mudanças estruturais que ocorrem para o aumento da ADM, principalmente nas estruturas tendíneas e as possíveis alterações geradas no tecido conectivo.

Objetivos: Verificar e sintetizar as evidências sobre o efeito agudo do alongamento estático na ADM e nas propriedades mecânicas passivas do tendão do Calcâneo de adultos jovens fisicamente ativos.

Métodos: Foram consultadas as bases de dados: MEDLINE (via PubMed), EMBASE, Cochrane CENTRAL, PEDro, Scopus e Science Direct além da busca manual, com os descritores em inglês “*muscle stretching exercises*”, “*adult*” e “*Achilles Tendon*”. Foram incluídos na revisão sistemática ensaios clínicos randomizados e não randomizados que tinham como intervenção principal um protocolo de alongamento estático do grupo muscular tríceps sural comparado a outro grupo. A seleção dos estudos e a extração dos dados foram realizadas por dois revisores de forma cega e independente. O risco de viés foi avaliado por meio da ferramenta MINORS e PEDro.

Resultados: Quatro estudos foram selecionados para essa revisão sistemática com metanálise com média de intervenção de alongamento de 379s (60s – 1215s). A análise de três estudos não randomizados pela escala MINORS mostrou uma média de 15 (0-24) pontos e o estudo randomizado avaliado pela PEDro pontuou 5 (0-10), o que representa uma baixa qualidade metodológica.

Após a metanálise não foi observada diferença significativa para ADM (-0,73; 95% IC -2,18 – 0,71; $I^2=0\%$; $p=0,32$); rigidez da unidade músculo-tendínea (-0,02; 95% IC -0,23 – 0,19; $I^2=83\%$; $p=0,87$), rigidez muscular (-0,43; 95% IC -0,92 – 0,06; $I^2=0\%$; $p=0,08$); e torque passivo (-1,35; IC 95% -4,75 – 2,05; $I^2=0\%$; $p=0,44$); a rigidez tendínea se mostrou favorável ao grupo controle (3,70; 95% IC 1,57 – 5,83; $I^2=0\%$; $p=0,0007$). Apenas dois estudos avaliaram a contração isométrica voluntária máxima (CIVM), onde a alteração desta variável ocorreu no estudo de maior tempo de alongamento (1215s).

Conclusões: A presente revisão sistemática com metanálise sugere que o alongamento estático passivo (60s – 1215s) não altera de forma significativa a ADM, torque passivo, CIVM, rigidez da UMT, muscular e tendínea de forma aguda.

Limitações: Poucos estudos enquadrados no *PICOT* e as metanálises foram feitas com no máximo três estudos.

Palavras-chave: **Tendão do Calcâneo; Exercícios de Alongamento Muscular; Ultrassonografia.**

Número registro Próspero: CRD42019121001

1 INTRODUÇÃO

A eficácia de diversos tipos de alongamento, como estático e facilitação neuromuscular proprioceptiva, para o aumento da amplitude de movimento articular (ADM) tanto aguda quanto cronicamente está bem ilustrado na literatura (MEDEIROS; MARTINI, 2018; PAGE, 2012). E o tempo de 30 segundos de alongamento estático (AE) vem sendo frequentemente citado como suficiente para se obter ganhos significativos de ADM (OGURA *et al.*, 2007; BANDY; IRION; BRIGGLER, 1997).

O entendimento de como o alongamento aumenta a flexibilidade é o grande desafio no meio científico. A literatura reporta (MAGNUSSON *et al.*, 1996) como uma possibilidade do aumento da ADM a melhora sensória do indivíduo frente aos alongamentos. Explicações atuais indicam que o alongamento melhora a flexibilidade por meio de mecanismos, os quais incluem a diminuição da rigidez muscular e tendínea (KONRAD; BUDINI; TILP, 2017).

Se considerarmos que uma das estruturas que pode sofrer mudanças com o alongamento é o tendão (componente passivo), e que estes podem responder de maneira diferente dos componentes dinâmicos, pode existir a necessidade de mudar algum parâmetro do treino de alongamento para gerar alterações neste tipo de tecido. A diferença de tempos de alongamento, capazes de mudar a ADM, pode ser dependente do tipo de estrutura responsável pela restrição (NAKAMURA *et al.*, 2013). Em algumas situações da prática clínica as restrições de movimento não estão presentes no músculo, e sim no próprio tendão.

Revisões sistemáticas buscam uma resposta por meio da avaliação minuciosa da literatura do efeito do alongamento nos tendões. Um exemplo é a revisão sistemática, sem metanálise, de Obst, Barret, Newsham-West (2013), que buscaram investigar o efeito imediato de diferentes exercícios, inclusive o alongamento estático, nas propriedades do tendão do Calcâneo. De dez estudos de alongamento incluídos, quatro (5 a 20 minutos de alongamento) reportaram uma diminuição significativa, um (5 séries de 1 minuto de alongamento) apresentou aumento e os demais (3 séries de 1 minuto e 5

séries de 1 minuto) não encontraram alteração na rigidez tendínea. Porém, os autores não analisaram os efeitos dessas intervenções na ADM, ficando ainda a dúvida se ocorre ou não o seu aumento em conjunto com as alterações demonstradas na rigidez tendínea.

Dessa forma, a presente revisão sistemática se propõe a ampliar o tipo de estudo, ter um grupo comparador e, principalmente, incluir o desfecho ADM. Para com base no conhecimento dos efeitos imediatos do alongamento nas propriedades passivas, propor protocolos de intervenções crônicas. Portanto, o objetivo desta revisão de ensaios clínicos randomizados e não randomizados é verificar e sintetizar as evidências sobre o efeito agudo do alongamento estático na ADM e nas propriedades mecânicas passivas do tendão do Calcâneo de adultos jovens fisicamente ativos quando comparado a um grupo controle ou outra técnica de alongamento.

2 MÉTODOS

Esta revisão segue as recomendações propostas pela Colaboração Cochrane e pelo PRISMA-P *statement* (SHAMSEER *et al.*, 2015). O projeto foi inicialmente cadastrado na base internacional de registro de revisões sistemática PROSPERO a fim de evitar duplicações e viés de publicação sob o número CRD42019121001 (<https://www.crd.york.ac.uk/prospero/>).

2.1 CRITÉRIOS DE ELEGIBILIDADE

Crítérios de inclusão: foram incluídos ensaios clínicos randomizados (ECR) e não randomizados publicados até outubro de 2019, com participantes adultos jovens fisicamente ativos que tenham realizado como intervenção um protocolo de alongamento estático do grupo muscular tríceps sural. Todos os estudos deveriam ter um grupo comparador, seja ele, controle ou outro protocolo de alongamento. Os desfechos incluídos foram amplitude de movimento, torque passivo, histerese e rigidez (tendínea, da unidade músculo-tendínea ou muscular). A busca foi realizada sem restrição de idioma e/ou ano de publicação.

Crítérios de exclusão: foram excluídos da revisão estudos realizados com atletas, pacientes com alguma patologia, idosos ou crianças; estudos que não

avaliaram a ADM e pelo menos mais um dos desfechos propostos, desde que não apenas rigidez muscular.

2.2 FONTES DE BUSCA

As bases de dados que foram consultadas para localizar os estudos compreendem a MEDLINE (via PubMed), EMBASE, Register of Controlled Trials Cochrane CENTRAL, Scopus e Science Direct e Physiotherapy Evidence Database (PEDro), a busca foi realizada no dia 23 de outubro de 2019. Também foi realizada busca manual em referências de estudos já publicados. Não foi necessário contato com autores para abranger a totalidade dos estudos.

2.3 ESTRATÉGIA DE BUSCA

Na busca na base de dados PubMed, os termos MeSHs dos descritores foram utilizados para o tipo de intervenção e tipo de paciente na língua inglesa (“*muscle stretching exercise*”, “*adult*” e “*Achilles Tendon*”), bem como seus termos sinônimos (*entryterms*). Para a combinação entre as palavras chave, foram usados os termos booleanos *AND* e *OR*. A estratégia de busca completa do PubMed pode ser observada na Tabela 1.

Tabela 1 - Estratégia de busca utilizada no PubMed.

#1	"Adult"[Mesh] OR "Adult" OR "Adults" OR "Healthy Adults" OR "Young healthy adults"
#2	"Muscle Stretching Exercises"[Mesh] OR "Muscle Stretching Exercises" OR "Exercise, Muscle Stretching" OR "Exercises, Muscle Stretching" OR "Muscle Stretching Exercise" OR "Dynamic Stretching" OR "Stretching, Dynamic" OR "Isometric Stretching" OR "Stretching, Isometric" OR "Active Stretching" OR "Stretching, Active" OR "Static-Active Stretching" OR "Static Active Stretching" OR "Stretching, Static-Active" OR "Static Stretching" OR "Stretching, Static" OR "Passive Stretching" OR "Stretching, Passive" OR "Relaxed Stretching" OR "Stretching, Relaxed" OR "Static-Passive Stretching" OR "Static Passive Stretching" OR "Stretching, Static-Passive"
#3	"Achilles Tendon"[Mesh] OR "Tendon, Achilles" OR "Calcaneal Tendon" OR "Calcaneal Tendons" OR "Tendon, Calcaneal" OR "Tendons, Calcaneal" OR "Tendo Calcaneus"
#4	#1 AND #2 AND #3

2.4 SELEÇÃO DOS ESTUDOS

Dois revisores (AC e FCS) foram responsáveis pela avaliação de forma cega e independente dos títulos e resumos de todos os artigos identificados pela estratégia de busca nas bases de dados. Todos os resumos que forneceram informações suficientes e cumpriram os critérios de inclusão e exclusão foram selecionados para a avaliação dos textos completos. Nesta fase, os mesmos revisores, cegamente e independentemente, realizaram a avaliação dos estudos, de acordo com os critérios de elegibilidade descritos anteriormente. Discordâncias foram resolvidas por consenso ou, se necessário, um terceiro avaliador (CSL) foi consultado para inclusão ou exclusão dos estudos na revisão sistemática. Todos os estudos que se encaixaram nos critérios de elegibilidade foram incluídos na revisão sistemática, os estudos homogêneos foram incluídos na metanálise.

2.5 EXTRAÇÃO DOS DADOS

A extração dos dados foi realizada pelos dois revisores independentes (AC e FCS) e cegos, através de um formulário padronizado. Os dados extraídos incluíram características dos pacientes (número de participantes, idade e sexo), detalhes da intervenção (tipo de alongamento, tempo de aplicação, número de séries e duração da intervenção) e resultados dos desfechos. Foram contatados os autores correspondentes dos estudos que apresentavam dados incompletos.

2.6 DESFECHOS

Os desfechos avaliados foram ADM, torque passivo, deslocamento da junção miotendínea, histerese e rigidez (tendínea, da unidade músculo-tendínea ou muscular).

2.7 AVALIAÇÃO DO RISCO DE VIÉS

A avaliação da qualidade metodológica se deu através de duas escalas de acordo com o tipo de estudo, onde para estudos não randomizados foi realizada descritivamente através da versão validada e revisada da ferramenta Índice Metodológico para Estudos Não-Aleatórios (MINORS) (SLIM *et al.*, 2003) e os ensaios clínicos randomizados através da escala PEDro (Physiotherapy Evidence Database).

Para a análise a partir da MINORS foi considerado se os estudos incluídos apresentaram ou não as seguintes características: 1) Um objetivo claro de estudo; 2) Inclusão de pacientes consecutivos no estudo. Todos os pacientes que preencheram os critérios de inclusão deveriam ter sido incluídos no estudo durante o período de avaliação (sem exclusões, ou razões para exclusões de pacientes recrutados deveriam ser detalhados no artigo); 3) Coleta prospectiva de dados: dados coletados de acordo com um protocolo estabelecido a priori; 4) “*Endpoints*” apropriados para o objetivo do estudo. Declaração de uma explicação clara dos critérios usados para avaliar o resultado principal, de acordo com o objetivo do estudo. Os resultados deveriam ter sido avaliados em uma análise de intenção de tratar; 5) Avaliação imparcial dos “*endpoints*” do estudo: Avaliação independente (cega) dos “*endpoints*” ou avaliação duplo-cega dos resultados subjetivos. As razões para não cegar as avaliações deveriam ser declaradas; 6) Período de seguimento adequado aos objetivos do estudo; 7) Perda de seguimento não superior a 5% da amostra tratada; 8) Cálculo prospectivo do tamanho da amostra incluído no estudo. Informações da diferença para detecção e o cálculo dos intervalos de confiança de 95% (ICs), de acordo com a incidência esperada de “*endpoints*” e informações sobre o nível de significância estatística e estimativa de poder na comparação dos desfechos; 9) Um adequado grupo controle; 10) Grupo intervenção e controle acompanhados no mesmo período; 11) Grupos semelhantes inicialmente; 12) Análise estatística adequada. A pontuação dos 12 itens é realizada da seguinte forma: pontua “0” quando não relata o item avaliado; “1” quando relata, porém de forma inadequada; e, “2” quando relata de forma adequada, variando o total entre 0 e 24.

Para a avaliação através da escala PEDro foram avaliados os seguintes critérios: 1) elegibilidade e origem dos participantes do estudo; 2) distribuição aleatória dos participantes do estudo; 3) alocação secreta; 4) similaridade ao ponto de partida do estudo; 5) cegamento de sujeitos; 6) cegamento de terapeutas; 7) cegamento dos avaliadores; 8) análise de pelo menos 85% dos sujeitos inicialmente distribuídos nos grupos; 9) análise por intenção de tratamento; 10) análise estatística intergrupos e 11) medidas de precisão e variabilidade. A pontuação total é gerada através da somatória dos critérios, não entrando na conta o item 1 com isso a pontuação varia de 0 a 10. Para a

avaliação do artigo, somente é avaliado o que está reportado no manuscrito e quando há incerteza por parte dos avaliadores na hora de pontuar o critério, os mesmos classificam esse critério como "não".

Em ambas as escalas quanto maior a pontuação, melhor a qualidade metodológica e descrição estatística do estudo. A pontuação média da escala PEDro é 5, sendo ECR considerados de moderada a alta qualidade metodológica com pontuação $\geq 6/10$ (<https://www.pedro.org.au/>).

