



---

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

Faculdade de Ciências Médicas

O TEMPO E O PERCENTUAL DE ALONGAMENTO  
ESTÁTICO INFLUENCIAM A RESPOSTA MECÂNICA DO  
TENDÃO?

NATHALIA POLISELLO ROSSETTO

Dissertação de Mestrado

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Rocha Piedade

Campinas  
2012



---

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

Faculdade de Ciências Médicas

O TEMPO E O PERCENTUAL DE ALONGAMENTO  
ESTÁTICO INFLUENCIAM A RESPOSTA MECÂNICA DO  
TENDÃO?

NATHALIA POLISELLO ROSSETTO

Dissertação de Mestrado apresentada à Pós-Graduação da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP, para obtenção de Título de Mestre em Ciências, sob orientação do Prof. Dr. Sérgio Rocha Piedade

Campinas  
Unicamp  
2012

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA POR  
ROSANA EVANGELISTA PODEROSO – CRB8/6652  
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS  
UNICAMP

R735t Rossetto, Nathalia Poliselto, 1984 -  
O tempo e o percentual de alongamento estático  
influenciam a resposta mecânica do tendão? / Nathalia  
Poliselto Rossetto. -- Campinas, SP : [s.n.], 2012.

Orientador : Sérgio Rocha Piedade.  
Coorientador : Inácio Maria Dal Fabbro.  
Dissertação (Mestrado) - Universidade Estadual de  
Campinas, Faculdade de Ciências Médicas.

1. Exercícios de alongamento. 2. Biomecânica. 3.  
Flexibilidade. I. Piedade, Sérgio Rocha. II. Dal Fabbro,  
Inácio Maria. III. Universidade Estadual de Campinas.  
Faculdade de Ciências Médicas. IV. Título.

Informações para Biblioteca Digital

**Título em inglês:** How does static stretching influence the tendon's mechanical response.

**Palavras-chave em inglês:**

Stretch exercise

Biomechanics

Flexibility

**Titulação:** Mestre em Ciências

**Banca examinadora:**

Sérgio Rocha Piedade [Orientador]

Bruno Livani

Mário Mateus Sugizaki

**Data da defesa:** 12-03-2012

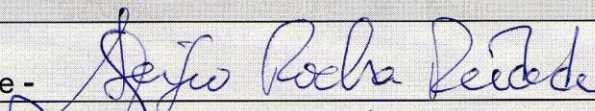
**Programa de Pós-Graduação:** Ciências

**Banca Examinadora da Defesa de Mestrado**  
**Nathalia Polisello Rossetto**

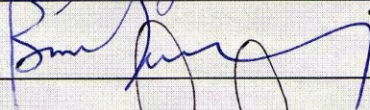
Orientador: Prof. Dr. Sérgio Rocha Piedade

**Membros:**

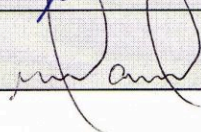
1. Prof(a). Dr(a). Sérgio Rocha Piedade -



2. Prof(a). Dr(a). Bruno Livani -



3. Prof(a). Dr(a). Mário Mateus Sugizaki -



Curso de Pós-Graduação em Ciências da Cirurgia da Faculdade de Ciências Médicas da  
Universidade Estadual de Campinas.

Data: 12/03/2012



## Agradecimentos

Ao Prof. Dr. Sérgio Rocha Piedade, do Departamento de Ortopedia e Traumatologia, da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas, pela oportunidade e dedicação em me orientar, colaborando imensamente para minha formação como Mestre;

Ao Prof. Dr. Inácio Maria Dal Fabbro, responsável pelo Laboratório de Propriedade Físicas e Mecânicas dos Materiais Biológicos, do Departamento de Máquinas Agrícolas da Faculdade de Engenharia Agrícola da Universidade Estadual de Campinas, pela co-orientação, disponibilização do laboratório e importante colaboração no entendimento da viscoelasticidade;

Aos Professores do exame de qualificação, Prof. Dr. Bruno Livani e Prof. Dr. Sérgio Augusto Cunha, pelas críticas e sugestões;

Ao Programa de Pós-graduação em Cirurgia da Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP por possibilitar a realização desta dissertação;

Ao Prof. Dr. Benedicto de Campos Vidal, pela amizade e imensa sabedoria transmitida não apenas para a confecção deste trabalho, mas para a minha vida;

Ao Prof. Rogério Augusto Queiroz pela análise prévia da tese e sugestões, e ainda por tanto estar contribuindo na minha formação como Osteopata;

Ao técnico Leandro Morais, do Laboratório de Propriedade Físicas e Mecânicas dos Materiais Biológicos, do Departamento de Máquinas Agrícolas da Faculdade de Engenharia Agrícola da Universidade Estadual de Campinas pela ajuda na realização dos experimentos, pelas explicações e amizade;

