

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

Mariana de Oliveira Borges

**Mudança nas propriedades passivas da unidade musculotendínea do tríceps
sural durante 10 minutos de alongamento estático passivo**

Porto Alegre

2018

Mariana de Oliveira Borges

**Mudança nas propriedades passivas da unidade musculotendínea do tríceps
sural durante 10 minutos de alongamento estático passivo**

Dissertação de Mestrado 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 Mestre em Ciências do
Movimento Humano

Orientadora: Prof.^a Dra. Cláudia Silveira Lima

Porto Alegre

2018

CIP - Catalogação na Publicação

Borges, Mariana de Oliveira

Mudança nas propriedades passivas da unidade musculotendínea do tríceps sural durante 10 minutos de alongamento estático passivo / Mariana de Oliveira Borges. -- 2018.

100 f.

Orientadora: Cláudia Silveira Lima.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Escola de Educação Física, Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, Porto Alegre, BR-RS, 2018.

1. Alongamento estático passivo. 2. Propriedades mecânicas passivas. I. Lima, Cláudia Silveira, orient. II. Título.

Mariana de Oliveira Borges

**Mudança nas propriedades passivas da unidade musculotendínea do tríceps
sural durante 10 minutos de alongamento estático passivo**

Conceito final:

Aprovado em dede.....

BANCA EXAMINADORA

Profa. Dra. Clarice Sperotto dos Santos Rocha – UFRGS

Prof. Dr. Marco Aurélio Vaz – UFRGS

Prof. Dr. Rodrigo Ribeiro de Oliveira – UFC

Orientador – Prof. Dra. Cláudia Silveira Lima - UFRGS

AGRADECIMENTOS

Agradeço, primeiramente e principalmente, aos meus pais, que sempre incentivaram e colocaram a minha educação em primeiro lugar. Com o apoio de vocês, pude também eu priorizar a minha formação até o presente momento. Obrigada por todo amor, de ontem, hoje e sempre: “O essencial é invisível aos olhos”.

Sou grata, também, à minha orientadora, Cláudia Silveira Lima, por me guiar por todo esse processo. Obrigada pela parceria de longa data e pelos ensinamentos transmitidos até hoje. Obrigada, também, às colegas de grupo Anelize Cini e Cassiele Felappi, que participaram de todas as fases dessa pesquisa. Juntas, e com o auxílio uma das outras, construímos um belo trabalho. Ainda, um agradecimento especial para os colegas do PPGCMH, Emmanuel Rocha e Francesca Sonda, pela disponibilidade e ajuda na coleta de dados, bem como à Prof.^a Rochelle Costa, pelo auxílio nos procedimentos estatísticos.

Agradeço aos governantes brasileiros que apoiam a educação de ensino superior pública, gratuita, universal e de qualidade. Àqueles que entendem a importância da pesquisa e da contribuição do saber científico para sociedade, bem como têm o conhecimento como direito e peça fundamental para a construção de um país mais justo e mais igualitário. Àqueles que nos representam de verdade, o meu muito obrigada. Sou grata, também, a esta Universidade, a qual vem me proporcionando educação de qualidade desde a época da graduação.

Por fim, obrigada ao meu namorado, Ítalo, pela paciência e companheirismo. A todos os meus amigos, pelos momentos de descontração e por acreditarem em mim. A toda a minha família, por estarem lá por mim.

RESUMO

BORGES, M. O. **Mudança nas propriedades passivas da unidade musculotendínea do tríceps sural durante 10 minutos de alongamento estático passivo.** [Dissertação]. Porto Alegre: Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança da UFRGS.

Introdução: os estudos sobre flexibilidade vêm tentando compreender quais propriedades explicam o aumento da amplitude de movimento (ADM), além do aumento de extensibilidade muscular. Propriedades mecânicas passivas de outros tipos de tecido, como o tendão, vêm sendo avaliadas, para entender a sua interferência no aumento da ADM. **Desenho do estudo:** o estudo foi do tipo ensaio clínico randomizado. **Objetivos:** analisar, minuto a minuto, o deslocamento da junção miotendínea (JMT) do músculo gastrocnêmio medial com o tendão do calcâneo e o torque passivo durante uma sessão de 10 minutos de alongamento estático passivo de flexores plantares, e analisar a mudança destas e de outras propriedades passivas mecânicas da unidade músculo-tendínea (UMT) do tríceps sural antes e após essa intervenção, verificando se estas mudanças perduram após 15, 30, 45 e 60 minutos após o protocolo de alongamento. **Métodos:** 30 participantes saudáveis foram divididos em grupo controle, o qual permaneceu em repouso, e experimental, o qual realizou uma sessão de 10 minutos de alongamento estático passivo no dinamômetro isocinético. Os participantes realizaram os testes de ADM, torque passivo, deslocamento da JMT e histerese antes e após a intervenção (0, 15, 30, 45 e 60 minutos). A partir dessas variáveis, foram calculadas as medidas de rigidez tendínea, muscular e da UMT. **Resultados:** Cinco participantes não permaneceram relaxados durante os testes e foram excluídos após análise dos dados eletromiográficos. 25 participantes foram incluídos na análise. Os resultados foram divididos em dois estudos diferentes. No primeiro estudo, apenas os 12 participantes do grupo experimental foram incluídos e, ao longo da intervenção, foi encontrada uma redução significativa do torque passivo, com a principal diferença ocorrendo nos minutos cinco e sete. No segundo estudo, foram comparados os indivíduos do grupo controle (n=13) e do grupo experimental (n=12), com um período de *follow up* de 60 minutos após a intervenção. A ADM aumentou e permaneceu aumentada até uma hora após a intervenção em ambos os grupos. As variáveis de deslocamento da JMT, rigidez muscular e histerese aumentaram em alguns momentos ao longo do tempo, sem diferença entre os grupos. A rigidez tendínea não apresentou diferença nem para grupo e nem para tempo. As variáveis de torque passivo e rigidez da UMT apresentaram uma interação significativa entre grupo e tempo, com uma redução das duas ao longo do tempo no grupo experimental. **Conclusões:** há uma redução de torque passivo ao longo de uma sessão de alongamento estático de 10 minutos dos flexores plantares de tornozelo, e fazer parte do grupo experimental influenciou no comportamento do torque passivo e da rigidez da UMT, levando a uma maior redução das mesmas para o grupo que realizou o alongamento. A ADM aumentou e permaneceu aumentada até uma hora após a intervenção.

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

ABSTRACT

BORGES, M. O. **Time course changes in passive properties of triceps surae muscle-tendon unit during 10-minute passive static stretching.** [Dissertation]. Porto Alegre: Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança da UFRGS.

Background: studies on flexibility have attempted to understand which properties explain increased range of motion (ROM), in addition to increased muscle extensibility. Mechanical and passive properties of other types of tissue, such tendon tissue, have been evaluated in order to understand their interference in increased ROM. **Study Design:** randomized clinical trial. **Objectives:** to analyze, minute by minute, myotendinous junction (MTJ) displacement of the medial gastrocnemius muscle with Achilles tendon and passive torque during a 10-minute passive static stretching of the ankle plantar flexors. To analyze, also, the time course change of these and other muscle-tendon unit (MTU) mechanical properties of the triceps surae before and after the intervention, verifying if the changes persist after 15, 30, 45 and 60 minutes after the stretching protocol. **Methods:** 30 healthy participants were divided into a control group, which remained at rest, and an experimental group, which performed a 10-minute passive static stretching on the isokinetic dynamometer. Participants performed tests of ROM, passive torque, MTJ displacement and hysteresis before and after the intervention (0, 15, 30, 45 and 60 minutes). From these variables, the measures of tendinous, muscular and MTU stiffness were calculated. **Results:** Five participants did not remain relaxed during the test and were excluded after electromyographic data analysis. 25 participants were included in the analysis. Results were divided into two different studies. In the first one, only 12 participants of experimental group were included and during the intervention, a significant reduction of the passive torque was found, with the main difference occurring in minutes five and seven. In the second study, individuals from control group (n=13) and experimental group (n=12) were compared, with a 60 minute follow-up period after the intervention. ADM increased and remained increased up to one hour after the intervention. The variables of MTJ displacement, muscular stiffness and hysteresis increased at some moments over time, with no difference between the groups. The tendinous stiffness showed no difference neither for group nor for time. The variables of passive torque and MTU stiffness showed a significant interaction between group and time, with a reduction of the two over time in the experimental group. **Conclusions:** passive torque decreased throughout a 10-minute passive static stretching of the ankle plantar flexors, and being part of the experimental group influenced the behavior of the passive torque and the MTU stiffness, leading to a greater reduction of the same for the group who performed the stretching.

Key-words: Achilles Tendon; Muscle Stretching Exercise; Ultrasonography

LISTA DE EQUAÇÕES

Equação 1. Cálculo da histerese	43
Equação 2. Cálculo da rigidez muscular, onde Δ significa variação do torque passivo de zero até a ADM máximo	44
Equação 3. Cálculo da rigidez tendínea, onde Δ significa variação do torque passivo de zero até a ADM máxima	44
Equação 4. Cálculo do deslocamento do tendão no ângulo máxima	44
Equação 5. Cálculo do deslocamento da UMT	44

LISTA DE FIGURAS

CAPÍTULO 2

- FIGURA 1 - Posicionamento do participante no dinamômetro isocinético para as avaliações e intervenção 39
- FIGURA 2 - Posicionamento do transdutor do ultrassom na perna do participante durante a realização do alongamento e dos testes de avaliação 41
- FIGURA 3 - Média e desvio padrão do torque passivo (TP) ao longo dos 10 minutos de alongamento. ^a diferença significativa do momento pré; ^b diferença significativa do minuto 1; ^c diferença significativa do minuto 2; ^d diferença significativa do minuto 3; ^e diferença significativa do minuto 4..... 48
- FIGURA 4 - Média e desvio-padrão do deslocamento da junção miotendínea (DJMT) ao longo dos 10 minutos de alongamento. 49

CAPÍTULO 3

- FIGURA 1 - Imagens do ultrassom na amplitude movimento (ADM) inicial de 0° e ADM final de dorsiflexão. A cruz amarela demonstra a localização da junção miotendínea (JMT), a linha verde vertical o marcador de reflexão acústica e a linha verde horizontal a distância entre o marcador e a JMT..... 73
- FIGURA 2 - Fluxograma demonstrando o recrutamento, alocação e exclusão dos participantes. 77

LISTA DE TABELAS

CAPÍTULO 1

Tabela 1 - Caracterização dos estudos sobre o efeito agudo do alongamento nas propriedades passivas mecânicas da UMT..... 22

CAPÍTULO 2

Tabela 1 - Variáveis de caracterização da amostra, apresentadas em média (\pm DP) ou frequência absoluta. 46

Tabela 2 - Resultados em média e desvio padrão e tamanho de efeito (d de Cohen) das variáveis ADM, torque passivo, DJMT, rigidez da UMT, rigidez muscular, rigidez tendínea e histerese..... 47

CAPÍTULO 3

Tabela 1 - Variáveis de caracterização da amostra, apresentadas em média (DP) ou frequência absoluta. 76

Tabela 2 - Valores de média (desvio padrão) das variáveis ADM, torque passivo, deslocamento da JMT, rigidez da UMT, rigidez muscular, rigidez tendínea e histerese dos grupos controle e experimental, bem como tamanho de efeito expresso em d de Cohen com um intervalo de confiança de 95% dos momentos pós 0, pós 15, pós 30, pós 45 e pós 60 em relação ao momento pré 80

LISTA DE SIGLAS

ADM – Amplitude de Movimento

AE – Alongamento estático

AST – Área de secção transversa

CIVM – Contração isométrica voluntária máxima

DJMT – Deslocamento da junção miotendínea

EMG – Eletromiografia

FNP - Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva

GC – Grupo controle

GE – Grupo experimental

IMC – Índice de massa corporal

IPAQ – *International Physical Activity Questionnaire*

JMT – Junção miotendínea

RMS – *Root Mean Square*

TP – Torque passivo

UMT – Unidade músculo-tendínea

SUMÁRIO

APRESENTAÇÃO.....	13
CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO GERAL	15
1.1 INTRODUÇÃO	15
1.2 OBJETIVOS.....	17
1.2.1 Geral:	17
1.2.2 Específicos:.....	17
1.3 REVISÃO DE LITERATURA	18
1.3.1 Propriedades morfológicas e mecânicas do tendão	18
1.3.2 Flexibilidade	20
1.3.3 Influência do alongamento nas propriedades passivas mecânicas da UMT	21
CAPÍTULO 2	32
Resumo.....	32
Abstract.....	33
1. INTRODUÇÃO	34
2. MÉTODOS	37
2.1. Amostra.....	37
2.2. Desenho experimental	38
2.3. Procedimentos	38
2.4. Análise estatística	45
3. RESULTADOS	45
3.1 Torque passivo	47
3.2 Deslocamento da JMT	48
3.3 ADM.....	49
3.4 Histerese.....	49
3.5 Rigidez da UMT, rigidez muscular e rigidez tendínea	49
4. DISCUSSÃO	50
5. CONCLUSÃO.....	57
REFERÊNCIAS.....	59
CAPÍTULO 3	64
Resumo.....	64

Abstract.....	65
1. INTRODUÇÃO	66
2. MÉTODOS	69
2.1. Amostra.....	69
2.2. Desenho experimental	70
2.3. Procedimentos	71
2.4. Análise estatística	75
3. RESULTADOS	76
3.1 ADM.....	78
3.2 Torque passivo	78
3.3 Deslocamento da JMT	78
3.4 Histerese.....	78
3.5 Rigidez da UMT, rigidez muscular e rigidez tendínea	78
4. DISCUSSÃO	83
5. CONCLUSÃO.....	87
REFERÊNCIAS.....	88
CAPÍTULO 4 - CONCLUSÃO.....	93
4.1 CONSIDERAÇÕES FINAIS	93
4.2 PERSPECTIVAS.....	93
REFERÊNCIAS.....	94

APRESENTAÇÃO

Essa dissertação de mestrado surgiu com o propósito de investigar se tempos maiores de duração de alongamento estático em relação aos tempos normalmente estudados seriam capazes de influenciar as propriedades do tecido conectivo, mais especificamente as propriedades mecânicas passivas do tendão. Uma vez que na literatura já se tem informações da eficácia do alongamento para o ganho de amplitude de movimento, no entanto, não são encontradas mudanças expressivas no tecido muscular que justifiquem esse aumento. Assim, passou a ser investigado o efeito do alongamento em outras estruturas que envolvem o tecido conectivo, como ligamento, cápsula articular e tecido tendíneo. Na área da Fisioterapia, este é um conhecimento muito importante uma vez que se sabe que a restrição de flexibilidade e amplitude gerada por certas patologias pode ter origem em nível articular e não muscular. Portanto, essa dissertação vem a contribuir para essa área ao se propor a estudar qual o efeito de uma única sessão de alongamento estático de longa duração nas propriedades mecânicas passivas do tendão do Calcâneo em adultos jovens saudáveis. Dependendo dos resultados encontrados, o presente estudo pode marcar a importância de se desenvolver novas pesquisas na área.

O Capítulo 1 compreende uma introdução geral ao tema, os objetivos gerais e específicos do estudo e uma breve revisão narrativa de literatura sobre o tema. A revisão aborda as propriedades mecânicas e morfológicas do tendão, conceitos sobre flexibilidade, amplitude de movimento e alongamento, e também o que já se sabe sobre a influência do alongamento nas propriedades mecânicas passivas da unidade músculo-tendínea.

Os Capítulos 2 e 3 compreendem dois artigos originais que apresentam os resultados da coleta de dados. Um trata sobre as mudanças nas propriedades mecânicas do tendão do Calcâneo, minuto a minuto, durante o alongamento, e o outro trata do acompanhamento dessas mudanças ao longo de 60 minutos após a intervenção.

No Capítulo 2, é apresentado o estudo original que demonstra a mudança das propriedades mecânicas do tendão do Calcâneo avaliadas ao longo de 10 minutos de alongamento, bem como a comparação dos momentos pré e após essa

intervenção. Este artigo será submetido ao periódico *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*.

No Capítulo 3, é apresentado o segundo estudo original que teve como objetivo comparar o efeito agudo de uma única sessão de alongamento estático com duração de 10 minutos, nas propriedades mecânicas do tendão do Calcâneo entre um grupo experimental, que realizou a intervenção, e um grupo controle, que permaneceu em repouso, e o tempo de permanência das mesmas ao longo de 60 minutos após terminada a intervenção. Este artigo será submetido ao periódico *Clinical Biomechanics*.

O Capítulo 4 contém as considerações finais e principais contribuições dessa dissertação de mestrado, bem como as limitações da pesquisa e perspectivas para futuros estudos na área.

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO GERAL

1.1 INTRODUÇÃO

A flexibilidade é definida por Micheo, Baerga e Miranda (2012) como a amplitude de movimento (ADM) de uma articulação ou um grupo de articulações, sendo influenciada, principalmente, por músculos, ossos, tendões e pela unidade músculo-tendínea (UMT). Esta valência física se relaciona com a rigidez e a tensão proporcionadas por componentes passivos, como as propriedades viscoelásticas do tecido conectivo, e componentes dinâmicos, fornecidos pela atividade neural reflexa do músculo (MICHEO; BAERGA; MIRANDA, 2012).

O alongamento é a modalidade de treino utilizada para aumentar a ADM e, na literatura, encontram-se muitos estudos que se preocupam em investigar os efeitos do alongamento, tanto agudo como cronicamente, nos componentes dinâmicos do músculo e seu resultado direto na medida da ADM (KIMOTO *et al.*, 2015; MARQUES *et al.*, 2009; NELSON; BANDY, 2004; PINEDA; CRUZ; PALMER, 2017).

No entanto, o alongamento muitas vezes não é efetivo em aumentar a ADM em situações da prática clínica cujas restrições de movimento não estão presentes no músculo, e sim em outras estruturas, como no tendão ou alguma estrutura articular, como o ligamento e a cápsula articular. Estas estruturas são compostas predominantemente de tecido conectivo, o qual é formado por colágeno e elastina, componentes os quais determinam o comportamento da UMT como um material viscoelástico (SCHWELLNUS, 2003).

Está bem ilustrada na literatura a eficácia de diversos tipos de alongamento, como estático e dinâmico, para o aumento da ADM (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 (BANDY; IRION; BRIGGLER, 1997; OGURA *et al.*, 2007). Contudo, são raros os estudos que se concentram nas mudanças na UMT após o alongamento, e se o tecido conectivo presente nesta estrutura poderia responder de maneira diferente dos componentes dinâmicos. Pouco se sabe se haveria necessidade de mudar algum parâmetro do treino de alongamento para provocar alterações neste tipo de tecido.

A literatura tem demonstrado que em tempos menores do que 5 minutos de AE, não há mudanças em parâmetros da UMT, como a rigidez tendínea. Os estudos que não encontraram tais mudanças utilizaram protocolos de quatro séries de 15 segundos (KAY; HUSBANDS-BEASLEY; BLAZEVIK, 2015), uma série de 30 segundos (KONRAD; STAFILIDIS; TILP, 2017), três séries de um minuto (KAY; BLAZEVIK, 2009), cinco séries de 30 segundos (PARK *et al.*, 2011) e cinco séries de um minuto (MIZUNO; MATSUMOTO; UMEMURA, 2013b; MORSE *et al.*, 2008). Todos eles utilizaram tempos intervalados, nos quais o repouso poderia interferir nas possíveis alterações que um alongamento mantido sem pausas seria capaz de gerar.

Kubo *et al.* (2001) analisaram o efeito de uma única sessão de AE, com a duração de 10 minutos, nas propriedades viscoelásticas do tendão do músculo gastrocnêmio medial, concluindo que tal alongamento produziu o aumento da elasticidade e diminuição da viscosidade deste tendão. No estudo de Nakamura *et al.* (2013), o torque passivo foi significativamente menor e o deslocamento da junção miotendínea (JMT) significativamente maior após o alongamento de cinco minutos corridos. Segundo os autores, tais variáveis são importantes, uma vez que o torque passivo é um indicador da resistência da UMT e o deslocamento da JMT prevê a extensibilidade muscular. Este foi o único estudo encontrado que analisou as mudanças das propriedades mecânicas passivas ao longo do alongamento, minuto a minuto. Os autores concluíram que o quinto minuto é significativamente diferente do segundo minuto, que por sua vez é diferente do momento pré-intervenção.

Além disso, poucos estudos se preocuparam em saber por quanto tempo duraram as mudanças provocadas pelo alongamento após cessado o protocolo utilizado (MIZUNO; MATSUMOTO; UMEMURA, 2013a; MIZUNO; MATSUMOTO; UMEMURA, 2013b; NAKAMURA *et al.*, 2011; RYAN *et al.*, 2008), sendo que o tempo de maior duração encontrado na literatura foi de 30 minutos de valores aumentados de ADM (MIZUNO; MATSUMOTO; UMEMURA, 2013b). O conhecimento de estratégias adequadas para o aumento da ADM, principalmente nos casos onde os tecidos conectivos são os principais limitadores articulares, permitirá uma recuperação mais rápida e efetiva da flexibilidade, gerando ganhos funcionais ao paciente.

Dessa forma, a presente dissertação de mestrado pretende contribuir com informações das mudanças nas propriedades passivas mecânicas da unidade músculo-tendínea do músculo tríceps sural.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Geral:

- Analisar a mudança nas propriedades passivas mecânicas da unidade músculo-tendínea do tríceps sural minuto a minuto, ao longo de 10 minutos de alongamento estático passivo, e verificar se tais mudanças perduram após 15, 30, 45 e 60 minutos após o protocolo de alongamento.

