

ARTIGO DE REVISÃO

**ASPECTOS BIOMECÂNICOS DA UNIDADE MÚSCULO-
TENDÍNEA SOB EFEITO DO ALONGAMENTO.**

*BIOMECHANICAL ASPECTS OF THE MUSCLE TENDON UNIT
UNDER STRETCHING EFFECTS.*

ÉRICA PAES SERPA¹; GUANIS DE BARROS VILELA JUNIOR¹; PAULO
HENRIQUE MARCHETTI^{1,2}

¹Grupo de Pesquisa em Performance Humana, Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Educação Física, Faculdade de Ciências da Saúde (FACIS), UNIMEP, Piracicaba, SP, Brasil.

²Grupo de Pesquisa em Neuromecânica do Treinamento de Força (GNTF), Faculdade de Educação Física da Associação Cristã de Moços de Sorocaba, Sorocaba, SP, Brasil.

Endereço para correspondência:

Paulo H. Marchetti

Universidade Metodista de Piracicaba

Rodovia do Açúcar Km 156, Bloco 7, Sala 32, Taquaral

13400-911 - Piracicaba, SP – Brasil

E-mail: pmarchetti@unimep.br

RESUMO

A literatura científica considera que um dos principais mecanismos para o aumento da amplitude de movimento (ADM) está relacionado as alterações das estruturas da unidade músculo-tendínea (UMT) e que, agudamente, tais alterações podem afetar componentes biomecânicos da UMT. A compreensão de como o exercício de alongamento afeta a UMT auxilia os profissionais a aplicar corretamente esta técnica. O objetivo foi revisar a literatura científica sobre os efeitos mecânicos na UMT após sessões agudas de alongamento. O tecido biológico da UMT apresenta diferentes propriedades viscoelásticas que podem ser afetadas com a aplicação de exercícios de alongamento. Portanto, principal efeito mecânico do alongamento estático agudo é a diminuição da tensão passiva da UMT, o que leva a uma maior ADM da articulação e a diminuição do pico de tensão da musculatura, provavelmente devido a alterações na rigidez das estruturas da UMT, principalmente estruturas tendíneas.

Palavras-Chave: mecânica, flexibilidade, músculo.

ABSTRACT

The scientific literature considers that a major mechanism for increased range of motion (ROM) is associated a changes in the structures of the muscle tendon unit (MTU) and, acutely, that change may affect biomechanical components of UMT. Understanding how the stretching exercise affects the UMT helps professionals to apply this technique properly. The aim of this study is to review the scientific literature on the mechanical effects in MTU after acute stretching sessions. The biological tissue of MTU has different viscoelastic properties that may be affected by the application of stretching exercises. The main effect of acute static mechanical elongation is decreased passive tension on MTU, which leads to a greater ROM of the joint and decrease the peak tension of the muscles, probably due to changes in stiffness of the structures of MTU, mainly tendinous structures.

Keywords: mechanics, stretching, muscle.

1. INTRODUÇÃO

O alongamento pode ser caracterizado como o meio pelo qual se mantém ou aumenta a capacidade física flexibilidade, que pode ser avaliada pelo aumento da amplitude de movimento (ADM) de determina articulação. Diversos são os mecanismos relacionados as adaptações do treinamento em relação à melhora da ADM, como neurofisiológicos, celulares, mecânicos e que podem influenciar as respostas do tecido biológico em diversas atividades subsequentes (1-11). Alguns pesquisadores acreditam que o aumento agudo da ADM pode ocorrer devido à uma maior tolerância ao alongamento, o que permite ao sujeito suportar uma maior tensão passiva e/ou um maior desconforto, alcançando assim alterações na ADM (12). A literatura científica considera que um dos principais mecanismos para o aumento da ADM está relacionado as alterações das estruturas da unidade músculo-tendínea (UMT) e que, agudamente, tais alterações podem afetar componentes como viscoelasticidade, a relação força-comprimento e a rigidez (10, 12-15). Desta forma, o presente trabalho teve como objetivo revisar a literatura científica sobre os efeitos mecânicos na UMT após sessões agudas de alongamento.

2. METODOLOGIA

O presente trabalho foi realizado a partir de uma revisão bibliográfica. Para a elaboração do presente texto, foram selecionados artigos nacionais e internacionais retirados das bases de dados: Medline, SciELO, PUBMED; os artigos e livros apresentados foram publicados entre os anos de 1969 e 2013. Os termos-chave utilizados no idioma português foram: alongamento, biomecânica, flexibilidade. Os mesmos termos foram traduzidos para o inglês.