À secretárias do Departamento de Ortopedia e Traumatologia Eliana Sena e Cynthia Neves de Oliveira pela disponibilidade e colaboração dispensada;

Aos colegas do grupo de Medicina do Exercício e do Esporte, da Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP, Lilian Sarli Tamura, Mauro Inada, Igor Takaes e Paula Fiquetti Silveira pela amizade e momentos de confraternização;

A todos aqueles que, embora não mencionados aqui, contribuíram de tantas formas ao longo do meu trajeto na realização deste trabalho;

Ao meu querido irmão Leandro, pela amizade, amor e por todas as horas dispensadas não apenas me auxiliando, mas por tentar me explicar os conceitos de engenharia;

Aos meus pais Renato e Nilza, pelo amor, apoio, e incentivo ilimitados durante este trabalho e em todas as áreas da minha vida.

“Se as coisas são inatingíveis... ora!  
Não é motivo para não querê-las...  
Que tristes os caminhos, se não fora  
A presença distante das estrelas!”

Mário Quintana

“Maior que a tristeza de não haver vencido  
é a vergonha de não ter lutado”

Rui Barbosa

## RESUMO

*Introdução:* Os exercícios de alongamento tem como fundamento a busca do equilíbrio fisiológico e funcional, pois favorecem a diminuição da rigidez tecidual, e parecem ter impacto positivo na prevenção de lesões. Entretanto, a uniformização dos parâmetros que governam a prática do alongamento ainda não foi estabelecida. O objetivo deste estudo é analisar *in vitro*, a resposta mecânica de tendões calcâneo bovino, submetidos ao alongamento estático e paralelamente, avaliar a influência do alongamento no evento lesivo. *Métodos:* 6 grupos de espécimes de tendões calcâneos bovinos (n=10) foram definidos de acordo com o protocolo de alongamento estático: três diferentes intervalos (15, 30, 45 segundos) e percentuais de alongamento inicial (2,5 e 3,5%). O grupo controle (n=10) não realizou alongamento prévio. Ao término do ensaio de alongamento, os espécimes foram submetidos ao ensaio de ruptura. *Resultados:* Os valores de relaxamento de força apresentaram estabilização a partir do trigésimo segundo ( $p < 0.0001$ ) nos dois níveis de deformação estudados. Foi observado maior relaxamento de força ( $p < 0.0026$ ) e menor tensão de ruptura ( $p = 0.0123$ ) para o grupo submetido a maior taxa de alongamento percentual (3,5%). Não houve diferença nos parâmetros de ruptura entre os grupos alongamento e controle. As variáveis tempo e percentual de alongamento não apresentaram interação, sugerindo a possibilidade de utilização de uma delas para modular a resposta tendínea ao alongamento. *Conclusão:* Considerando-se o relaxamento de força, o intervalo de 30 segundos parece ser o mais efetivo no alongamento de tendões, fato a ser considerado no estabelecimento de novos protocolos clínicos de alongamento.

**Palavras-Chaves:** Tendão; Exercícios de alongamento; Biomecânica

## ABSTRACT

*Background:* Stretching exercises basically aim at obtaining physiological and functional balance since they reduce tissue rigidity and seem to have a positive impact on lesion prevention. However, the parameters that govern the practice of stretching have not yet been standardized. The objective of this study was to analyze *in vitro* the mechanical response of bovine calcaneus tendons subjected to static stretching and also evaluate the influence of stretching on injury events. *Methods:* 6 groups of bovine calcaneus tendons (n=10) were formed according to the static stretching protocol: three different intervals (15, 39, 45 s) and initial stretching percentage (2.5% and 3.5%). The control group did not perform prior stretching. At the end of the stretching tests, the specimens were subjected to stress rupture tests. *Findings:* The values for force relaxation presented stability after the 30<sup>th</sup> second ( $p<0.0001$ ) at both levels of deformation. Greater force relaxation ( $p<0.0026$ ) and the least tensile strength ( $p=0.0123$ ) was observed in the group that was subjected to the highest stretch percentage (3.5%). No difference was observed between the rupture parameters of the stretch and control groups. The variables, stretch duration and percentage did not demonstrate any interaction, suggesting the possibility of using only one of them to modulate tendon response to stretching. *Interpretation:* In relation to stress relaxation, the 30 second interval seems to be the most effective when stretching tendons. This fact should be considered when establishing new clinical stretching protocols.