1.2.2 Específicos:

- Analisar as variáveis deslocamento da JMT do músculo gastrocnêmio medial com o tendão do Calcâneo, torque passivo, histerese e flexibilidade de tornozelo nos momentos pré e após 10 minutos de intervenção no grupo experimental e pré e após 10 minutos de repouso no grupo controle.

- Analisar as variáveis deslocamento da JMT do músculo gastrocnêmio medial com o tendão do Calcâneo e torque passivo durante os 10 minutos de alongamento, minuto a minuto, no grupo experimental.

- Calcular os valores de rigidez da UMT, muscular e tendínea a partir das variáveis de torque passivo e deslocamento da JMT nos tempos pré e após 10 minutos de intervenção no grupo experimental e pré e após 10 minutos de repouso no grupo controle.

- Analisar o comportamento das variáveis (flexibilidade, deslocamento da JMT, torque passivo, histerese e rigidez da UMT, rigidez muscular e rigidez tendínea) no grupo experimental e no grupo controle após 0, 15, 30, 45 e 60 minutos do período de alongamento e do período de repouso, respectivamente.

- Comparar os resultados das variáveis analisadas (deslocamento da JMT, torque passivo, histerese, flexibilidade, rigidez da UMT, muscular e tendínea) entre os grupos (experimental x controle) e intra grupos [pré x pós (0 x 15 x 30 x 45 x 60 minutos)].

1.3 REVISÃO DE LITERATURA

1.3.1 Propriedades morfológicas e mecânicas do tendão

Tendões são estruturas anatômicas situadas entre o músculo e o osso, os quais têm a função de transmitir a carga mecânica muscular para o osso e, dessa maneira, tornar o movimento articular possível. O tamanho e tipo de fixação de cada tendão dependem da função principal que seu determinado músculo desempenha (KANNUS, 2000).

O tendão é formado principalmente por colágeno e elastina, os quais estão incorporados em uma matriz extracelular composta por proteoglicanos e água, e seu tecido é produzido por tenoblastos e tenócitos. A fibra de colágeno forma a unidade básica do tendão. Esta, por sua vez, é envolvida por uma camada de tecido conectivo, que faz com que as fibras se liguem e formem a estrutura tendínea. Essa estrutura é complexa, uma vez que as fibrilas que compõe cada fibra tendínea possuem uma estrutura tridimensional, com orientações longitudinal, transversal e horizontal. Essa organização se dá de modo que seja possível ao tendão transmitir forças para o osso que ocorrem em diferentes direções (rotacionais, longitudinais e transversais) (KANNUS, 2000).

O colágeno é a principal proteína do tendão, e forma a estrutura mecânica básica de sustentação do sistema musculoesquelético. As propriedades mecânicas do tendão estão diretamente relacionadas com os componentes que o formam e como eles são organizados. O principal tipo de colágeno presente no tendão é o de tipo I, mas o mesmo também contém colágeno dos tipos III e V, em quantidades menores (SILVER; FREEMAN; SEEHRA, 2003). O colágeno tipo I é o tipo de colágeno mais comum presente no corpo e ele confere uma grande força de resistência mecânica ao sistema musculoesquelético uma vez que sua função principal é resistir a tensões (LIU *et al.*, 1995).

O tendão não se comporta como um material inextensível, mas sim como se fosse uma “mola biológica” que pode se alongar de maneira elástica, armazenando e liberando energia durante a locomoção, e regulando o desempenho mecânico muscular (MAGANARIS; PAUL, 1999). Os tecidos tendíneos são formados pelo tendão propriamente dito e pela aponeurose, a qual é considerada como um tendão interno. Essas estruturas formam o componente elástico do músculo esquelético e,

por possuírem essa característica elástica, se deformam quando o músculo produz força (MURAMATSU *et al.*, 2001). Segundo Kubo, Kanehisa e Fukunaga (2002a), as estruturas tendíneas se comportam como estruturas viscoelásticas não-lineares.

Quando se fala em propriedades mecânicas do tendão, encontram-se na literatura estudos que analisam a plasticidade e a tensão desse tecido conectivo fibroso. É muito comum o uso do tendão do Calcâneo para tais estudos. Tal tendão é um dos tendões mais fortes do corpo humano e sua alta suscetibilidade a cargas e estresses durante a locomoção fazem com que seja, também, um dos tendões mais lesionados (ARYA; KULIG, 2010). Apesar disso, é descrito como um tendão bastante complacente, uma vez que sofre mudanças significativas de comprimento durante atividades funcionais (OBST; BARRETT; NEWSHAM-WEST, 2013).

Muramatsu *et al.* (2001) afirmam que o tecido tendinoso do músculo gastrocnêmio medial é alongado homoganeamente por toda sua extensão durante a contração muscular, uma vez que ambos os tecidos do tendão do Calcâneo e da aponeurose do músculo se tensionam substancial e similarmente. Outro estudo (ARAMPATZIS *et al.*, 2007) analisou as propriedades mecânicas do tendão do Calcâneo através de sua relação força-deformação em atividades esportivas de diferentes intensidades. Os autores acharam que as propriedades mecânicas deste tendão não apresentam uma resposta gradual à intensidade da atividade. Dessa maneira, para desencadear efeitos de adaptação adicionais, a amplitude e a frequência da tensão aplicada devem exceder um dado limiar. Os autores afirmam, ainda, que as rigidezes do tendão do Calcâneo e da aponeurose se correlacionam significativamente com a força máxima do tendão, o que indica que sujeitos com mais força muscular possivelmente tem uma margem de tolerância à carga mecânica no tendão maior.

Uma revisão sistemática analisou o efeito imediato do exercício nas propriedades morfológicas e mecânicas do tendão do calcâneo. Foram encontradas evidências de que uma redução do diâmetro anteroposterior ocorre após exercício dinâmico de tornozelo, especialmente após contrações excêntricas. Há evidência, ainda, de que contrações isométricas máximas e alongamento estático prolongado diminuem imediatamente a rigidez do tendão, bem como diminui a histerese, no caso apenas do alongamento estático (OBST; BARRETT; NEWSHAM-WEST, 2013), o que demonstra que o alongamento estático é capaz de alterar algumas

propriedades do tendão. A histerese é uma propriedade do tendão e descreve a energia dissipada devido à viscosidade do material (FINNI *et al.*, 2013)

1.3.2 Flexibilidade

Os termos “comprimento de unidade músculo-tendínea”, “amplitude de movimento articular” e “flexibilidade da unidade musculo-tendínea” frequentemente são utilizados para descrever uma mesma definição de flexibilidade (MICHEO; BAERGA; MIRANDA, 2012). A flexibilidade pode ser definida como a capacidade de mover uma articulação por toda a amplitude de movimento necessária para uma determinada atividade (ANDERSEN, 2006). É uma propriedade intrínseca dos tecidos corporais que depende da viscoelasticidade dos músculos, ligamentos e outros tecidos conectivos (THACKER *et al.*, 2004). Davis *et al.* (2005) afirmam que a flexibilidade é um importante aspecto da função humana normal, uma vez que uma flexibilidade limitada tem sido caracterizada como um fator de predisposição para diversas lesões musculoesqueléticas e poderia afetar significativamente o nível de função de uma pessoa.

Os fatores determinantes sobre a flexibilidade são a idade, gênero, genética, estrutura articular, nível de aptidão física e o quanto uma determinada atividade demanda de mobilidade (ANDERSEN, 2006). Segundo Page (2012), existem basicamente duas entidades anatômicas que podem restringir a ADM: o músculo e a articulação. As restrições articulares incluem a geometria e congruência articular, bem como as estruturas capsulares e ligamentares que envolvem a articulação. As restrições musculares provêm das tensões ativas e passivas. A tensão passiva depende de propriedades estruturais do músculo e da fáscia e também das propriedades viscoelásticas da UMT. Já a tensão ativa resulta de propriedades neuroreflexivas do músculo, especialmente da inervação periférica do neurônio motor alfa e da ativação reflexiva do neurônio motor gama (PAGE, 2012).

Segundo as recomendações do Colégio Americano de Medicina do Esporte sobre a prescrição de exercícios para adultos jovens aparentemente saudáveis (GARBER *et al.*, 2011), os tipos de exercícios que podem aumentar a flexibilidade são o alongamento balístico, dinâmico, estático e por facilitação neuromuscular proprioceptiva (FNP). É recomendada, para o treino de flexibilidade, a realização de alongamento de duas a três vezes por semana, até que ocorra uma sensação de

aperto ou leve desconforto, com duração de 10 a 60 segundos para o AE, de duas a quatro séries, com o músculo previamente aquecido.

1.3.3 Influência do alongamento nas propriedades passivas mecânicas da UMT

A flexibilidade está diretamente relacionada à tensão na UMT, que, por sua vez, é formada por componentes ativos, como a atividade reflexa do músculo gerada pelo Órgão Tendinoso de Golgi e pelo Fuso Muscular, e passivos, relacionados com o tecido conectivo e suas propriedades viscosas e elásticas.

O tecido conectivo do tendão se comporta como um material viscoelástico quando submetido a forças de tração. O conceito de elasticidade abrange os conceitos de extensibilidade, que é a capacidade da UMT de se alongar, e de rigidez, que é a razão entre a alteração na tensão e a mudança no comprimento (deformação do tecido). Materiais viscoelásticos ainda possuem propriedades que são afetadas pela imposição de cargas externas, como, por exemplo, exercícios de alongamento ou contração muscular, fazendo uma analogia com o corpo humano (SCHWELLNUS, 2003).

O alongamento pode atuar de forma diferenciada nos componentes passivos e tem sido estudada abordando a sua influência nas propriedades passivas mecânicas da UMT. Estudos que avaliam estas propriedades são apresentados na Tabela 1.

Tabela 1. Caracterização dos estudos sobre o efeito agudo do alongamento nas propriedades passivas mecânicas da UMT

ESTUDO	TIPO DE ALONGAMENTO	PARTICIPANTES	PROTOCOLO ALONGAMENTO	DESFECHOS AVALIADOS	RESULTADOS
Aballaneda, Guissard e Duchateau, 2009	Estático	16 H e M	20s a cada 10° de flexão dorsal (-10°, 0°, 10°, 20° e 30°) Sujeito em prono Tríceps sural	- ADM - Torque passivo - CVM (0°) - Deslocamento da aponeurose - Comprimento da UMT - Estimativa de aumento do comprimento do tendão - Rigidez passiva	- ↑Torque passivo
Burgess, Graham-Smith e Pearson, 2009	Estático	35 H e M	5 min Sujeito sentado no dinamômetro Tríceps sural	- AST - Rigidez tendínea - Módulo de Young - Histerese - Braço de momento - Comprimento do tendão	- ↓ rigidez tendínea, módulo de Young e histerese - Sem ≠ p/ comprimento do tendão e AST
Cabido <i>et al.</i> , 2014	Estático (ângulo-constante) Estático (torque-constante)	23 H Sedentários	4x30s Isquiotibiais	- ADM - Rigidez passiva - ADM correspondente à primeira sensação de desconforto no alongamento	- ↑ADM p/ ambos os grupos (TC>AC) - ↓ rigidez p/ ambos os grupos (TC>AC)
Chiu <i>et al.</i> , 2016	Estático	20 H e M	5 min Sujeito em pé em uma prancha inclinada a 30° e tronco inclinado até a perna se alinhar verticalmente Tríceps sural	- Rigidez tendínea (avaliação longitudinal – SWE) - Espessura e AST do tendão (avaliação transversal – Bmode)	- Sem ≠ p/ espessura e AST - ↑ rigidez tendínea (pré x pós)
Herda <i>et al.</i> , 2011	Estático (ângulo-constante) Estático (torque-constante)	17 H Moderadamente ativos recreacionalment e	16x 30s (8min total) Sujeito sentado no dinamômetro Isquiotibiais	- Rigidez da UMT - Pico de torque - EMG - ADM passivo - Torque passivo (TP)	- Sem ≠ p/ EMG - Pico de torque decaiu em ambos os grupos - ↑ADM e ↓TP em ambos os grupos

					- ↓Rigidez da UMT apenas no grupo torque constante
Herda <i>et al.</i> , 2013	Dinâmico	14 H	4x 30s Sujeitos sentados no dinamômetro Isquiotibiais	- CIVM - ADM - Rigidez passiva da UMT - Torque passivo	- ↑ADM - ↓TP e rigidez da UMT - ↓CIVM
Herda <i>et al.</i> , 2014	Estático (ângulo-constante) Estático (torque-constante)	11 H	16x 30s Isquiotibiais	- ADM - Torque passivo - Rigidez da UMT	- ↑ADM - ↓ rigidez UMT - ↓ TP
Hirata <i>et al.</i> , 2016	Estático	12 H e M	5 min Sujeito em prono no dinamômetro Tríceps sural	- Shear modulus do tríceps sural e TA	- ↓ Shear modulus → ↓ rigidez muscular passiva
Hoge <i>et al.</i> , 2010	Torque-constante passivo	32 H e M Atletas recreacionais e pessoas ativas	9x 135s (10s intervalo entre séries) Sujeito sentado no dinamômetro Tríceps sural	- Tolerância ao alongamento - Rigidez da UMT - ADM	- Sem ≠ na rigidez da UMT (pré x pós)
Kay e Blazeovich, 2009	Estático	15 H e M	3x 1 min (60s intervalo) Sujeito sentado no dinamômetro com joelho estendido Tríceps sural	- Momento passivo e ativo - EMG - Velocidade de movimento - Rigidez tendínea e muscular *Imediatamente pós e 30 min após	- Sem ≠ na rigidez tendínea - ↓ Torque passivo e rigidez muscular
Kay, Husbands-Beasley e Blazeovich, 2015	Estático FNP	17 H e M	AE: 4x 15s (15s intervalo) FNP: 4X (10s AE + 5s contração isométrica) Sujeito sentado no dinamômetro com joelho estendido Tríceps sural	- TP - CIVM (em rampa) - Tolerância ao alongamento - ADM - Rigidez UMT - Rigidez tendínea - Rigidez muscular	- ↑ ADM para ambos os grupos - Sem ≠ p/ tolerância ao alongamento - ↓ rigidez da UMT para ambos os grupos - ↓ rigidez tendínea no grupo FNP - Sem ≠ rigidez tendínea no AE - ↓ Rigidez muscular para ambos os grupos
Kay, Dods e	FNP	14 H e M	FNP: contrai-relaxa 4x (10s	- TP	- ↑ ADM e tolerância ao

Blazevich, 2016	FNP-Modificado		AE + 5s contração isométrica em rampa) FNP-M: contra na PA-relaxa 4x (10s AE + 5s contração isométrica em rampa na posição anatômica) Tríceps sural	- CIVM (em rampa) - Tolerância ao alongamento - ADM - Rigidez UMT - Rigidez tendínea - Rigidez muscular	alongamento para ambos os grupos - ↓ Rigidez tendínea, muscular e da UMT
Konrad, Stafilidis e Tilp, 2017	Estático Balístico FNP	122 H e M Policiais cadetes	Dinamômetro, 4 séries com intervalo de 20s AE: 30s B: movimento dinâmico nos últimos 5° FNP: CRAC Tríceps sural	- ADM - Arquitetura - TP - Rigidez UMT - Rigidez muscular - Rigidez tendínea	- ↑ ADM para todos os grupos - ↓ TP, rigidez muscular e rigidez da UMT em todos os grupos - Sem ≠ rigidez tendínea
Konrad, Budini e Tilp, 2017	Estático (ângulo-constante) Estático (torque-constante)	17 H e M	4x30s Sujeito sentado no dinamômetro AC: 95% da ADM TC: 95% da ADM, aumenta ADM pra manter torque inicial Tríceps sural	-ADM -TP -CIVM -Rigidez UMT -Rigidez muscular -Rigidez ativa e passiva do tendão	- ↑ ADM para ambos os grupos - ↓ TP para ambos os grupos - ↓Rigidez UMT e rigidez muscular
Kubo <i>et al.</i> , 2001	Estático	7 H Recreacionalment e ativos	10 min Sujeito em prono no dinamômetro, 35° de flexão dorsal Tríceps sural	- Torque CIVM - Alongamento de estruturas tendíneas: - deformação - rigidez tendínea -histerese	- ↓ rigidez tendínea e histerese - ↑ deformação
Kubo, Kanehisa e Fukunaga 2002c	Estático	8 H Recreacionalment e ativos	5 min Sujeito em prono no dinamômetro, 35° de flexão dorsal Tríceps sural	- CVM - Rigidez tendínea - Histerese	- ↓ Rigidez tendínea - ↓ Histerese
Mizuno, Matsumoto e Umemura, 2013 a	Estático	11 H Recreacionalment e ativos	5x 1min Máxima dorsiflexão no dinamômetro Tríceps sural	- DJMT - TP - ADM - EMG	- ↑ ADM e TPfinal - ↓ rigidezUMT e TPsubmáximo - ↑ DJMT

				- Rigidez UMT *Medidas 0, 5, 10 e 15 após	
Mizuno, Matsumoto e Umemura, 2013 b	Estático	11 H Recreacionalment e ativos	5x 1min Máxima dorsiflexão no dinamômetro Tríceps sural	- DJMT - TP - ADM - Rigidez da UMT - Rigidez tendínea - Rigidez muscular * Medidas 0, 15, 30, 60 e 90 após	- ↑ ADM e TPfinal - ↓ rigidez UMT e TPsubmáximo - Sem ≠ p/ DJMT e rigidez tendínea
Mizuno, 2016	Dinâmico	15 H e M	1, 4 e 7 séries de um alongamento dinâmico que envolvia 15 movimentos de dorsi-plantiflexão Tríceps sural	- ADM - Rigidez da UMT - DJMT - TP	- ↑ ADM nos grupos AD4 e AD7 - Sem ≠ para TP, DJMT e rigidez UMT
Mizuno e Umemura, 2016	Dinâmico	12 H e M	4x 30s de movimentos de dorsi-plantiflexão Tríceps sural	- ADM - Rigidez da UMT - DJMT - TP	- ↑ ADM - Sem ≠ para TP, DJMT e rigidez UMT
Morse <i>et al.</i> , 2008	Estático	8 H Recreacionalment e ativos	5x 1min Máxima dorsiflexão no dinamômetro na posição prona Tríceps sural	- ADM - DJMT - Alongamento da UMT - Alongamento do tendão - TP	- ↑ ADM - ↑ DJMT - Sem ≠ alargamento do tendão estimado - ↓ TP - ↓ rigidez muscular
Nakamura <i>et al.</i> , 2011	Estático	15 H	5x 1min Máxima dorsiflexão no dinamômetro na posição prona Tríceps sural	- TP - Rigidez UMT - Rigidez muscular - Rigidez tendínea *0min e 10 min pós	- ↓Rigidez muscular e da UMT (0 e 10min) - ↑ Rigidez tendínea (0min)
Nakamura <i>et al.</i> , 2013	Estático	20 H	5 min Sujeito em prono no dinamômetro Tríceps sural	- EMG - TP - DJMT *Análise minuto a minuto	- TP menor em 2, 3, 4 e 5 min do que pré; TP menor em 4 e 5 do que 1min; TP menor em 5 do que 2 min - DJMT maior em 2, 3, 4 e 5 min do que pré; DJMT maior em 4 e 5 do que

					1min; DJMT maior em 5 do que 2 e 3 min
Nakamura <i>et al.</i> , 2015	Estático FNP	30 H	FNP: 4x (15s AE + 5s CVM agonista + 10s AE) AE: 4x 30s Sujeito em prono no dinamômetro Tríceps sural	- ADM - TP - Rigidez muscular - EMG	- ↑ ADM - ↑ TP - ↓ Rigidez muscular
Opplert, Genty e Babault, 2016	Estático	10 H	1, 2, 3, 4 e 10x30s Sujeitos em prono no dinamômetro Tríceps sural	- Índice de rigidez - Propriedades contráteis - Excitabilidade da medula	- ↓ índice de rigidez p/ todos os grupos - ↓ TP
Park <i>et al.</i> , 2011	Estático	10 H e M atletas recreacionais	5x 30s Sujeito em pé, com o pé em plataforma inclinada em 30° Tríceps sural	- CIVM - Torque flexores plantares - Tendão do Calcâneo: -> Alongamento -> Rigidez -> Tensão	Sem ≠ p/ todas as variáveis
Ryan <i>et al.</i> 2008	Passivo	12 H e M	4x 30s 8x 30s 16x 30s (8min) 20s intervalo Paciente sentado no dinamômetro, com joelho estendido Tríceps sural	- Rigidez da UMT *0, 10, 20 e 30 min pós	- ↓ Rigidez da UMT em todos os grupos (0min) e valores retornaram ao normal após 10min no grupo 2min, e após 20min nos grupos 4 e 8min
Ryan <i>et al.</i> , 2009	Passivo	13 H e M Recreacionalment e ativos	4x 30s 20s intervalo Paciente sentado no dinamômetro, com joelho estendido Tríceps sural	- Rigidez da UMT	- ↓ Rigidez da UMT
Samukawa <i>et al.</i> , 2011	Dinâmico	20 H	5x 30s (30s intervalo) Flexão plantar e dorsal ativa, 60bpm Tríceps sural	- ADM - DJMT	- ↑ ADM - ↑ DJMT após 2 primeiras series
Sobolewski <i>et al.</i> , 2014	Estático	36 H Jovens e idosos	4x 30s (30s intervalo) 20° FP até ângulo máximo	- Relaxamento do estresse - Creep	Respostas viscoelásticas relacionados à idade

			de FD Sujeito sentado no dinamômetro com o joelho estendido Tríceps sural	- Rigidez passiva - EMG - Torque	
--	--	--	---	--	--

ADM: amplitude de movimento articular; AE: alongamento elástico; AST: área de secção transversa; CIVM: contração isométrica voluntária máxima; DJMT: deslocamento da junção miotendínea; EMG: eletromiografia; FD: flexão dorsal; FP: flexão plantar; FNP: facilitação neuromuscular proprioceptiva; H: homem; M: mulher; TA: tendão de Aquiles; TP: torque passivo; UMT: unidade músculo-tendínea.