2.8 ANÁLISE DOS DADOS

Após a análise completa dos estudos e das variáveis abrangentes, a análise estatística dos dados foi realizada através da metanálise de acordo com a variável, a fim de verificar o efeito do alongamento na ADM e nas propriedades mecânicas passivas do tríceps sural em comparação a um grupo controle.

A análise foi realizada no *software* Review Manager versão 5.3 com um modelo de efeito randômico e medidas de efeito para desfechos contínuos utilizando as médias e desvios padrões do momento pós intervenção. Foi realizado, também, análise de sensibilidade de acordo com a qualidade metodológica do estudo e ou grupo comparador. Foi considerado estatisticamente significativo um valor alfa de 0,05 e um intervalo de confiança de 95% (IC95%).

A heterogeneidade estatística do efeito do tratamento entre os estudos foi avaliada por meio do teste de inconsistência (I^2), em que valores acima de 25% foram considerados como indicativo de moderada heterogeneidade e o valor acima de 50% foram considerados indicativo de alta heterogeneidade (HIGGINS *et al.*, 2003).

3 RESULTADOS

3.1 ESTUDOS SELECIONADOS

Um total de 605 artigos foram identificados na busca nas bases de dados somados a quatro identificados na busca manual realizada em site de busca comum. Após a leitura completa de 32 estudos somente quatro atendiam aos critérios de inclusão e foram selecionados para essa revisão sistemática e

metanálise (Figura 1). As características dos estudos estão expostas na Tabela 2. Todos os artigos reportaram a aplicação de alongamento estático passivo, não foram encontrados estudos elegíveis para a variável histerese, porém dois estudos apresentaram dados de Contração Isométrica Voluntária Máxima (CIVM). Em média a intervenção de alongamento durou em torno de 379s (60s – 1215s).

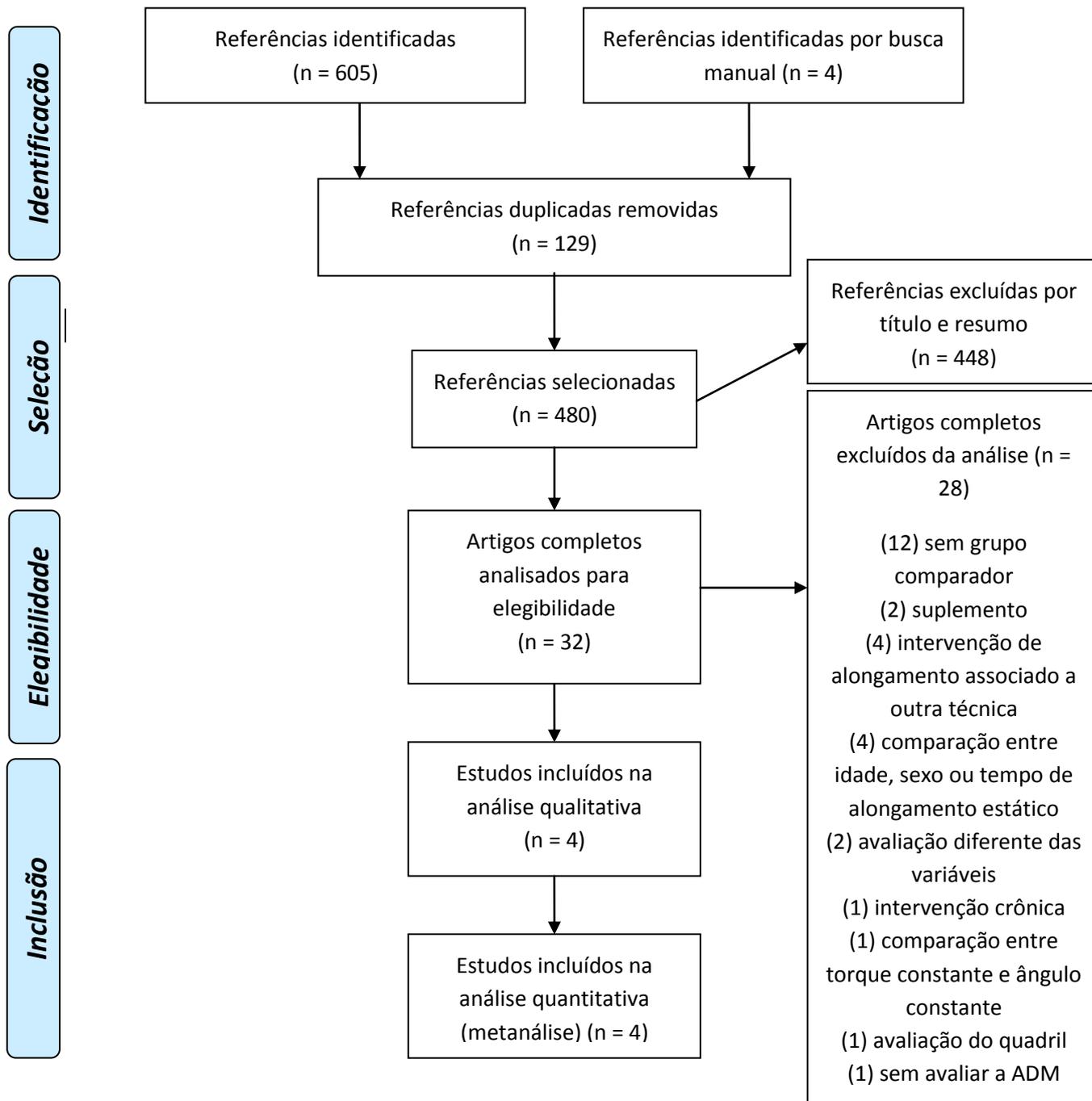


Figura 1- Fluxograma dos estudos incluídos na revisão.

Tabela 2 - Características dos estudos incluídos.

Estudo	Idade grupos	Sexo	Tamanho da amostra	Característica das intervenções	Desfechos avaliados	Resultados Grupo AE
Herda <i>et al.</i> , 2010	23 ± 2	Masculino	11	AE: 9 x135s; CON: sem intervenção	ADM Rigidez UMT CIVM	↑17% ↓ 0,27Nm° ↓11,5%
Kay; Husbands-Beasley; Blazevich, 2015	25.6 ± 8	Masculino e feminino	17	AE: 4 x15s; CON: FNP 4 x10s	ADM Torque Passivo Rigidez UMT Rigidez Muscular Rigidez Tendínea	↑2.6° Sem dif ↓0,22 Nm° ↓0.65N/mm Sem dif
Konrad; Stafilidis; Tilp, 2017	SS: 23.3 ± 3.2; CON: 23.8 ± 3.5	Masculino e feminino	SS: 21; CON: 23	AE: 4 x30s; CON: sem intervenção	ADM Torque Passivo Rigidez UMT Rigidez Muscular Rigidez Tendínea CIVM	↑ 1,4° ↓2.7Nm ↓0.08Nm° ↓1N/mm Sem dif Sem dif
Nakamura <i>et al.</i> , 2015	21.7 ± 1.2	Masculino	30	AE: 4 x30s; CON: FNP 4 x30s	ADM Torque Passivo Rigidez Muscular	↑5.3° ↑2Nm ↓1.2N/mm

SS: Alongamento estático passivo; CON: grupo controle; FNP: Alongamento de facilitação neuromuscular proprioceptivo; ADM: Amplitude de Movimento; UMT: Unidade músculo-tendínea; CIVM: Contração isométrica voluntária máxima; dif: diferença.

3.2 RISCO DE VIÉS

A análise da qualidade dos artigos incluídos nesta revisão mostra escores do MINORS variando de 11 a 19 e a Escala PEDro mostrou escore de 5, o que representa uma baixa qualidade metodológica (Tabela 3).

Tabela 3 - Análise da qualidade metodológica.

Estudo	Critérios	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	Total
		Escala MINORS												
Herda <i>et al.</i> , 2010		2	1	2	2	0	2	0	0	2	0	0	0	11
Kay; Husbands-Beasley; Blazeovich, 2015		2	2	2	2	0	2	2	2	2	0	1	2	19
Nakamura <i>et al.</i> , 2015		2	0	2	2	2	2	0	0	2	0	0	2	14
Escala PEDro														0/10
Konrad; Stafilidis; Tilp, 2017		-	1	0	1	1	0	0	1	0	1	0	-	5

3.3 AMPLITUDE DE MOVIMENTO

Todos os estudos incluídos (4) avaliaram a ADM (HERDA *et al.*, 2010; KAY; HUSBANDS-BEASLEY; BLAZEVICH, 2015; KONRAD; STAFILIDIS; TILP, 2017; NAKAMURA *et al.*, 2015), porém a metanálise foi possível apenas com a utilização de três desses estudos (KAY; HUSBANDS-BEASLEY; BLAZEVICH, 2015; KONRAD; STAFILIDIS; TILP, 2017; NAKAMURA *et al.*, 2015) pois o estudo de Herda *et al.* (2010) apresenta somente dados de variação percentual da ADM. Após a metanálise não foi observada diferença significativa na ADM (-0,73; 95% IC -2,18 – 0,71; I²=0%; p=0,32) (Figura 2), apesar do fato de individualmente todos os estudos reportarem aumento significativo.

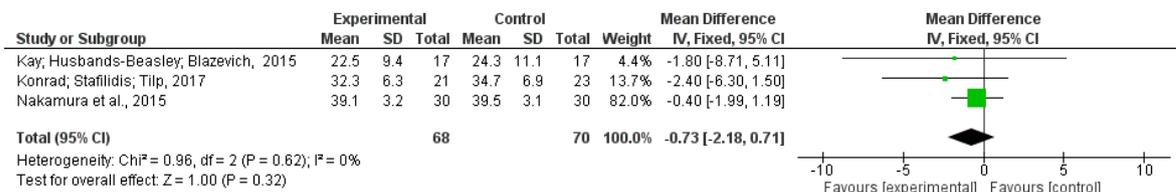


Figura 2 - Análise da amplitude de movimento.

3.4 CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA VOLUNTÁRIA MÁXIMA (CIVM)

Apenas dois estudos (HERDA *et al.*, 2010; KONRAD; STAFILIDIS; TILP, 2017) avaliaram a CIVM dos participantes após alongamento estático passivo, onde a diferença da apresentação do desfecho (percentagem da variação e média e desvio padrão) impossibilitou a realização da metanálise. Herda *et al.* (2010)

encontraram alteração significativa em ambos os grupos, os participantes que alongaram mostraram diminuição da CIVM de 11,5%, enquanto os do grupo controle apresentaram aumento significativo de 0,8%. Já Konrad, Stafilidis e Tilp (2017) não encontraram diferença entre os momentos e grupos alongamento estático passivo e controle ($p=0,88$ e $0,81$ respectivamente).

3.5 RIGIDEZ (UNIDADE MÚSCULO-TENDÍNEA, MUSCULAR E TENDÍNEA)

A análise inicial de dados da rigidez da unidade músculo-tendínea foi feita com três estudos (HERDA *et al.*, 2010; KAY; HUSBANDS-BEASLEY; BLAZEVIK, 2015; KONRAD; STAFILIDIS; TILP, 2017) e não apresentou diferença significativa para o grupo intervenção (-0,02; 95% IC -0,23 – 0,19; $I^2=83%$; $p=0,87$), apesar de todos os estudos analisados reportarem diminuição significativa. No entanto, esta análise apresentou alta heterogeneidade ($I^2=83%$) (Figura 3A). Após análise de sensibilidade (Figura 3B) devido a alta heterogeneidade, retirando o estudo de Konrad, Stafilidis e Tilp (2017) único com sujeitos diferentes em cada grupo, a heterogeneidade baixou ($I^2=21%$) e o resultado se manteve igual (-0,13; 95% IC -0,29 – 0,04; $I^2=21%$; $p=0,14$), ou seja, sem diferença na rigidez da unidade músculo-tendínea.

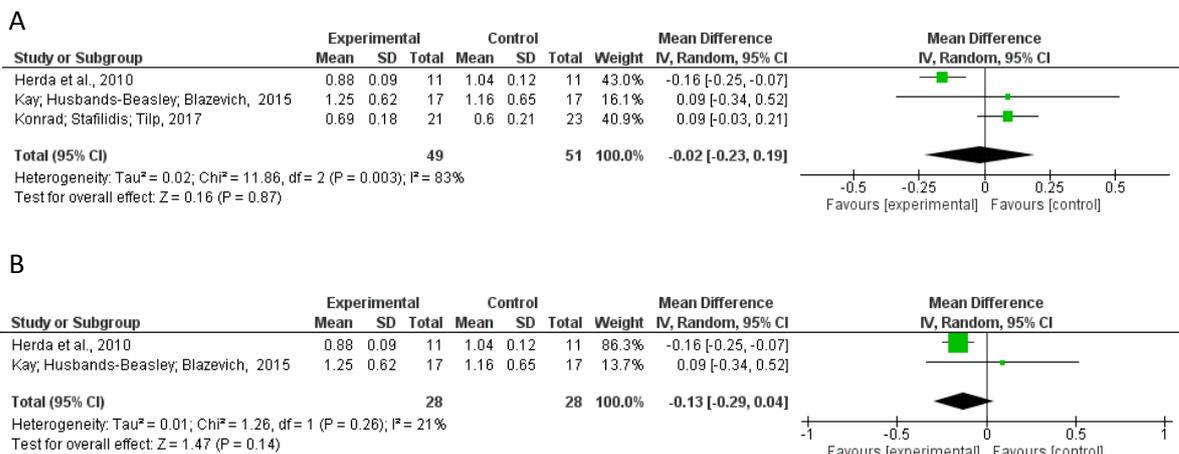


Figura 3 - Análise da A) rigidez da unidade músculo-tendínea e B) sensibilidade para rigidez da unidade músculo-tendínea.

A rigidez muscular foi analisada com a inclusão de três estudos (KAY; HUSBANDS-BEASLEY; BLAZEVIK, 2015; KONRAD; STAFILIDIS; TILP, 2017; NAKAMURA *et al.*, 2015) e não apresentou diferença significativa após a intervenção de alongamento (-0,43; 95% IC -0,92 – 0,06; $I^2=0%$; $p=0,08$) (Figura 4), mesmo com todos os estudos individualmente reportando diminuição significativa.