**Key Words:** Tendon; Stretch exercise; Biomechanics

## LISTA DE ABREVIATURAS

---

		Pág.
° C	graus Celsius	45
ADM	amplitude de movimento	16
AST	área de secção transversal	48
FNP	facilitação neuromuscular proprioceptiva	32
FRupt	força de ruptura	51
J/mm <sup>2</sup>	joules por milímetro quadrado	58
L0	comprimento inicial	48
mm	milímetro	53
mm/s	milímetro por segundo	47
mm <sup>2</sup>	milímetro quadrado	53
MEC	matriz extracelular	23
MPa	megapascal	58
N	newton	47
s	segundos	51

## LISTA DE TABELAS

---

	Pág.
Tabela 1. Disposição dos grupos alongamentos.	49
Tabela 2. Valores médios dos parâmetros dimensionais e desvio padrão nos grupos estudados.	53
Tabela 3. Análise estatística dos valores médios e desvio padrão do percentual de relaxamento obtidos nos três intervalos de tempo (15s, 30s, 45s) e dois percentuais de alongamento (2,5 e 3,5%).	54
Tabela 4. Análise estatística dos valores médios e desvio padrão para as variáveis estudadas nos ensaios de ruptura nos sete grupos estudados.	58



## LISTA DE FIGURAS

---

		Pág.
Figura 1.	Formato do “Crimp” no tendão em repouso e alongado, respectivamente.	22
Figura 2.	Organização estrutural do tendão a partir das fibrilas de colágeno.	24
Figura 3.	Gráfico representando as propriedades biomecânicas do tendão demonstrando os conceitos de “ <i>creep</i> ” e relaxamento de estresse.	40
Figura 4.	Curva força-deformação, destacando-se a região de ponta ou pé (1), região linear, ou elástica (2), e região plástica (3).	41
Figura 5.	Corpos de prova.	46
Figura 6.	Sistema de garras metálicas sinusoidais.	47
Figura 7.	Corpo de prova fixo entre o sistema de garras e acoplado a prensa.	48
Figura 8.	Computador Pentium Pro e ‘software’ NEXIGEN 3.0.	50
Figura 9.	Relaxamento de força.	54
Figura 10.	Valor médio e desvio padrão do percentual de relaxamento em cada nível de deformação e tempo.	55
Figura 11.	Valor médio e desvio padrão da tensão em cada nível de deformação e tempo.	55

Figura 12.	Valor médio e desvio padrão da deformação relativa em cada nível de deformação e tempo.	56
Figura 13.	Valor médio e desvio padrão da energia de ruptura/AST em cada nível de deformação e tempo.	57

# SUMÁRIO

	Pág.
1 INTRODUÇÃO.....	15
2 OBJETIVOS.....	18
3 REVISÃO DA LITERATURA.....	20
3.1 TENDÕES.....	21
3.1.1 Anatomia e Histologia.....	21
3.1.2 Propriedades Biomecânicas.....	25
3.1.3 Lesões tendíneas.....	27
3.2. EXERCÍCIOS DE ALONGAMENTO.....	29
3.2.1 Parâmetros.....	30
3.2.1.1 <i>Tempo</i> .....	31
3.2.1.2 <i>Percentual de alongamento</i> .....	31
3.2.1.3 <i>Frequência</i> .....	31
3.2.1.4 <i>Método</i> .....	32
3.2.2 Alongamento e desempenho funcional (esporte) .....	34
3.2.3 Alongamento e prevenção de lesões .....	35
3.3 COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DOS TECIDOS .....	37
3.3.1 Viscoelasticidade .....	39
3.3.2 Curva força-deformação.....	41
4 METODOLOGIA.....	44
4.1 CORPOS DE PROVA.....	45

4.2 ENSAIOS MECÂNICOS.....	46
4.2.1 Parâmetros dimensionais.....	48
4.2.2 Ensaio de alongamento estático.....	49
4.2.3 Ensaio de alongamento até ruptura.....	50
4.2.4 Sistema de aquisição dos dados.....	50
4.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	51
5 RESULTADOS.....	52
6 DISCUSSÃO.....	59
7 CONCLUSÃO.....	68
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	70

## **1 - INTRODUÇÃO**

---

## 1. INTRODUÇÃO

A importância da atividade física regular é altamente reconhecida e ratificada por inúmeros artigos científicos. Ela apresenta reflexos positivos não apenas no aparelho locomotor, assim como, melhora o desempenho funcional dos sistemas cardiovascular e imunológico (1, 2, 3), interferindo na qualidade de vida das pessoas. Dentro desse contexto, os exercícios de alongamento desempenham papel importante, pois auxiliam no equilíbrio funcional do sistema musculoesquelético (4, 5).

A prática do alongamento antes ou após a atividade física é largamente difundida entre atletas competitivos e recreacionistas (6, 7). Diversos estudos tem sugerido que exercícios de alongamento realizados regularmente podem interferir de forma positiva na prevenção de lesões, diminuição da rigidez tecidual e melhora da amplitude articular (ADM) (8, 9, 10, 11). Este conceito é ratificado pelo American College of Sports Medicine (12), sendo definido como essencial aos praticantes de atividade física regular. Entretanto, a uniformização dos parâmetros que governam a prática do alongamento ainda não foi estabelecida (7) e o tempo de alongamento proposto na literatura, mostra-se extremamente variável (13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20).