O estudo de Magnusson *et al.* (1997) buscou estudar quais seriam as variáveis determinantes da flexibilidade musculoesquelética. Os autores analisaram a área de secção transversa (AST), rigidez, relaxamento do estresse viscoelástico, tolerância ao alongamento e atividade eletromiográfica dos isquiotibiais de atletas encurtados e não encurtados. Os sujeitos encurtados apresentaram maior rigidez e menor tolerância ao alongamento, enquanto que a AST e atividade eletromiográfica não apresentaram diferença entre os grupos. Os resultados apontaram, ainda, que não houve diferença significativa para o relaxamento do estresse viscoelástico no ponto máximo da sensação de alongamento, sugerindo que tanto os sujeitos não encurtados como os encurtados se beneficiariam igualmente de uma única sessão de alongamento estático.

São poucos os estudos que se preocupam em avaliar o comportamento viscoelástico e mecânico do componente conectivo, quando comparados ao número de estudos existentes sobre o efeito do alongamento no comprimento muscular e a resultante amplitude de movimento de uma articulação no que concerne apenas ao ângulo que a mesma percorre. Existem diversas variáveis compreendidas na perspectiva do componente passivo, com a maior parte delas se referindo à UMT.

Kubo, Kanehisa e Fukunaga começaram a analisar, em 2001, a relação que a rigidez passiva de músculos teria com a elasticidade de estruturas tendíneas. Para tanto, os autores avaliaram o torque passivo de flexores plantares durante o alongamento passivo dos mesmos para determinar a rigidez muscular e mediram, via ultrassonografia, o alongamento do tendão e da aponeurose do gastrocnêmio medial durante a contração muscular para determinar a rigidez do tendão. A conclusão a que os autores chegam é de que a rigidez passiva é independente da elasticidade de estruturas tendíneas.

Os mesmos autores continuaram pesquisando sobre o efeito do alongamento nas propriedades viscoelásticas de estruturas do tendão humano em outros quatro estudos, encontrando que uma única sessão de alongamento estático de 10 minutos diminuiu a viscosidade e aumentou a elasticidade das estruturas tendíneas (KUBO *et al.*, 2001). Após um treinamento de três semanas de alongamento estático, o qual foi composto por cinco séries de 45 segundos, a viscosidade diminuiu, mas a elasticidade não foi alterada (KUBO; KANEHISA; FUKUNAGA, 2002a). Quando comparado um treino de resistência com um de alongamento (cinco séries de 45

segundos), ambos com duração de oito semanas, o de resistência aumentou a rigidez e o de alongamento diminuiu a viscosidade (KUBO; KANEHISA; FUKUNAGA, 2002b). Em outro estudo, foi comparada uma sessão de alongamento de cinco minutos de duração com uma sessão de contrações musculares isométricas repetidas. Os autores concluem que ambas as intervenções fizeram com que as estruturas tendíneas ficassem mais complacentes, diminuindo a propriedade da histerese (KUBO; KANEHISA; FUKUNAGA, 2002c).

Existem diferentes maneiras de se avaliar as propriedades viscoelásticas das estruturas tendíneas relacionadas à flexibilidade. Nos diferentes estudos de Kubo e colaboradores, os autores definem como rigidez o declive da relação entre a força muscular estimada e o alongamento do tendão, cuja medida foi feita através da ultrassonografia. A medida do torque passivo, feita através de um dinamômetro isocinético, também é um recurso amplamente utilizado para tais fins (KONRAD; TILP, 2014; KONRAD; STAFILIDIS; TILP, 2017; MAHIEU *et al.*, 2007; MIZUNO; MATSUMOTO; UMEMURA, 2013a; MIZUNO; MATSUMOTO; UMEMURA, 2013b; MORSE *et al.*, 2008; NAKAMURA *et al.*, 2011; NAKAMURA *et al.*, 2013; NAKAMURA *et al.*, 2015;). Espera-se que o alongamento produza uma redução do torque passivo, demonstrando que tal intervenção gera mudanças estruturais que tornam a UMT mais complacente (MAGNUSSON *et al.*, 1995). No entanto, não há um consenso na literatura sobre essa relação.

Outra variável comumente utilizada é o deslocamento da JMT, analisada através de imagens de ultrassonografia (KONRAD; TILP, 2014; MORSE *et al.*, 2008; MIZUNO; MATSUMOTO; UMEMURA, 2013a; MIZUNO; MATSUMOTO; UMEMURA, 2013b; NAKAMURA *et al.*, 2011; NAKAMURA *et al.*, 2013; SAMUKAWA *et al.*, 2011;). Segundo Konrad e Tilp (2014), esta medida permite determinar mudanças no comprimento do tendão e do músculo e, conseqüentemente, calcular a rigidez de tais estruturas.

Comparando alguns resultados encontrados em estudos desse tipo, é possível identificar alguma concordância no que concerne ao fato de o alongamento estático reduzir a rigidez da UMT de forma aguda (KAY; BEASLEY; BLAZEVIK, 2015; KONRAD, BUDINI; TILP, 2017; KONRAD; STAFILIDIS; TILP, 2017; MIZUNO; MATSUMOTO; UMEMURA, 2013a; MIZUNO; MATSUMOTO; UMEMURA, 2013b; MORSE *et al.*, 2008; NAKAMURA *et al.*, 2011; RYAN *et al.*, 2008; RYAN *et al.*, 2009).

Alguns autores correlacionam essa redução a mudanças nas propriedades do tecido conectivo (MORSE *et al.*, 2008), ou então sugerem que a alteração significativa do deslocamento da JMT está indicando o aumento no comprimento de estruturas tendíneas (SAMUKAWA *et al.*, 2011). No entanto, Mahieu *et al.* (2007) afirmam que, apesar de terem encontrado uma redução do torque passivo após o treino de alongamento, não houve mudanças na rigidez dos tecidos tendíneos. No estudo de Konrad e Tilp (2014), ainda, não se encontram alterações significativas nos parâmetros estruturais (comprimento do fascículo, ângulo de penação, rigidez tendínea e muscular) e funcionais (torque passivo e contração voluntária máxima) avaliados. Assim, os autores concluem que o aumento da ADM ocorre devido ao aumento da tolerância ao alongamento relacionado a adaptações das terminações nervosas nociceptivas.

Poucos estudos abordam o tempo que o efeito do alongamento dura após a sessão proposta. De Pino, Webright e Arnold (2000) encontraram que quatro séries de 30 segundos de alongamento estático são eficazes para aumentar a flexibilidade de isquiotibiais, mas que esse efeito durou apenas três minutos. Por outro lado, Weijer, Gorniak e Shamus (2003) avaliaram três séries de 30 segundos de alongamento estático e concluíram que o ganho ADM dos flexores de joelho decaiu após os primeiros 15 minutos em relação ao ganho obtido imediatamente após. Apesar disso, estes ganhos se mantiveram por 24 horas.

Em estudos que se propõem a analisar as propriedades mecânicas passivas, não há, também, muita evidência de longa duração das alterações provocadas pelo alongamento. Ryan *et al.* (2008) analisaram a rigidez músculo-tendínea do tendão do Calcâneo em três grupos: um realizou quatro séries de 30 segundos, outro realizou oito séries de 30 segundos e o último 16 séries do mesmo tempo de duração. Para todos, análises foram feitas imediatamente após o alongamento, 10, 20 e 30 minutos depois. Os autores encontraram que todos os protocolos foram eficazes em diminuir a rigidez da UMT imediatamente após o alongamento, mas que no primeiro grupo os valores retornaram ao nível basal após 10 minutos, e nos dois outros grupos após 20 minutos. Os autores sugerem que esse rápido retorno aos valores basais se dá devido a uma característica do tecido conectivo chamada de recuo viscoelástico, a qual é uma propriedade importante da UMT que contribui para o recuo elástico durante a locomoção. Dois estudos de Mizuno, Matsumoto e

Umemura (2013a, 2013b) também analisam por quanto tempo as mudanças de torque passivo, deslocamento da JMT e rigidez da UMT permanecem alterados após cinco séries de um minuto de alongamento estático. Em um primeiro estudo, os autores encontraram que a ADM e o torque passivo se alteraram apenas imediatamente após o alongamento, e que o deslocamento da JMT e a rigidez da UMT permaneceram alterados apenas após cinco minutos do alongamento (MIZUNO; MATSUMOTO; UMEMURA, 2013a). Em um segundo estudo, apenas as variáveis de torque passivo e rigidez da UMT encontraram-se diminuídas imediatamente após o alongamento, retornando aos valores basais após 15 minutos, enquanto que as variáveis de deslocamento da JMT, rigidez tendínea e rigidez muscular não se alteraram em nenhum momento. Apesar disso, a ADM permaneceu aumentada até 30 minutos após o alongamento (MIZUNO; MATSUMOTO; UMEMURA, 2013b).

Apenas um estudo se preocupou em analisar como essas mudanças nas propriedades passivas se comportam ao longo do alongamento. Nakamura *et al.* (2013) analisaram as variáveis torque passivo e deslocamento da JMT minuto a minuto, ao longo de um alongamento estático de cinco minutos. Os autores encontraram que o torque passivo diminuiu em relação ao momento pré nos minutos 2, 3, 4 e 5, e que, em 4 e 5 minutos, o torque passivo foi menor do que no primeiro minuto, e que o quinto minuto diminuiu significativamente mais do que o segundo minuto. O deslocamento da JMT se comportou da mesma maneira, sendo maior do que o momento pré nos minutos 2, 3, 4 e 5, e o deslocamento maior em 4 e 5 quando comparado ao primeiro minuto, e no quinto sendo significativamente maior que o segundo e o terceiro minuto. Houve uma forte correlação entre as duas variáveis. Dessa maneira, os autores concluíram que mudanças graduais ocorreram para ambas as variáveis, atingindo significância estatística a partir do segundo minuto, o que significa que dois minutos são eficazes para diminuir a resistência da UMT como um todo. No entanto, o quinto minuto é estatisticamente diferente do segundo minuto, o que indica que talvez o tempo de cinco minutos seja ainda mais eficaz em diminuir a rigidez da UMT. A dúvida que fica em relação ao estudo é se essa diminuição continuaria ocorrendo se o tempo de alongamento fosse maior e por quanto tempo essas mudanças permanecem no tecido.

CAPÍTULO 2

MUDANÇAS NAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DA UNIDADE MÚSCULO-TENDÍNEA DO TRÍCEPS SURAL AO LONGO DE 10 MINUTOS DE ALONGAMENTO

Resumo

Design do estudo: estudo do tipo experimental que comparou os momentos pré e pós e minuto a minuto de uma sessão de alongamento estático passivo. *Background:* estudos sobre flexibilidade tentam compreender quais propriedades explicam o aumento da amplitude de movimento (ADM), além do aumento de extensibilidade do tecido muscular. Propriedades mecânicas passivas de tecidos, como o conjuntivo, vêm sendo investigadas para entender a sua interferência no aumento da ADM. *Objetivos:* analisar, minuto a minuto, o deslocamento da junção miotendínea (JMT) do músculo gastrocnêmio medial com o tendão do calcâneo e o torque passivo durante uma sessão de 10 minutos de alongamento. Comparar estas mesmas variáveis, bem como a ADM, a histerese e a rigidez da unidade musculotendínea (UMT), muscular e tendínea, entre os momentos pré e pós intervenção. *Métodos:* 15 participantes realizaram um alongamento estático passivo de flexores plantares por 10 minutos, no dinamômetro isocinético. O torque passivo e o deslocamento da JMT (ultrassonografia) foram avaliados antes, minuto a minuto e após a intervenção, enquanto a ADM, histerese e a rigidez foram avaliadas antes e após o alongamento. *Resultados:* A ADM aumentou e houve redução do torque passivo e da rigidez da UMT após o alongamento. Na avaliação minuto a minuto ocorreu redução do torque passivo, principalmente nos minutos cinco e sete. *Conclusões:* O torque passivo diminuiu ao longo de uma sessão de 10 minutos de alongamento estático passivo dos flexores plantares de tornozelo e, ao seu final, ocorre aumento da ADM e diminuição da rigidez da UMT.

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

Abstract

Study design: experimental study that compared moments before, after and minute by minute of one session of passive static stretching. *Background:* studies on flexibility try to understand which properties explain increased range of motion (ROM), in addition to increased muscle tissue extensibility. Mechanical and passive properties of tissues, like connective tissue, have been investigated in order to understand their influence in increasing ROM. *Objectives:* to analyze, minute by minute, the displacement of the myotendinous junction (MTJ) of the medial gastrocnemius muscle with Achilles tendon and passive torque during a 10-minute static stretching session. Also, to compare these same variables, as well as ROM, hysteresis and stiffness of the muscle-tendon unit (MTU), muscular stiffness and tendinous stiffness, between the pre and post intervention moments. *Methods:* 15 participants performed a 10-minute plantar flexor passive static stretching on the isokinetic dynamometer. Passive torque and MTJ displacement (ultrasonography) were evaluated before, minute by minute and after the intervention, while ROM, passive torque, MTJ displacement and hysteresis were evaluated before and after the intervention. *Results:* ROM increased and MTU stiffness and passive torque decreased after the stretching. In the minute-by-minute evaluation there was a reduction only in passive torque, mainly in minutes five and seven. *Conclusions:* passive torque decreased over a 10-minute static stretching session of the ankle plantar flexors and, after this, there was an increase in ROM and a decrease in MTU stiffness.

Key words: Muscle Stretching Exercises; Achilles Tendon; Ultrasonography.

1. INTRODUÇÃO

O alongamento estático é o tipo de alongamento mais comumente utilizado para o ganho de amplitude de movimento (ADM) e consiste no aumento do comprimento do músculo até o ponto no qual é atingido o desconforto, mantendo a articulação nessa posição por um determinado período de tempo.² A literatura apresenta diversos protocolos no que concerne tanto à duração de tempo quanto ao número de séries. Estudos que utilizam volumes menores geralmente se preocupam apenas com o desfecho de ADM articular, e já está bem elucidado que apenas uma série de 30 segundos de alongamento estático é suficiente para se atingir um ganho agudo de ADM.^{1,6,32} Sob o ponto de vista biomecânico, esse tipo de exercício aumenta a ADM de forma aguda devido principalmente a um aumento da tolerância ao alongamento e a um significativo relaxamento por estresse no músculo. Porém, essa técnica não parece afetar a elasticidade e a rigidez muscular.¹⁸

Dessa forma, estudos^{3,5,13,19,20,25,26,28,29,31,35} se preocupam em analisar outras propriedades que expliquem esse aumento da ADM, avaliando propriedades mecânicas passivas de tecidos como o tecido conectivo de tendões e fáscias, além de avaliarem os efeitos de alongamentos com maiores durações de aplicação. Os desfechos mais avaliados são rigidez tendínea, rigidez muscular, deslocamento da junção miotendínea (JMT) e torque passivo.

Protocolos de cinco minutos de alongamento parecem ser a preferência nos estudos e são utilizados de diferentes formas. Aqueles que utilizaram cinco minutos contínuos de alongamento encontraram resultados conflitantes quanto às propriedades passivas. Burgess *et al.*³ e Kubo *et al.*¹⁹ encontraram uma diminuição da rigidez tendínea, enquanto que Chiu *et al.*⁵ encontraram um aumento da rigidez do tendão. Hirata *et al.*¹³ e Morse *et al.*,²⁸ os quais não avaliaram a rigidez tendínea,

encontraram uma diminuição da rigidez muscular, e este último encontra ainda uma diminuição do torque passivo e um aumento do deslocamento da JMT.

Outros três estudos utilizaram o tempo de cinco minutos, porém divididos em séries de um minuto, e também chegaram a conclusões contraditórias. Apesar de os três estudos terem encontrado uma diminuição da rigidez da UMT,^{25,26,29} em um estudo não houve diferença para a rigidez tendínea,²⁶ enquanto no estudo de Nakamura *et al.*²⁹ houve um aumento da mesma, bem como uma diminuição da rigidez muscular. Para o deslocamento da JMT, no estudo de Mizuno *et al.*²⁵ não houve diferença entre os momentos pré e pós-alongamento, e o mesmo autor, em outro estudo,²⁶ encontrou um aumento da mesma. Em relação ao torque passivo, houve uma diminuição do mesmo nos dois estudos.^{25,26}

Estes resultados contraditórios em relação à rigidez tendínea podem ter origem nos diferentes métodos de avaliação utilizados pelos autores. Apesar de basicamente todos considerarem a relação que acontece entre a força e o deslocamento de estruturas tendíneas, os métodos de cálculo acabam divergindo. Burgess *et al.*³ e Kubo *et al.*,¹⁹ os quais encontraram uma diminuição da rigidez tendínea, por exemplo, consideraram que o declive da curva formada pela relação deslocamento do tendão e percentual de força muscular representaria tal variável. Já Chiu *et al.*⁵ utilizaram um método diferente de elastografia, enquanto que Nakamura *et al.*²⁹ calcularam a mesma através da divisão da mudança de torque passivo pelo deslocamento do tendão, e ambos encontraram um aumento da rigidez tendínea. Por sua vez, Mizuno *et al.*²⁶ também utilizaram o declive da curva, porém a relação considerada foi entre torque passivo e deslocamento da JMT.

Estudos com tempos de duração de alongamento estático menores que cinco minutos^{15,34} não encontraram diferenças significativas para a rigidez tendínea. No

entanto, dois estudos^{35,36} encontraram uma diminuição significativa da rigidez da UMT após protocolos de quatro, oito e 16 séries de 30 segundos e quatro séries de 30 segundos, respectivamente.

Conforme resultados relatados na literatura, parece, portanto, que as mudanças geradas pelo alongamento estático nas propriedades passivas mecânicas compreendem a diminuição da rigidez muscular,^{13,28,29} e da rigidez da UMT^{25,26,29,35,36}; redução do torque passivo^{17,25,26,28,33}; e aumento do deslocamento da JMT.^{26,28}

O estudo de Nakamura *et al.*³¹ vai além ao analisar essas mudanças gradualmente ao longo do alongamento, e pode identificar que as mudanças graduais realmente ocorreram minuto a minuto ao longo de um alongamento estático de cinco séries de um minuto. Os autores encontraram uma redução significativa do torque passivo e um aumento significativo do deslocamento da JMT após dois minutos de alongamento, e que o quinto minuto foi estatisticamente diferente do segundo minuto, com uma diminuição e um aumento ainda maiores de torque passivo e deslocamento da JMT, respectivamente. É possível inferir, então, que cinco minutos de alongamento estático são mais efetivos do que dois minutos, e não se sabe se tempos maiores poderiam gerar efeitos agudos ainda maiores nas variáveis mecânicas passivas.

Apenas um estudo foi encontrado que utilizou um protocolo de uma série de 10 minutos contínuos de alongamento estático, no qual foi identificada uma diminuição da rigidez tendínea e da histerese após o alongamento, bem como um aumento da deformação das estruturas tendíneas.²⁰ Dessa forma, parece ser necessário mais de cinco minutos de alongamento para ocorrer a diminuição da rigidez tendínea. O acompanhamento minuto a minuto dos desfechos pode fornecer

maiores informações sobre até quando as estruturas de tecido conjuntivo sofrem mudanças significativas.

Dessa maneira, o objetivo desse estudo foi analisar as variáveis deslocamento da JMT do músculo gastrocnêmio medial com o tendão do Calcâneo e torque passivo durante uma sessão de 10 minutos de alongamento, minuto a minuto, e comparar estas mesmas variáveis, bem como a ADM, a rigidez da UMT, a rigidez muscular, a rigidez tendínea e a histerese, entre o momento pré e o momento pós-intervenção. A hipótese do estudo é de que ocorrerão mudanças graduais das variáveis analisadas ao longo dos 10 minutos de alongamento, com uma diminuição do torque passivo e um aumento do deslocamento da JMT. Deve ocorrer, também, um aumento da ADM após a intervenção, bem como a redução da histerese e da rigidez da UMT, muscular e tendínea.

2. MÉTODOS

2.1. Amostra

Este estudo foi do tipo experimental e 15 participantes saudáveis dos sexos masculino e feminino se voluntariaram para o estudo, sendo que, destes, três foram excluídos do estudo na fase de análise dos dados. O tamanho da amostra foi definido através do cálculo amostral para populações infinitas³⁷ com dados do desfecho principal torque passivo,³¹ o qual indicou um número de sete participantes. Considerando possíveis perdas amostrais, o presente estudo adotou o número total de 15 participantes.

Todos os participantes assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido aceitando participar do estudo, e o mesmo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade (Número do Parecer: 2.139.313). Além do termo

de consentimento, os participantes preencheram um questionário para a caracterização da amostra, bem como o *International Physical Activity Questionnaire* (IPAQ), para que fossem incluídas na amostra apenas pessoas insuficientemente ativas e/ou sedentárias, e um questionário para identificar e descartar pessoas com a síndrome de hiper mobilidade.²⁷ Os participantes não apresentavam história prévia de lesões musculoesqueléticas em membros inferiores, nem faziam uso contínuo de analgésicos, anti-inflamatórios e/ou relaxantes musculares.

2.2. Desenho experimental

A coleta de dados ocorreu no Laboratório de Pesquisa do Exercício da Universidade, onde os participantes deveriam comparecer apenas uma vez.