3. REVISÃO DE LITERATURA

3.1. Propriedades biomecânicas da UMT

Entendemos por UMT a estrutura formada pelos fascículos musculares (conjunto de fibras musculares) (16), aponeurose (tecido conjuntivo disposto em paralelo aos fascículos) (16, 17) e tendão (tecido conjuntivo denso, formado por

fibras colagenosas, disposto em série aos fascículos) (17). Quando realizamos um exercício de alongamento todas as estruturas da UMT são afetadas, em maior ou em menor grau. Apesar de serem compostos por tipos de tecidos diferentes, os tecidos biológicos que formam as estruturas da UMT possuem características semelhantes, entretanto, não apresentam características perfeitamente plásticas e nem perfeitamente elásticas, com diferentes deformações de acordo com a duração, velocidade e quantidade de força aplicada (10, 13). Materiais, como o tecido biológico, também possuem deformação tempo-dependente, ou seja, a sua variação de comprimento possui relação com o tempo de exposição e a taxa de aplicação da carga, sendo considerados viscoelásticos (10, 18).

3.1.1. Viscoelasticidade

A viscoelasticidade é uma propriedade que abrange tanto a deformação elástica quanto a plástica. Na biomecânica, a deformação elástica é tradicionalmente representada pelo modelo de Hooke de uma mola perfeita, onde a deformação depende somente do deslocamento e da resistência do material, sendo que quando as forças deformadoras aplicadas são removidas, o material retorna ao seu formato inicial (deformação elástica) (10, 18-20). A deformação viscosa é representada pelo modelo de Newton de um embolo hidráulico, no qual a duração e a taxa de aplicação da força influenciam a deformação (18-20). Para o modelamento biomecânico da viscoelasticidade existem diferentes propostas (18, 19), dentre elas o modelo de componentes "*spring damper*" em série (Modelo de Maxwell) e o de componentes em paralelo (Modelo de Voight e Modelo de Kelvin) (18). Nenhum dos modelos supracitados representa um biomaterial real, porém servem como base para a criação de modelos mais complexos como o utilizado por Fung (19) para descrever tecidos viscoelásticos vivos em geral (i.e. tecido muscular, tecido conjuntivo).

Materiais viscoelásticos apresentam algumas propriedades características como o "relaxamento por estresse". Onde, se um material é (deformado) alongado ou comprimido é mantido em um determinado comprimento a tensão desenvolvida por aquele material irá gradualmente diminuir ao longo do tempo (Figura 1a). Outra propriedade dos materiais viscoelásticos é o "Efeito Creep", ou Fluência. Efeito Creep é a continua

deformação do material durante a aplicação de uma força constante (Figura 1b). Tanto o Efeito Creep quanto o Relaxamento por Estresse são deformações não lineares, ou seja elas variam de acordo com o tempo, força aplicada, temperatura e tipo de material (10, 12, 20).