Da mesma forma, a orientação para o percentual de alongamento, ou deformação inicial a ser imposta sobre o tecido, é feita na maioria das vezes de forma empírica, ou seja, “alongar até o ponto de tensão sem dor” (8, 21, 22).

Acredita-se assim que a falta de consenso, muitas vezes produto da diversidade metodológica, esteja relacionada a dificuldade na interpretação e comparação de resultados (23). Além disso, a literatura mostra-se inconsistente também na abordagem da influência e interação dos parâmetros: tempo e percentual de alongamento.

Sabe-se que os tendões são estruturas dinâmicas altamente desenvolvidas para responder e se adequar mecanicamente às forças aplicadas (24, 25) e apresentam características mecânicas viscoelásticas (26, 27, 28), conferindo um comportamento tempo e história dependente (27).

Quando submetidos ao alongamento, apresentam diminuição progressiva na resistência a tração, de acordo com o tempo, até atingir o platô de estabilização (23, 29) e conseqüentemente, o equilíbrio funcional.

O estudo do comportamento viscoelástico de tendões tem sido tema de inúmeras publicações científicas (30, 31, 32, 33, 34). Os conhecimentos adquiridos nesta área da ciência têm permitido esclarecer detalhes inerentes aos mecanismos da lesão tendínea e ligamentar.

Além disso, esse tipo de estudo tem propiciado importantes contribuições para procedimentos cirúrgicos, como nas reconstruções ligamentares do joelho, em especial, no tensionamento dos enxertos de tendão (35, 36).

Paralelamente, a análise mecânica de tecidos biológico, assim como a compreensão do comportamento viscoelástico dos tendões, pode auxiliar no delineamento de programa específico de exercícios de alongamento (37), que sejam reprodutíveis e eficazes em promover equilíbrio funcional e a melhora do desempenho esportivo.

No presente estudo, foi adotado modelo experimental *in vitro* para investigar a resposta mecânica de tendões calcâneo bovino submetidos a dois diferentes percentuais de alongamento e três intervalos de tempo comumente utilizados na prática clínica.



## **2 - OBJETIVO**

---

## 2. OBJETIVOS

### 2.1 Geral

Analisar a resposta mecânica de tendões submetidos ao alongamento estático, considerando intervalos de tempo comumente utilizados na prática clínica e verificar a influência do alongamento no evento lesivo.

### 2.2 Específicos

2.2.1. Verificar e comparar a resposta mecânica dos tendões submetidos a alongamento estático (ensaio viscoelástico) sob duas diferentes taxas de deformação tecidual (2,5 e 3,5%), mantido em três diferentes tempos de condicionamento (15, 30 e 45 segundos), de acordo com o grupo pré-estabelecido.

2.2.2. Verificar a resposta apresentada pelos sete grupos de tendões (grupos pré-condicionados e grupo controle (não condicionado), em ensaios de ruptura (fadiga), imediatamente após o término dos ensaios viscoelásticos.

### **3 - REVISÃO DA LITERATURA**

---

### 3. REVISÃO DA LITERATURA

#### 3.1 TENDÕES

##### 3.1.1 Anatomia e Histologia

Os tendões são estruturas anatômicas interpostas entre músculos e ossos. Basicamente, cada músculo apresenta dois tendões: proximal e distal. O ponto de união com o músculo é denominado junção miotendínea, e o ponto de união com o osso, junção osteotendínea. Eles são responsáveis por transmitir ao osso as forças de tração geradas pela contração do músculo (38).

Porém, nem sempre os tendões estão presos aos ossos, podendo se fixar em outros elementos como cartilagens, septos intramusculares, cápsulas articulares e até mesmo em tendões de outros músculos (39).

Tendões saudáveis apresentam uma coloração branca e brilhante e uma textura fibro-elástica, mostrando grande resistência às forças de tensão e compressão (39). Apresentam variações na forma e no tamanho podendo ser achatados ou cilíndricos (39, 40).

Estudos realizados via luz microscópica polarizada têm demonstrado que as fibras colágenas dos tendões apresentam configuração ondulada ao repouso (41, 42), porém perdem esse formato ao serem alongadas (Figura 1.). Essa formação é denominada como “crimp” e tem sido amplamente investigada (43, 44).