Já para rigidez tendínea foram incluídos dois estudos (KAY; HUSBANDS-BEASLEY; BLAZEVIK, 2015; KONRAD; STAFILIDIS; TILP, 2017) e o resultado da metanálise foi favorável ao grupo controle (3,70; 95% IC 1,57 – 5,83; $I^2=0\%$; $p=0,0007$) (Figura 5), nesse caso, os estudos individualmente não encontraram diferença significativa dessa variável após a aplicação do protocolo de alongamento.

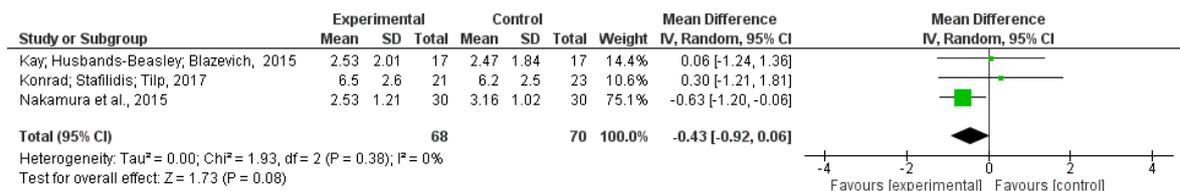


Figura 4 - Análise da rigidez muscular.

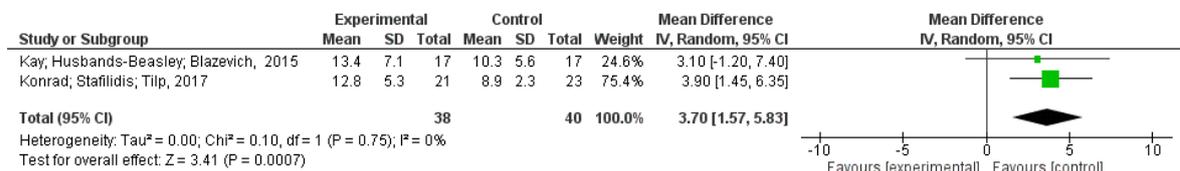


Figura 5 - Análise da rigidez tendínea.

3.6 TORQUE PASSIVO

O torque passivo foi analisado com a inclusão de três estudos (KAY; HUSBANDS-BEASLEY; BLAZEVIK, 2015; KONRAD; STAFILIDIS; TILP, 2017; NAKAMURA *et al.*, 2015) e não apresentou alteração significativa após protocolos de alongamento (-1,35; IC 95% -4,75 – 2,05; $I^2=0\%$; $p=0,44$) (Figura 6), porém individualmente os resultados dos estudos incluídos são contraditórios, sem diferença (KAY; HUSBANDS-BEASLEY; BLAZEVIK, 2015), com diminuição (KONRAD; STAFILIDIS; TILP, 2017) e com aumento do torque passivo (NAKAMURA *et al.*, 2015).

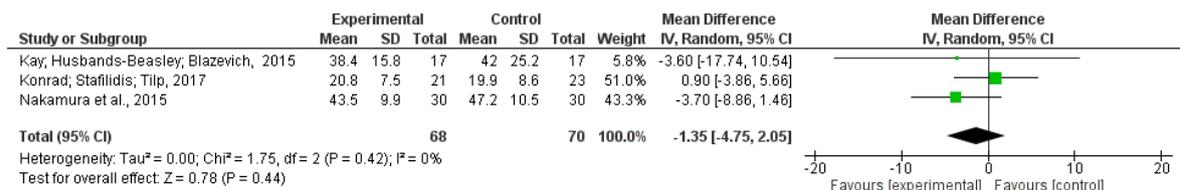


Figura 6 - Análise do torque passivo.

4 DISCUSSÃO

Essa revisão sistemática com metanálise buscou verificar se o alongamento estático passivo ocasiona o aumento da amplitude de movimento articular e se o mesmo ocorre devido alteração em variáveis mecânicas passivas.

Como resultados gerais das metanálises temos: (a) alongamento estático passivo (60s – 1215s) não mostrou efeito favorável para as variáveis analisadas ADM, rigidez da UMT, rigidez muscular e rigidez tendínea, assim como para o torque passivo; (b) os estudos incluídos mostram resultados contraditórios para alteração na CIVM.

Dos desfechos analisados, ao considerar os estudos individualmente, apenas a rigidez tendínea mostrou não alterar após protocolo de alongamento total de 60 e 120s, divididos em 4x15s e 4x30s, respectivamente (KAY; HUSBANDS-BEASLEY; BLAZEVIK, 2015; KONRAD; STAFILIDIS; TILP, 2017). As demais variáveis apresentaram mudanças nos estudos individuais que não foram confirmadas pela metanálise.

Baseado nos estudos de Kay, Husbands-Beasley e Blazevich (2015) e Konrad, Stafilidis e Tilp (2017) e nos resultados da presente metanálise é possível dizer que a rigidez tendínea não altera com o alongamento. No entanto, a revisão sistemática de Obst, Barret, Newsham-West (2013), mostra diminuição da rigidez tendínea após alongamento estático com tempo contínuo variando entre 5min e 20min. Com base nessa informação, dos estudos incluídos na presente revisão, considerando o tempo de permanência do alongamento, somente o de Herda *et al.* (2010) com 1215s divididos em 9x135s, poderia ter encontrado alteração significativa na rigidez tendínea, porém, não avaliou esse desfecho.

A variável torque passivo apresentou resultados distintos entre os estudos, mesmo os estudos apresentando o mesmo tempo de alongamento (KONRAD; STAFILIDIS; TILP, 2017; NAKAMURA *et al.*, 2015). Ambos os estudos aplicam o alongamento da forma seriada com 4 séries de 30 segundos cada, porém há diferença de métodos de avaliação e participantes entre os estudos.

O estudo de Konrad, Stafilidis e Tilp (2017) inclui participantes do sexo feminino e masculino. Já o estudo de Nakamura *et al.* (2015) utilizou apenas homens. Enquanto o primeiro apresenta diminuição do valor de torque passivo, o

segundo apresenta aumento do valor dessa variável. A diferença entre os resultados pode ser justificada a partir do estudo de Burgess, Graham-Smith e Pearson (2009) que encontraram uma maior diminuição significativa da rigidez tendínea no grupo de mulheres do que no grupo de homens, $\downarrow 22,4\%$ e $\downarrow 8,8\%$, respectivamente, após aplicarem alongamento de 5min de duração, os autores acreditam que o tendão de homens é mais rígido que o de mulheres por possíveis diferenças estruturais existentes entre os sexos. O estudo de Kjaer *et al.* (2006) aborda que o que pode causar essa diferença é o arranjo das fibras, relação de tipo de colágeno ou ainda teor de água diferente entre os sexos, o que influencia nas respostas mecânicas agudas do tendão, ou ainda, diferenças hormonais, como por exemplo, o estrogênio, que já demonstrou inibir a síntese de colágeno e por isso afeta a qualidade do tecido do tendão.

Outro fato que pode ter causado diferentes resultados é o método de avaliação desta variável, no estudo de Konrad, Stafilidis e Tilp (2017) o torque passivo foi avaliado no 3º ciclo da curva torque ângulo até 95% da ADM máxima avaliada inicialmente; já no estudo de Nakamura *et al.* (2015) os participantes foram avaliados de 30º de flexão plantar até o maior ângulo de ADM alcançado.

A mais recente revisão sistemática encontrada com esse assunto sobre propriedades mecânicas tendíneas é a de Freitas *et al.* (2018) na qual os autores objetivaram sistematizar as evidências sobre o efeito crônico de intervenções de alongamento (>2 semanas) na estrutura da UMT assim como nas propriedades mecânicas, para isso incluíram diferentes tipos de alongamento devido ao baixo número de estudos com esse tópico, além de analisar em conjunto resultados de estudos que avaliaram flexores de joelho e flexores plantares. Em média a duração dos protocolos aplicados para flexores plantares com aplicação de alongamento estático era 5 semanas (2.68-8 semanas) e um total de 1359 segundos por semana (360-3150 segundos). Foi encontrado um pequeno efeito para um aumento do torque passivo máximo tolerado e um efeito trivial nas outras variáveis mecânicas. Os autores concluem que protocolos de alongamento inferiores a 8 semanas parece apenas alterar a parte sensorial no indivíduo, sendo o aumento da extensibilidade dos tecidos decorrente da tolerância de uma maior força de alongamento.

Os resultados da presente revisão demonstram não haver alterações nas propriedades passivas da unidade músculo-tendínea com a aplicação de um

protocolo de alongamento estático passivo. Dessa forma, a proposição de Kay, Husbands-Beasley, Blazeovich (2015) de que as alterações de ADM após o alongamento têm forte relação com maior tolerância ao estiramento parecem ser reforçadas.

O ponto forte dessa revisão é a análise isolada do alongamento estático sobre as propriedades mecânicas passivas do tendão. Visto que apenas uma revisão foi encontrada com efeitos agudos sobre as propriedades tendíneas, porém incluiu estudos com aplicação de diferentes exercícios, entre os quais encontrava-se o alongamento estático (OBST; BARRET; NEWSHAM-WEST, 2013).

Como limitação encontrada foi o pequeno número de estudos enquadrados no *PICOT* e com isso as metanálises foram feitas com no máximo três estudos o que torna o impacto dos resultados pequenos e muitas vezes inconclusivos.

5 CONCLUSÃO

Os resultados da presente revisão sistemática com metanálise sugerem que o alongamento estático passivo (60s – 1215s) não altera de forma significativa a ADM, torque passivo, CIVM, rigidez da UMT, muscular e tendínea de forma aguda.

REFERÊNCIAS

- BANDY, W.D.; IRION, J.M.; BRIGGLER, M. The Effect of Time and Frequency of Static Stretching on Flexibility of the Hamstring Muscles. **Physical Therapy**, v.77, n.10, p.1090-1096, 1997.
- BURGESS, K.E.; GRAHAM-SMITH, P.; PEARSON, S.J. Effect of acute tensile loading on gender-specific tendon structural and mechanical properties. **Journal of Orthopaedic Research**, v.27, n.4, p.510–516, 2009.
- FREITAS, S.R.; MENDES, B.; LE SANT, G.; ANDRADE, R.J.; NORDEZ, A.; MILANOVIC, Z. Can chronic stretching change the muscle-tendon mechanical properties? A review. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v.28, n.3, p.794-806, 2018.
- HERDA, T.J.; RYAN, E.D.; COSTA, P.B.; WALTER, A.A.; HOGE, K.M.; URIBE, B.P.; MCLAGAN, J.R.; STOUT, J.R.; CRAMER, J.T. Acute effects of passive stretching and vibration on the electromechanical delay and musculotendinous stiffness of the plantar flexors. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v.50, n.6, p.277-288, 2010.
- HIGGINS, J.P.T.; THOMPSON, S.G.; DEEKS, J.J.; ALTMAN, D.G. Measuring inconsistency in meta-analyses. **British Medical Journal**, v.327, n.7414, p.557-560, 2003.

KAY, A.D.; HUSBANDS-BEASLEY, J.; BLAZEVIČH, A.J. Effects of Contract–Relax, Static Stretching, and Isometric Contractions on Muscle–Tendon Mechanics. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v.47, n.10, p.2181–2190, 2015.

KJAER, M.; MAGNUSSON, P.; KROGSGAARD, M.; MOLLER, J.B.; OLESEN, J.; HEINEMEIER, K.; HANSEN, M.; HARALDSSON, B.; KOSKINEN, S.; ESMARCK, B.; LANGBERG, H. Extracellular matrix adaptation of tendon and skeletal muscle to exercise. **Journal of Anatomy**, v.208, p.445–450, 2006.

KONRAD, A.; BUDINI, F.; TILP, M. Acute effects of constant torque and constant angle stretching on the muscle and tendon tissue properties. **European Journal of Applied Physiology**, v.117, p.1649–1656, 2017.

KONRAD, A.; STAFILIDIS, S.; TILP, M. Effects of acute static, ballistic, and PNF stretching exercise on the muscle and tendon tissue properties. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v.27, n.10, p.1070-1080, 2017.

MAGNUSSON, S.P.; SIMONSEN, E.B.; AAGAARD, P.; KJAER, M. A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. **The Journal of Physiology**, v.497, n.2, p.291-298, 1996.

MEDEIROS, D.M.; MARTINI, T.F. Chronic effect of different types of stretching on ankle dorsiflexion range of motion: Systematic review and meta-analysis. **The Foot (Edinb)**, v.34, p.28-35, 2018.

NAKAMURA, M.; IKEZOE, T.; TAKENO, Y.; ICHIHASHI, N. Time course of changes in passive properties of the gastrocnemius muscle-tendon unit during 5 min of static stretching. **Manual Therapy**, v.18, n.3, p.211–215, 2013.

NAKAMURA, M.; IKEZOE, T.; TOKUGAWA, T.; ICHIHASHI, N. Acute Effects of Stretching on Passive Properties of Human Gastrocnemius Muscle-Tendon Unit: Analysis of Differences Between Hold-Relax and Static Stretching. **Journal of Sport Rehabilitation**, v.24, n.3, p.286-292, 2015.

OBST, S.J.; BARRETT, R.S.; NEWSHAM-WEST, R. Immediate effect of exercise on Achilles tendon properties: systematic review. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v.45, n.8, p.1534-1544, 2013.

OGURA, Y.; MIYAHARA, Y.; NAITO, H.; KATAMORO, S.; AOKI, J. Duration of static stretching influences muscle force production on hamstrings muscles. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v.21, n.3, p.788-792, 2007.

PAGE, P. Clinical commentary: current concepts in muscle stretching for exercise and rehabilitation. **The International Journal of Sports Physical Therapy**, v.7, n.1, p.109-119, 2012.

SHAMSEER, L.; MOHER, D.; CLARKE, M.; GHERSI, D.; LIBERATI, A.; PETTICREW, M.; SHEKELLE, P.; STEWART, L.A. Preferred reporting items for systematic review and meta-analysis protocols (PRISMA-P) 2015: elaboration and explanation. **British Medical Journal**, v.350, n.g7647, 2015

SLIM, K.; NINI, E.; FORESTIER, D.; KWIATKOWSKI, F.; PANIS, Y.; CHIPPONI, J. Methodological index for non-randomized studies (minors): development and validation of a new instrument. **ANZ Journal of Surgery**, v.73, n.9, p.712-16, 2003.