Primeiramente, eram preenchidos os questionários para caracterização da amostra e para determinação da inclusão ou não dos participantes no estudo. Após, era consultada a lista de randomização, realizada previamente por um programa de computador (Randomization.com), para determinar a perna que seria avaliada, dominante ou não dominante. Na sequência, os participantes realizavam as avaliações pré-intervenção das variáveis ADM, torque passivo, histerese e deslocamento da JMT. A intervenção consistiu em uma única série de 10 minutos de alongamento estático passivo. Ao longo dos 10 minutos de intervenção, foram coletados dados para mensurar os valores de torque passivo e deslocamento da JMT minuto a minuto do alongamento. Após terminada a intervenção, as mesmas avaliações realizadas no momento pré foram repetidas.

2.3. Procedimentos

As avaliações e a intervenção foram realizadas com os participantes sentados em um dinamômetro isocinético Biodex System 3 (*Biodex Medical System, USA*), com o quadril a 80° de flexão e joelhos totalmente estendidos, estabilizados através

de faixas de contenção na cintura escapular e pélvica a fim de evitar movimentos compensatórios. O pé do membro inferior a ser avaliado era ajustado e fixado no apoio para pés e a articulação do tornozelo posicionada em 0° (ângulo relativo entre o pé e a perna de 90°) com o maléolo lateral alinhado com o eixo do dinamômetro (Figura 1).



FIGURA 1. Posicionamento do participante no dinamômetro isocinético para as avaliações e intervenção (fonte: arquivo pessoal).

2.3.1. Avaliação da ADM

A ADM foi avaliada por meio do dinamômetro isocinético antes e após os 10 minutos de alongamento. O tornozelo era movimentado passivamente em dorsiflexão pelo avaliador até que o participante referisse sensação de desconforto, e a ADM atingida nessa posição era então registrada. Foram realizadas três medidas e a média dos três valores foi considerada como a amplitude de movimento de flexão dorsal do tornozelo do participante.

2.3.2. Avaliação do torque passivo

O torque passivo dos músculos flexores plantares foi um dos desfechos primários avaliados. Na mesma posição descrita anteriormente, o dinamômetro moveu a articulação do tornozelo passivamente a uma velocidade constante de $5^\circ/\text{s}$ durante cinco ciclos. Os ciclos compreendiam uma amplitude de 0° até o máximo de flexão dorsal, determinada previamente para cada sujeito. A ADM utilizada para registro do torque passivo no momento pré foi a de dorsiflexão máxima alcançada pelo participante e o mesmo ângulo foi utilizado no momento pós para fins de registro da variável, uma vez que a ADM utilizada no teste foi a medida no momento pós.

Os sujeitos eram instruídos a todo momento para permanecerem relaxados, e, para garantir que não houve atividade muscular durante o teste, a ativação dos músculos do tríceps sural (gastrocnêmio medial, gastrocnêmio lateral e sóleo) foi monitorada através da eletromiografia (EMG). A EMG teve o intuito de verificar se a musculatura dos flexores plantares se manteve relaxada durante os testes e durante o alongamento. Para tanto, foi considerada que a atividade elétrica não deveria oscilar mais que dois desvios padrões acima do valor de repouso.⁷ Os participantes que apresentaram atividade elétrica superior aos dois desvios padrões do repouso (3) foram excluídos da análise.

O torque passivo foi avaliado nos momentos pré e pós-intervenção, assim como minuto a minuto. Para as avaliações pré e pós-intervenção foi feita uma média do valor de pico de torque dos três ciclos centrais. Para as medidas feitas durante a intervenção (minuto a minuto), foi considerado para análise o pico de torque registrado a cada minuto do alongamento.

2.3.3. Avaliação do deslocamento da JMT

A avaliação do deslocamento da JMT do músculo gastrocnêmio medial com o tendão do Calcâneo, outro defecho primário, foi realizada através de um aparelho de ultrassonografia da marca Aloka SSD-4000 (*Aloka Inc.*, Japão), com uma sonda de arranjo linear de 60mm (7,5MHZ). O mesmo avaliador experiente foi responsável por todas as coletas de dados feitas no ultrassom.

Tais avaliações foram realizadas concomitantemente com a avaliação do torque passivo, com o participante sentado no dinamômetro e o transdutor preso perpendicularmente na perna do participante com faixas de velcro na região distal do músculo gastrocnêmio medial (Figura 2), onde era identificada a JMT, conforme descrito no estudo de Maganaris e Paul.²¹ Foi utilizado um gel solúvel em água para melhorar a transmissão do sinal e um marcador de reflexão acústica a fim de controlar o movimento da sonda em relação à pele.

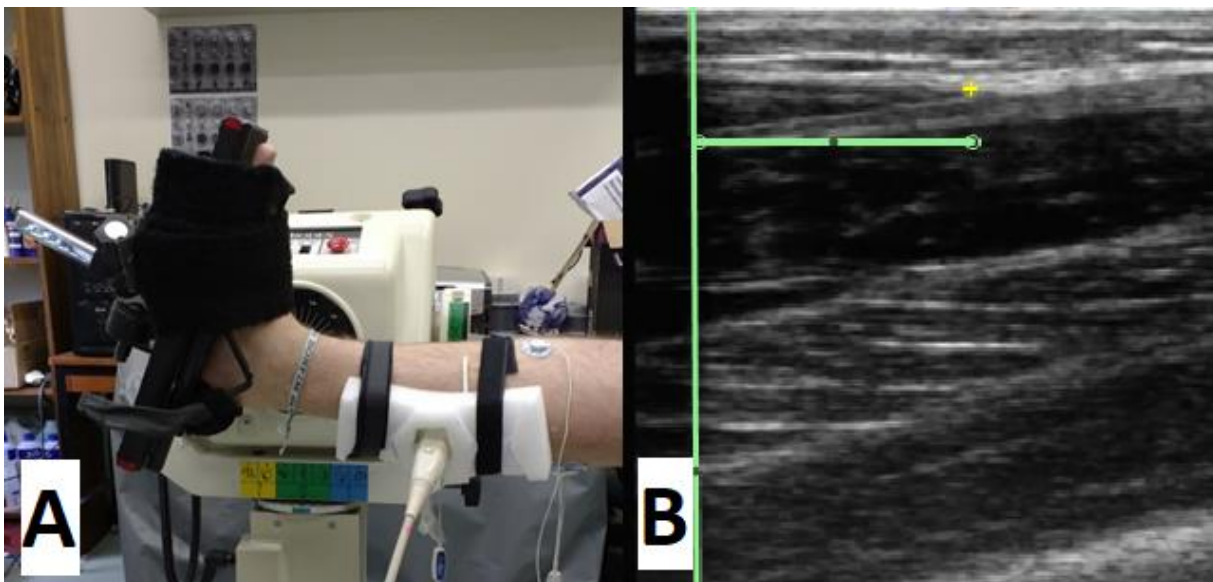


FIGURA 2. A. Posicionamento do transdutor do ultrassom na perna do participante durante a realização do alongamento e dos testes de avaliação. B. imagem ultrassonográfica da JMT do músculo gastrocnêmio medial com o tendão do Calcâneo, representada pela cruz amarela na imagem (Fonte: arquivo pessoal).

O deslocamento da JMT foi definido como a distância que a JMT se afasta desse marcador, ao percorrer a amplitude de 0° até a flexão dorsal passiva máxima. Durante os cinco ciclos de flexão dorsal, as imagens do ultrassom foram gravadas em CD e posteriormente transformadas em formato AVI para análise no software *Kinovea* – 0.8.15.

A JMT era identificada no início da amplitude (0°) e ao final, sendo medidas as distâncias em relação ao marcador em ambas as amplitudes. A diferença entre essas distâncias era identificada em centímetros e correspondia ao deslocamento da JMT. A média das medidas do deslocamento da JMT dos três ciclos centrais foi considerada para posterior análise. Durante o alongamento foram realizadas onze medidas de deslocamento da JMT, do minuto zero ao minuto 10. No minuto zero o deslocamento da JMT foi calculado pela diferença entre a distância da JMT em relação ao marcador na posição de repouso e a distância da JMT na posição de flexão dorsal máxima do início do alongamento. Para os demais minutos o mesmo foi realizado, sendo o deslocamento da JMT determinado pela diferença entre a distância da JMT e o marcador em cada minuto do alongamento e a distância do repouso.

2.3.4. Avaliação da histerese

Para a avaliação da histerese, que representou a energia dissipada pelo complexo músculo-articular, o participante continuou sentado no dinamômetro na mesma posição, e foram realizados cinco ciclos de planti-dorsiflexão a 5°/s, em uma amplitude que iniciava em 30° de flexão plantar e ia até a ADM máxima de flexão dorsal do sujeito.

Para análise, foram utilizados os dados do quinto ciclo da relação torque passivo-ângulo, no qual a área formada no gráfico pela flexão dorsal foi considerada

a energia armazenada e a área formada pela flexão plantar foi considerada a energia restituída. Tais áreas foram calculadas através da integração numérica pela regra dos trapézios. A histerese foi considerada como a área formada entre os ciclos de flexão dorsal e flexão plantar, ou seja, a diferença entre as áreas formadas pela energia armazenada (flexão dorsal) e a energia restituída (flexão plantar), em joules (Equação 1).²⁴

$$\text{Histerese} = \text{Energia armazenada} - \text{Energia restituída}$$

Equação 1. Cálculo da histerese

2.3.5. Medidas de rigidez da UMT, rigidez muscular e rigidez tendínea

O declive da terceira curva torque passivo-ângulo nos últimos 10 graus da ADM de flexão dorsal do momento pré-intervenção foi considerado como a rigidez da UMT. O declive nos mesmos ângulos (correspondentes aos últimos 10 graus da ADM pré) foi utilizado para determinar a rigidez UMT no momento pós-intervenção.¹⁶

A partir do deslocamento da JMT e do torque passivo, foram calculados os valores de rigidez muscular e rigidez tendínea. A rigidez muscular foi definida como o valor obtido pela divisão da mudança do torque passivo de zero grau até a ADM máxima de flexão dorsal pelo deslocamento da JMT (Equação 2)²⁸. A rigidez tendínea, por sua vez, foi definida como o valor obtido pela divisão da mudança do torque passivo de zero até a ADM máxima de flexão dorsal, pelo deslocamento do tendão no ângulo máximo (Equação 3). O deslocamento do tendão no ângulo máximo foi determinado através da subtração do deslocamento da UMT pelo deslocamento da JMT (Equação 4). Para definição do deslocamento da UMT foi utilizado o valor de 0,78mm/° (valor estimado da mudança do comprimento da UMT

do músculo gastrocnêmio definida pela equação de Grieve *et al.*¹⁰) multiplicado pelo ângulo máximo de flexão dorsal do tornozelo atingido pelo participante (Equação 5).²⁸

$$\text{Rigidez muscular} = \frac{\Delta \text{Torque passivo}}{\text{Deslocamento da JMT}}$$

Equação 2. Cálculo da rigidez muscular, onde Δ significa variação do torque passivo de zero até a ADM máxima

$$\text{Rigidez tendínea} = \frac{\Delta \text{Torque passivo}}{\text{Deslocamento do tendão}}$$

Equação 3. Cálculo da rigidez tendínea, onde Δ significa variação do torque passivo de zero até a ADM máxima

$$\text{Deslocamento do tendão} = \text{deslocamento da UMT} - \text{deslocamento da JMT}$$

Equação 4. Cálculo do deslocamento do tendão no ângulo máxima

$$\text{Deslocamento da UMT} = 0,78 \times \text{ADM máxima de flexão dorsal}$$

Equação 5. Cálculo do deslocamento da UMT

2.3.6. Alongamento

Os participantes permaneceram sentados no dinamômetro no mesmo posicionamento no qual as avaliações foram realizadas. O pé do participante era movido pelo dinamômetro a 5°/s até a ADM máxima de flexão dorsal mensurada na avaliação pré e mantido nessa posição por 10 minutos no modo passivo do dinamômetro. Durante os 10 minutos de intervenção foram coletados dados do dinamômetro e imagens de ultrassonografia referentes às variáveis de torque passivo e deslocamento da JMT, respectivamente.

2.4. Análise estatística

Os dados foram apresentados em média e desvio padrão e o teste de Shapiro Wilk foi utilizado para avaliar a normalidade dos dados. Para as informações de massa, estatura, índice de massa corporal (IMC), comprimento da perna e comprimento do tendão foi realizada uma análise descritiva. Para a comparação de todas as variáveis entre os momentos pré e pós-intervenção, foi utilizado um teste t para amostra dependente. Para as variáveis torque passivo e deslocamento da JMT nas avaliações minuto a minuto, foi utilizado uma ANOVA *one way* de medidas repetidas, e um *post-hoc* de Bonferroni quando identificadas diferenças. Os testes foram realizados no *software Statistical Package for Social Science for Windows* (SPSS) versão 20.0 e o nível de significância adotado foi de 0,05. Além disso, um teste de tamanho de efeito foi calculado para a expressão da magnitude da diferença entre os momentos em relação às variáveis estudadas. Foram considerado valores abaixo de 0,19 insignificantes, de 0,2 a 0,49 pequeno, 0,5 a 0,79 médio e 0,8 a 1,29 grande.⁸

3. RESULTADOS

O recrutamento de participantes se deu no período de agosto a dezembro de 2017, e foi analisado apenas o efeito agudo do alongamento, sem *follow up*. Participaram da pesquisa um total de 15 participantes e as características basais da amostra estão apresentadas na Tabela 1. Destes, três participantes foram excluídos após análise eletromiográfica, a qual constou que tais sujeitos não permaneceram com a musculatura do tríceps sural relaxada durante os testes e a intervenção.

Tabela 1. Variáveis de caracterização da amostra, apresentadas em média (\pm DP) ou frequência absoluta no período basal, sem perdas amostrais

Características	n=15
Sexo	
Feminino	11
Masculino	4
Idade (anos)	26,67 \pm 3,22
Massa (kg)	65,88 \pm 15,21
Estatura (cm)	164,00 \pm 1,1
IMC (kg/cm ²)	24,21 \pm 3,85
Comprimento da perna (cm)	39,27 \pm 3,61
Comprimento do tendão (cm)	19,7 \pm 2,29
IPAQ	
IA	14
Sed	1

DP: desvio padrão; IMC: índice de massa corporal, *IPAQ: international physical activity questionnaire*, IA: insuficientemente ativo, Sed: sedentário

Os resultados de cada uma das variáveis serão apresentados a seguir e a Tabela 2 apresenta os valores referentes à média, desvio padrão e tamanho de efeito das variáveis analisadas antes e após o alongamento.

Tabela 2. Resultados em média e desvio padrão e tamanho de efeito (d de Cohen) das variáveis ADM, torque passivo, deslocamento da JMT, rigidez da UMT, rigidez muscular, rigidez tendínea e histerese.

	PRÉ	PÓS	p	d de Cohen (IC95%)
ADM (°)	27,42 ± 9,06	33,25 ± 10,21*	0,02	0,56 (-0,26;1,37)
TP (N.m)	30,32 ± 1,17	25,55 ± 6,41*	<0,001	0,65 (-0,17;1,47)
DJMT (cm)	0,72 ± 0,28	0,77 ± 0,33	>0,05	0,15 (-0,65;0,95)
RigUMT (Nm/°)	1,12 ± 0,32	0,88 ± 0,29*	0,001	0,73 (-0,1;1,55)
RigMUS (Nm/cm)	28,82 ± 9,77	33,21 ± 13,19	>0,05	0,35 (-0,46;1,16)
RigTEN (Nm/cm)	15,84 ± 9,34	13,52 ± 4,72	>0,05	0,23 (-0,57;1,03)
Histerese (J)	60,66 ± 82,29	101,72 ± 61,03	>0,05	0,52 (-0,29;1,34)

ADM: amplitude de movimento, TP: torque passivo, DJMT: deslocamento da junção miotendínea, RigUMT: rigidez da unidade miotendínea, RigMUS: rigidez muscular, RigTEN: rigidez tendínea.

* diferença significativa do momento pré para o pós.

3.1 Torque passivo

Houve uma diminuição significativa do torque passivo do momento pós-intervenção em relação ao pré, com um tamanho de efeito médio ($d=0,65$) (Tabela 2). Na avaliação minuto a minuto, também foi identificada uma redução gradual e significativa do torque passivo (Figura 3). O minuto zero, antes do alongamento, apresentou um valor de torque passivo estatisticamente maior que todos os outros minutos ($P<0,05$). O primeiro e o segundo minuto também foram estatisticamente maiores que os minutos cinco ao dez ($P<0,05$). O terceiro minuto foi significativamente maior que os minutos seis ao 10 ($P<0,05$). O quarto minuto foi maior que os minutos sete ($P=0,044$) e oito ($P=0,049$). O tamanho de efeito foi pequeno no minuto um ($d=0,35$), médio do segundo ao quinto minuto (valores de d 0,5; 0,55; 0,59; e 0,76 respectivamente), e grande do sexto ao décimo minuto (valores de d 0,89; 0,9; 1; 1,03; e 1,04 respectivamente).

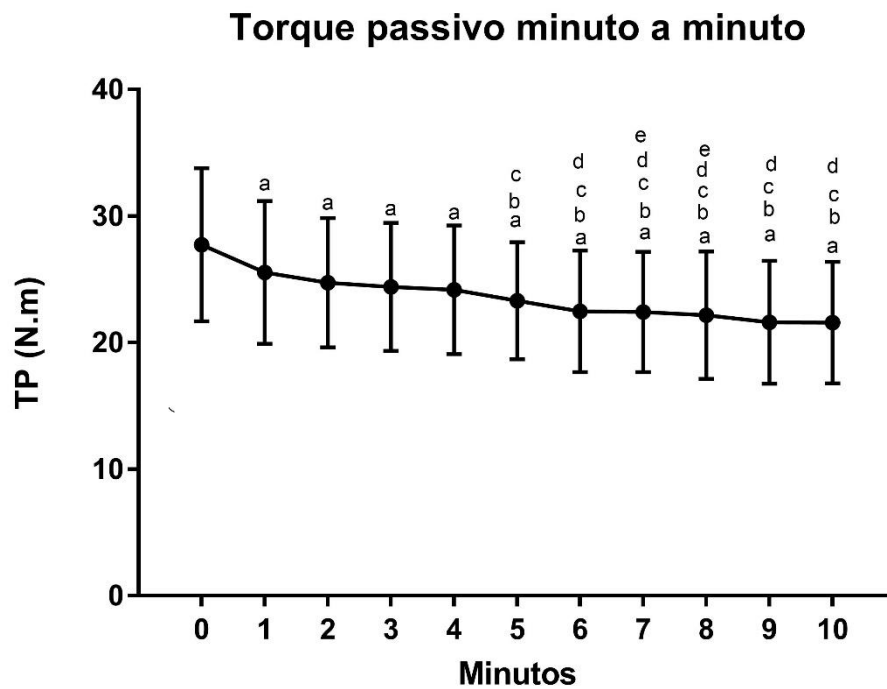


FIGURA 3. Média e desvio padrão do torque passivo (TP) ao longo dos 10 minutos de alongamento. ^a diferença significativa do momento pré; ^b diferença significativa do minuto 1; ^c diferença significativa do minuto 2; ^d diferença significativa do minuto 3; ^e diferença significativa do minuto 4

3.2 Deslocamento da JMT

Não houve diferença significativa entre os momentos pré e pós para o deslocamento da JMT, apresentando um tamanho de efeito insignificante ($d=0,15$) (Tabela 2). Também não ocorreu diferença significativa no DJMT ao longo dos 10 minutos de alongamento (Figura 4) e o tamanho de efeito ao longo da intervenção foi insignificante no primeiro minuto e pequeno nos demais minutos.

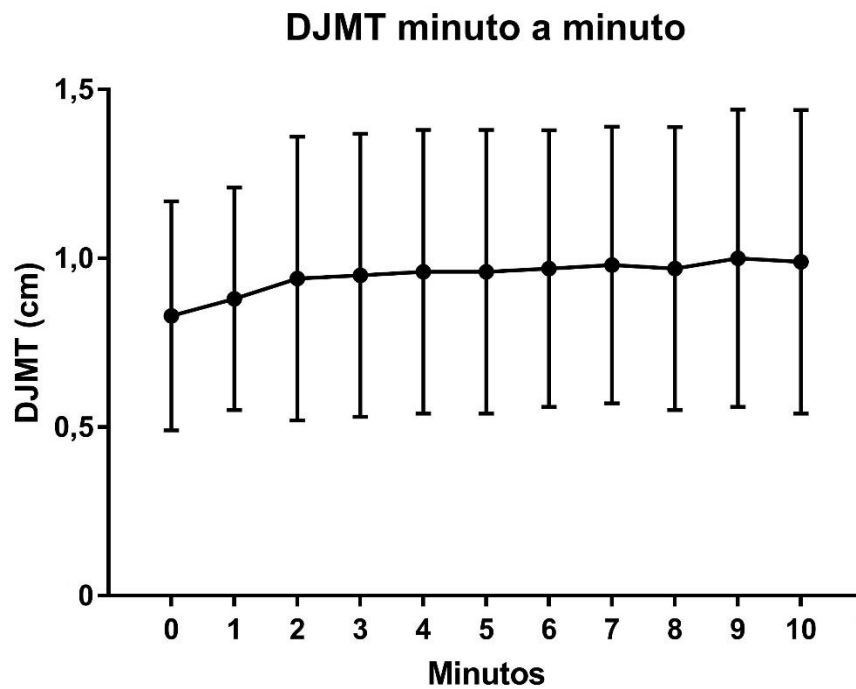


FIGURA 4. Média e desvio-padrão do deslocamento da junção miotendínea (DJMT) ao longo dos 10 minutos de alongamento.