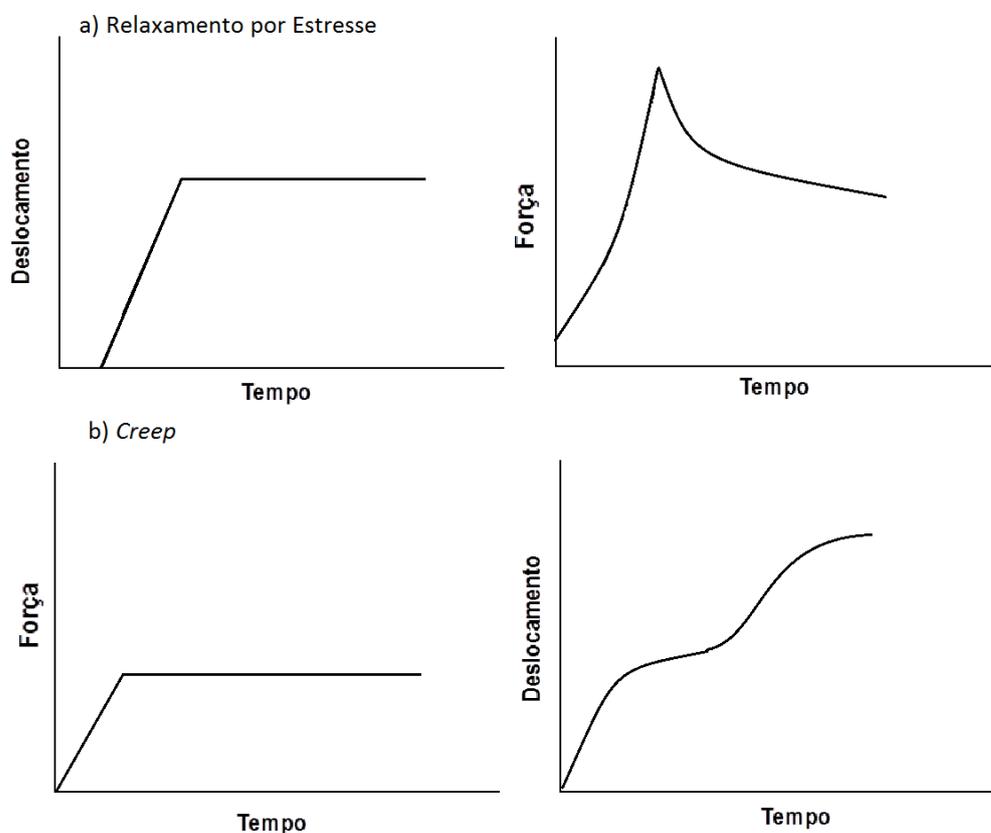


Figura 1. Comportamento de tecidos viscoelástico a aplicação de força. (a) Relaxamento por estresse é a diminuição da tensão ao longo do tempo quando um tecido é alongado em um comprimento constante. (b) Efeito *Creep* aumento do comprimento do tecido quando uma força constante é aplicada. Adaptado de Alter (2010).

A Histerese é mais uma propriedade dos materiais viscoelásticos. Histerese é o fenômeno associado a perda de energia quando o tecido é submetido a carga e descarga (10, 11, 18). Quando alongamos (carga) um material ocorre um acúmulo de energia potencial elástica no mesmo. Quando cessamos o alongamento (descarga), se o material alongado for viscoelástico, ocorre uma perda da energia acumulada no alongamento (conversão em calor). Já, se o material for elástico, teoricamente, toda a energia acumulada retorna ao

material após cessarmos o alongamento (10, 11, 18). Um diagrama clássico de carga e descarga está representado na Figura 2. A área abaixo da curva de descarga representa a energia recuperada pelo tecido após o alongamento. A área entre a curva de carga e descarga representa a quantidade de energia dissipada (convertida em calor) (10, 11, 18). Sendo assim, materiais que apresentam dissipação de energia (histerese) quando submetidos continuamente a carga e descarga, apresentam aumento de temperatura (18).

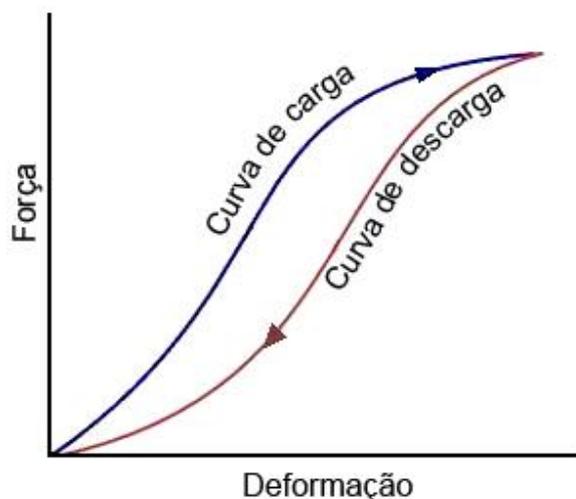


Figura 2. Diagrama de carga - descarga. A área entre a curva de carga e a de descarga representa a quantidade de energia dissipada (histerese).

A elevação da temperatura muscular pode influenciar o aumento da ADM. A elevação da temperatura intramuscular pela adição de calor externo (i.e. Diatermia por ondas curtas e ultra-som) auxilia o aumento da ADM (21). Já a elevação da temperatura corporal proveniente de um exercício de aquecimento convencional (i.e. 5-15 min. de exercício aeróbio a 70% FC_{máx}) não parece aumentar a ADM (22), provavelmente por não elevar o suficiente a temperatura intramuscular (23). Entretanto, aumentos significativos só são verificados após a realização de forças tensivas sobre a UMT, ou seja, após a realização de exercícios de alongamento (21, 22, 24).