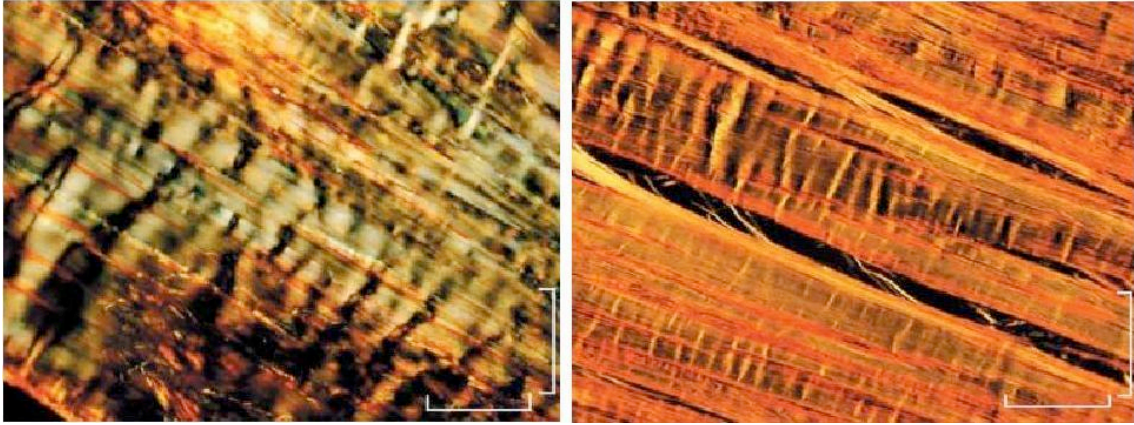


Figura 1. Formato do “Crimp” no tendão em repouso e alongado, respectivamente. Retirado de FRANCHI et al., (45).

Os tendões são formados por tecido conjuntivo fibroso denso e organizado. São constituídos por células e uma matriz extracelular (MEC). As células encontradas nos tendões são chamadas tenócitos. Assemelham-se a fibroblastos especializados e possuem a função de renovação dos componentes da MEC.

A população de tenócitos é esparsa, correspondendo a cerca de 3% do peso seco do tendão. Quando jovens essas células produzem os constituintes macromoleculares da matriz e são frequentemente chamadas de tenoblastos. Depois da fase de desenvolvimento, os tenócitos perdem espontaneamente suas características anabólicas, embora estas células mantêm a capacidade de síntese, que pode ser reativada durante processos de reparo após lesão do tendão (46).

Já a MEC é formada por componentes fibrilares (fibras de colágeno, fibras de elastina e fibras de reticulina) e substância fundamental amorfa (não fibrilares), formada pelos proteoglicanos (PGs) e glicoproteínas (40, 47). Na MEC são encontradas moléculas de colágeno, principalmente do tipo I, e elastina, envolvidas por água e proteoglicanos.

Os tendões contém entre 55 e 70% de água. Uma parte substancial dessa água está associada com os PGs na MEC (48, 49). Entre 60 a 85% do peso seco do tendão é constituído por proteínas colagênicas, sendo que estas representam o maior grupo de macromoléculas orgânicas presentes no organismo (48).

As fibras de colágeno estão arranjadas em fibras e feixes de fibras, dispendo-se paralelamente ao maior eixo do tendão (49). Existem dezenove tipos de colágeno. Dentre estes, as fibras de colágeno tipo I são as mais resistentes e participam da unidade funcional do tecido, transmitindo e dissipando energia (50).

Já as fibras de elastina são responsáveis pela elasticidade (alongamento) do tecido e determinam a flexibilidade dos mesmos (47). Estas fibras se organizam de forma ordenada e paralela as fibras de colágeno, permitindo aos tendões suportar as altas cargas unidireccionais que são submetidos durante a realização de movimentos e das atividades esportivas (51).

Por outro lado, as fibras de reticulina são responsáveis pelo volume do tecido, enquanto a substância fundamental amorfa desempenha a função de reduzir a fricção e estabilizar as redes entre as fibras de colágeno (47).

Ao longo da extensão do tendão, as fibras de colágeno frequentemente se associam de forma lateral, fato que confere resistência mecânica ao tecido (52, 53, 54).

Estruturalmente, os blocos primários de moléculas de tropocolágeno estão alinhados em fileiras paralelas para formar a microfibrila, e assim a unidade básica do tendão. As moléculas solúveis de tropocolágeno, produzidas a partir dos tenoblastos, fazem ligações cruzadas para criar moléculas insolúveis de colágeno, chamadas de fibrilas de colágeno (55).

As fibrilas são reunidas em fascículos mantidos juntos por um tecido conjuntivo frouxo (endotendíneo), o qual permite uma movimentação relativa dos fascículos colágenos e serve de apoio para os vasos sanguíneos, linfáticos e nervos (39). Esses fascículos formam a fibra de colágeno, as quais se agrupam no tendão propriamente dito (Figura 2.).