3.3ADM

Após o alongamento, a ADM de flexão dorsal apresentou um aumento significativo em relação ao momento pré, com um tamanho de efeito médio ($d=0,56$) (Tabela 2).

3.4Histerese

A histerese não apresentou diferença significativa entre os momentos pré e pós-intervenção, apesar de ter apresentado um tamanho de efeito médio ($d=0,52$) (Tabela 2).

3.5Rigidez da UMT, rigidez muscular e rigidez tendínea

Para as variáveis de rigidez, a rigidez muscular e a rigidez tendínea não tiveram alterações significativas do momento pré para o momento pós, e ambas apresentaram um tamanho de efeito pequeno ($d=0,35$ e $d=0,23$, respectivamente).

Apenas a rigidez da UMT apresentou diferença significativa entre os momentos, diminuindo no momento pós em relação ao pré, com um tamanho de efeito médio ($d=0,73$) (Tabela 2).

4. DISCUSSÃO

O principal achado deste estudo é o fato de que 10 minutos de alongamento estático passivo do tríceps sural são eficazes para gerar um aumento de ADM dos flexores plantares e uma redução do torque passivo e da rigidez da UMT no momento pós-intervenção em relação ao pré. Enquanto isso, para as variáveis deslocamento da JMT, rigidez muscular, rigidez tendínea e histerese, esse protocolo de alongamento não promove alteração significativa. Já na avaliação minuto a minuto ao longo dos 10 minutos da intervenção, o deslocamento da JMT não apresentou diferença significativa, enquanto no torque passivo ocorreram mudanças. Houve uma redução significativa do torque passivo em todos os minutos comparado ao minuto zero, além de algumas diferenças entre os minutos até o minuto sete.

O aumento da ADM após a intervenção já era esperado, e corrobora com outros estudos que também utilizaram protocolos de alongamento estático para estudar o seu efeito agudo nas propriedades mecânicas passivas da UMT na busca de compreender qual o mecanismo responsável pelo aumento da ADM.^{16,17,25,26,28,30} Tais estudos utilizaram protocolos de 5 séries de um minuto, quatro séries de 30 segundos até quatro séries de 15 segundos de alongamento estático.

Em relação à rigidez da UMT, a sua redução já foi amplamente reportada por outros autores como efeito agudo do alongamento estático.^{16,17,25,26,29,35,36} Apenas um estudo, o qual utilizou nove séries de 135 segundos de alongamento em torque constante de flexores plantares, não encontrou diferença significativa para a rigidez

da UMT, apenas para a ADM.¹⁴ A maneira como estes autores determinaram essa variável, contudo, se deu de maneira diferente deste e de outros estudos, envolvendo testes de tolerância ao alongamento e não de torque passivo relacionado à amplitude angular.

Kay *et al.*¹⁶ justificam o aumento da ADM pela diminuição da rigidez da UMT associada à diminuição do torque passivo, o que sugere uma diminuição da resistência passiva como um todo, uma vez que o torque passivo é considerado um indicador da resistência da UMT.³¹ Essa associação entre aumento de flexibilidade e diminuição da rigidez da UMT aconteceu também no presente estudo e nos estudos de Konrad *et al.*,¹⁷ Mizuno *et al.*,²⁵ e Mizuno *et al.*²⁶

No entanto, também foi reportado na literatura o aumento da ADM acompanhado de uma diminuição da rigidez muscular.^{16,17,30} Em alguns estudos, foi feita uma associação entre a diminuição da rigidez da UMT com a diminuição da rigidez muscular, atribuindo à redução da primeira ao componente muscular da UMT.^{16,17,29} No entanto, no presente estudo não foi encontrada diferença significativa para a rigidez muscular e, portanto, não é possível fazer essa associação.

Quanto à rigidez tendínea, há grande conflito na literatura sobre qual o comportamento da mesma em relação ao efeito agudo do alongamento estático. Alguns estudos corroboram com o presente estudo no que concerne ao fato de o alongamento não interferir de maneira aguda nesta variável.^{15,16,17} Dois estudos encontraram um aumento da rigidez tendínea após cinco minutos⁵ e cinco séries de um minuto de alongamento estático.²⁹ O estudo de Chiu *et al.*,⁵ no entanto, utiliza a técnica de elastografia para a mensuração da rigidez tendínea, o que difere do método utilizado no presente estudo. Por outro lado, outros três estudos encontraram uma diminuição da rigidez tendínea após cinco minutos^{3,19} e 10

minutos de alongamento estático.²⁰ Segundo Burgess *et al.*,³ a redução da rigidez tendínea não pode ser explicada por alterações em dimensões estruturais, e o mecanismo pelo qual ela acontece ainda é desconhecido. De acordo com Kubo *et al.*,¹⁹ porém, essa redução pode ser atribuída a uma mudança na disposição das fibras de colágeno. Kubo *et al.*²⁰ ainda propõem que o alongamento poderia causar uma mudança na função do material do componente elástico em série, e por isso a rigidez tendínea decairia após o alongamento.

Neste estudo, o aumento da ADM foi acompanhado de uma diminuição do torque passivo e da rigidez da UMT, medida a qual considera o comportamento do torque passivo conforme ocorre a mudança angular de flexão dorsal. O torque passivo, por sua vez, representa a resistência que o complexo musculartoarticular oferece ao movimento passivo.³¹ Muito provavelmente, essa resistência é proveniente principalmente de componentes elásticos, como tendão, aponeurose e estruturas articulares, uma vez que o componente muscular estava relaxado no momento da avaliação, controlado pela EMG dos músculos flexores plantares. As variáveis de rigidez muscular e rigidez tendínea, por sua vez, não apresentaram diferença significativa, e o cálculo delas envolveu componentes morfológicos que consideravam o deslocamento da JMT. Dessa forma, surge a hipótese de que o aumento da ADM pode não estar relacionado a mudanças estruturais e morfológicas, e sim de resistência do componente passivo.

Em relação ao torque passivo, de acordo com Magnusson,²² esta variável representa a resistência ao alongamento que um grupo muscular oferece a um movimento passivo, e não só o músculo, mas diversos tecidos articulares contribuem para essa resistência.²³ A redução de torque passivo do presente estudo corrobora com outros estudos que também encontraram este resultado, como Konrad *et al.*,¹⁷

que utilizou um alongamento de quatro séries de 30 segundos, Morse *et al.*,²⁸ com cinco séries de um minuto de alongamento, e Opplert *et al.*,³³ que usou uma, duas, três, quatro e 10 séries de 30 segundos.

Há estudos, porém, que vão de encontro ao presente resultado, demonstrando como efeito agudo do alongamento estático um aumento do torque passivo, como o estudo de Nakamura *et al.*,³⁰ que utilizou um protocolo de quatro séries de 30 segundos. Há de se considerar, contudo, que no estudo de Nakamura *et al.*³⁰ o torque passivo foi avaliado sempre na ADM máxima. Sendo assim, se com o alongamento houve um aumento da ADM, e com o aumento da ADM ocorre um aumento progressivo de torque passivo, ao avaliar o torque passivo neste novo ângulo articular, ao invés de no mesmo ângulo da avaliação anterior ao alongamento, é esperado que ocorra um aumento do mesmo. Essa discussão é reforçada nos estudos de Mizuno *et al.*,^{25,26} onde os valores de torque passivo são avaliados em ângulos submáximos pré-determinados pela ADM pré-intervenção e na ADM final. Quando avaliado nos mesmos ângulos pré-determinados, há uma redução do torque passivo, e quando avaliado na ADM final pós-intervenção, há um aumento.

A hipótese do estudo de que uma série de 10 minutos de alongamento estático aumentaria o deslocamento da JMT foi refutada, concordando com o estudo de Mizuno *et al.*,²⁶ o qual afirma que cinco séries de um minuto de alongamento estático não interferem no deslocamento da JMT. Outros dois estudos, porém, que também utilizaram cinco séries de um minuto de protocolo, encontraram um aumento significativo do deslocamento da JMT.^{25,28} Segundo Morse *et al.*,²⁸ a medida do deslocamento da JMT permite realizar uma estimativa mais direta das mudanças de comprimento do tendão e outras estruturas antes e após intervenções

como alongamento. De acordo com Mizuno *et al.*,²⁵ a diminuição da rigidez da UMT, também observada no presente estudo, ocorre devido principalmente a um aumento do deslocamento da JMT. Porém, esta não é uma explicação válida neste estudo uma vez que não foi encontrada diferença para o deslocamento da JMT.

Poucos estudos que analisam o efeito do alongamento nas propriedades passivas mecânicas se preocupam em avaliar a histerese. A histerese é uma propriedade do tendão e descreve a energia dissipada devido à viscosidade do material. Quanto maior a histerese, maior a energia dissipada como calor e assim menos energia pode ser revertida para os movimentos.⁹ Neste estudo, não foram encontradas diferenças significativas na histerese após o alongamento. Esse resultado vai de encontro a três estudos que encontraram uma redução da histerese.^{3,19,20}

Em relação às medidas realizadas ao longo da intervenção, pode-se observar que todos os minutos de alongamento apresentaram uma redução de torque passivo em relação ao início do mesmo. Outro dado importante é que o quinto minuto apresentou um valor de torque passivo significativamente menor do que o primeiro minuto, e o sétimo minuto diminuiu em relação ao quarto minuto. A partir do sétimo minuto não há mais diferença significativa para os valores de torque passivo entre os minutos. Ou seja, parece que um alongamento de cinco minutos é mais efetivo do que o de um minuto, e um alongamento de duração de sete minutos é ainda mais efetivo, no que concerne à redução de torque passivo. No entanto, essa mudança gradual não aconteceu no deslocamento da JMT. Ao observar o tamanho de efeito dos momentos em relação ao minuto 0, é possível constatar que, para variável de deslocamento da JMT, o tamanho de efeito permanece sempre de insignificante a pequeno, enquanto que para o torque passivo, é insignificante no primeiro minuto,

médio dos minutos dois ao cinco e grande dos minutos seis ao 10, corroborando com os achados do teste da ANOVA.

O estudo de Nakamura *et al.*³¹ também encontrou uma redução gradual e significativa do torque passivo, com os minutos 4 e 5 diferentes do minuto 1, e o minuto 5 diferente do minuto 2 e 3. No entanto, em relação ao DJMT, os autores encontraram um aumento gradual desta variável, com os minutos 4 e 5 de alongamento sendo diferentes dos minutos 2 e 3.

Segundo Nakamura *et al.*,³¹ essa alteração gradual de tais variáveis sugere que o alongamento estático com mais de dois minutos efetivamente reduz a resistência de toda a UMT e aumenta o grau de extensibilidade muscular. Não há consenso na literatura sobre qual o protocolo mais efetivo de alongamento estático no que concerne às questões de tempo de duração e número de séries. Porém, tanto o presente estudo como o estudo de Nakamura *et al.*³¹ vem a contribuir com essa tomada de decisão inclinando-se a utilizar tempos de duração maiores ao trazer a informação de que, no decorrer do alongamento, os minutos finais são estatisticamente diferentes dos minutos iniciais de maneira aguda.

Um dos motivos pelos quais pode não ter ocorrido uma mudança significativa no deslocamento da JMT ao longo da intervenção, tampouco de outros parâmetros entre os momentos, como rigidez muscular e tendínea, foi que durante os 10 minutos de alongamento não foi possível ajustar a ADM de flexão dorsal no dinamômetro isocinético, a qual foi pré-determinada no momento de avaliação da ADM antes da intervenção. Este alongamento estático foi, portanto, do tipo ângulo constante. Nos últimos anos, têm surgido na literatura estudos que comparam dois modos diferentes de realizar o alongamento estático: ângulo constante e torque constante.^{4,11,12,17} O alongamento em ângulo constante é aquele no qual o ângulo

articular é mantido constante, e o alongamento em torque constante é aquele no qual o torque passivo deve ser mantido constante ao se aumentar a amplitude articular.¹⁷

Ambos os tipos de alongamento parecem aumentar a ADM, no entanto, Cabido *et al.*⁴ e Konrad *et al.*¹⁷ afirmam que o alongamento em torque constante é mais efetivo que o alongamento em ângulo constante. Nos estudos de Herda *et al.*,^{11,12} os autores encontram que há uma redução de torque passivo para ambos os tipos de alongamentos, porém apenas no grupo torque constante há uma redução significativa da rigidez da UMT. Cabido *et al.*⁴ encontram uma redução da rigidez da UMT para ambos os grupos, mas maior para o grupo torque constante. Apenas Konrad *et al.*¹⁷ encontram uma redução maior de torque passivo para o grupo torque constante quando comparado ao outro grupo. Esses resultados parecem indicar que uma adaptação do ângulo articular com o objetivo de manter uma resistência do grupo muscular alongado constante (refletido pelo valor de torque passivo) tem maiores efeitos nas propriedades mecânicas passivas da articulação.

Como limitações do estudo pode-se ressaltar o fato de não terem sido realizadas comparações com outros tipos de protocolo. Além disso, o estudo foi realizado com sujeitos saudáveis e com um único grupo muscular, sendo a aplicação do estudo limitada a este contexto. Do ponto de vista do rigor metodológico, outra restrição do estudo é o fato de não ter sido possível cegar os avaliadores com o protocolo de avaliação proposto.

Os resultados do estudo vêm a contribuir para a prática clínica do terapeuta que tem como objetivo o ganho de flexibilidade e encontra dificuldade com os protocolos mais comumente utilizados. O conhecimento de que um alongamento estático de longa duração além de aumentar a ADM, como ocorre em protocolos de

menor duração, também reduz a resistência nos componentes passivos mecânicos, pode contribuir de forma mais efetiva para os casos em que a diminuição da ADM não se restringe somente ao encurtamento muscular.

5. CONCLUSÃO

O estudo permite concluir que há diminuição gradual de torque passivo ao longo de uma sessão de alongamento estático passivo de 10 minutos dos flexores plantares de tornozelo, porém essas mudanças não ocorrem para o deslocamento da JMT.

Imediatamente após essa intervenção, além da diminuição de torque passivo, há um aumento de ADM, bem como uma redução da rigidez da UMT, quando comparado ao momento pré.

Uma sessão de alongamento estático passivo de longa duração, portanto, é capaz de incrementar a flexibilidade e gerar mudanças nas propriedades passivas mecânicas representadas pelo torque passivo e rigidez da UMT.

Pontos chave:

Achados: uma sessão de 10 minutos de alongamento aumenta a flexibilidade do tornozelo ao tornar os tecidos articulares menos resistentes. Sete minutos de alongamento estático passivo provocam as mesmas mudanças no torque passivo que dez minutos.

Implicações: fisioterapeutas podem fazer uso de alongamentos com tempos maiores de duração com o objetivo de ganhar flexibilidade e alterar propriedades passivas mecânicas da articulação.

Cautela: o estudo foi realizado apenas com um grupo muscular e com indivíduos saudáveis. Dessa maneira, os resultados podem não ser plenamente aplicáveis para pacientes com alguma patologia.

REFERÊNCIAS

1. Bandy WD, Irion JM Briggler, M. The Effect of Time and Frequency of Static Stretching on Flexibility of the Hamstring Muscles. *Physical Therapy* 1997; 77: 1090-1096.
2. Behm DG, Blazevich AJ, Kay AD, McHugh M. Acute effects of muscle stretching on physical performance, range of motion, and injury incidence in healthy active individuals: a systematic review. *Appl. Physiol. Nutr. Metab* 2016; 41: 1-11. dx.doi.org/10.1139/apnm-2015-0235
3. Burgess KE, Graham-Smith P, Pearson SJ. Effect of acute tensile loading on gender-specific tendon structural and mechanical properties. *Journal of Orthopaedic Research* 2009; 27: 510-516. doi: 10.1002/jor.20768.
4. Cabido CET, Bergamini JC, Andrade AGP, Lima FV, Menzel HJ, Chagas, MH. Acute effect of constant torque and angle stretching on range of motion, muscle passive properties, and stretch discomfort perception. *Journal of Strength and Condicional Reserch* 2014; 28: 1050:1057 doi: 10.1519/JSC.0000000000000241.
5. Chiu TR, Ngo H, Lau L *et al.* An investigation of the immediate effect of static stretching on the morphology and stiffness of Achilles tendon in dominant and non-dominant legs. *Plos one* 2016; 11:1-9. doi: 10.1371/journal.pone.0154443
6. Cini, A, de Vasconcelos, GS, Lima, CS. Acute effect of different time periods of passive static stretching on the hamstring flexibility. [J Back Musculoskelet Rehabil.](#) 2017; 30:241-246. doi: 10.3233/BMR-160740.
7. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics* 1997; 13: 135-163.
8. Espírito-Santo H, Daniel F. Calcular e apresentar tamanhos de efeito em trabalhos científicos (1): as limitações do $p < 0,05$ na análise de diferenças de medias de dois grupos. *Portuguese Journal of Behavioral and Social Research* 2015; 1:3-16
9. Finni T, Peltonen J, Stenroth L, Cronin NJ. Viewpoint: on the hysteresis in the human Achilles Tendon. *J Appl Physiol* 2013; 114: 515-517. doi:10.1152/jappphysiol.01005.2012.

10. Grieve D, Cavanagh P, Pheasant S. Prediction of gastrocnemius length from knee and ankle posture (In: Assmussen E, Jorgensen K, editors). *Int Ser Biomech* 1978; 2A: 405–412
11. Herda TJ, Costa PB, Walter AA *et al.* Effects of two modes of static stretching on muscle strength and stiffness. *Medicine & Science in Sports Exercise* 2011; 43(9): 1777-1784 DOI: 10.1249/MSS.0b013e318215cda9
12. Herda TJ, Costa PB, Walter AA, Ryan ED, Cramer JT. The time course of the effects of constant-angle and constant-torque stretching on the muscle-tendon unit. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 2014; 24(1): 62-67, doi: 10.1111/j.1600-0838.2012.01492.x
13. Hirata K, Miyamoto-mikami E, Kanehisa H, Miyamoto N. Muscle specific acute changes in passive stiffness of human triceps surae muscle after stretching. *Eur J Appl Physiol* 2016; 116: 911-918. doi: 10.1007/s00421-016-3349-3
14. Hoge M, Ryan ED, Costa PB, Herda TJ, Walter AA *et al.* Gender differences in musculotendinous stiffness and range of motion after an acute bout of stretching. *Journal of Strength and Conditioning Research* 2010; 24: 2618–2626. doi: 10.1519/JSC.0b013e3181e73974.
15. Kay AD, Blazevich AJ. Moderate-duration static stretch reduces active and passive plantar flexor moment but not Achilles tendon stiffness or active muscle length. *Journal of Applied Physiology* 2009; 106: 1249-1256. doi: 10.1152/jappphysiol.91476.2008
16. Kay AD, Husbands-Beasley J, Blazevich AJ. Effects of Contract-Relax, Static Stretching, and Isometric Contractions on Muscle-Tendon Mechanics. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 2015; 47: 2181-2190. DOI: 10.1249/MSS.0000000000000632
17. 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 and Science in Sports* 2017; 27: 1070-1080. doi: 10.1111/sms.12725
18. Knudson, D. The biomechanics of stretching. *Journal of Exercise Science & Physiotherapy* 2006; 2: 3-12.

19. Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. Effects of transient muscle contractions and stretching on the tendon structures *in vivo*. *Acta Physiologica Scandinavica* 2002; 175:157-164. DOI: [10.1046/j.1365-201X.2002.00976.x](https://doi.org/10.1046/j.1365-201X.2002.00976.x)
20. Kubo K, Kanehisa H, Kawakami Y, Fukunaga T. Influence of Static Stretching on Viscoelastic Properties of Human Tendon Structures *in vivo*. *Journal of Applied Physiology* 2001; 90: 520-527. DOI: [10.1152/jappl.2001.90.2.520](https://doi.org/10.1152/jappl.2001.90.2.520)
21. Maganaris CN, Paul J. In vivo human tendon mechanical properties. *Journal of Physiology* 1999; 521: 307-313
22. Magnusson SP. Passive properties of human skeletal muscle during stretch maneuvers. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 1998; 8: 65-77
23. Magnusson SP, Aagaard P, Gleim GW, McHugh MP, Kjaer M. Viscoelastic response to repeated static stretching in the human hamstring muscle. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 1995; 5: 342-347 DOI: [10.1111/j.1600-0838.1995.tb00056.x](https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.1995.tb00056.x)
24. McNair P, Nordez A, Olds M, Young SW, Cornu C. Biomechanical properties of the plantar flexor muscle-tendon complex 6 months post-rupture of the Achilles Tendon. *Journal of Orthopaedic Research* 2013; 31: 1469-1474. DOI [10.1002/jor.22381](https://doi.org/10.1002/jor.22381)
25. Mizuno T; Matsumoto M, Umemura Y. Decrements in stiffness are restored within 10 minutes. *International Journal of Sports Medicine* 2013; v.34, p. 484-4. DOI:[10.1055/s-0032-1327655](https://doi.org/10.1055/s-0032-1327655)
26. Mizuno T, Matsumoto M, Umemura Y. Viscoelasticity of the muscle-tendon unit is returned more rapidly than range of motion after stretching. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 2013; 23: 23-30. doi: [10.1111/j.1600-0838.2011.01329.x](https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2011.01329.x)
27. Moraes DA, Baptista CA; Crippa JAS; Louzada-Junior P. Translation Into Brazilian Portuguese And Validation Of The Five-Part Questionnaire For Identifying Hypermobility. *Revista Brasileira de Reumatologia* 2011; 51: 53-69.
28. Morse CI, Degens H, Seynnes OR, Maganaris CN, Jones DA. The acute effect of stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius

- muscle tendon unit. *Journal of Physiology* 2008; 586: 97–106. DOI: 10.1113/jphysiol.2007.140434
29. 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* 2011; 29: 1759-1763. doi: 10.1002/jor.21445
30. 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* 2015; 24: 286-292. doi: 10-1123/jsr.2014-0164
31. Nakamura M, Ikezoe T, Takeno Y, Ichihashi N. Time course of changes in passive properties of the gastrocnemius muscle-tendon unit during 5 minutes of static stretching. *Manual Therapy* 2013; 18: 211-215, <http://dx.doi.org/10.1016/j.math.2012.09.010>
32. Ogura Y, Miyahara Y, Naito H, Katamoto S, Aoki J. Duration of static stretching influences muscle force production on hamstrings muscles. *Journal of Strength and Conditioning Research* 2007; 21: 788-792. DOI: [10.1519/R-18785.1](https://doi.org/10.1519/R-18785.1)
33. Opplert J, Genty JB, Babault N. Do stretch durations affect muscle mechanical and neurophysiological properties? *Int J Sports Med* 2016; 37: 673-679. doi: 10.1055/s-0042-104934
34. Park, DY, Rubenson J, Carr A, Mattson J, Besier T, Chou LB. Influence of stretching and warm-up on Achilles tendon material properties. *Foot and ankle international* 2011; 32: 407-413. DOI: 10.3113/FAI.2011.0407
35. Ryan ED, Beck TW, Herda TJ *et al.* The time course of musculotendinous stiffness responses following different durations of passive stretching. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 2008; 38: 632-639. doi: 10.2519/jospt.2008.2843.
36. Ryan ED, Herda TJ, Costa PB *et al.* Determining the minimum number of passive stretches necessary to alter musculotendinous stiffness. *Journal of Sports Sciences* 2009; 27: 957-961. doi: 10.1080/02640410902998254.