3.1.2. Relação Força x Comprimento

É comum encontrarmos o gráfico de força x comprimento em estudos que envolvam a deformação de materiais, principalmente em estudos que realizam a verificação de suas propriedades até a sua ruptura. O gráfico força x comprimento expresso na figura 3a representa a tensão desenvolvida pelo tecido (17), a qual pode ser classificada de duas formas, tensão ativa e tensão passiva. A tensão ativa é aquela desenvolvida durante a contração muscular, durante a interação da actina com a miosina (11, 12, 17, 25) e a tensão passiva é a força desenvolvida pelo tecido conjuntivo e pela proteína titina (26) quando exposto a forças tensivas (alongamento) a partir do repouso (11, 12, 17, 25). A ação das duas tensões se complementam e levam a tensão total desenvolvida pelo músculo, que é expressa no gráfico força x comprimento. Quando o músculo é submetido ao alongamento ocorre uma mudança principalmente na curva de tensão passiva (Figura 3b), sendo que após o exercício de alongamento o maior comprimento da UMT leva a uma mudança para a direita da curva de tensão. Esta mudança para o lado direito representa uma diminuição da tensão músculo-tendínea para uma mesma angulação articular, devido ao novo comprimento da UMT (13, 27, 28).

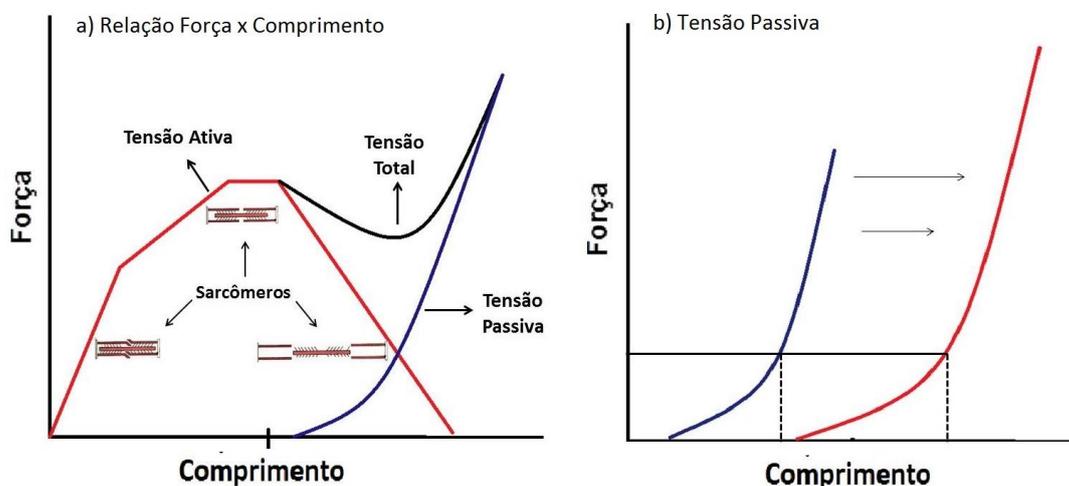


Figura 3. Relação força - comprimento muscular. a) Tensão desenvolvida pelo tecido, tensão total é a somatória da tensão ativa e passiva. b) Mudança na curva de tensão passiva após alongamento. Adaptado Knudson (2006).

A razão entre força e a deformação do tecido leva a outra propriedade biomecânica conhecida como rigidez (17, 18). O oposto a razão entre a deformação e a força leva a variável denominada complacência (17, 18).

3.1.3. Rigidez e Complacência

A palavra rigidez é encontrada na literatura com diferentes significados como resistência, dor, tensão e encurtamento (10). Na presente revisão utilizaremos o conceito mecânico onde rigidez ou constante de elasticidade é considerada a mudança na tensão por unidade de mudança no comprimento (13), sendo calculada pela inclinação da curva força x comprimento (10, 17). Tecidos menos rígidos, ou seja complacentes, apresentam uma maior deformação para uma dada quantidade de força, apresentando menor resistência ao alongamento e uma curva com menor grau de inclinação (10, 13).