4 ESTUDO 3

Comparação entre 2 e 5 minutos de alongamento estático passivo nas propriedades mecânicas do tendão do Calcâneo de adultos jovens: um ensaio clínico

RESUMO

Introdução: Não é conhecida a influência das respostas mecânicas passivas no aumento da amplitude de movimento articular (ADM). Nos protocolos agudos de alongamento parece ser necessário tempos maiores e contínuos de alongamento para causar mudanças nas estruturas passivas. Do ponto de vista crônico, pouco se conhece essas mudanças. Com isso o objetivo deste estudo foi verificar os efeitos de um programa de seis semanas de alongamento estático passivo, utilizando diferentes tempos de aplicação da técnica, na ADM e nas propriedades mecânicas passivas do tendão do Calcâneo. **Métodos:** Este estudo é um ensaio clínico randomizado. A amostra foi composta por 30 adultos jovens de ambos os sexos, divididos em três grupos: (GC) grupo controle (n= 10; 23,8±3,73 anos); (G2) grupo de alongamento de 2 minutos (n= 10; 22,6±3,02 anos) e (G5) grupo de alongamento de 5 minutos (n= 10; 24,9±6,44 anos), aplicados com uma frequência de 3 vezes semanais durante 6 semanas. As variáveis (ADM, contração isométrica voluntária máxima, histerese, torque passivo, deslocamento da junção miotendínea, área de secção transversa do tendão, rigidez da unidade músculo-tendínea, muscular e tendínea) foram avaliadas previamente ao início do treinamento, após esse período e duas semanas depois do término da intervenção (*follow up*), período esse que os participantes não realizaram nenhum tipo de protocolo. **Resultados:** Na ADM avaliada no dinamômetro isocinético, o G2 apresentou aumento após 6 semanas (p=0,006), sendo esse aumento mantido no *follow up* (p=0,001). O GC também apresentou aumento após o treinamento (p=0,009), que não se manteve no *follow up*. O mesmo comportamento foi encontrado no *Weight Bearing Lunge Test*. O G5 não apresentou alteração em nenhum dos testes. A rigidez tendínea não apresentou alteração após o treinamento e nem no *follow up* em nenhum dos grupos. Na rigidez da unidade músculo-tendínea, o G5 mostrou diminuição entre os momentos pré e *follow up* (p=0,019) e diminuição entre o pós e o *follow up* (p=0,019), sem diferença no GC e no G2. A rigidez muscular aumentou entre os momentos pré e *follow up* nos

grupos GC e G2 ($p=0,004$ e $p=0,001$, respectivamente), sem alteração no G5. O deslocamento da junção miotendínea apresentou diminuição apenas entre os momentos pós e *follow up* no G2 ($p=0,028$), ficando no GC e no G5 inalterado. O torque passivo avaliado na ADM máxima aumentou entre os momentos pré e *follow up* nos grupos GC e G2 ($p=0,004$ e $p=0,001$, respectivamente), sem diferença significativa no G5. As variáveis de contração voluntária isométrica máxima, histerese e área de secção transversa do tendão não alteraram ao longo do treinamento e *follow up* nos três grupos do estudo. **Conclusão:** Não houve diferença entre os grupos, porém o protocolo de alongamento estático passivo de 2 minutos propiciou um aumento da ADM que se manteve no *follow up*, podendo essa mudança ser atribuída às alterações viscoelásticas musculares e não tendíneas.

Palavras-chave: Exercícios de Alongamento Muscular, Tendão do Calcâneo, Junção Miotendínea.

1 INTRODUÇÃO

Visto que o alongamento é altamente utilizado para aumentar flexibilidade no campo esportivo e reabilitação, muitos estudos têm sido conduzidos para tentar estabelecer protocolos efetivos de alongamento estático. Esses estudos têm por objetivo tentar padronizar a intensidade, a duração e a frequência a ser utilizada, fatores esses que são importantes e que influenciam diretamente nos efeitos induzidos pelo alongamento (APOSTOLOPOULOS *et al.*, 2015).

Entre os fatores, a duração do alongamento refere-se ao período de tempo no qual a força é aplicada. Dentre os diferentes estudos encontrados, o tempo cumulativo de alongamento se assemelha, porém quanto mais intervalos existirem durante o alongamento maior a probabilidade de levar a uma diminuição da intensidade do mesmo (p.ex. 120s sem intervalo é melhor que 4 séries de 30s com 30s de intervalo; NOJIRI *et al.*, 2019). E, considerando o alongamento contínuo, não se tem informação suficiente de qual o melhor tempo de manutenção do alongamento para que os seus efeitos positivos sejam atingidos (NOJIRI *et al.*, 2019).

As diferenças de respostas de acordo com o protocolo utilizado são direcionadas para amplitude de movimento articular (ADM). A literatura nos mostra uma gama imensa de estudos que comprovam que o alongamento aumenta a ADM (CHAN; HONG; ROBINSON, 2001; COVERT *et al.*, 2010; GAJDOSIK, 2001). Visto que, as mudanças na ADM como efeito do alongamento devem ser decorrentes de alterações em estruturas musculoarticulares, estudos com treinamentos de flexibilidade vêm sendo realizados e resultados divergentes têm sido encontrados. O aumento da ADM pode vir acompanhado de diminuição no torque passivo (GUISARD; DUCHATEAU, 2004; MAHIEU *et al.*, 2007; NAKAMURA *et al.*, 2012), ou sem alteração no mesmo (BLAZEVICH *et al.*, 2014); diminuição da rigidez muscular (NAKAMURA *et al.*, 2012), ou não (KONRAD; TILP, 2014); sem alteração da rigidez tendínea (BLAZEVICH *et al.*, 2014; KONRAD; TILP, 2014; KUBO; KANEHISA; FUKUNAGA, 2002b; MAHIEU *et al.*, 2007), resultados distintos onde não é possível chegar a uma conclusão do que realmente altera com o aumento da ADM.

Para alguns autores as mudanças nas propriedades mecânicas passivas da unidade músculo-tendínea (UMT) podem ser responsáveis pelas mudanças que ocorrem na ADM (KAY; HUSBANDS-BEASLEY; BLAZEVIK, 2015; KONRAD; BUDINI; TILP, 2017). Os efeitos do alongamento estático devem ser estudados nestas propriedades e diferenciados da mudança na tolerância ao alongamento (teoria sensorial) (NOJIRI *et al.*, 2019; WEPLER; MAGNUSSON, 2010).

Segundo Apostolopoulos *et al.* (2015), o alongamento repetitivo da UMT reduz a tensão passiva, sugerindo que há redução da viscosidade e rigidez da UMT durante o alongamento o qual pode ser responsável pelo aumento da ADM. No entanto, em relação ao tempo de alongamento, os artigos supracitados aplicam o alongamento de forma intervalada dentro de uma mesma sessão, deixando uma lacuna a respeito da aplicação do alongamento sem intervalo, ou seja, com uma sessão contínua (citado anteriormente como mais efetivo para aumento da ADM) e o seu tempo ideal de permanência para haver resposta nas propriedades mecânicas passivas, além das respostas funcionais como aumento da ADM e diminuição da contração voluntária máxima.

O estudo de Nakamura *et al.* (2013) fornece informação em relação ao tempo de permanência de um alongamento contínuo, porém o estudo analisa o efeito agudo, e demonstrou que são necessários pelo menos 2 minutos de alongamento para diminuir o torque passivo do gastrocnêmio medial. Portanto, investigar de forma crônica os efeitos do alongamento perante as propriedades passivas é importante.

A partir do que foi relatado, observamos que existe: (1) escassez de respostas de desfechos das propriedades mecânicas passivas da unidade músculo-tendínea que possam justificar o ganho de ADM após um alongamento de tempo contínuo durante período de treinamento de flexibilidade; (2) vários estudos com alongamento intervalado e poucos com alongamento contínuo e (3) ausência de estudos que investigaram o efeito crônico do alongamento com tempos contínuos. Portanto, o objetivo deste estudo foi comparar a alteração da ADM e das propriedades mecânicas passivas do tendão do Calcâneo, incluindo rigidez e torque passivo, após a aplicação de um protocolo de seis semanas de alongamento estático passivo com duração de dois e cinco minutos.

2 MÉTODOS

2.1 TIPO DE ESTUDO

Essa pesquisa consiste em um ensaio clínico randomizado, de três braços, paralelo e duplo cego, conduzida no Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança (ESEFID) da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS). Este trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul sob parecer 2.438.555 e registrado no sistema de ensaios clínicos sob registro RBR-5j3h3c (<http://www.ensaiosclinicos.gov.br/>).

2.2 AMOSTRA

Participaram desse estudo 30 adultos jovens de ambos os sexos, todos leram e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE). Sendo o recrutamento realizado através de cartazes fixados em pontos estratégicos da ESEFID e reprodução dos mesmos através de redes sociais.

Foram incluídos participantes com idade entre 18 e 40 anos; fisicamente ativos, porém não engajados em treino de força e flexibilidade conforme classificação do Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ) (SILVA *et al.*, 2007). Não foram incluídos os participantes que apresentassem história previa de lesões musculoesqueléticas ou cirurgia nos membros inferiores; dor contínua nos membros inferiores; fizessem uso de analgésicos, anti-inflamatórios e/ou relaxante muscular; apresentassem hiperlaxidão ligamentar (HL) segundo Escore de Beighton (MORAES *et al.*, 2011); e/ou doenças metabólicas, como, por exemplo, diabetes *mellitus*. Os critérios de exclusão foram relacionados ao não comparecimento a uma das avaliações (pré ou pós); retirada de seu consentimento ao estudo; e/ou ter duas faltas consecutivas ou três intercalados no programa de alongamento.

Os participantes foram divididos randomicamente em três grupos distintos, sendo um grupo controle (GC) que não realizou a intervenção de alongamento, o grupo (G2) com aplicação de alongamento de 2 minutos; e o grupo (G5) com alongamento de 5 minutos.

2.3 TAMANHO DA AMOSTRA

O tamanho da amostra foi definido através do cálculo amostral para populações infinitas (RODRIGUEZ DEL AGUILA; GONZALEZ-RAMIREZ, 2014), com o desfecho principal torque passivo, utilizando um grau de confiança de 95% e erro máximo admitido de 5%. Para o cálculo foi utilizado a média e desvio padrão ($37,5 \pm 2,4$ Nm) da avaliação de torque passivo do estudo de Nakamura *et al.* (2013), o qual indicou um número de 7,33 participantes por grupo. Considerando possíveis perdas amostrais, foi adotado o número de 10 participantes por grupo.

2.4 RANDOMIZAÇÃO E CEGAMENTO

A randomização da amostra foi realizada através de um sistema online (randomization.com), o qual randomizou cada participante para o grupo usando o método de blocos permutados aleatoriamente. Houve sigilo de alocação, sendo os avaliadores dos desfechos cegos para a alocação dos participantes. Não foi possível o sigilo de alocação do participante assim como do pesquisador que aplicou os alongamentos devido à natureza da pesquisa.

2.5 PROCEDIMENTO DE COLETA

Cada participante visitou o laboratório em três ocasiões separadas para a realização das avaliações (pré, pós e *follow up*). Após a aplicação do questionário Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ – Guideline, 2005) e do teste de hiperlaxidão ligamentar (HL) com a utilização do Escore de Beighton (MORAES *et al.*, 2011), foi realizada a randomização do membro a ser avaliado entre dominante e não dominante. Após, foi feita a avaliação prévia a intervenção, que consistiu nos testes de área de secção transversa do tendão, flexibilidade de tornozelo, contração isométrica voluntária máxima (CIVM), torque passivo, histerese e deslocamento da junção miotendínea (DJMT), além dos cálculos de rigidez da UMT, tendínea e muscular. Transcorridas 6 semanas de intervenção ocorreu a avaliação pós (mínimo de três dias de intervalo da última intervenção) com a reavaliação dos mesmos desfechos supracitados. Por fim, após duas semanas do término da intervenção (*follow up*) sem a realização dos protocolos, ocorreu uma última reavaliação dos desfechos. Os participantes foram instruídos para que não realizasse atividade vigorosa nas 48h prévias aos testes.

2.5.1 Posicionamento do participante no dinamômetro isocinético

O posicionamento do participante no dinamômetro isocinético para as avaliações de flexibilidade, CIVM, torque passivo, histerese e DJMT, foi sentado com o encosto da cadeira posicionado entre 80° e 85° de flexão do quadril, com o joelho estendido e o tornozelo alinhado ao eixo do dinamômetro por meio do maléolo lateral (GEREMIA *et al.*, 2018). O participante foi estabilizado por cintos de contenção sobre o tronco para evitar compensações indesejáveis. Os valores do posicionamento da cadeira do dinamômetro na avaliação pré foram anotados para que nas avaliações seguintes fossem mantidos os mesmos parâmetros.

2.5.2 Avaliação do Torque Passivo e Histerese

O torque passivo foi avaliado passivamente com o tornozelo sendo movido em flexão dorsal de 0 (ângulo relativo entre o pé e a perna de 90°) até o limite articular e a histerese iniciou em 30° de flexão plantar até a máxima flexão dorsal alcançada, ambos a uma velocidade constante de 5°/s durante cinco ciclos de movimento para cada variável, totalizando 10 ciclos. Essa velocidade teve por objetivo evitar atividade muscular reflexa (MAHIEU *et al.*, 2009), a qual foi monitorada através da eletromiografia (EMG) nos músculos flexores plantares (sóleo, gastrocnêmio lateral e medial). Para a musculatura ser considerada relaxada durante os testes a atividade elétrica não poderia oscilar mais de dois desvios padrões acima do valor de repouso (DE LUCA, 1997), acima desse valor o participante seria excluído, porém no estudo não houve valores superiores.

Para o torque passivo foi utilizada uma média dos valores alcançados nos três ciclos centrais. Já para a histerese foi analisada a quinta curva da relação torque-ângulo da série de ciclos de dorsi-plantiflexão (MCNAIR, *et al.*, 2013).

Na histerese foi necessário inicialmente calcular o valor da energia mecânica armazenada e retornada (J) nos flexores plantares, obtida por meio da integral das curvas potência-tempo na dorsiflexão e plantiflexão, respectivamente, com esta sendo obtida pelo produto entre o torque e a velocidade angular. A diferença percentual entre as áreas produzidas durante a dorsiflexão (energia mecânica armazenada) e a plantiflexão (energia mecânica retornada) representa a energia dissipada (histerese) (%) durante os ciclos dorsi-plantiflexão (MCNAIR, *et al.*, 2013).