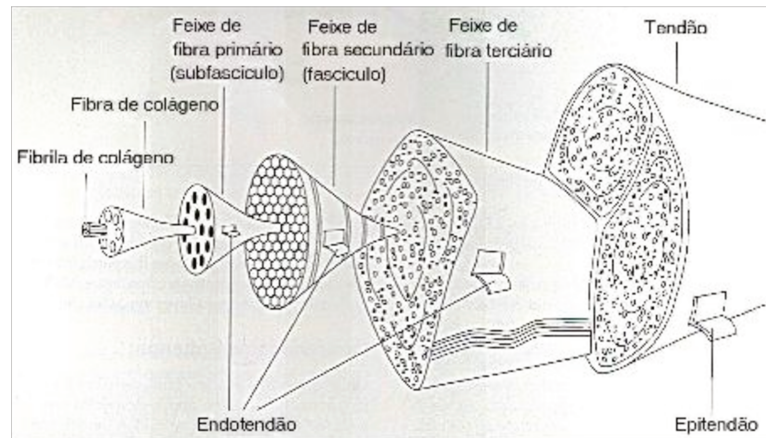


Figura 2. Organização estrutural do tendão a partir das fibrilas de colágeno. Adaptado de Kannus (39).

Externamente, o tendão é envolvido por uma bainha de tecido conjuntivo denso (epitendíneo), que se encontra dividido em duas camadas: a visceral, que fica presa ao tendão, enquanto que a parietal, se liga a estruturas vizinhas. Forma-se assim, uma cavidade, composta por um líquido viscoso contendo água, proteínas, glicosaminoglicanos, glicoproteínas e íons que servem como lubrificante, auxiliando no deslizamento do tendão dentro de sua bainha (56) e também entre suas fibras.

Muitos tendões são cercados por um tecido conectivo frouxo, o paratendão. Geralmente observa-se a presença desse tecido nos tendões das mãos e dos pés. Essas áreas apresentam exigências maiores, sendo o paratendão eficiente em manter a lubrificação



desses tendões, e permitir movimentação livre entre os tendões e os tecidos que o envolvem (39).

### 3.1.2 Propriedades biomecânicas

Os tecidos biológicos, como os tendões, apresentam características mecânicas elásticas e viscosas, sendo denominados de material viscoelástico (28). Abrahams (57) comenta que os tecidos viscoelásticos são uma combinação de sólido elástico e fluido viscoso. Esse elemento viscoso proporciona resistência ao fluxo, definida como viscosidade, e afeta a relação força-deformação nesses tecidos (28).

O tendão é considerado tecido não contrátil, e seu comportamento mecânico é determinado pela proporção de fibras de colágeno e fibras elásticas, bem como pela orientação e alinhamento dessas fibras. Além disso, o diâmetro dessas fibras, a área de secção transversa e o comprimento original de repouso também influenciam na resposta mecânica dos tendões (58, 59).

O colágeno, principal elemento estrutural do tendão, é responsável pela força, rigidez, flexibilidade, resistência e até mesmo elasticidade tendínea (58, 59). Durante a realização dos movimentos articulares, as fibras colágenas absorvem a maior parte da carga tensional, respondendo de maneira viscoelástica (60).

A viscoelasticidade garante a interação dinâmica entre músculo e tendão, auxiliando na transmissão de força durante os movimentos articulares (61, 62, 63). Segundo Griffiths (64) durante a locomoção, a liberação da energia elástica absorvida pelo tendão resulta em importante economia energética.

Durante os movimentos articulares, o tecido se deforma para absorver energia. Magnusson (65) enfatiza que quando baixos valores de tensão são impostos apenas o

tendão se deforma. Este processo de acomodação tecidual (viscoelasticidade) é importante pois pode evitar a ocorrência de micro lesões, e conseqüentemente, inflamações e rupturas tendíneas. Esta capacidade é importante em atividades de maior demanda, particularmente no esporte (66).

Em geral, os tendões possuem grande capacidade de estabelecer força tensiva, e resistir ao alongamento, principalmente quando esta força é gerada paralelamente a linha das fibras, como é o caso da tração desenvolvida pela contração muscular, uma vez que as fibras musculares são paralelas as fibrilas do tendão (28). A eficiência da resistência tendínea esta relacionada a disposição paralela das fibras colágenas, ao longo do eixo longitudinal do tendão (67). Esta observação é particularmente importante no delineamento do programa de reabilitação fisioterapêutica pós lesão tendínea.

A atividade física regular promove aumento da síntese de colágeno, assim como estimula respostas teciduais adaptativas como hipertrofia e aumento da área de secção transversal, alterando as propriedades biomecânicas dos tendões (48, 68, 69). Por outro lado, a imobilização leva a diminuição da rigidez e resistência do tendão, e aumenta a viscosidade (70).

De forma similar, Almeida (38) demonstrou que o alongamento promove o aumento da celularidade, da concentração de proteínas não colagênicas e do colágeno em tendões de ratos.

Estas evidências confirmam que os tendões exibem capacidade adaptativa a solicitações mecânicas, permitindo interação tanto ao nível da unidade miotendínea como no desempenho funcional do corpo (71).

### 3.1.3 Lesões tendíneas

As lesões tendíneas vêm se tornando um grande problema na saúde de atletas e esportistas recreacionais (72). Nos Estados Unidos são relatadas trinta e três milhões de lesões no sistema musculoesquelético por ano, e 50% destas envolvem os tecidos moles, principalmente os tendões (73).