3.2. Alterações biomecânicas na UMT em resposta ao alongamento

Um dos estudos clássicos na área da biomecânica do alongamento foi realizado por Taylor et al., (20). Em sua pesquisa os autores buscaram demonstrar as propriedades viscoelásticas da UMT após sucessivos alongamentos. Os alongamentos foram realizados antes do ponto de deformação plástica do tecido, objetivando apenas deformações elásticas. Apesar do estudo ter sido realizado com coelhos as características dos músculos selecionados eram semelhantes as características da UMT do homem. Foram avaliados diferentes protocolos de alongamento, dentre eles o efeito de um protocolo de alongamento estático. Para tal, foram utilizadas 10 séries de 30 segundos de alongamento estático. Para determinação da intensidade do alongamento os autores primeiramente alongaram a UMT até o ponto de tensão equivalente a 65% da deformação elástica da UMT, então, o comprimento obtido (distância alcançada) neste ponto foi observado e mantido durante os 30 segundos de alongamentos em todas as séries. Os autores observaram diminuição significativa do pico de tensão ao longo das séries de alongamento realizadas, caracterizando a propriedade de relaxamento por estresse da UMT. Outra característica observada foi o Efeito Creep. Segundo os autores, ocorreu um aumento médio do comprimento da UMT de 3,48% ao longo das séries. Uma conclusão interessante do estudo foi que as principais mudanças ocorridas na UMT foram observadas nas primeiras séries do protocolo, sendo observadas mudanças estatisticamente significativas até 4 séries de alongamento. Assim, as características viscoelásticas variam de acordo com a força e tempo, porém

aparentemente estas parecem ocorrer nos primeiros momentos do alongamento, ocorrendo com menor magnitude ao longo do tempo.

Cornwell et al., (29) verificaram que após 6 séries de 30 segundos de alongamento estático houve diminuição da tensão ativa, calculada pela técnica de Cavagna modificada (30). Também foi analisado a altura de salto, sendo verificada diminuição da altura de salto para saltos contra movimento, porém nenhuma alteração foi verificada na altura de saltos aonde somente a fase concêntrica foi realizada (iniciava-se o salto com o joelho já flexionado). Os autores concluíram que o alongamento afetou o acúmulo e a liberação da energia elástica, propondo diminuição da rigidez da UMT como um dos mecanismos para a diminuição da altura do salto.

A histerese parece ser outra variável afetada pelo alongamento. Taylor et al., (20) verificou que diferentes velocidades na aplicação da força de alongamento alteram a curva de histerese, sendo que alongamentos com taxas de aplicação de força mais rápidas armazenam maior quantidade de energia elástica do que os realizados de forma mais lenta, além disso, a histerese parece diminuir após sessão aguda de alongamento.

Visto que UMT é composta pelos fascículos musculares, tendão e aponeuroses, os pesquisadores começaram a verificar os efeitos do alongamento em cada uma dessas estruturas isoladamente. Buscando entender melhor a contribuição de cada estrutura para o aumento total da UMT. Kubo et al., (31) analisaram as influências do alongamento estático nas estruturas tendíneas. Foi verificado diminuição da tensão passiva e da histerese após 10 minutos de alongamento contínuo, o que resultou em aumento da ADM, demonstrando que o alongamento alterou também as propriedades das estruturas tendínea e não apenas dos fascículos musculares. Os autores consideram desconhecidos os mecanismos que levaram ao aumento da ADM, mas baseados em outros estudos foi suposto algumas alterações, dentre elas: diminuição do módulo elástico causado pelo dano induzido pelo alongamento; adaptações nos componentes elásticos em série e em paralelo (31); mudanças agudas no arranjo das fibras de colágeno (32). Poucos estudos foram encontrados em relação ao alongamento das fibras de colágenos que aparentemente são inextensíveis, entretanto mudanças na sua conformação,