2.5.3 Avaliação do Deslocamento da Junção Miotendínea

A avaliação do DJMT do músculo gastrocnêmio medial e do tendão do Calcâneo foi realizada através de um aparelho de ultrassonografia (US) (Aloka SSD-4000 - *Aloka Inc.*, Japão) utilizando uma sonda de arranjo linear de 60mm (7,5MHZ). Foi realizada durante a avaliação do torque passivo, com o transdutor preso perpendicularmente na perna do participante com fitas de velcro (Figura 1) na região distal do músculo gastrocnêmio medial, local de identificação da junção miotendínea (MAGANARIS; PAUL, 2000).

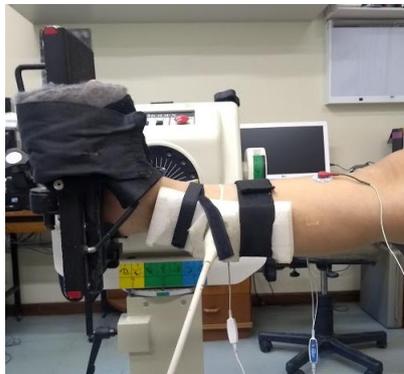


Figura 1 - Posicionamento da sonda para realização da avaliação de Ultrassonografia.

Durante as coletas de imagem um marcador reflexivo foi colocado entre a pele e a sonda, além de um gel solúvel em água, sendo o valor do DJMT a diferença entre a distância entre o marcador e o ponto da junção miotendínea em 0° de flexão dorsal (Figura 2A) e na dorsiflexão máxima (Figura 2B) (BLAZEVIICH *et al.*, 2014; MIZUNO *et al.*, 2013; MORSE *et al.*, 2008; NAKAMURA *et al.*, 2011). Os dados foram gravados em formato de vídeo e após a conversão em formato AVI eram utilizados para análise no software *Kinovea* – 0.8.15. A análise foi feita nos três ciclos centrais do torque passivo, para isso foi utilizado um cronômetro para anotação do tempo em que o tornozelo do participante se encontrava na posição inicial (0°) e final (máxima ADM).

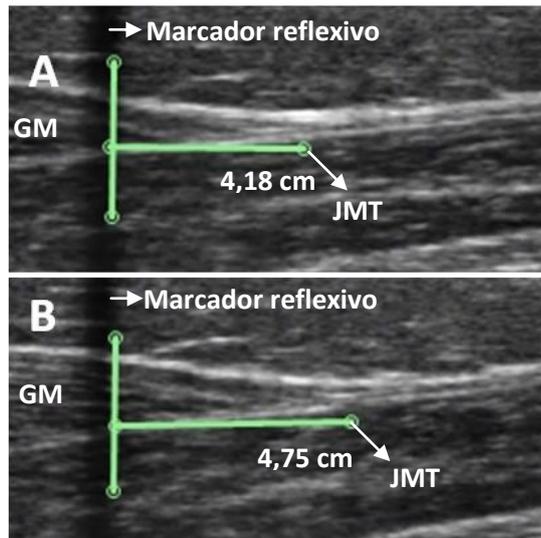


Figura 2 - Imagem de Ultrassom da junção miotendínea entre o músculo gastrocnêmio medial e tendão do Calcâneo no momento 0° (A) e seu deslocamento no momento máximo de flexão dorsal (B). GM: gastrocnêmio medial; JMT: junção miotendínea.

2.5.4 Avaliação da Área de Secção Transversa do tendão

A avaliação da área de secção transversa (AST) do tendão do Calcâneo foi realizada anteriormente as avaliações no dinamômetro isocinético. Para a avaliação o participante era posicionado em decúbito ventral em uma maca com o pé posicionado para fora da mesma, permanecendo com a articulação do tornozelo em posição neutra. Com a sonda do US posicionada perpendicularmente ao tendão, foram realizadas 3 imagens transversas em cada posição, sendo elas 2cm, 4cm e 6cm da inserção tendínea no calcâneo (ARYA; KULIG, 2010). As imagens foram digitalizadas e analisadas por meio do *software* Image-J (National Institute of Health, USA) (Figura 3). Para cada posição foi feita a média das 3 imagens coletadas.



Figura 3 - Imagem de Ultrassom da área de secção transversa do tendão do Calcâneo na distância de 2cm da inserção no calcâneo.

2.5.5 Avaliação da contração isométrica voluntária máxima

A avaliação da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) foi realizada com o intuito de verificar se as possíveis mudanças provocadas pelo protocolo de alongamento nas propriedades tendíneas, como diminuição da rigidez tendínea, levariam a uma diminuição do desempenho muscular. A avaliação da CIVM se deu no dinamômetro isocinético após a avaliação da ADM. Inicialmente foi realizado um aquecimento com 10 repetições submáximas de flexão dorsal e flexão plantar. Após o aquecimento, ocorreu o teste isométrico com três repetições máximas (KONRAD; STAFILIDIS; TILP, 2017) de 5 s com intervalo de dois minutos entre elas (BARONI *et al.*, 2017). Para análise foi utilizado a média dos valores do Pico de torque.

2.5.6 Teste de Flexibilidade

O primeiro teste para obtenção do valor de ADM máxima passiva de tornozelo foi através do dinamômetro isocinético com o pesquisador conduzindo passivamente o pé do participante até a máxima flexão dorsal atingida, sendo o ângulo registrado pelo equipamento. Foram realizadas três repetições e a média foi utilizada para análise dos dados.

O segundo teste foi com o intuito de avaliar a flexão dorsal funcional do participante com a utilização do *Weight Bearing Lunge Test* (BENNEL *et al.*, 1998; KONOR *et al.*, 2012), uma vez que o movimento de flexão dorsal é necessário para um adequado desempenho funcional, como por exemplo, caminhar, correr, saltar e

subir escadas (KONOR *et al.*, 2012). O participante foi posicionado em pé, próximo a uma parede, com o pé sobre uma fita métrica posicionada no chão (Figura 4), para a avaliação o hálux deveria estar em cima da fita métrica, tendo como distância inicial 9cm, o participante então era orientado a realizar a máxima flexão dorsal levando seu joelho em direção a parede, até alcançá-la, mantendo o calcanhar em contato com o solo. Aumentou-se ou diminui-se a distância até que o participante atingisse o objetivo. A medida utilizada foi a distância da parede (0cm) até o hálux.



Figura 4 - Medida de flexão dorsal no *Weight Bearing Lunge Test* (VENTURINI *et al.*, 2006).

2.6 PROCEDIMENTOS DE ANÁLISE

As avaliações da rigidez tendínea e muscular foram realizadas através de cálculos matemáticos, utilizando-se os valores de ADM, DJMT e da variação do torque passivo (NAKAMURA *et al.*, 2011).

Para a rigidez da unidade músculo-tendínea foi utilizado o declive da curva do torque passivo nos últimos 10 graus da ADM de flexão no momento pré-intervenção, para os demais momentos (pós e *follow-up*) foram analisados os mesmos 10 graus (KAY; HUSBANDS-BEASLEY; BLAZEVIK, 2015).

$$\text{Deslocamento UMT} = \alpha \text{ final} \times 0,78\text{mm}$$

Equação 1. Cálculo do deslocamento da UMT.

$$\text{Deslocamento tendão} = \text{deslocamento UMT} - \text{DJMT} (\alpha \text{ final})$$

Equação 2. Cálculo do deslocamento do tendão no ângulo máximo.

$$\text{Rigidez tendínea} = \frac{\Delta \text{ Torque passivo (0° a } \alpha \text{ final)}}{\text{Deslocamento do tendão}}$$

Equação 3. Cálculo da rigidez tendínea.

$$\text{Rigidez muscular} = \frac{\Delta \text{ Torque passivo (0° a } \alpha \text{ final)}}{\text{DJMT}}$$

Equação 4. Cálculo da rigidez muscular.

Onde:

O valor de 0,78mm é estimado da mudança do comprimento da UMT do músculo gastrocnêmio definida pela equação de Grieve, Cavanagh e Pheasant (1978) (MORSE *et al.*, 2008).

Δ : significa variação do torque passivo de zero até a ADM máxima

0°: ângulo neutro de tornozelo

α : ângulo máximo alcançado pelo participante

UMT: unidade músculo-tendínea

DJMT: deslocamento da junção miotendínea

2.7 TREINAMENTO DE FLEXIBILIDADE

O período de intervenção consistiu em um programa de seis semanas de aplicação de alongamento estático passivo de flexores plantares com frequência de três vezes semanais.

O protocolo de alongamento foi no laboratório com supervisão do pesquisador. O participante foi posicionado em um degrau de no mínimo 15 cm de altura, onde o mesmo permaneceu em pé, com o membro inferior a ser alongado apenas com o antepé apoiado no degrau, permitindo a realização da máxima flexão dorsal (Figura 5). O G2 permanecia 2 minutos contínuos na posição enquanto o G5 ficava 5 minutos. Apesar de somente um membro inferior ser avaliado, ambos os membros foram alongados, sendo um de cada vez.



Figura 5 - Desenho ilustrativo do alongamento de flexores plantares. Disponível em <http://tempodetreinar.blogspot.com.br/2014/02/malhar-em-casa.html>000

2.8 TRATAMENTO ESTATÍSTICO

Os dados são apresentados em média e desvio padrão (média±DP). Os dados foram submetidos aos testes de normalidade e homogeneidade, Shapiro Wilk e Levene, respectivamente. Uma ANOVA de dois fatores (grupo, momento) para medidas repetidas, seguida do *post-hoc* de Bonferroni foi utilizada com o intuito de verificar diferenças entre os momentos (pré, pós e *follow up*) e grupos (G2, G5 e GC) utilizando o *software* Statistical Package for Social Science for Windows (SPSS) versão 20.0. O nível de significância foi 0,05.

3 RESULTADOS

Cada grupo foi composto por 10 participantes, na avaliação pós intervenção não houve perdas ou exclusões, assim todos os participantes que foram inicialmente randomizados completaram o período de intervenção e foram incluídos na análise estatística. Na avaliação de *follow up* houve perda de seguimento de alguns participantes, no G2 foram quatro, no G5 foram três e no GC foram quatro participantes que não realizaram essa avaliação, com isso foi realizada análise por intenção de tratar nesse momento (Figura 6). Os dados de caracterização são apresentados na Tabela 1. Não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos ($p > 0,05$) mostrando que os grupos eram semelhantes no momento pré-intervenção.

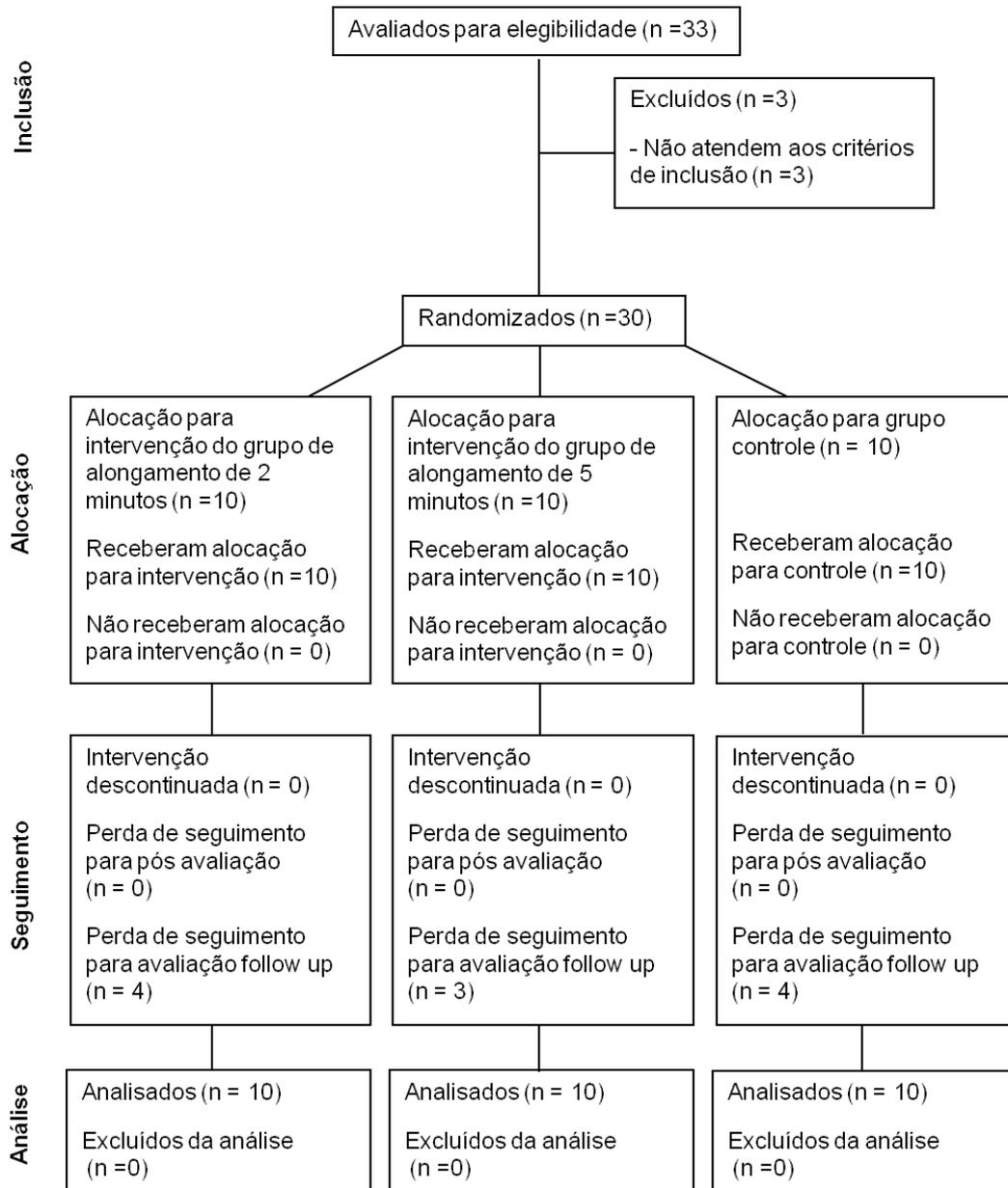


Figura 6 - Fluxograma dos participantes durante cada estágio do protocolo.