Estima-se que 30 a 50% das lesões no esporte sejam lesões por esforço repetitivo, onde os tendões são as estruturas mais freqüentemente acometidas, determinando interrupções em treinos e competições (74).

A resposta tecidual a força de deformação pode variar de acordo com a intensidade e velocidade que o estímulo mecânico é aplicado. Dentro deste contexto, exercícios de alongamento pode contribuir para melhora da complacência tendínea. Esta observação é particularmente interessante em atividades físicas de alta demanda (esporte) pois pode determinar maior capacidade adaptativa do tecido ao estresse mecânico e assim, minimizar a ocorrência de lesão (66).

Por outro lado, o dano tecidual ocorre quando a força aplicada ultrapassa o limite fisiológico do tecido de forma aguda ou cumulativa, com conseqüente micro e macro rupturas das fibras do tendão (55).

No trauma acumulativo, observa-se o enfraquecimento das fibras de colágeno e das estruturas de pontes cruzadas das moléculas de colágeno, além de alterações na vascularização no tecido, predispondo a ocorrência de lesões (72).

Assim, nos esportes de alto rendimento a imposição de forças repetitivas aliado a alterações metabólicas e déficits nutricionais podem representar fatores associados à fadiga tecidual. Nestas condições clínicas, quanto maior a força aplicada, menor será a quantidade de ciclos necessários para que a lesão ocorra.

Outro ponto a ser considerado é que alterações no suprimento sanguíneo e neural também podem levar ao enfraquecimento tecidual e conseqüentes rupturas nos tendões devido à hipóxia e má nutrição. Esse distúrbio pode resultar de alinhamentos estruturais deficientes (desequilíbrios articulares), doenças sistêmicas, ou ainda, fatores físicos como calor e frio em excesso ou altitude elevada (46, 72).

No ponto de vista clínico, as lesões nos tendões que ocorrem de forma lenta e progressiva, são denominadas tendinopatias. As lesões crônicas compreendem as tendinites e tendinoses (75). As tendinites são caracterizadas por alterações bioquímicas e condição inflamatória no tecido. As tendinoses são definidas em achados histopatológicos como degeneração tecidual, porém sem sinais inflamatórios (76). Ambas resultam de fadiga tecidual e lesões degenerativas, envolvendo lacerações microscópicas (37).

Birch et al. (68) enfatizam que a realização de exercícios, através da aplicação de forças controladas sobre os tendões, promove aumento na síntese de colágeno. Este conceito é comumente empregado na reabilitação fisioterapêutica, pois os exercícios de fortalecimento permitem a hipertrofia e aumento da rigidez dos tendões (77).

Na reabilitação fisioterapêutica, o principal objetivo é o restabelecimento funcional. Neste aspecto, condutas de alongamento e fortalecimento são interessantes pois estimulam a capacidade de regeneração e remodelamento com conseqüente adaptação tecidual (78).

Condutas de alongamento são indicadas com intuito de restaurar a mobilidade e diminuir a tensão no tendão entre a amplitude de movimento normal (47, 78). Segundo Sandmeier (78) exercícios de alongamento contribuem para prevenir a ocorrência de novas lesões, ao permitir o bom funcionamento de toda a cadeia cinética do movimento.

Entretanto, a literatura ainda é inconsistente em relação a melhor abordagem para realização dos exercícios de alongamento, ou seja, as variáveis: percentual de alongamento, método de alongamento e tempo de execução não apresentam uniformidade.

### 3.2 EXERCÍCIOS DE ALONGAMENTO

Blum (79) define o termo alongamento como extensão, flexibilidade, elasticidade e estiramento. A pluralidade de termos encontrados repercute em distorções conceituais e muitas vezes provoca equívocos práticos (80).

Na prática, o alongamento consiste na aplicação de força para superar, dentro do limite fisiológico, a resistência do tecido conjuntivo e proporcionar aumento da amplitude de movimento articular (81).

A flexibilidade refere-se a capacidade intrínseca dos tecidos do corpo realizarem determinada amplitude de movimento articular, sem ocorrer lesão, em determinada articulação ou grupo de articulações (82). Esta capacidade é importante no desenvolvimento de atividades físicas, e é influenciada por fatores como idade, nível de atividade e metabolismo (83).

O alongamento auxilia no ganho de flexibilidade, ou seja, contribui para que o complexo articular formado por tendões, ligamentos, cápsula articular, músculos e pele, se alonguem e por consequência os movimentos articulares, sejam realizados de maneira confortável e indolor (84, 85).

O desempenho da unidade miotendínea, em contrair e relaxar durante a realização de movimentos articulares, está diretamente relacionado a flexibilidade. Quando existe um encurtamento do complexo músculo-tendão ocorre diminuição no controle de movimento e

menor capacidade de gerar força. Músculos tensos podem também restringir a circulação sanguínea, diminuindo o suporte de oxigênio e nutrientes e levar a condições de fadiga tecidual (80).