devido à aplicação de cargas tensivas, permitem pequena variação de seu comprimento (10). Morse et al., (33) avaliaram o grau de contribuição de todas as estruturas da UMT (fascículos musculares, tendão e aponeurose) para a extensibilidade total da UMT. Para tal foi verificado o deslocamento da junção miotendínea, através de ultrassonografia, antes e após cinco séries de 1 minuto de alongamento passivo. Os autores concluíram que antes da realização da série de alongamento existe uma contribuição igualitária entre fascículos musculares e tendão para a melhora da ADM. Herbert et al., (34) citam que durante o alongamento passivo os fascículos musculares possam ser progressivamente recrutados e que a maior parte do alongamento da UMT ocorra devido à alterações no tendão. Hoang et al., (35) propuseram que a deformação (alongamento) que ocorre nos fascículos musculares é maior do que a deformação vista no tendão, porém como os tendões são maiores do que os fascículos musculares a maior parte da contribuição para o alongamento total da UMT é proveniente dos tendões. Ao afetar a UMT com uma sessão de alongamento Morse et al., (33) não observaram aumento no comprimento do fascículo, porém foi verificada diminuição da viscosidade muscular, o que contribuiu na viscosidade da UMT como um todo. Em revisão de literatura atribuiu a diminuição da tensão passiva à alterações na aponeurose, assim como McNair et al., (36). O tecido conjuntivo (aponeurose e tendão) são menos rígidos levam à modificações na relação torque – ângulo, e podem levar a uma redução da sensibilidade dos fusos musculares, afetando o *feedback* proprioceptivo e consequentemente a ativação de unidades motoras (37). Além disso a principal função do tendão é transferir a força de contração para a articulação/osso, portanto, um tendão mais rígido consegue realizar esta transferência de força com maior efetividade (17). O contrário, um tendão mais complacente, pode diminuir a taxa de produção de força e/ou atrasar a ativação muscular pelo aumento de seu atraso eletromecânico (29, 31, 38-40).

4. CONCLUSÃO

O tecido biológico da UMT apresenta diferentes propriedades viscoelásticas que podem ser afetadas com a aplicação de exercícios de alongamento. O principal efeito mecânico do alongamento estático agudo é diminuição da tensão passiva da UMT, o que leva a uma maior ADM da

articulação e a diminuição do pico de tensão da musculatura, provavelmente devido a alterações na rigidez das estruturas da UMT, principalmente estruturas tendíneas.

REFERÊNCIAS

1. Rubini EC, Costa ALL, Gomes SC. The effects of stretching on strength performance. *Sports Medicine*. 2007;37(3):213-24.
2. Behm DG, Bambury A, Cahill F, Power K. Effect of acute static stretching on force, balance, reaction time, and movement time. *Medicine Science and Sports Exercise* 2004;36(8):1397-402.
3. Behm DG, Buttom D, Butt J. Factors affecting force loss with stretching. *Canadian Journal of Applied Physiology*. 2001;26:262-72.
4. Behm DG, Chaouachi A. A review of the acute effects of static and dynamic stretching on performance. *European Journal of Applied Physiology*. 2011;111:2633-51.
5. Behm DG, Kibele A. Effects of differing intensities of static stretching on jump performance. *European Journal of Applied Physiology*. 2007;101:587-94.
6. Avela J, Finni T, Liikavainio T, Niemela E, Komi PV. Neural and mechanical responses of the triceps surae muscle group after 1h of repeated fast passive stretches. *Journal of Applied Physiology*. 2004;96:2325-32.
7. Pacheco L, Balius R, Aliste L, Pujol M, Pedret C. The acute effects of different stretching exercises on jump performance. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2011;25(11):2991-8.
8. Shier I. Does stretching improve performance? A systematic and critical review of the literature. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 2004;14(5):267-73.
9. Thacker SB, Gilchrist J, Stroup DF, Kimsey D. The impact of stretching on sports injury risk: a systematic review of the literature. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2004;36(3):371-8.
10. Alter MJ. *Ciência da Flexibilidade*. 3 ed 2010. 368 p.
11. Knudson D. *Fundamentals of Biomechanics*: Springer; 2007.
12. Knudson D. The Biomechanics of Stretching. *Journal of Exercise Science & Physiotherapy*. 2006;2:3-12.