37. Santos GR, Abbud EL, Abreu AJ. Determination of the size of samples: an introduction for new researchers. *Revista Científica Symposium* 2007; 5: 59-60.

CAPÍTULO 3

***FOLLOW UP* DE 60 MINUTOS DE UMA SESSÃO DE ALONGAMENTO ESTÁTICO NAS PROPRIEDADES PASSIVAS DA UNIDADE MÚSCULO-TENDÍNEA DO TRÍCEPS SURAL: UM ENSAIO CLÍNICO RANDOMIZADO**

Resumo

Background: atualmente nos estudos sobre flexibilidade, já está bem elucidado a eficácia do alongamento para o incremento de amplitude de movimento, e busca-se entender, então, quais os mecanismos responsáveis pelo aumento da mesma por meio de avaliação de variáveis mecânicas passivas da articulação.

Métodos: trinta participantes ($26,57 \pm 3,82$ anos) saudáveis foram divididos entre grupo controle, que não realizou nenhuma intervenção, e grupo experimental, que realizou uma série de 10 minutos de alongamento estático passivo dos flexores plantares de tornozelo. As variáveis de amplitude de movimento, torque passivo, deslocamento da junção miotendínea e histerese foram avaliadas nos momentos pré intervenção, imediatamente após e 15, 30, 45 e 60 minutos após o término da mesma. Rigidez da unidade musculotendínea, muscular e tendínea foram calculadas para todos os momentos. Um teste de equações estimativas generalizadas foi realizado para fazer as comparações entre grupos e momentos.

Achados: a amplitude de movimento aumentou ($P < 0,001$) e permaneceu aumentada até 60 minutos; o deslocamento da junção miotendínea, a rigidez muscular e a histerese aumentaram em alguns momentos; torque passivo e rigidez da unidade musculotendínea diminuíram ao longo do tempo apenas no grupo experimental, com um tamanho de efeito médio neste grupo, e pequeno no grupo controle.

Interpretação: a combinação de um alongamento estático passivo de longa duração com alongamentos dinâmicos, que parecem ter acontecido devido aos testes realizados, geram efeitos agudos de aumento da amplitude associado a redução de propriedades mecânicas passivas da unidade musculotendínea que perduram até uma hora após finda a intervenção.

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

Abstract

Background: currently in studies about flexibility, it is well known the stretching efficacy in increasing range of motion, and it is sought to understand the mechanisms responsible for this increase through the evaluation of mechanical and passive variables

Methods: Thirty healthy participants ($26,57 \pm 3,82$ years) were divided into control group, who did not perform any intervention, and experimental group, who performed one bout of 10-minute passive static stretching of ankle plantar flexors. Range of motion, passive torque, myotendinous junction displacement and hysteresis were evaluated at the pre-intervention moment, immediately after and 15, 30, 45 and 60 minutes after the end of the intervention. Musculotendinous unit stiffness, muscular stiffness and tendinous stiffness were calculated for all moments. A generalized estimating equation test was performed to make comparisons between groups and moments

Findings: range of motion increased ($P < 0,001$) and remained increased up to 60 minutes; myotendinous junction displacement, muscular stiffness and hysteresis increased in some moments; passive torque and musculotendinous unit stiffness decreased over time only in the experimental group, with a mean effect size in this group, and small effect size in the control group

Interpretation: the combination of a long-term passive static stretching with dynamic stretches that seem to have occurred due to the tests performed generate acute effects of increased range of motion associated with the reduction of passive mechanical properties of the musculotendinous unit that lasts up to one hour after the end of the intervention

Key words: Muscle Stretching Exercises; Achilles Tendon; Ultrasonography

1. INTRODUÇÃO

O aumento da amplitude de movimento (ADM) decorrente da aplicação de protocolos de alongamento já é consenso na literatura (Behm *et al.*, 2016; Medeiros *et al.*, 2016). Atualmente, o interesse está voltado para entender quais os mecanismos responsáveis por esses aumentos, avaliando variáveis mecânicas passivas como rigidez, torque passivo e deslocamento da junção miotendínea (JMT).

Os estudos visam entender como o ganho de ADM acontece e por quanto tempo esses efeitos agudos duram após o término de uma única sessão de alongamento estático. O tempo que as mudanças geradas por apenas uma sessão de alongamento estático perduram pode ser uma informação útil para que se possa entender seu real efeito em variáveis funcionais e no desempenho esportivo, uma vez que muito se fala sobre a utilização ou não de alongamentos como parte da rotina de aquecimento para exercício físico (Page, 2012).

Ryan *et al.* (2008) compararam três protocolos de alongamento dos flexores plantares de tornozelo e fizeram avaliações até 20 minutos após a intervenção. Os autores encontraram, logo após as intervenções, uma redução significativa da rigidez da unidade musculotendínea (UMT) em todos os grupos quando comparado ao momento pré-intervenção e ao grupo controle. O grupo que realizou o alongamento de quatro séries de 30 segundos (dois minutos) teve seu valor de rigidez da UMT retornado ao valor basal após 10 minutos do término da intervenção, e os grupos de oito e 16 séries (quatro e oito minutos) retornaram seus valores basais após 20 minutos da intervenção.

Em 2009, Kay e Blazeovich realizaram um estudo em que os participantes realizaram três séries de um minuto de alongamento do tríceps sural. Os autores

encontraram que não houve diferença para a rigidez tendínea após a intervenção, e as medidas de torque passivo e rigidez muscular reduziram significativamente apenas imediatamente após a intervenção, retornando aos valores basais após passados 30 minutos. No estudo de Nakamura *et al.* (2011) foram realizadas cinco séries de um minuto de alongamento estático dos flexores plantares, havendo uma diminuição da rigidez muscular e da UMT imediatamente após e passados 10 minutos da intervenção, enquanto a rigidez tendínea aumentou no momento imediatamente após, retornando ao seu valor basal após 10 minutos.

Dois estudos de Mizuno *et al.* (2013a e 2013b) também se preocuparam em repetir as medidas após terminada a intervenção, ambos com o mesmo protocolo de cinco séries de um minuto de alongamento estático. No primeiro estudo, os autores realizaram as avaliações imediatamente após (zero), cinco, 10 e 15 minutos após o alongamento e encontraram que o torque passivo diminuiu apenas no momento imediatamente após a intervenção, enquanto que a rigidez da UMT diminuiu após zero e cinco minutos da intervenção, retornando aos valores basais após 10 minutos. A ADM aumentou e permaneceu significativamente maior que o momento pré até 15 minutos após o alongamento (Mizuno *et al.*, 2013a). No segundo estudo, quando os autores realizaram avaliações imediatamente após e 15, 30, 60 e 90 minutos após o alongamento, os resultados demonstraram um aumento da ADM após 0, 15 e 30 minutos, retornando ao valor basal nas avaliações de 60 e 90 minutos. Novamente, a rigidez da UMT só reduziu imediatamente após a intervenção, retornando ao valor basal após 15 minutos passados da intervenção (Mizuno *et al.*, 2013b).

Dessa forma, percebe-se que os estudos que acompanham o tempo de duração dos efeitos agudos de uma sessão de alongamento estático passivo vem

usando séries de baixo tempo de duração de alongamento (30 segundos a 1 minuto), com o tempo total de alongamento não ultrapassando oito minutos. Tais protocolos parecem fazer diferença apenas no momento imediatamente após o alongamento, sem mudanças nas variáveis mecânicas passivas da UMT que perdurem mais que 20 minutos.

Analisando estudos que utilizam protocolos de alongamento estático contínuo e com tempo de duração maior, dois estudos que utilizaram uma série de cinco minutos contínuos de alongamento encontraram uma diminuição da rigidez tendínea e da histerese (Burgess *et al.*, 2009; Kubo *et al.*, 2002), enquanto outro estudo de igual protocolo encontrou um aumento da rigidez tendínea na perna não dominante após o alongamento, o mesmo não acontecendo para o membro dominante (Chiu *et al.*, 2016). Apenas um estudo utilizou um tempo maior do que o comumente utilizado na literatura, empregando um tempo de duração de 10 minutos de alongamento estático, com o achado de que esse protocolo reduz a rigidez tendínea e a histerese (Kubo *et al.*, 2001). Tais estudos, no entanto, avaliam apenas imediatamente após o alongamento e não acompanham o tempo de duração dessas mudanças.

Buscando acrescentar conhecimento sobre os mecanismos que levam ao aumento da ADM e a duração das mudanças ocorridas, os objetivos desse estudo são analisar as mudanças nas propriedades passivas mecânicas da UMT do tríceps sural antes e após um protocolo de 10 minutos de alongamento estático passivo, e verificar se tais mudanças perduram 15, 30, 45 e 60 minutos após a aplicação do protocolo de alongamento. A hipótese do estudo é de que tal intervenção será capaz de aumentar a ADM e o deslocamento da JMT, bem como reduzir as variáveis de torque passivo, rigidez da UMT, rigidez muscular, rigidez tendínea e histerese, e que estes efeitos perdurarão por até 60 minutos.

2. MÉTODOS

2.1. Amostra

O estudo foi do tipo ensaio clínico randomizado e foi registrado no Registro Brasileiro de Ensaio Clínicos sob o número RBR-7fnsww. Participaram do mesmo 30 homens e mulheres saudáveis, os quais deveriam ter entre 18 e 40 anos. O tamanho da amostra foi definido através do cálculo amostral para populações infinitas (Santos *et al.*, 2007), com o desfecho principal torque passivo, utilizando um grau de confiança de 95% e erro máximo admitido de 5%. Para o cálculo foram utilizados os valores 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 15 participantes por grupo.

Os participantes foram randomizados nos grupos experimental (n=15) e controle (n=15) através de um sistema online (randomization.com), o qual randomiza cada participante para um único grupo usando o método de blocos permutados aleatoriamente. Este programa de computador gerou a ordem de entrada dos primeiros 15 participantes no estudo. Os demais foram pareados nos grupos de acordo com o comprimento da perna (distância entre maléolo lateral e côndilo lateral do fêmur), para que fossem formados grupos homogêneos entre si, sem que o comprimento da perna e do tendão diferissem entre os grupos.

A medida de comprimento da perna fazia parte das medidas antropométricas realizadas no início do estudo, juntamente com a estatura e massa de cada sujeito. Como critérios de inclusão, os participantes não deveriam estar engajados em treino de força e flexibilidade, nem apresentar hiperlaxidão ligamentar e nem ter tido lesões musculoesqueléticas previamente em membros inferiores. Para participar do

estudo, era necessário, também, que os participantes não fizessem uso contínuo de anti-inflamatórios, analgésicos e relaxantes musculares.

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade (Número do Parecer: 2.139.313) e todos os participantes leram e assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. Após a concordância em participar do estudo, os participantes respondiam a uma escala de hipermobilidade articular (Moraes *et al.*, 2011), a fim de que fossem identificados e excluídos os sujeitos que tivessem hiperlaxidão ligamentar, e a um questionário com questões concernentes à caracterização da amostra e ao IPAQ (*International Questionnaire of Physical Activity*), para que fossem excluídos os sujeitos fisicamente ativos.

2.2. Desenho experimental

A coleta de dados compreendeu apenas um dia de visita ao Laboratório de Pesquisa do Exercício da Universidade. Primeiramente, os participantes respondiam aos questionários e realizavam suas medidas antropométricas. Após, eram alocados a um dos dois grupos conforme a lista de randomização a qual havia sido gerada previamente, ou conforme pareamento. A lista de randomização fornecia a informação, também, de qual perna seria utilizada para o teste, a dominante ou a não dominante.

Na sequência, eram realizadas as avaliações pré-intervenção, que constavam de medidas de ADM, deslocamento da JMT, torque passivo e histerese. Tanto as avaliações quanto a intervenção foram realizadas em um dinamômetro isocinético *Biodex System 3* (*Biodex Medical System, USA*), nas quais o participante permanecia sentado com o quadril posicionado em 80° de flexão e o joelho totalmente estendido, estabilizado através de faixas de contenção na cintura escapular e pélvica a fim de evitar movimentos compensatórios. O pé do membro

inferior a ser avaliado era fixado no apoio para pés e o tornozelo alinhado com o eixo do dinamômetro, com o maléolo lateral servindo como ponto de referência para tal.

Após as avaliações pré, foi realizada a intervenção para o grupo experimental, a qual consistiu em um alongamento estático passivo de flexores plantares de 10 minutos de duração. Os participantes do grupo controle não realizaram a intervenção, e permaneceram os 10 minutos sentados em repouso. Na sequência, foram realizadas as mesmas avaliações do momento pré-intervenção imediatamente após (0), 15, 30, 45 e 60 minutos após. Não foi possível cegar avaliadores e participantes devido ao desenho experimental proposto no estudo.

2.3. Procedimentos

2.3.1. Avaliação da ADM

A ADM foi avaliada através do dinamômetro isocinético, com um avaliador realizando a flexão dorsal do tornozelo do participante passivamente até o ponto em que o mesmo referisse início de sensação de desconforto. Foram realizadas três medidas, e a média desses três valores mensurados, em graus, foi considerada como a ADM de flexão dorsal máxima do tornozelo do participante.

2.3.2. Avaliação do torque passivo

Para avaliação do torque passivo dos músculos flexores plantares, desfecho principal do estudo, o dinamômetro moveu a articulação do tornozelo passivamente a uma velocidade constante de $5^\circ/s$ durante cinco ciclos que percorreram uma amplitude de 0° até o máximo de flexão dorsal determinada para cada sujeito na avaliação de ADM no momento pré-intervenção, com as medidas sendo registradas pelo dinamômetro ângulo a ângulo. Além do controle através da EMG dos flexores plantares, os sujeitos eram instruídos a permanecerem com a musculatura dos flexores plantares relaxada. Os valores de pico de torque dos três ciclos centrais,

que ocorreram na ADM máxima do momento pré, foram utilizados para realizar a sua média e obter o valor de toque passivo. Nas avaliações pós-intervenção (0, 15, 30, 45 e 60), o mesmo ângulo de ADM máxima da avaliação pré era levado em conta para calcular a média do pico de torque dos três ciclos centrais das respectivas avaliações.

2.3.3. Avaliação do deslocamento da JMT

A avaliação do deslocamento da JMT do músculo gastrocnêmio medial com o tendão do Calcâneo foi realizada ao mesmo tempo dos cinco ciclos das avaliações de torque passivo. O participante estava posicionado sentado no dinamômetro, com o transdutor preso perpendicularmente em sua perna com faixas de velcro na região distal do músculo, onde foi identificada a JMT, conforme descrito no estudo de Maganaris e Paul (1999). Tal avaliação foi realizada através de um aparelho de ultrassonografia da marca Aloka SSD-4000 (*Aloka Inc.*, Japão), com uma sonda de arranjo linear de 60mm (7,5MHz). Foi utilizado um gel solúvel em água e um marcador de reflexão acústica a fim de controlar o movimento da sonda em relação à pele.

O deslocamento da JMT foi definido como a distância que a JMT se afasta desse marcador, em uma amplitude de 0° até a máxima amplitude de flexão dorsal passiva (Figura 1). As imagens do ultrassom foram gravadas em CD durante toda a avaliação e foram posteriormente transformados em formato AVI para análise no software *Kinovea* – 0.8.15. A JMT era identificada no início da amplitude (0°) e ao final, sendo medidas as distâncias do marcador em ambos os momentos, nos três ciclos centrais. A diferença entre as distâncias inicial e final, em centímetros, e a média dos valores dessa diferença nos três ciclos foi considerada como o deslocamento da JMT.

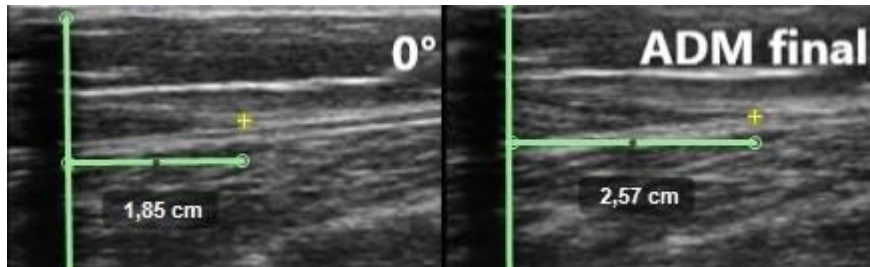


FIGURA 1. Imagens do ultrassom na amplitude movimento (ADM) inicial de 0° e ADM final de dorsiflexão. A cruz amarela demonstra a localização da junção miotendínea (JMT), a linha verde vertical o marcador de reflexão acústica e a linha verde horizontal a distância entre o marcador e a JMT (Fonte: arquivo pessoal).

2.3.4. Avaliação da histerese

A histerese representa a energia dissipada pelo complexo músculo-articular e foi avaliada com a realização de cinco ciclos de flexão plantar e dorsal, a 5°/s, em uma amplitude de 30° de flexão plantar até a ADM máxima de flexão dorsal do sujeito no dinamômetro isocinético, com o participante na mesma posição das avaliações anteriores. Para análise, foram utilizados os dados do quinto ciclo da relação torque passivo-ângulo. A área formada no gráfico pela flexão dorsal foi considerada a energia armazenada e a área formada pela flexão plantar foi considerada a energia restituída. Tais áreas foram calculadas através da integração numérica pela regra dos trapézios. A área formada entre os ciclos de flexão dorsal e flexão plantar, ou seja, a diferença entre as áreas formadas entre a energia armazenada e a energia restituída, resultou na histerese, em joules (McNair *et al.*, 2013).

2.3.5. Medidas de rigidez da UMT, rigidez muscular e rigidez tendínea

O declive da terceira curva ângulo-torque passivo nos últimos 10 graus da ADM de flexão dorsal do momento pré-intervenção foi considerado como a rigidez da UMT. Os mesmos ângulos foram utilizados na análise pós-intervenção (Kay *et al.*, 2015).

A partir do deslocamento da JMT e do torque passivo, foram calculados os valores de rigidez muscular e rigidez tendínea. A rigidez muscular foi definida como o valor obtido pela divisão da mudança do torque passivo de zero até a ADM máxima de flexão dorsal pelo deslocamento da JMT (Morse *et al.*, 2008). A rigidez tendínea, por sua vez, foi definida como o valor obtido pela divisão da mudança do torque passivo de zero até a ADM máxima de flexão dorsal, pelo deslocamento do tendão no ângulo máximo. O deslocamento do tendão no ângulo máximo foi determinado através da subtração do deslocamento da UMT pelo deslocamento da JMT. Para definição do deslocamento da UMT foi utilizado o valor de 0,78mm/° (valor estimado da mudança do comprimento da UMT de zero a 30 graus do músculo gastrocnêmio definida pela equação de Grieve *et al.* (1978)) multiplicado pelo ângulo máximo de flexão dorsal do tornozelo atingido pelo participante (Morse *et al.*, 2008).

2.3.6. Alongamento

O alongamento foi realizado com o participante sentado e posicionado no dinamômetro isocinético da mesma maneira que as avaliações anteriores. O tornozelo do participante era posicionado na amplitude de flexão dorsal determinada previamente como máxima na avaliação de ADM. O alongamento foi do tipo ângulo constante, realizado no modo passivo do dinamômetro, no qual o mesmo levou o pé do participante em uma velocidade de 5°/s até a ADM máxima, onde permaneceu por 10 minutos.

2.3.7. Sinal eletromiográfico

A atividade muscular dos músculos do tríceps sural foi monitorada através da eletromiografia (EMG) do gastrocnêmio medial, gastrocnêmio lateral e sóleo. A eletromiografia foi realizada com o objetivo de monitorar a ativação elétrica muscular

e verificar se a musculatura dos flexores plantares de tornozelo se manteve relaxada durante os testes de torque passivo e durante o alongamento. Segundo De Luca (1997), para ser considerado que o participante estava relaxado, a atividade elétrica não deveria variar mais do que dois desvios padrões (DP) acima do valor de repouso. Os participantes que apresentaram atividade elétrica superior aos dois DP do repouso foram excluídos da análise.