Tabela 1 - Caracterização da amostra (média±DP) no grupo controle (GC), grupo de alongamento de 2 minutos (G2) e grupo de alongamento de 5 minutos (G5).

		GC (10)	G2(10)	G5(10)	p
Idade (anos)		23,8±3,73	22,6±3,02	24,9±6,44	0,541
Massa (kg)		70,92±18,91	62,97±11,47	69,19±14,02	0,471
Estatura (cm)		167,5±7,94	163,15(7,51)	163,81±10,22	0,491
Sexo	F	7 (70%)	9 (90%)	8 (80%)	0,550
	M	3 (30%)	1 (10%)	2 (20%)	
Comprimento (cm)	Perna	38,95±2,24	38,65±2,47	37,9±3,12	0,655
	Tendão	19,35±2,12	19,61±1,98	18,4±2,79	0,471

F: feminino; M:masculino.

Não foram encontradas diferenças entre os grupos ($p>0,05$) nos diferentes momentos. Os grupos (GC, G2 e G5) não apresentaram diferenças significativas entre eles no momento pré, ao final do protocolo de intervenção e nem no *follow up* de 15 dias ($p>0,05$). A ADM foi avaliada através de dois testes, no primeiro teste realizado de forma passiva pelo avaliador no dinamômetro isocinético, o G2 apresentou aumento da ADM no momento pós ($p=0,006$), e permaneceu no *follow up* ($p=0,001$). O grupo controle (GC) também apresentou aumento da variável após o treinamento ($p=0,009$), no entanto, no *follow up* seu valor reduziu e já não apresentava diferença significativa para o momento pré ($p=0,264$). O grupo de alongamento de 5 minutos (G5) não mostrou diferença significativa entre os momentos (Tabela 2).

No segundo teste, o qual a ADM foi avaliada de forma funcional pelo *Weight Bearing Lunge Test*, a mesma apresentou um comportamento semelhante, onde no G2 a ADM aumentou após o treinamento de 6 semanas ($p=0,02$) porém, permanecendo alto no período de *follow up* ($p=0,034$). O GC seguiu apresentando alteração somente na ADM após treinamento ($p=0,023$) e o G5 sem alteração em nenhum dos momentos avaliados (Tabela 2).

A rigidez tendínea do tendão do Calcâneo não apresentou alteração após o treinamento e nem no *follow up* em nenhum dos grupos ($p>0,05$). Já a rigidez da UMT, no G5 mostrou diminuição da mesma entre os momentos pré e *follow up* ($p=0,019$) e entre o pós e *follow up* ($p=0,019$), sem diferença no GC e no G2. A rigidez muscular aumentou entre os momentos pré e *follow up* nos grupos GC e G2

($p=0,004$ e $p=0,001$, respectivamente). Para o G5, esta variável não apresentou diferença significativa entre os momentos ($p>0,05$) (Tabela 2).

O DJMT apresentou diminuição apenas entre os momentos pós treinamento e *follow up* no G2 ($p=0,028$), ficando no GC e no G5 inalterado ($p>0,05$). Em relação a variação do torque passivo avaliado na ADM máxima, ele aumentou entre os momentos pré e *follow up* nos grupos GC e G2 ($p=0,004$ e $p=0,001$, respectivamente), sem diferença significativa no G5 ($p>0,05$). O torque passivo avaliado na mesma ADM, nos três momentos de avaliação, apresentou diminuição apenas no G5, sendo essa entre os momentos pré e *follow up* ($p=0,01$) e pós e *follow up* ($p=0,01$). Para os demais grupos (GC e G2) esta variável não sofreu alteração ($p>0,05$) (Tabela 2).

As variáveis de CIVM, histerese e AST do tendão do Calcâneo não alteraram ao longo do treinamento e *follow up* nos três grupos do estudo (Tabela 2).

Tabela 2 - Resultados em média e desvio padrão das variáveis ADM, *Weight Bearing Lunge*, rigidez tendínea, rigidez da UMT, rigidez muscular, torque passivo, DJMT, torque passivo na mesma ADM, CIVM, histerese e AST do tendão do Calcâneo.

	GC (10)			G2(10)			G5(10)		
	Pré	Pós	Follow up	Pré	Pós	Follow up	Pré	Pós	Follow up
ADM (°)	25(7,45)	32,1(7,78) ¹	30,1(3,72)	23,9(5,3)	29(5,49) ¹	30,5(3,86) ¹	25,4(7,83)	27,61(9,54)	26,6(7,77)
Lunge (cm)	10,2(1,49)	11,55(1,38) ¹	10,75(1,24)	8,16(1,81)	8,98(2,24) ¹	10,47(2,46) ^{1,2}	10,25(2,72)	11,14(2,46)	10,83(2,86)
Rigidez tendínea (Nm/mm⁻¹)	2,03(0,74)	1,96(0,91)	2,25(0,69)	2,07(0,78)	2,27(1,15)	1,86(0,43)	2,29(0,87)	2,56(1,46)	1,95(0,64)
Rigidez UMT (Nm^º)	0,99(0,41)	1,03(0,52)	1,14(0,36)	0,97(0,26)	0,97(0,42)	1,00(0,32)	1,09(0,52)	0,95(0,25)	0,73(0,31) ^{1,2}
Rigidez Muscular (Nm/mm⁻¹)	2,07(0,60)	2,72(1,24)	3,24(0,58) ¹	1,82(1,00)	2,25(1,44)	3,30(1,99) ¹	1,85(1,42)	2,18(1,95)	2,11(1,84)
DJMT (mm)	9,52(2,74)	10,43(3,31)	9,44(1,97)	9,76(2,75)	11,11(2,29)	9,21(2,30) ²	11,11(3,39)	11,46(3,60)	10,33(2,43)
Δ Torque passivo (Nm)	19,69(7,74)	27,72(11,98) ¹	30,03(6,38) ¹	16,25(5,59)	22,92(10,75)	27,62(8,6) ¹	18,11(10,26)	22,36(16,89)	21,14(18,45)
Torque passivo na mesma ADM (Nm)	29,16(7,53)	26,82(10,24)	30,12(7,59)	27,33(6,00)	25,92(7,66)	27,85(8,07)	29,23(10,25)	26,47(7,96)	22,52(7,24) ^{1,2}
CIVM (Nm)	147,5(35,64)	143(47,86)	149(39,62)	114,2(26,27)	119,5(19,62)	119,2(28,61)	139,1(42,47)	140,8(49,22)	140,1(44,39)
Histerese (%)	11,98(5,18)	15,7(2,86)	12,71(3,31)	10,32(3,95)	12,42(5,56)	11,65(3,44)	10,19(3,31)	11,09(5,56)	15,75(6,29)
AST (cm)									
2cm	1,16(0,56)	0,97(0,50)	1,01(0,52)	1,21(0,72)	0,89(0,50)	1,09(0,10)	1,15(0,31)	1,20(0,67)	1,03(0,34)
4cm	0,78(0,45)	0,74(0,20)	0,66(0,19)	1,00(0,27)	0,92(0,50)	1,40(0,36)	1,15(0,40)	1,15(0,95)	0,81(0,36)
6cm	0,83(0,57)	0,69(0,28)	0,91(0,32)	0,99(0,33)	1,21(0,85)	1,25(0,35)	1,18(0,89)	1,47(0,87)	0,71(0,15)

GC: grupo controle; G2: grupo de alongamento de 2 minutos; G5: grupo de alongamento de 5 minutos; ADM: amplitude de movimento articular; Lunge: *Weight Bearing Lunge*; Δ: variação; DJMT: deslocamento da junção miotendínea; CIVM: contração isométrica voluntária máxima, AST: área de secção transversa do tendão do Calcâneo.

1: diferente do pré; 2: diferente do pós.

4 DISCUSSÃO

Após a aplicação de um protocolo de seis semanas de alongamento estático passivo com duração de dois e cinco minutos, não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos nas variáveis analisadas. Na comparação entre os momentos, o G2 e o GC apresentaram aumentos na ADM, nos dois testes aplicados, na variação do torque passivo e na rigidez muscular. O G5 apresentou diminuição do torque passivo na máxima ADM pré e na rigidez UMT no momento do *follow up*. Somente o G2 teve diminuição do DJMT no *follow up*. As demais variáveis (CIVM, histerese, AST) e o desfecho principal (rigidez tendínea) não apresentaram alterações.

Em relação à ADM, apesar de ter ocorrido aumento da mesma no GC e no G2 após o treinamento, somente no G2 a ADM se manteve alterada 15 dias sem a aplicação do protocolo (ADM isocinético) e aumentou nesse período para o teste *Weight Bearing Lunge*. Esse aumento inicial no GC pode ser devido ao fato de que os participantes terem sido submetidos pela primeira vez ao teste em um dinamômetro isocinético, com isso pode ter ocorrido um efeito de aprendizado no momento pré com alteração nas variáveis na avaliação seguinte (ALMEIDA *et al.*, 2009; MAHIEU *et al.*, 2007), porém sem alteração na avaliação *follow up* o que indica que não houve alteração fisiológica nos tecidos, uma vez que esse grupo não realizou a intervenção.

Assim, a diferença de comportamento do GC e G2 após o término da intervenção, demonstra que o G2 mantém ou amplia o aumento da ADM após 15 dias de suspensão da intervenção, o que leva a especular que o estímulo do alongamento do G2 propiciou uma maior duração da resposta. Extrapolando para aplicação em treinamentos, essa permanência do ganho de ADM é extremamente relevante.

A dorsiflexão é influenciada pelos músculos do tríceps sural, sóleo, gastrocnêmio medial e lateral, sendo o primeiro um músculo uniarticular e os demais biarticular e são influenciados pela posição do joelho. Nossos resultados apresentaram alteração de ADM em ambos os testes realizados, sendo que no teste do dinamômetro o joelho permanecia estendido e no *Weight Bearing Lunge* flexionado, enfatizando a avaliação dos músculos gastrocnêmios e do músculo

sóleo, respectivamente. Com esses resultados, vimos que todos os músculos do grupo tríceps sural sofreram alteração com o alongamento proposto, mesmo sendo a posição do alongamento da intervenção com o joelho estendido.

Outro resultado que surpreende é o fato do G5 não mostrar aumento de ADM em nenhum dos dois testes no momento pós protocolo, resultado esse que pode ser atribuído ao nível de desconforto relatado pelos participantes em manter a posição em pé com o antepé apoiado sobre o degrau durante os 5 minutos de alongamento. Sendo assim, o corpo pode ter se protegido involuntariamente da posição dolorida, com pequenos movimentos, tornando o alongamento inefetivo. Dentre as propriedades viscoelásticas do tendão, há o relaxamento por estresse, uma vez que as estruturas mantidas por um determinado tempo na mesma posição alcançam o relaxamento, ou seja, diminuem a resistência frente a carga imposta (BURGESS *et al.*, 2009). O alongamento aplicado no estudo foi com característica de torque constante, no entanto, nos 5 minutos de alongamento podem ter ocorrido mudanças na posição pelo desconforto não permitindo que a musculatura tenha alcançado esse fenômeno, pois caso ocorresse o ângulo de alongamento aumentaria e criaria um ciclo de relaxamento e tensão (BURGESS *et al.*, 2009).

As medidas de ADM sozinhas não fornecem informações a respeito das propriedades elásticas dos músculos e tendões após aplicação de alongamento (RYAN *et al.*, 2008), e muitas vezes geram conclusões de que as alterações de ADM possam ser devido a uma maior tolerância ao alongamento e/ou suportar uma maior dor (MORSE *et al.*, 2008). Por isso é importante verificar outras variáveis da estrutura músculo tendão (MORSE *et al.*, 2008).

No presente estudo, a rigidez tendínea, um dos desfechos principais, não apresentou alteração em nenhum momento, diferente da rigidez da UMT que no G5 diminuiu após 15 dias do término do treinamento, já o contrário aconteceu com a rigidez muscular no G2 que aumentou após esse período na máxima ADM alcançada.

A rigidez muscular alterou nos mesmos padrões do torque passivo, isso se deve ao fato de seu cálculo utilizar os valores de torque passivo. O torque passivo é influenciado por diversos tecidos, sendo que 41% de sua alteração pode ser explicada por alterações, na cápsula articular, no movimento do líquido sinovial, e

ainda no alongamento dos tecidos conjuntivos presentes no interior do músculo (perímísio, endomísio e epimísio); sendo esses últimos considerados um dos principais contribuintes para o torque passivo (CHAGAS *et al.*, 2016; KUBO; KANEHISA; FUKUNAGA, 2002a; MCHUGH *et al.*, 1998). Esses tecidos conjuntivos influenciam na tensão passiva em um alongamento, desempenhando um papel de resistência, prevenindo alongamento excessivo (PURSLOW, 1989). Portanto, o treino de alongamento não afeta a elasticidade do componente em série, ou seja, o tendão (rigidez), mas sim os elementos de tecido conjuntivo em paralelo as fibras musculares (KUBO; KANEHISA; FUKUNAGA, 2002a), o que suporta os resultados do presente estudo, de que após o alongamento há alteração muscular e não tendínea (NAKAMURA *et al.*, 2011).

Além da avaliação do tendão através do cálculo da sua rigidez, é possível indiretamente avaliá-lo através da histerese. Os mecanismos de alteração da histerese ainda estão desconhecidos, mas podem estar envolvidos com a estrutura dos tendões (KUBO; KANEHISA; FUKUNAGA, 2002a), assim sua avaliação é de extrema importância uma vez que permite avaliar os danos causados pelos efeitos térmicos, e quantificar a energia que pode ser armazenada pelos tendões (MAGANARIS; PAUL, 2000). Ou seja, uma diminuição na histerese do tendão pode teoricamente levar ao aumento da reutilização de energia e maior desempenho em ciclos de alongamento-encurtamento, como por exemplo, em movimentos explosivos, como correr e pular (PARK *et al.*, 2011). Essa redução pode ser atribuída a um movimento no líquido intersticial dentro dos tendões (KUBO; KANEHISA; FUKUNAGA, 2005; KUBO, 2018). Porém, no presente estudo não houve alteração nessa variável, o que vai ao encontro dos resultados da rigidez tendínea, reforçando o fato do tendão não ter sofrido mudanças significativas com o alongamento.