13. Weppeler CH, Magnusson SP. Increasing muscle extensibility: a matter of increasing length or modifying sensation? *Physical therapy*. 2010;90(3):438-49. Epub 2010/01/16.
14. Lima BN. Efeito agudo de uma sessão de alongamento unilateral no controle postural unipodal do membro ipsilateral e contralateral em sujeitos treinados.: Universidade Metodista de Piracicaba; 2013.
15. Mizuno T, Matsumoto M, Umemura Y. Decrements in stiffness are restored within 10 min. *Int J Sports Med*. 2013;34:484-90.
16. Powers SK, Howley ET. *Fisiologia do exercício: teoria e aplicação ao condicionamento*. Barueri: Manole; 2005.
17. Nordin M, Frankel VH. *Biomêcnica básica do sistema musculoesquelético*. 3, editor. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan; 2003.
18. Ozkaya N, Nordin M. *Fundamentals of Biomechanics: Equilibrium, Motion, and Deformation*. 2 nd ed. New York: Springer; 1999.
19. Fung YC. Structure and Stress-Strain Relationship of Soft Tissues. *American Zoologist*. 1984;24(1):13-22.
20. Taylor DC, Dalton JD, Jr., Seaber AV, Garrett WE, Jr. Viscoelastic properties of muscle-tendon units. The biomechanical effects of stretching. *The American journal of sports medicine*. 1990;18(3):300-9. Epub 1990/05/01.
21. Nakano J, Yamabayashi C, Scott A, Reid WD. The effect of heat applied with stretch to increase range of motion: a systematic review. *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*. 2012;13(3):180-8. Epub 2012/07/21.
22. de Weijer VC, Gorniak GC, Shamus E. The effect of static stretch and warm-up exercise on hamstring length over the course of 24 hours. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2003;33(12):727-33. Epub 2004/01/28.
23. Robertson VJ, Ward AR, Jung P. The effect of heat on tissue extensibility: a comparison of deep and superficial heating. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2005;86(4):819-25. Epub 2005/04/14.
24. Taylor BF, Waring CA, Brashear TA. The effects of therapeutic application of heat or cold followed by static stretch on hamstring muscle length. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 1995;21(5):283-6. Epub 1995/05/01.

25. Akima H, Foley JM, Prior BM, Dudley GA, Meyer RA. Vastus lateralis fatigue alters recruitment of musculus quadriceps femoris in humans. *J Appl Physiol*. 2002;92(2):679-84. Epub 2002/01/18.
26. Rubini EC, Gomes PSC. A Titina e Suas Implicações na Elasticidade Muscular – Breve Revisão. *Revista brasileira de Fisiologia do Exercício*. 2004;3(1).
27. Enoka RM. *Neuromechanics of Human Movement*. 4 ed: Human Kinetics; 2008.
28. Gajdosik RL. Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2001;16(2):87-101. Epub 2001/02/27.
29. Cornwell A, Nelson AG, Sidaway B. Acute effects of stretching on the neuromechanical properties of the triceps surae muscle complex. *European journal of applied physiology*. 2002;86(5):428-34. Epub 2002/03/08.
30. Cavagna GA. Elastic bounce of the body. *J Appl Physiol*. 1970;29(3):279-82. Epub 1970/09/01.
31. Kubo K, Kanehisa H, Kawakami Y, Fukunaga T. Influence of static stretching on viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *J Appl Physiol*. 2001;90(2):520-7. Epub 2001/02/13.
32. Stromberg DD, Wiederhielm CA. Viscoelastic description of a collagenous tissue in simple elongation. *J Appl Physiol*. 1969;26(6):857-62. Epub 1969/06/01.
33. 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. *The Journal of physiology*. 2008;586(1):97-106. Epub 2007/09/22.
34. Herbert RD, Clarke J, Kwah LK, Diong J, Martin J, Clarke EC, et al. In vivo passive mechanical behaviour of muscle fascicles and tendons in human gastrocnemius muscle-tendon units. *The Journal of physiology*. 2011;589(Pt 21):5257-67. Epub 2011/08/10.
35. Hoang PD, Herbert RD, Todd G, Gorman RB, Gandevia SC. Passive mechanical properties of human gastrocnemius muscle tendon units, muscle fascicles and tendons in vivo. *The Journal of experimental biology*. 2007;210(Pt 23):4159-68. Epub 2007/11/21.

36. McNair PJ, Stanley SN. Effect of passive stretching and jogging on the series elastic muscle stiffness and range of motion of the ankle joint. *British journal of sports medicine*. 1996;30(4):313-7, discussion 8. Epub 1996/12/01.
37. Avela J, Finni T, Liikavainio T, Niemela E, Komi PV. Neural and mechanical responses of the triceps surae muscle group after 1 h of repeated fast passive stretches. *J Appl Physiol (1985)*. 2004;96(6):2325-32. Epub 2004/02/18.
38. Enoka RM. Bases neuromecânicas da cinesiologia. Manole, editor. São Paulo 2000.
39. Nelson AG, Driscoll NM, Landin DK, Young MA, Schexnayder IC. Acute effects of passive muscle stretching on sprint performance. *Journal of sports sciences*. 2005;23(5):449-54. Epub 2005/10/01.
40. Rubini EC, Costa AL, Gomes PS. The effects of stretching on strength performance. *Sports Med*. 2007;37(3):213-24. Epub 2007/03/01.