A análise dos dados eletromiográficos dos músculos do tríceps sural foi realizada no sistema *Miotec Suite* (Miotec Equipamentos Biomédicos, Porto Alegre, RS, Brasil). Inicialmente, foi utilizado um filtro passa banda Butterworth de 5ª ordem, com frequência de corte de 20 a 500Hz para eliminar possíveis ruídos do ambiente e de aparelhos elétricos. Para estabelecer o valor de repouso, o cálculo do valor *Root Mean Square* (RMS) foi realizado em uma janela de 5s antes do início das avaliações, período em que o participante não deveria realizar movimento do tornozelo. Para determinar o nível de ativação durante o teste de torque passivo, este cálculo foi realizado apenas nas três repetições centrais.

2.4. Análise estatística

Para a comparação intra grupos (pré, 0, 15, 30, 45 e 60 pós) e entre grupos (experimental e controle), foi utilizado um teste de Equações Estimativas Generalizadas e, quando identificadas diferenças, um *post hoc* de Bonferroni. Também foi aplicado um teste t independente para avaliar a homogeneidade dos grupos em relação às variáveis de caracterização da amostra (massa, estatura, IMC e comprimento da perna). Os testes foram realizados no *software Statistical Package for Social Science for Windows* (SPSS) versão 20.0 e o nível de significância adotado foi de 0,05. Além disso, o tamanho de efeito foi calculado para a expressão da magnitude da diferença entre os momentos pós-intervenção em relação ao

momento pré-intervenção das variáveis dependentes estudadas, para cada grupo individualmente. Foram considerados valores abaixo de 0,19 insignificantes, de 0,2 a 0,49 pequeno, 0,5 a 0,79 médio e 0,8 a 1,29 grande (Espírito-Santo, Daniel, 2015).

3. RESULTADOS

No período de coleta de dados, que compreendeu de agosto a dezembro de 2017, 32 participantes foram selecionados para amostra do estudo. Dois participantes que foram inicialmente recrutados tiveram que ser excluídos na fase de coleta de dados devido a um encurtamento excessivo da musculatura do tríceps sural, o que impediu a realização dos testes. Os dados que descrevem a caracterização da amostra estão descritos na Tabela 1, e não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos ($p > 0,05$), mostrando que os grupos eram homogêneos no momento pré-intervenção.

Tabela 1. Variáveis de caracterização da amostra, apresentadas em média (DP) ou frequência absoluta.

Características	GE (n=15)	GC (n=15)
Sexo		
Feminino	11	9
Masculino	4	6
Idade (anos)	26,67 (3,22)	26,47 (4,45)
Massa (kg)	65,88 (15,21)	71,2 (20,37)
Estatura (cm)	164,00 (11)	169 (12)
IMC (kg/cm ²)	24,21 (3,85)	24,7 (5,72)
Comprimento da perna (cm)	39,27 (3,61)	41,0 (4,19)
Comprimento do tendão (cm)	19,7 (2,29)	20,83 (2,36)
IPAQ		
IA	14	14
Sed	1	1

DP: desvio padrão; GE: grupo experimental; GC: grupo controle; IMC: índice de massa corporal, IPAQ: *international physical activity questionnaire*, IA: insuficientemente ativo, Sed: sedentário; GE: grupo experimental; GC: grupo controle

Dos 30 participantes iniciais, cinco foram excluídos após análise dos dados eletromiográficos, os quais indicaram que esses participantes não mantiveram a musculatura do tríceps sural relaxada. O grupo experimental teve 12 participantes analisados e o grupo controle 13 (Figura 2).

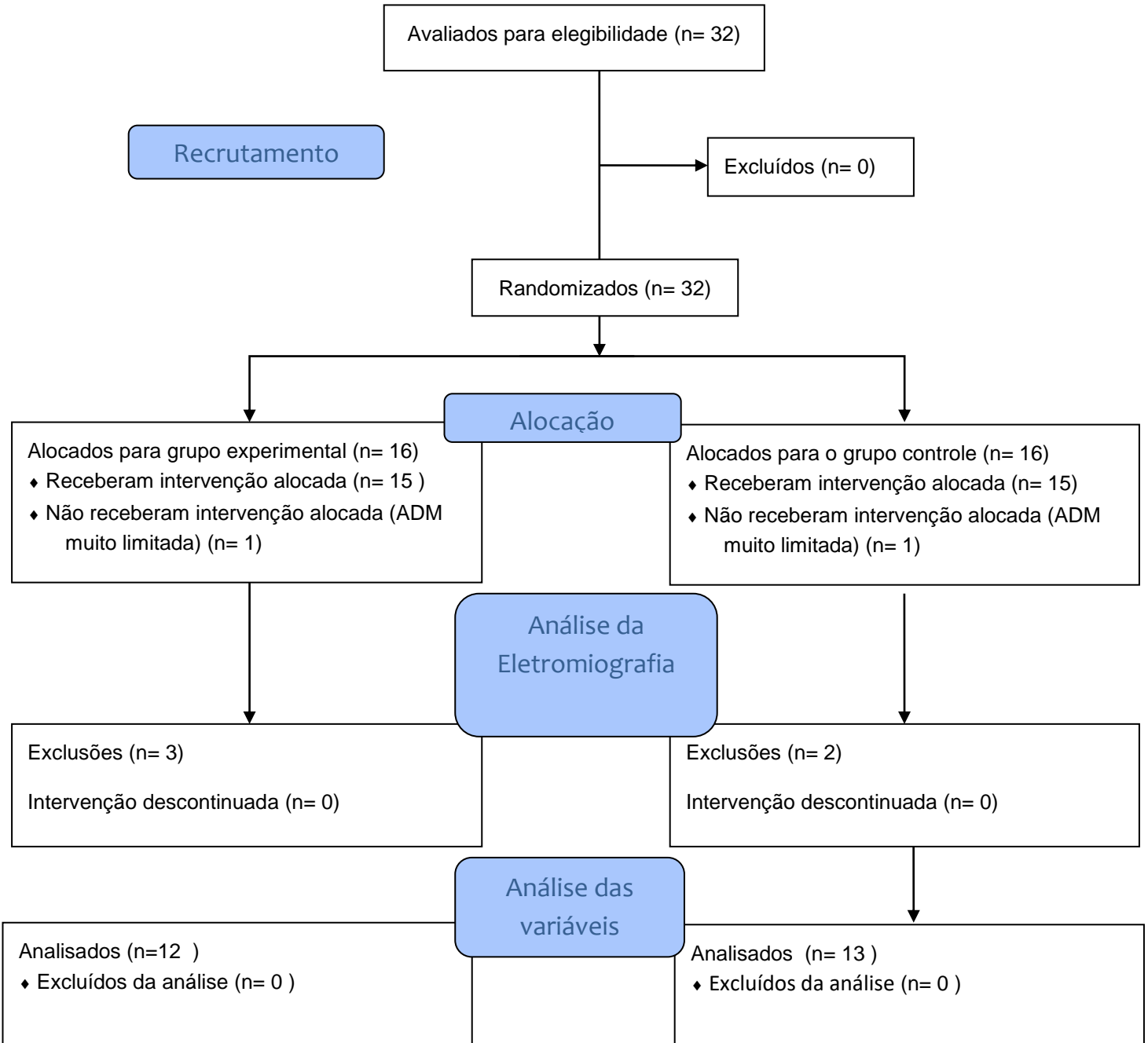


FIGURA 2. Fluxograma demonstrando o recrutamento, alocação e exclusão dos participantes.

3.1 ADM

Em relação à ADM houve aumento em todos os momentos quando comparado ao momento pré ($P < 0,001$ para todos) e o momento pós 0 foi diferente dos momentos pós 45 e 60 ($P = 0,009$ para ambos). Na comparação entre os grupos não houve diferença significativa ($P = 0,938$) (Tabela 2).

3.2 Torque passivo

Para a variável de torque passivo, houve uma interação significativa entre os fatores grupo e tempo ($P = 0,021$), demonstrando que o comportamento dos grupos foi diferente ao longo do tempo. No grupo experimental, o momento pré foi significativamente maior que todos os momentos ($P < 0,001$ para todas as comparações) e o momento pós 30 foi maior do que o pós 60 ($P = 0,009$). No grupo controle, não houve diferença entre nenhum dos momentos ($P = 1,00$ para todas as comparações) (Tabela 2).

3.3 Deslocamento da JMT

No deslocamento da JMT, tanto para o grupo experimental quanto para o grupo controle, o momento pré foi significativamente menor que os momentos pós 30 ($P = 0,019$) e pós 45 ($P = 0,036$), sem diferença entre os grupos ($P = 0,2$) (Tabela 2).

3.4 Histerese

Na histerese o momento pré foi significativamente menor do que os momentos pós 15 ($P = 0,006$) e pós 45 ($P = 0,029$) para ambos os grupos, não havendo diferença entre eles ($P = 0,477$).

3.5 Rigidez da UMT, rigidez muscular e rigidez tendínea

A rigidez da UMT apresentou uma interação significativa entre os fatores grupo e tempo ($P = 0,006$). Ao fixar o tempo, houve uma diferença entre grupos no momento pós 0, sendo a rigidez da UMT maior no grupo controle do que no grupo

experimental ($P=0,025$). Ao fixar o grupo, o grupo experimental demonstrou uma redução significativa dessa variável em todos os momentos quando comparado ao momento pré ($P<0,001$ nos momentos pós 0, pós 15 e pós 30; $P=0,027$ no momento pós 45), exceto no pós 60 ($P=0,205$). Já no grupo controle, não houve diferença entre os momentos ($P>0,05$) (Tabela 2).

Já para a variável de rigidez muscular o momento pré foi significativamente menor do que os momentos pós 0 ($P=0,018$), pós 45 ($P=0,004$) e pós 60 ($P=0,001$), sem diferença entre grupos ($P=0,698$) (Tabela 2).

Por sua vez, não houve diferenças significativas na variável rigidez tendínea nem em relação ao tempo ($P=0,172$), nem em relação ao grupo ($P=0,133$) (Tabela 2).

Tabela 2. Valores de média (desvio padrão) das variáveis ADM, torque passivo, deslocamento da JMT, rigidez da UMT, rigidez muscular, rigidez tendínea e histerese dos grupos controle e experimental, bem como tamanho de efeito expresso em d de Cohen com um intervalo de confiança de 95% dos momentos pós 0, pós 15, pós 30, pós 45 e pós 60 em relação ao momento pré

		PRÉ	PÓS 0	PÓS 15	PÓS 30	PÓS 45	PÓS 60
ADM (°)							
GC	média (DP)	27,23 (6,72)	32,77 (7,54) *	34,15 (8,62) *	35,62 (7,5) *	36,23 (8,04) **	35,77 (8,44)**
	d (IC95%)	-	0,69 (-0,1;1,49)	0,83 (0,03;1,63)	1,09 (0,26;1,91)	1,12 (0,29;1,95)	1,03 (0,2;1,85)
GE	média (DP)	27,42 (8,66)	33,25 (9,77)*	33,75 (10,05) *	34,92 (10,18) *	36,25 (10,39) **	37,75 (9,18)**
	d (IC95%)	-	0,63 (-0,19;1,45)	0,62 (-0,2;1,44)	0,73 (-0,09;1,56)	0,85 (0,02;1,69)	1,07 (0,21;1,92)
TP (Nm)							
GC	média (DP)	32,54 (10,1)	31,17 (9,27)	29,49 (12,66)	31 (11,07)	31,41 (12,19)	29,96 (9,88)
	d (IC95%)	-	0,13 (-0,64;0,9)	0,25 (-0,53;1,02)	0,13 (-0,64;0,9)	0,09 (-0,68;0,86)	0,24 (-0,53;1,01)
GE	média (DP)	30,22 (6,86)	25,55 (6,13) *	26,49 (6,68) *	27,57 (7,79) *	26,81 (7,86) *	26,25 (7,06) *\$
	d (IC95%)	-	0,69 (-0,14;1,51)	0,52 (-0,29;1,34)	0,35 (-0,46;1,16)	0,41 (-0,37;1,25)	0,55 (-0,27;1,36)
DJMT (cm)							
GC	média (DP)	0,82 (0,25)	0,9 (0,22)	0,94 (0,22)	1,03 (0,4) *	0,99 (0,29) *	0,94 (0,29)
	d (IC95%)	-	0,31 (-0,46;1,09)	0,47 (-0,31;1,25)	0,58 (-0,2;1,3)	0,58 (-0,21;1,36)	0,41 (-0,37;1,9)
GE	média (DP)	0,71 (0,28)	0,77 (0,31)	0,85 (0,31)	0,9 (0,24) *	0,82 (0,24) *	0,83 (0,24)
	d (IC95%)	-	0,19 (-0,61;0,99)	0,44 (-0,37;1,25)	0,67 (-0,15;1,49)	0,39 (-0,42;1,2)	0,42 (-0,38;1,23)
RigUMT (Nm/°)							

GC	média (DP)	1,24 (0,47)	1,2 (0,4) [†]	1,1 (0,61)	1,12 (0,47)	1 (0,36)	1,12 (0,36)
	d (IC95%)	-	0,09 (-0,68;0,86)	0,24 (-0,53;1,01)	0,24 (-0,53;1,01)	0,54 (-0,24;1,33)	0,27 (-0,5;1,04)
GE	média (DP)	1,12 (0,31)	0,88 (0,28) [†]	0,93 (0,28) *	0,94 (0,31) *	0,95 (0,35) *	0,94 (0,38)
	d (IC95%)	-	0,75 (-0,08;1,58)	0,59 (-0,22;1,41)	0,54 (-0,28;1,35)	0,47 (-0,34;1,29)	0,48 (-0,5;1,04)
RigMUS (Nm/cm)							
GC	média (DP)	28,76 (12,87)	36,01 (15,14) *	34,02 (16,41)	35,97 (17,09)	36,88 (14,31) *	39,63 (19,07) *
	d (IC95%)	-	0,48 (-0,3;1,26)	0,33 (-0,44;1,1)	0,44 (-0,34;1,22)	0,55 (-0,23;1,33)	0,62 (-0,17;1,4)
GE	média (DP)	28,82 (9,35)	33,31 (12,61)*	31,41 (10,36)	33,16 (11,85)	36,3 (12,47)*	37,41 (12,78)*
	d (IC95%)	-	0,36 (-0,44;1,17)	0,24 (-0,56;1,05)	0,38 (-0,43;1,18)	0,63 (-0,19;1,45)	0,71 (-0,12;1,53)
RigTEN (Nm/cm)							
GC	média (DP)	18,04 (7,18)	19,08 (6,65)	19,54 (10,13)	22,4 (14,1)	21,28 (12,19)	20,2 (9,99)
	d (IC95%)	-	0,14 (-0,63;0,91)	0,16 (-0,61;0,93)	0,36 (-0,42;1,13)	0,3 (-0,48;1,07)	0,23 (-0,54;1)
GE	média (DP)	15,84 (8,54)	13,52 (4,5)	15,6 (5,75)	16,58 (6,51)	15,88 (6,79)	14,79 (5,98)
	d (IC95%)	-	0,31 (-0,49;1,12)	0,03 (-0,77;0,83)	0,09 (-0,71;0,89)	0 (-0,8;0,8)	0,13 (-0,67;0,94)
Histerese (J)							
GC	média (DP)	80,91 (56,17)	113,16 (62,77)	175,17 (145,41) *	84,12 (127,46)	129,94 (105,46) *	125,74 (101,39)
	d (IC95%)	-	0,5 (-0,28;1,28)	0,79 (-0,01;1,59)	0,06 (-0,71;0,83)	0,54 (-0,25;1,32)	0,5 (-0,28;1,29)
GE	média (DP)	60,66 (78,77)	101,72 (58,44)	111,77 (63,36) *	88,36 (67,34)	90,41 (54,49) *	151,73 (180,06)
	d (IC95%)	-	0,55 (-0,27;1,36)	0,66 (-0,16;1,48)	0,35 (-0,46;1,16)	0,41 (-0,4;1,21)	1,26 (0,38;2,14)

ADM: amplitude de movimento, TP: torque passivo, DJMT: deslocamento da junção miotendínea; UMT: unidade musculotendínea; RigUMT: rigidez da unidade musculotendínea, RigMUS: rigidez muscular, RigTEN: rigidez tendínea; GC: grupo controle; GE: grupo experimental; DP: desvio padrão, IC: intervalo de confiança

† Diferença entre os grupos controle e experimental no momento pós 0

* Diferença significativa para o momento pré

Diferença significativa para o momento pós 0

§ Diferença significativa para o momento pós 30

4. DISCUSSÃO

Os principais achados deste estudo são que, após o protocolo definido para a coleta de dados, houve, para ambos os grupos em relação ao momento pré, um aumento da ADM que persistiu até 60 minutos após a intervenção. O deslocamento da JMT, a rigidez muscular e a histerese aumentaram em alguns momentos. Ainda, foi possível afirmar que o grupo experimental se comportou de maneira diferente do controle nas variáveis de torque passivo e rigidez da UMT, com redução das mesmas em todos os momentos pós-intervenção quando comparado ao momento pré, exceto no momento pós 60 da rigidez da UMT. Além disso, no momento pós 0 foi encontrada diferença entre grupos para a variável de rigidez da UMT. A única variável que não apresentou diferenças em nenhum grupo ou momento foi a rigidez tendínea, com um tamanho de efeito permanecendo de baixo a insignificante em ambos os grupos para todos os momentos.

O fato de terem acontecido mudanças ao longo do tempo também para o grupo controle em muitas das variáveis analisadas, bem como não terem aparecido diferenças entre os grupos, foram resultados, inicialmente, surpreendentes. A hipótese levantada foi que o tipo de avaliação utilizada para mensurar as variáveis de torque passivo, deslocamento da JMT e histerese podem ter provocado efeitos inesperados no grupo controle. Para cada momento, estas variáveis foram acessadas e elas consistiram em um total de 10 ciclos, os quais levavam a articulação do tornozelo, de maneira passiva, até a sua ADM máxima de flexão dorsal. Dessa maneira, de forma imprevisível, alongamentos cíclicos ou dinâmicos acabaram acontecendo como uma forma de intervenção para o grupo controle.

Esta hipótese é reforçada com o estudo recente de Maeda *et al.* (2017) que comparou os efeitos agudos de um alongamento estático de dois minutos e um

alongamento cíclico de mesmo tempo de duração para ADM, rigidez muscular e deslocamento da JMT, e encontraram que, apesar do grupo do alongamento estático apresentar mudanças significativamente maiores do que o grupo de alongamento cíclico, este último também teve ganhos significativos entre os momentos.

Ainda, indo na linha de que o grupo controle acabou realizando um tipo de alongamento dinâmico, os estudos de Mizuno (2016) e Mizuno e Umemura (2016) avaliaram o alongamento dinâmico em relação às propriedades passivas mecânicas. Ambos encontraram um aumento de ADM após os protocolos de alongamento, porém sem diferença para as variáveis de torque passivo, deslocamento da JMT e rigidez da UMT. Por outro lado, o estudo de Samukawa *et al.* (2011) encontra um aumento tanto de ADM quanto do deslocamento da JMT após um protocolo de alongamento dinâmico, reforçando o fato do protocolo de avaliação do presente estudo ter provocado um ganho de ADM e de deslocamento da JMT no grupo controle.

Retomando o objetivo principal do presente estudo relativo ao tempo que permanecem as mudanças provocadas pelo protocolo de alongamento, o estudo de Mizuno e Umemura (2016) corrobora parcialmente com os resultados. Isto porque os autores também acompanharam o tempo de permanência das mudanças, fazendo avaliações até 30 minutos após finda a intervenção, encontrando que a ADM aumenta e permanece alterada somente até 10 minutos após a intervenção, enquanto no presente estudo essa mudança permaneceu até 60 minutos.

As justificativas para o aumento da ADM apresentam variações entre os estudos. Mizuno e Umemura (2016) atribuem o aumento da ADM a um aumento na tolerância ao alongamento, uma vez que as variáveis mecânicas passivas não se

alteraram em nenhum momento. Já Samukawa *et al.* (2011) atribuiu o aumento da ADM à mudança de comprimento dos tecidos tendíneos, uma vez que as variáveis musculares de seu estudo (ângulo de penação e comprimento de fascículo) permaneceram inalteradas.

Assim como no estudo de Mizuno e Umemura (2016), as variáveis que levam em conta alterações estruturais e morfológicas do presente estudo, como o deslocamento da JMT, rigidez muscular e rigidez tendínea, não obtiveram mudanças expressivas seja com a intervenção seja com os testes realizados. No entanto, o torque passivo e a rigidez da UMT diminuíram após o protocolo de alongamento e estas variáveis parecem estar relacionadas com os componentes passivos. Isso porque o torque passivo representa a resistência que a UMT oferece ao movimento passivo (Nakamura *et al.*, 2013), e o cálculo da rigidez da UMT considera o comportamento do torque passivo conforme a mudança angular de flexão dorsal. Ainda, a musculatura envolvida no teste estava relaxada, segundo controle da atividade elétrica do tríceps sural com a eletromiografia. Dessa maneira, como já sugere Mizuno e Umemura (2016) que o mecanismo responsável pelo aumento da ADM seria o aumento da tolerância ao alongamento, este pode estar diretamente relacionado com estas mudanças em componentes passivos, bem como adaptações neurais, e não estruturais, já que não parece haver nenhuma evidência da mudança de comprimento de tecidos miotendíneos após o alongamento.