Um achado importante desse estudo é que a CIVM independente do tempo de alongamento (2 ou 5min) não alterou após o protocolo aplicado. O que reforça o fato de que o treino de alongamento não influencia negativamente na produção de força muscular (KONRAD; TILP, 2014).

Em estudos agudos é visto o efeito de *déficit* de força induzido pelo alongamento (FOWLES; SALE; MACDOUGALL, 2000), esse efeito sobre a força

tem uma relação dose-resposta, ou seja, alongamento menores de 45 segundos não afetam a força muscular, porém em alongamento de tempo superior há o efeito deletério (KAY; BLAZEVIICH, 2012).

Fowles, Sale, MacDougall (2000) em seu estudo ao aplicar uma fórmula com o intuito de verificar se a diminuição da força seria por questões neurais ou musculares, estimou que dos 25% de decréscimo de força visto após o alongamento, 60% era devido a alteração neural e 40% de origem muscular. Podendo então estar relacionado com a diminuição da ativação muscular (CRAMER *et al.*, 2005); e/ou diminuição da rigidez da UMT (BEHM *et al.*, 2016).

Esse estudo, dentre os encontrados, foi o primeiro a avaliar o comportamento de variáveis mecânicas do complexo músculo-tendíneo frente a protocolos de alongamento com tempos contínuos, 2 e 5 minutos, ou seja, alongamento direto sem intervalo. Os resultados de ADM, torque passivo na ADM máxima e rigidez tendínea foram semelhantes com os de protocolo intervalado de 4 séries de 30s dos estudos de Blazevich *et al.* (2014) e Konrad e Tilp (2014), sendo aplicados 2x/dia por 3 semanas e 5x/semana por 6 semanas, respectivamente. Os resultados desse estudo contrariam os de Konrad *et al.* (2019) que mencionam que intervalar o alongamento afeta a intensidade do mesmo, onde quanto mais intervalo se aplica entre o alongamento, menor é a intensidade do mesmo. E, também indo de encontro com as expectativas do presente estudo, de que as mudanças no tendão dependiam de alongamentos contínuos e mais longos.

No entanto deve-se levar em consideração que, embora existam indícios de que o alongamento promove diminuição do torque passivo e demais propriedades mecânicas devido a um relaxamento viscoelástico, esse efeito não é persistente o bastante e retorna ao nível basal em um curto período de tempo (KONRAD *et al.*, 2019). No presente estudo, propositalmente, os testes pós foram realizados na semana seguinte ao término da intervenção, onde o possível relaxamento viscoelástico já teria voltado aos níveis basais. A intenção era poder avaliar mudanças permanentes dos tecidos, caso ocorressem. Com isso, o aumento da ADM em ambos os grupos, GC e G2, pode ter sido causado pela mudança em fatores psicológicos como dor e tolerância ao alongamento (MIZUNO *et al.*, 2013; NAKAMURA *et al.*, 2016; WEPLER; MAGNUSSON, 2010). A tolerância ao

alongamento acontece antes da alteração nas propriedades viscoelásticas. Perante os resultados, segue a necessidade de se continuar pesquisando os fatores que determinam os efeitos de um programa de treinamento de alongamento estático, entre eles a duração, a intensidade e a frequência (MARQUES *et al.*, 2009; THOMAS *et al.*, 2018). Um programa de alongamento estático adequado ainda é incerto.

Cabe ressaltar que o protocolo aplicado foi apropriado para os objetivos do presente estudo, visto que, os tempos aplicados, 2 e 5 minutos, no presente treinamento de 6 semanas de alongamento estático foram utilizados com base nos estudos de efeitos agudos de Ryan *et al.* (2008) e de Mizuno, Matsumoto e Umemura (2013) na diminuição da rigidez da UMT. Várias teorias são lançadas na tentativa de explicar essa alteração, sendo elas: devido a uma maior complacência tendínea; aumento do comprimento muscular; e/ou alterações na circulação intramuscular (MIZUNO; MATSUMOTO; UMEMURA, 2013). O nosso objetivo foi avaliar principalmente as mudanças tendíneas. Em relação a frequência semanal, 3x/semana apresenta melhores resultados ao comparar com apenas 1x na semana (NAKAMURA *et al.*, 2020), ou seja, a alta frequência se mostra mais eficaz ao alterar os parâmetros estudados. Estudos mostram que treinamentos de flexibilidade menores que 3 semanas promovem apenas alteração sensorial, sendo necessários períodos mais longos para se ter alterações biomecânicas, assim como respostas fisiológicas dos músculos e tendões (KUBO; KANEHISA; FUKUNAGA, 2002a; MARQUES *et al.*, 2009; THOMAS *et al.*, 2018; WEPPLER; MAGNUSSON, 2010). Ou seja, é necessário um período igual ou maior que 4 semanas (NAKAMURA *et al.*, 2012).

Cabe ainda ressaltar que na avaliação das variáveis de rigidez tendínea e muscular, alguns fatores ficaram negligenciados, como por exemplo, a cápsula articular, os nervos, a pele e as fáscias (MORSE *et al.*, 2008; WEPPLER; MAGNUSSON, 2010), por não terem sido avaliados diretamente.

Estudos agudos mostram que as alterações nas propriedades mecânicas passivas retornam ao nível basal após passar em torno de 20 minutos do final do alongamento (RYAN *et al.*, 2008). Estudos crônicos com reavaliações realizadas no dia seguinte ao término do treinamento de alongamento não demonstram efeitos

significativos na rigidez do tendão (KUBO; KANEHISA; FUKUNAGA, 20002a; MAHIEU *et al.*, 2007) fato esse que pode ter ocorrido no presente estudo. Esse resultado da rigidez tendínea mostra que o tendão não tem participação direta no aumento da ADM verificada após treinamento de flexibilidade, esse resultado de certa forma é positivo uma vez que um tendão mais complacente traria efeitos adversos na transferência de força muscular para o osso, alteração no controle motor e também maior risco de lesões por se tornar mais complacente e com isso acabar “recebendo” maiores cargas (BURGESS *et al.*, 2009).

5 CONCLUSÃO

Concluimos que o alongamento estático de 2 minutos por um período de 6 semanas, com frequência de 3x por semana, é eficaz no aumento da ADM, tanto no teste articular no dinamômetro quanto no teste funcional, essa alteração pode ser atribuída as alterações viscoelásticas musculares e não tendíneas; uma vez que houve aumento no torque passivo e na rigidez muscular na máxima ADM e não ocorreu alteração na rigidez tendínea e na área de secção transversa do tendão.

O alongamento mantido por um período de 5 minutos não mostrou alteração na ADM e demais variáveis, apenas diminuição na rigidez da unidade músculo-tendínea. Dessa forma, o seu uso parece não ser apropriado em decorrência de ser um tempo longo de aplicação e que provoca desconforto, sem acrescentar maiores benefícios.

Assim, o treinamento proposto com o tempo de alongamento contínuo de 2 minutos produz alteração da flexibilidade de flexão dorsal de indivíduos jovens adultos de ambos os sexos, com efeito sobre a rigidez muscular, deslocamento da junção miotendínea e torque passivo, sendo algumas alterações persistentes após 15 dias sem a manutenção do alongamento. Embora o alongamento seja utilizado no esporte e na prática clínica a real eficiência dessa intervenção permanece incerta. Mais estudos são necessários para estabelecer um protocolo de treinamento objetivo para atingir os ganhos de flexibilidade e conhecer como esses ganhos ocorrem.

Número de registro no Registro Brasileiro de Ensaio Clínicos (ReBEC): RBR-5J3H3C

REFERÊNCIAS

- ALMEIDA, G.P.L.; CARNEIRO, K.K.A.; MORAIS, H.C.R.; OLIVEIRA, J.B.B. Influência do alongamento dos músculos isquiotibial e retofemoral no pico de torque e potência máxima do joelho. **Fisioterapia e Pesquisa**, v.16, n.4, p.346-351, 2009.
- APOSTOLOPOULOS, N.; METSIOS, G.S.; FLOURIS, A.D.; KOUTEDAKIS, Y.; WYON, M.A. The Relevance of Stretch Intensity and Position-A Systematic Review. **Frontiers in Psychology**, v.18, n.6, p.1128, 2015.
- ARYA, S.; KULIG, K. Tendinopathy alters mechanical and material properties of the Achilles tendon. **Journal of Applied Physiology**, v.108, p.670-675, 2010.
- BARONI, B.M.; POMPERMAYER, M.G.; CINI, A.; PERUZZOLO, A.S.; RADAELLI, R.; BRUSCO, C.M.; PINTO, R.S. Full Range of Motion Induces Greater Muscle Damage Than Partial Range of Motion in Elbow Flexion Exercise With Free Weights. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v.31, n.8, p. 2223-30, 2017.
- BEHN, D.G.; BLZEVICH, A.J.; KAY, A.D.; MCHUGH, M. Acute effects of muscle stretching on physical performance, range of motion, and injury incidence in healthy active individuals: a systematic review. **Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism**, v.41, n.1-11, 2016.
- BENNEL, K.; RICHARD, T.; HENRY, W.; WASSANA, T.; DAVID, K. Intra-rater an inter-rater reliability of weighth-bearing lunge measure of ankle dorsiflexion. **Australian Journal of Physiotherapy**, v. 44, p.175-80, 1998.
- 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**, v.117, p.452–462, 2014.
- BURGESS, K.E.; GRAHAM-SMITH, P.; PEARSON, S.J. Effect of Acute Tensile Loading on Gender-Specific Tendon Structural and Mechanical Properties **Journal of Orthopaedic Research**, v.27, n.4, p.510-516, 2009.
- CHAGAS, M.H.; MAGALHÃES, F.A.; PEIXOTO, G.H.C.; PEREIRA, B.M.; ANDRADE, A.G.P.; MENZEL, H-J.K. Exploratory factor analysis for differentiating sensory and mechanical variables related to muscle-tendon unit elongation. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v.20, n.3, p.240-247, 2016.
- CHAN, S.P.; HONG, Y.; ROBINSON, P.D. Flexibility and passive resistance of the hamstrings of young adults using two different static stretching protocols. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v.11, n.2, p.81-86, 2001.
- COVERT, C.A.; ALEXANDER, M.P.; PETRONIS, J.J.; DAVIS, D.S. Comparison of ballistic and static stretching on hamstring muscle length using an equal stretching dose. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v.24, n.11, p.3008-3014, 2010.

CRAMER, J.T.; HOUSH, T.J.; WEIR, J.P.; JOHNSON, G.O.; COBURN, J.W.; BECK, T.W. The acute effects of static stretching on peak torque, mean power output, electromyography, and mechanomyography. **Eur J Appl Physiol**, v.93, p.530-539, 2005.

DE LUCA, C.J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, v.13, p.135-163, 1997.

FOWLES, J.R.; SALE, D.G.; MACDOUGALL, J.D. Reduced strength after passive stretch of the human plantarflexors. **J Appl Physiol**, v.89, p.1179–1188, 2000.

GAJDOSIK, R.L. Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. **Clinical Biomechanics**, v.16, n.2, p.87-101, 2001.

GEREMIA, J.M.; BARONI, B.M.; BOBBERT, M.F.; BINI, R.R.; LANFERDINI, F.J.; VAZ, M.A. Effects of high loading by eccentric triceps surae training on Achilles tendon properties in humans. **European Journal of Applied Physiology**, v.118, n.8, p.1725-1736, 2018.

GRIEVE, D.; CAVANAGH, P.; PHEASANT, S. Prediction of gastrocnemius length from knee and ankle posture. **Biomechanics**, v.A 2, p. 405–412, 1978.

GUISSARD, N.; DUCHATEAU, J. Effect of Static Stretch Training on Neural and Mechanical Properties of the Human Plantar-Flexor Muscles. **Muscle Nerve**, v.29, n.2, p.248-255, 2004.

IPAQ - International Physical Activity Questionnaire. Guidelines for data processing and analysis of the International Physical Activity Questionnaire (IPAQ): short and long forms. 2005. [acesso: 06 de janeiro de 2015]. Disponível em: <http://www.ipaq.ki.se/scoring.pdf>

KAY, A.D.; BLAZEVICH, A.J. Effect of Acute Static Stretch on Maximal Muscle Performance: A Systematic Review. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, p.154-164, 2012.

KAY, A.D.; HUSBANDS-BEASLEY, J.H.; BLAZEVICH, A.J. Effects of Contract–Relax, Static Stretching, and Isometric Contractions on Muscle–Tendon Mechanics. **Medicine Science in Sports Exercise**, v.47, n.10, p.2181–2190, 2015.

KONOR, M.M.; MORTON, S.; ECKERSON, J.M.; GRINDSTAFF, T.L. Reliability of three measures of ankle dorsiflexion range of motion. **International Journal of Sports Physical Therapy**, v.7, n.3, p.279–287, 2012.

KONRAD, A.; REINER, M.M.; THALLER, S.; TILP, M. The time course of muscle-tendon properties and function responses of a five-minute static stretching exercise, **European Journal of Sport Science**, v.19, n.9, p.1195-1203, 2019.

KONRAD, A.; STAFILIDIS, S.; TILP, M. Effects of acute static, ballistic, and PNF stretching exercise on the muscle and tendon tissue properties. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v.27, n.10, p.1070-1080, 2017.

KONRAD, A.; TILP, M. Increased range of motion after static stretching is not due to changes in muscle and tendon structures. **Clinical Biomechanics**, v.29, n.6, p.636-642, 2014.

KUBO, K. Effects of static stretching on mechanical properties and collagen fiber orientation of the Achilles tendon in vivo. **Clinical Biomechanics**, v.60, p.115-120, 2018.

KUBO, K.; KANEHISA, H.; FUKUNAGA, T. Effect of stretching training on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. **Journal of Applied Physiology**, v.92, p.595–601, 2002a.

KUBO, K.; KANEHISA, H.; FUKUNAGA, T. Effects of transient muscle contractions and stretching on the tendon structures in vivo. **Acta Physiologica Scandinavica**, v.175, n.2, p.157-164, 2002b.