Os testes de tolerância ao alongamento vêm sendo frequentemente utilizados em estudos que buscam entender o mecanismo de aumento da flexibilidade após o treino de alongamento. De acordo com Freitas *et al.* (2018), essa maneira de explicar o aumento de ADM envolve uma teoria sensória, a qual indica que a UMT poderia tolerar uma maior tensão passiva após a intervenção. Normalmente, os

testes envolvem a intensidade e sensação de dor tolerada medida através de uma escala visual analógica como ponto de referência para ADM máxima (Marshall *et al.*, 2011; Michaeli *et al.*, 2017). Segundo Blazevich *et al.* (2014), as mudanças de ordem neural de ADM podem estar relacionadas a uma alteração da resposta de receptores aferentes periféricos ou a mudanças na percepção do indivíduo ao alongamento passivo.

Quando comparado a outros estudos que acompanharam o tempo dos efeitos agudos após o alongamento estático (Ryan *et al.*, 2008, Kay e Blazevich, 2009; Nakamura *et al.*, 2011; Mizuno *et al.*, 2013a; Mizuno *et al.*, 2013b), este foi o estudo que apresentou o maior tempo de duração de efeitos agudos, como a ADM, que permaneceu alterada em relação ao momento pré em ambos os grupos até uma hora após o protocolo de pesquisa, da mesma maneira que o torque passivo no grupo experimental, e a rigidez da UMT até 45 minutos após o alongamento. Isso pode ter ocorrido tanto pelo fato de o presente estudo ter utilizado um alongamento de longa duração e não seriado, tanto quanto pelo fato de as avaliações terem interferido no comportamento destas variáveis.

A principal limitação do estudo foi a interferência nos resultados por parte dos testes de torque passivo, deslocamento da JMT e histerese, o qual configura um viés importante sobre o real efeito do alongamento estático, uma vez que possíveis alongamentos dinâmicos ou cíclicos podem ter acontecido em ambos os grupos, experimental e controle. Além disso, não foi possível cegar os avaliadores dos desfechos, e a aplicação do estudo é limitada à população específica de sujeitos saudáveis e ao grupo muscular tríceps sural.

Considerando o comportamento diferente do grupo experimental em relação ao torque passivo e rigidez da UMT, é possível considerar o alongamento estático

passivo como uma boa alternativa em ambientes esportivos e clínicos para o ganho de ADM associado a uma diminuição da resistência de componentes passivos da UMT.

5. CONCLUSÃO

A conclusão do presente estudo é que a combinação de um alongamento estático passivo de longa duração com possíveis alongamentos dinâmicos, decorrentes dos testes, geram efeitos agudos de aumento da ADM associado à redução de propriedades mecânicas passivas da UMT que perduram até uma hora após o fim da intervenção.

.

.

REFERÊNCIAS

Blazevich A.J., Cannavan D., Waugh C.M., Miller S.C., Thorlund J.B., Aagaard P., Kay A.D. (2014) Range of motion, neuromechanical, and architectural adaptations to plantar flexor stretch training in humans. *J Appl Physiol*, v.117, p. 452–462; doi:10.1152/jappphysiol.00204.2014.

Behm D.G., Blazevich A.J., Kay A.D., McHugh M. (2016) Acute effects of muscle stretching on physical performance, range of motion, and injury incidence in healthy active individuals: a systematic review. *Appl. Physiol. Nutr. Metab*; v.41, p.1-11. dx.doi.org/10.1139/apnm-2015-0235

Burgess K.E., Graham-Smith P., Pearson S.J. (2009) Effect of acute tensile loading on gender-specific tendon structural and mechanical properties. *Journal of Orthopaedic Research*; v.27, p.510-516. doi: 10.1002/jor.20768

Chiu T.R., Ngo H., Lau L., Leug K.W., Lo M.H., Yu H.F., Ying M. (2016) An investigation of the immediate effect of static stretching on the morphology and stiffness of Achilles tendon in dominant and non-dominant legs. *Plos one*; v.11, p.1-9. doi: 10.1371/journal.pone.0154443

De Luca C.J. (1997) The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, v.13, p.135-163.

Espírito-Santo H, Daniel, Fernanda (2015) Calcular e apresentar tamanhos de efeito em trabalhos científicos (1): as limitações do $p < 0,05$ na análise de diferenças de medias de dois grupos. *Portuguese Journal of Behavioral and Social Research*, v.1, p.3-16

Grieve D., Cavanagh P., Pheasant S. (1978). Prediction of gastrocnemius length from knee and ankle posture (In: Assmussen E, Jorgensen K, editors). *Int Ser Biomech*; 2A: 405–412

Kay A.D., Blazevich A.J. (2009). 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, doi: 10.1152/jappphysiol.91476.2008

Kay A.D., Husbands-Beasley J., Blazevich A.J. (2015). Effects of Contract-Relax, Static Stretching, and Isometric Contractions on Muscle-Tendon Mechanics. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, v.47, p.2181-2190. DOI: 10.1249/MSS.0000000000000632

Kubo K., Kanehisa H., Kawakami Y., Fukunaga T. (2001) Influence of Static Stretching on Viscoelastic Properties of Human Tendon Structures *in vivo*. *Journal of Applied Physiology*; v.90, p.520-527. DOI: [10.1152/jappl.2001.90.2.520](https://doi.org/10.1152/jappl.2001.90.2.520)

Kubo K., Kanehisa H., Fukunaga T. (2002) Effects of transient muscle contractions and stretching on the tendon structures *in vivo*. *Acta Physiologica Scandinavica*, v.175, p.157-164. DOI: [10.1046/j.1365-201X.2002.00976.x](https://doi.org/10.1046/j.1365-201X.2002.00976.x)

Maeda N., Urabe Y., Tsutsumi S., Sakai S., Fujishita H., Kobayashi T., Asaeda M., Hirata K., Mikami Y., Kimura H. (2017). The acute effects of static and cyclic stretching on muscle stiffness and hardness of medial gastrocnemius muscle. *Journal of Sports Sciences and Medicine*, v.16, p.514-520

Maganaris C.N., Paul J. (1999). In vivo human tendon mechanical properties. *Journal of Physiology*, v.521, p.307-313

Marshall P.W.N., Cashman A., Cheema B. S. (2011). A randomized controlled trial for the effect of passive stretching on measures of hamstring flexibility, passive stiffness, strength, and stretch tolerance. *Journal of Science and Medicine in Sport*, v.14, p.535-540, doi:10.1016/j.jsams.2011.05.003

McNair P., Nordez A., Olds M., Young S.W., Cornu C. (2013) Biomechanical properties of the plantar flexor muscle-tendon complex 6 months post-rupture of the Achilles Tendon. *Journal of Orthopaedic Research*, v.31, p.1469-1474. DOI 10.1002/jor.22381

Medeiros D.M., Cini A., Sbruzzi G., Lima C.S. (2016) Influence of static stretching on hamstring flexibility in healthy young adults: systematic review and meta-analysis. *Physiotherapy Theory and Practice*; v.32 (6), p. 438-445, <http://dx.doi.org/10.1080/09593985.2016.1204401>

Michaeli A., Cameron J., Stewart, A. (2017). Dynamic oscillatory stretching efficacy on hamstring extensibility and stretch tolerance: a randomized controlled trial. *International Journal of Sports Physical Therapy*, v.12, n.3, p.305-313

Mizuno T., Matsumoto M., Umemura Y. (2013a). Decrements in stiffness are restored within 10 minutes. *International Journal of Sports Medicine*, v.34, n.6, p.484-490, doi: 10.1055/s-0032-1327655

Mizuno T., Matsumoto M., Umemura Y. (2013b). Viscoelasticity of the muscle-tendon 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, doi: 10.1111/j.1600-0838.2011.01329.x.

Mizuno T. (2016). Changes in joint range of motion and muscle-tendon unit stiffness after varying amounts of dynamic stretching. *Journal of sports sciences*, v.35, n.21, <http://dx.doi.org/10.1080/02640414.2016.1260149>

Mizuno T., Umemura Y. (2016). Dynamic stretching does not change the stiffness of the muscle-tendon unit. *Int J Sports Med*, DOI: 10.1055/s-0042-108807

Moraes D.A., Baptista C.A., Crippa J.A.S., Louzada-Junior P. (2011) Translation Into Brazilian Portuguese And Validation Of The Five-Part Questionnaire For Identifying Hypermobility. *Revista Brasileira de Reumatologia*, v.51, p.53-69.

Morse C.I., Degens H., Seynnes O.R., Maganaris C.N., Jones D.A. (2008) The acute effect of stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit. *Journal of Physiology*, v.586, p.97–106. DOI: 10.1113/jphysiol.2007.140434

Nakamura M., Ikezoe T., Takeno Y., Ichihashi N. (2011). Acute and prolonged effect of static stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit in vivo. *Journal of Orthopaedic Research*, v.29, n.11, p.1759-1763, doi: 10.1002/jor.21445

Nakamura M., Ikezoe T., Takeno Y., Ichihashi N. (2013) Time course of changes in passive properties of the gastrocnemius muscle-tendon unit during 5 minutes of static stretching. *Manual Therapy*, v.18, p.211-215, <http://dx.doi.org/10.1016/j.math.2012.09.010>

Page P. (2012) 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

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. (2008). 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, doi: 10.2519/jospt.2008.2843

Samukawa M., Hattori M., Sugama N., Takeda N. (2011). The effects of dynamic stretching on plantar flexor muscle-tendon tissue properties. *Manual Therapy*, v. 16, p.618-622, doi: 10.1016/j.math.2011.07.003

Santos G.R., Abbud E.L., Abreu A.J. (2007) Determination of the size of samples: an introduction for new researchers. *Revista Científica Symposium*; v.5, p.59-60.

CAPÍTULO 4 - CONCLUSÃO

4.1 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este estudo traz considerações importantes para a área de flexibilidade. Já está bem elucidada na literatura a eficácia dos diversos tipos de protocolos de alongamento para o ganho de amplitude de movimento. Recentemente, os estudos têm se engajado em compreender quais os mecanismos por trás desse incremento na flexibilidade. Conforme os resultados encontrados no presente estudo, parece que uma sessão de alongamento estático de longa duração não age diretamente nos tecidos conectivos como fora inicialmente proposto. As variáveis que apresentaram resultados mais expressivos em relação às intervenções propostas, além do aumento da ADM, foram o torque passivo e a rigidez da UMT, as quais parecem estar mais relacionadas com mudanças nas informações neurais, e não de componentes morfológicos. Além disso, esses efeitos parecem ter uma duração de até uma hora após o alongamento, e essa informação, aliada ao fato de ter sido utilizado um tempo de duração bem maior do que normalmente é usado, é valiosa e original. No contexto clínico, fisioterapeutas podem se beneficiar desse protocolo de alongamento, podendo fazer uso desse efeito de longa duração para executar outros exercícios que auxiliem na busca pelo aumento da flexibilidade, principalmente em pacientes que apresentem limitações importantes de movimento.

4.2 PERSPECTIVAS

Ainda restam muitas lacunas sobre o real mecanismo de aumento da ADM decorrente do treino de alongamento. Este estudo analisou apenas os efeitos agudos e de sujeitos com mobilidade preservada. Novos estudos que abordem o efeito de um treinamento crônico e que se utilizem de populações com diferentes patologias, bem como com sujeitos encurtados, devem ser realizados.

REFERÊNCIAS

ABALLANEDA, Séverine; GUISSARD, Nathalie; DUCHATEAU, Jacques. The relative lengthening of the myotendinous structures in the medial gastrocnemius during passive stretching differs among individuals. **Journal of Applied Physiology**, v.106, p. 169–177, 2009.

ANDERSEN, J. C. Flexibility in performance: foundational concepts and practical issues. **Human Kinetics - Athletic Therapy Today**, v. 11, n.3, p. 9-12, 2006.

ARAMPATZIS, Adamantios *et al.* Mechanical properties of the triceps surae tendon and aponeurosis in relation to intensity of sport activity. **Journal of Biomechanics**, v.40, p.1946-1952, 2007.

ARYA, Shruti; KULIG, Kornelia. Tendinopathy alters mechanical and material properties of the Achilles tendon. **Journal of Applied Physiology**, v.108, p.670-675, 2010.

BANDY, William D; IRION, Jean M; BRIGGLER, Michelle. 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, Katherine E; GRAHAM-SMITH, Phillip; PEARSON, Stephen 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.

CABIDO, Christian E. T. *et al.* Acute effect of constant torque and angle stretching on range of motion, muscle passive properties, and stretch discomfort perception. **Journal of Strength and Condiciona Reserch**, v. 28, p. 1050:1057, 2014

CHIU, Tsz-chun Roxy *et al.* An investigation of the immediate effect of static stretching on the morphology and stiffness of Achilles tendon in dominant and non-dominant legs. **Plos one**, v.11, n.4, 2016.

DAVIS, D. Scott *et al.* The effectiveness of 3 stretching techniques on hamstring flexibility using consistent stretching parameters. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.19, n.10, p.27–32, 2005.

DE PINO, Glen M; WEBRIGHT, William G; ARNOLD, Brent L. Duration of maintained hamstring flexibility after cessation of an acute static stretching protocol. **Journal of Athletic Training**, v.35, n.1, p. 56-59, 2000

FINNI, T. *et al.* Viewpoint: on the hysteresis in the human Achilles Tendon. **Journal of Applied Physiology**, v.114, p. 515-517. 2013

GARBER, C. E. *et al.* American College of Sports Medicine Position Stand. Quantity and quality of exercise 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.1334-59, 2011.

GRIEVE, D, CAVANAGH, P, PHEASANT, S. Prediction of gastrocnemius length from knee and ankle posture (In: Assmussen E, Jorgensen K, editors). **Int Ser Biomech 2A**: 405–412, 1978.

HERDA, Trent J. *et al.* Effects of two modes of static stretching on muscle strength and stiffness. **Medicine & Science in Sports Exercise**, v.43, n.9, p.1777-1784, 2011

HERDA, Trent J. *et al.* The effects of dynamic stretching on the passive properties of the muscle-tendon unit. **Journal of Sports Sciences**, v.31, n.5, p. 479-487, 2013.

HERDA Trent J. *et al.* The time course of the effects of constant-angle and constant-torque stretching on the muscle-tendon unit. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v.24, n.1, p. 62-67, 2014

HIRATA, Kosuke *et al.* Muscle specific acute changes in passive stiffness of human triceps surae muscle after stretching. **European Journal of Applied Physiology**, v.116, n.5, p. 911-918, 2016

HOGGE, Katherine M; *et al.* Gender differences in musculotendinous stiffness and range of motion after an acute bout of stretching. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 24, n.10, p.2618–2626, 2010

KANNUS, Pekka. Structure of the tendon connective tissue. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v.10, p.312-320, 2000.

KAY, Anthony D; BLAZEVICH, Anthony 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, p. 1249-1256, 2009

KAY, Anthony D; HUSBANDS-BEASLEY, Jade; BLAZEVIK, Anthony 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.

KAY, Anthony D; DODS, Steven; BLAZEVIK, Anthony J. Acute effects of contract-relax (CR) stretch versus a modified CR technique. **European Journal of Applied Physiology**, v.116, p.611–621, 2016.

KIMOTO, Y. *et al.* Acute effects of static stretching and dynamic stretching on range of motion and isometric muscle strength of the quadriceps. **Physiotherapy Journal**, v.101, 2015.

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

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

KONRAD, Andreas; BUDINI, Francesco; TILP, Mark. Acute effects of constant torque and constant angle stretching on the muscle and tendon tissue properties. **European Journal of Applied Physiology**, 117: 1649-56, 2017

KUBO, Keitaro *et al.* Influence of Static Stretching on Viscoelastic Properties of Human Tendon Structures *in vivo*. **Journal of Applied Physiology**, v.90, p.520-527, 2001.

KUBO, Keitaro; KANEHISA, Hiroaki; FUKUNAGA, Tetsuo. Is passive stiffness in human muscles related to the elasticity of tendon structures? **European Journal of Applied Physiology**, v.85, p.226-232, 2001

KUBO, Keitaro; KANEHISA, Hiroaki; FUKUNAGA, Tetsuo. Effect of Stretching Training on the Viscoelastic Properties of Human Tendon Structures *in vivo*. **Journal of Applied Physiology**, v.92, p. 595-601, 2002 (a)

KUBO, Keitaro; KANEHISA, Hiroaki; FUKUNAGA, Tetsuo. Effects of Resistance and Stretching Training Programmes on the Viscoelastic Properties of Human Tendon Structures *in vivo*. **Journal of Physiology**, v.538, n.1, p.219-226, 2002 (b)

KUBO, Keitaro; KANEHISA, Hiroaki; FUKUNAGA, Tetsuo. Effects of transient muscle contractions and stretching on the tendon structures *in vivo*. **Acta Physiologica Scandinavica**, v.175, p.157-164, 2002 (c)

LIU, Stephen H. *et al.* Collagen in tendon, ligament and bone healing: a current review. **Clinical Ortophaedics and related research**, n.318, p.265-278, 1995

MAGANARIS, Constantinos N; PAUL, John. In vivo human tendon mechanical properties. **Journal of Physiology**, v.521, n.1, p.307-313, 1999.

MAGNUSSON, Stig Peter *et al.* Viscoelastic response to repeated static stretching in the human hamstring muscle. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v.5, p.342-347, 1995

MAGNUSSON, Stig Peter *et al.* Determinants of musculoskeletal flexibility: viscoelastic properties, cross-sectional area, EMG and stretch tolerance. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v.7, p.195-202, 1997.

MAHIEU, Nele Nathalie *et al.* 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, Amélia Pasqual *et al.* 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.

MCNAIR, Peter *et al.* Biomechanical properties of the plantar flexor muscle-tendon complex six months post-rupture of Achilles tendon. **Journal of Orthopaedic Research**, v.31, n. 9, p. 1469-74, 2013.

MICHEO, William; BAERGA, Luis; MIRANDA, Gerardo. Basic principles regarding strength, flexibility, and stability exercises. **Physical medicine and rehabilitation**, v.4, n.11, p. 805-811, 2012.

MIZUNO, T; MATSUMOTO, M; UMEMURA, Y. Decrements in stiffness are restored within 10 minutes. **International Journal of Sports Medicine**, v.34, p. 484-490, 2013 (a)

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

MIZUNO, T; UMEMURA, Y. Dynamic stretching does not change the stiffness of the muscle-tendon unit. **Int J Sports Med**, 37(13), p.1044-1050, 2016

MIZUNO, Takamasa. Changes in joint range of motion and muscle-tendon unit stiffness after varying amounts of dynamic stretching. **Journal of sports sciences**, v.35, n.21, p.2157-2163, 2016

MORSE, Cristopher I. *et al.* The acute effect of stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit. **Journal of Physiology**, v.586, n.1, p.97–106, 2008.

MURAMATSU, Tadashi *et al.* Mechanical properties of tendon and aponeurosis of human gastrocnemius muscle in vivo. **Journal of Applied Physiology**, v.90, p.1671-1678, 2001.

NAKAMURA, Masatoshi *et al.* 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, Masatoshi *et al.* Effects of a 4-week static stretch training program on passive stiffness of human gastrocnemius muscle-tendon unit in vivo. **European Journal of Applied Physiology**, v. 112, p. 2749-2755, 2012.

NAKAMURA, Masatoshi *et al.* Time course of changes in passive properties of the gastrocnemius muscle-tendon unit during 5 minutes of static stretching. **Manual Therapy**, v. 18, p.211-215, 2013.

NAKAMURA, Masatoshi *et al.* 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, p. 286-292, 2015.

NELSON, Russell T; BANDY, William D. Eccentric training and static stretching improve hamstring flexibility of high school males. **Journal of athletic training**, v.39, n.3, p. 254-258, 2004

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

OGURA, Yuji *et al.* Duration of static stretching influences muscle force production on hamstrings muscles. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.21, n.3, p.788-792, 2007.

OPPLERT; GENTY, J. B; BABAULT, N. Do stretch durations affect muscle mechanical and neurophysiological properties? **International Journal of Sports Medicine**, 37, p. 673-679, 2016

PAGE, Phil. 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.

PARK, Don Young *et al.* Influence of stretching and warm-up on Achilles tendon material properties. **Foot and ankle international**, v. 32, n.4, 2011.

PINEDA, Jose G; CRUZ, Megan R; PALMER, Ty B. Effects of Practical Durations of Stretching on Hamstrings Range of Motion and Strength. **International Journal of Exercise Science: Conference Proceedings**, v. 2, n. 9, 2017

RYAN, Eric D. *et al.* 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.

RYAN, Eric D. *et al.* Determining the minimum number of passive stretches necessary to alter musculotendinous stiffness. **Journal of Sports Sciences**, v.27, n.9, 957-961, 2009.

SAMUKAWA, Mina *et al.* The effect of dynamic stretching on plantar flexor muscle-tendon tissue properties. **Manual Therapy**, v.16, p.618-622, 2011.

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, pp. 232-257, 2003

SILVER, Frederik H; FREEMAN, Joseph W; SEEHRA, Gurinder P. Collagen self-assembly and the development of tendon mechanical properties. **Journal of Biomechanics**, v.36, p.1529-1553, 2003.

SOBOLESWKI, Eric J.*et al.* The influence of age on the viscoelastic stretch response. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.28, n.4, p.1106–1112, 2014.

THACKER, S.B; GILCHRIST, J, STROUP, D.F; KIMSEY, C.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.

WEIJER, Volkert. C; GORNIAK, Gerard C; SHAMUS, Eric. The effect of static stretch and warm-up exercise on hamstring length over the course of 24 hours. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v.33, n.12, p.727-733, 2003.