KUBO, K.; KANEHISA, H.; FUKUNAGA, T. Effects of viscoelastic properties of tendon structures on stretch – shortening cycle exercise in vivo. **Journal of Sports Sciences**, v.23, n.8, p.851 – 860, 2005.

MAGANARIS, C.N.; PAUL, J.P. Hysteresis Measurements In Intact Human Tendon. **Journal of Biomechanics**, v.33, n.12, p.1723-1727, 2000.

MAHIEU, N.N.; COOLS, A.; DE WILDE, B.; BOON, M.; WITVROUW, E. Effect of proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on the plantar flexor muscle-tendon tissue properties. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v.19, p.553–560, 2009.

MAHIEU, N.N.; MCNAIR, P.; MUYNCK, M.; STEVENS, V.; BLANCKAERT, I.; SMITS, N.; WITVROUW, E. Effect of Static and Ballistic Stretching on the Muscle-Tendon Tissue Properties. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v.39, n.3, p.494–501, 2007.

MARQUES, A.P.; VASCONCELOS, A.A.P.; CABRAL, C.M.N.; SACCO, I.C.N. Effect of frequency of static stretching on flexibility, hamstring tightness and electromyographic activity. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, v.42, n.10, p.949-953, 2009.

MCHUGH, M.P.; KREMENIC, I.J.; FOX, M.B.; GLEM, G.W. The role of mechanical and neural restraints to joint range of motion during passive stretch. **Medicine & Science in Sports Exercise**, v.30, n.6, p.928–932, 1998.

MCNAIR, P.; NORDEZ, A.; OLDS, M.; YOUNG, S.W.; CORNU, C. Biomechanical properties of the plantar flexor muscle-tendon complex 6 months post-rupture of the Achilles tendon. **Journal of Orthopaedic Research**, v.31, n.9, p.1469-1474, 2013.

MIZUNO, T.; MATSUMOTO, M.; UMEMURA, Y. Viscoelasticity of the muscletendon unit is returned more rapidly than range of motion after stretching. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v.23, n.1, p.23-30, 2013.

MORAES, D.A.; BAPTISTA, C.A.; CRIPPA, J.A.S.; LOUZADA-JUNIOR, P. Tradução e validação do The five part questionnaire for identifying hypermobility para a língua

portuguesa do Brasil. **Revista Brasileira de Reumatologia**, v.51, n.1, p.53-69, 2011.

MORSE, C.I.; DEGENS, H.; SEYNNES, O.R.; MAGANARIS, C.N.; JONES, D.A. The acute effect of stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit. **The Journal of Physiology**, v.586.1, p.97–106, 2008.

NAKAMURA, M.; IKEZOE, T.; TAKENO, Y.; ICHIHASHI, N. Acute and Prolonged Effect of Static Stretching on the Passive Stiffness of the Human Gastrocnemius Muscle Tendon Unit in Vivo. **Journal of Orthopaedic Research**, v.29, n.11, p.1759-1763, 2011.

NAKAMURA, M.; IKEZOE, T.; TAKENO, Y.; ICHIHASHI, N. Effects of a 4-week static stretching training program on passive stiffness of human gastrocnemius muscle-tendon unit in vivo. **European Journal of Applied Physiology**, v.112, p.2749-2755, 2012.

NAKAMURA, M.; IKEZOE, T.; TAKENO, Y.; ICHIHASHI, N. Time course of changes in passive properties of the gastrocnemius muscle-tendon unit during 5 min of static stretching. **Manual Therapy**, v.18, n.3, p.211–215, 2013.

NAKAMURA, M.; IKEZOE, T.; UMEGAKI, H.; KOBAYASHI, T.; NISHISHITA, S.; ICHIHASHI, N. Changes in Passive Properties of the Gastrocnemius Muscle-Tendon Unit During a 4-Week Routine Static Stretching Program” by Nakamura M et al. **Journal of Sport Rehabilitation**, Ahead of print, 2016.

NAKAMURA, M.; SATO, S.; HIRAIZUMI, K.; KIYONO, R.; FUKAYA, T.; NISHISHITA, S. Effects of static stretching programs performed at different volume-equated weekly frequencies on passive properties of muscle-tendon unit. **Journal of Biomechanics**, v.103, 2020.

NOJIRI, S.; IKEZOE, T.; NAKAO, S.; UMEHARA, J.; MOTOMURA, Y.; YAGI, M.; HIRONO, T.; ICHIHASHI, N. Effect of static stretching with different rest intervals on muscle stiffness **Journal of Biomechanics**, v.90, p.128-132, 2019.

PARK, D.Y.; RUBENSON, J.; CARR, A.; MATTSON, J.; BESIER, T.; CHOU, L.B. Influence of Stretching and Warm-Up on Achilles Tendon Material Properties. **Foot & Ankle International**, v.32, n.4, 2011.

PURSLOW, P.P. Strain-induced reorientation of an intramuscular connective tissue network: implications for passive muscle elasticity. **J Biomech**, v.22, p. 21–31, 1989.

RODRIGUEZ DEL AGUILA, M.; GONZALEZ-RAMIREZ, A. Sample size calculation. **Allergologia et Immunopathologia**, v.42, n.5, p.485-492, 2014.

RYAN, E.D.; BECK, T.W.; HERDA, T.J.; HULL, H.R.; HARTMAN, M.J.; COSTA, P.B.; DEFREITAS, J.M.; STOUT, J.R.; CRAMER, J.T. The time course of musculotendinous stiffness responses following different durations of passive stretching. **The Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v.38, n.10, p.632-639, 2008.

SILVA, G.S.F.; BERGAMASCHINE, R.; ROSA, M.; MELO, M.; MIRANDA, R.; BARA FILHO, M. Avaliação do nível de atividade física de estudantes de graduação das

áreas saúde/biológica. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 13, n. 1, p. 39-42, 2007.

THOMAS, E.; BIANCO, A.; PAOLI, A. PALMA, A. The Relation Between Stretching Typology and Stretching Duration: The Effects on Range os Motion. **Interanational Journal of Sports Medicine**, v.39, n.4, p.243-254, 2018.

VENTURINI, C.; ITUASSU, N.T.; TEIXEIRA, L.M.; DEUS, C.V.O. Confiabilidade intra e interexaminadores de dois métodos de medida da amplitude ativa de dorsiflexão do tornozelo em indivíduos saudáveis. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v.10, n.4, p.407-411, 2006.

WEPPLER, C.H.; MAGNUSSON, S.P. Increasing muscle extensibility: a matter of increasing length or modifying sensation? **Physical Therapy**, v.90, n.3, p.438-449, 2010.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O presente estudo teve como objetivo geral avaliar os efeitos do alongamento estático passivo nas propriedades mecânicas passivas do tendão do Calcâneo, além de avaliar também as respostas musculares. O intuito foi de verificar o que acontece no complexo músculo-tendíneo após alongamentos estáticos que levam ao aumento da ADM, a fim de esclarecer se acontecem alterações mecânicas que levam o mesmo a alcançar maiores níveis de flexibilidade.

Na revisão de literatura duas hipóteses surgiram como possibilidade a partir da análise de estudos agudos e crônicos, uma onde é necessário tempos longos de permanência de alongamento (≥ 5 min), e outra onde é possível com tempos menores, porém maiores que um minuto, sem intervalos, obter alteração na rigidez tendínea.

Na revisão sistemática com análise de estudos de uma única sessão de alongamento estático passivo (60s – 1215s) não foi verificada alteração de forma significativa da ADM, torque passivo, CIVM, rigidez da UMT, muscular e tendínea.

No estudo original o grupo de alongamento de 2 minutos, com frequência semanal de 3x durante 6 semanas, obteve aumento da ADM, junto com alteração da rigidez muscular, deslocamento da junção miotendínea e torque passivo, sem alteração na rigidez tendínea. O alongamento de 5 minutos de duração não mostrou resultados satisfatórios e os participantes desse grupo relataram desconforto em manter a posição por esse longo período, podendo o corpo ter se protegido com

uma reação de defesa e com isso a musculatura não alcançou níveis de relaxamento para se beneficiar com os efeitos do alongamento.

A partir dos três estudos realizados, concluímos que protocolos de alongamento estático de 2 minutos de permanência, sem intervalos, apresentam efeito positivo no aumento da ADM, poucas mudanças são identificadas nas propriedades mecânicas músculo-tendíneas após as intervenções. Observamos que a melhora da flexibilidade não está relacionada com a rigidez tendínea, sendo razoável a conclusão de que ocorre alteração na estrutura muscular.

As alterações encontradas – aumento da ADM, da rigidez muscular e da variação do torque passivo - se mantêm após o término da intervenção, ou seja, o indivíduo após a sessão do treinamento não regride nos ganhos, sendo essa uma informação de suma importância, principalmente em tratamentos fisioterapêuticos, onde após alcançado o ganho de ADM pode ocorrer o avanço no tratamento sem prejuízos na flexibilidade.

REFERÊNCIAS

- AQUINO, C.F.; FONSECA, S.T.; GONÇALVES, G.P.; SILVA, P.L.P.; OCARINO, J.M.; MANCINI, M.C. Stretching versus strength training in lengthened position in subjects with tight hamstring muscles: A randomized controlled trial. **Manual Therapy**, v.15, p.26–31, 2010.
- ARYA, S.; KULIG, K. Tendinopathy alters mechanical and material properties of the Achilles tendon. **Journal of Applied Physiology**, v.108, n.3, p. 670-675, 2010.
- BANDY, W.D.; IRION, J.M. The Effect of Time on Static Stretch on the Flexibility of the Hamstring Muscles. **Physical Therapy**, v.74, n.S, p.54-59, 1994.
- BUTLER, D.L.; GROOD, E.S.; NOYES, F.K.; ZERNICKE, R.F. Biomechanics of ligaments and tendons. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v.6, p.125-181, 1978.
- CHAN, S.P.; HONG, Y.; ROBINSON, P.D. Flexibility and passive resistance of the hamstrings of young adults using two different static stretching protocols. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v.11, n.2, p.81-86, 2001.
- COVERT, C.A.; ALEXANDER, M.P.; PETRONIS, J.J.; DAVIS, D.S. Comparison of ballistic and static stretching on hamstring muscle length using an equal stretching dose. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v.24, n.11, p.3008-3014, 2010.
- DAVIES, G.J. The Need for Critical Thinking in Rehabilitation. **Journal of Sports Rehabilitation**, v.4, p.1-22, 1995.

DAVIS, D.S.; ASHBY, P.E.; MCCAULE, K.L.; MCQUAIN, J.A.; WINE, J.M. The effectiveness of 3 stretching techniques on hamstring flexibility using consistent stretching parameters. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v.19, n.1, p.27-32, 2005.

FREITAS, S.R.; MENDES, B.; LE SANT, G.; ANDRADE, R.J.; NORDEZ, A.; MILANOVIC, Z. Can Chronic Stretching Change the Muscle-Tendon Mechanical Properties? A Review. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v.28, n.3, p.794-806, 2018.

FREITAS, S.R.; VAZ, J.R.; BRUNO, P.M.; ANDRADE, R.; MIL-HOMENS, P. Stretching effects: high-intensity & moderate duration vs. low-intensity & long-duration. **International Journal of Sports Medicine, Germany**, v.37, n.3, p.239-244, 2016.

GAJDOSIK, R.L. Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. **Clinical Biomechanics**, v.16, n.2, p.87-101, 2001.

KAY, A.D.; HUSBANDS-BEASLEY, J.; BLAZEVIČH, A.J. Effects of Contract–Relax, Static Stretching, and Isometric Contractions on Muscle–Tendon Mechanics. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v.47, n.10, p.2181-2190, 2015.

KISNER, C.; COLBY, L.A. **Exercícios Terapêuticos Fundamentos e Técnicas**. 4. Ed. São Paulo: Manole, 2005.

KNUDSON, D. The Biomechanics of Stretching. **Journal of Exercise Science & Physiotherapy**, v.2, p.3-12, 2006.

KONRAD, A.; TILP, M. Increased range of motion after static stretching is not due to changes in muscle and tendon structures. **Clinical Biomechanics**, v.29, n.6, p.636-642, 2014.

KUBO, K.; KANEHISA, H.; FUKUNAGA, T. Effect of stretching training on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. **Journal of Applied Physiology**, v.92, n.2, p.595-601, 2002a.

MAGNUSSON, S.P.; SIMONSEN, E.B.; AAGAARD, P.; KJAER, M. A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. **The Journal of Physiology**, v.497, n.2, p.291-298, 1996.

MAGNUSSON, S.P.; NARICI, M.V.; MAGANARIS, C.N.; KJAER, M. Human tendon behaviour and adaptation, *in vivo*. **The Journal of Physiology**, v.586, n.1, p.71-81, 2008.

MORSE, C.I.; DEGENS, H.; SEYNNES, O.R.; MAGANARIS, C.N.; JONES, D.A. The acute effect of stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit. **The Journal of Physiology**, v.586, n.1, p.97-106, 2008.

NAKAMURA, M.; IKEZOE, T.; TAKENO, Y.; ICHIHASHI, N. Acute and Prolonged Effect of Static Stretching on the Passive Stiffness of the Human Gastrocnemius Muscle Tendon Unit in Vivo. **Journal of Orthopaedic Research**, v.29, n.11, p.1759-1763, 2011.

NOJIRI, S.; IKEZOE, T.; NAKAO, S.; UMEHARA, J.; MOTOMURA, Y.; YAGI, M.; HIRONO, T.; ICHIHASHI, N. Effect of static stretching with different rest intervals on muscle stiffness **Journal of Biomechanics**, v.90, p.128-132, 2019.

SCHWELLNUS, M. Flexibility and Joint Range of Motion. In: **Rehabilitation of Sports Injuries: Scientific Basis**. Volume X of the encyclopaedia of sports medicine, eds. Walter R. Frontera: Blackwell Science, p.232-257, 2003.

SERPA, E.P.; VILELA JUNIOR, G.B.; MARCHETTI, P.H. Aspectos biomecânicos da unidade músculo tendínea sob efeito do alongamento. **Revista Centro de Pesquisas Avançadas em Qualidade de Vida**, v.6, n.1, 2014.

WITVROUW, E.; MAHIEU, N.; ROOSEN, P., MCNAIR P. The role of stretching in tendon injuries. **British Journal of Sports Medicine**, v.41, n.4, p.224-226, 2007.