Sabendo-se que todos os sistemas do corpo humano estão funcional e estruturalmente interconectados (86), a realização de exercícios de alongamento se mostra particularmente importante no equilíbrio funcional do organismo e conseqüentemente na qualidade de vida.

Magnusson et al. (87) e Halbertsma et al. (88) sugerem que o ganho de flexibilidade, obtido pelos exercícios de alongamento, se deve à adaptação sensorial e ao aumento da tolerância ao estiramento. Taylor et al. (89) propõem que o aumento da flexibilidade esteja relacionado ao aumento da complacência e viscosidade de músculos, tendões e nervos (89, 90). Embora estes mecanismos venham sendo investigados, a literatura, até o momento, não apresenta conclusões definitivas (80).

Na prática, os exercícios de alongamento são comumente empregados na rotina de treinamento de atletas profissionais e recreacionais e na reabilitação clínica e pós-operatória de diversas patologias ortopédicas e traumatológicas (12, 66).

### 3.2.1 Parâmetros

Vários parâmetros determinam a realização de um programa de alongamento, sendo eles: tempo; percentual de alongamento; freqüência e métodos de alongamento (estático ou cíclico).

### *3.2.1.1 Tempo*

O tempo de alongamento refere-se ao período de duração que a força é aplicada. O termo pode referir-se a um único ciclo, ou quando são realizadas mais de uma repetição, ao número de ciclos (tempo acumulativo) em uma sessão de tratamento.

O tempo ideal para execução do alongamento vem sendo investigado por diversos autores, porém ainda não apresenta consenso. A falta de uniformidade na literatura é evidente, onde estudos clínicos apresentam valores de tempo entre 15 segundos a 20 minutos (25, 91, 92, 93, 94, 95, 96), enquanto em estudos experimentais, os intervalos considerados estão entre 100 a 1800 segundos (31, 36, 97, 98, 99, 100).

Vale ressaltar que o enfoque, na maioria dos estudos, está pautado no ganho de flexibilidade e não na análise da influência de diferentes intervalos de tempo na resposta tendínea ao alongamento.

### *3.2.1.2 Percentual de alongamento*

Na prática clínica, a orientação em relação ao percentual de alongamento inicial é feita, na maioria das vezes de forma empírica, ou seja, “alongar até o ponto de tensão sem dor” (8, 21, 22). Diversos autores têm orientado que o alongamento deva ser realizado até um ponto referido pelo indivíduo como incômodo ou desconforto, ou até o terapeuta sentir uma sensação de “rigidez” (101-107).

Porém, pesquisas têm demonstrado que quanto maior o alongamento inicial, maior também será a resposta de relaxamento tecidual (97, 108). Wren et al. (32) salientam ainda que a deformação inicial a qual o tecido é submetido no pré-condicionamento tem influência direta na lesão tecidual.



Embora o percentual de alongamento seja importante na modulação da resposta biomecânica do tecido, este é o parâmetro que apresenta maior dificuldade de controle na prática clínica.

### *3.2.1.3 Freqüência*

Este parâmetro refere-se ao número de sessões de exercícios de alongamento realizados diária ou semanalmente. Do ponto de vista fisioterapêutico, a freqüência varia de acordo com o nível de imobilidade, cronicidade da lesão, regeneração tecidual, bem como, a idade e respostas do indivíduo ao alongamento.

Cipriani et al. (109), verificaram que o ganho de amplitude de movimento articular foi mais efetivo quando o alongamento foi realizado seis vezes na semana comparado a três vezes na semana.

Entretanto, são poucos os estudos que tentam determinar a freqüência ideal, sendo encontrada variações de duas a cinco vezes semanais, reservando-se um tempo de repouso entre as mesmas para possibilitar a regeneração tecidual (47).

### *3.2.1.4 Método*

Usualmente são descritos três métodos de exercícios de alongamento: estático, cíclico e a facilitação neuromuscular proprioceptiva (FNP) (14, 27).

O alongamento estático caracteriza-se por ser realizado de forma lenta, atuando na unidade miotendínea segundo a tolerância do indivíduo. Nesta condição, o tecido é mantido na posição de máximo comprimento tolerado por determinado tempo (14). Em geral, é aplicado de forma manual, com duração e número de repetições variando amplamente.

É a forma mais utilizada por apresentar baixa necessidade de aplicação de energia, baixo risco de exceder a capacidade elástica dos tecidos, e pouca probabilidade de causar dor (37).

O alongamento cíclico é realizado através de movimentos rápidos e cíclicos, em alta velocidade e intensidade. É caracterizado pelo uso de movimentos amplos e vigorosos, criando impulso para conduzir o segmento do corpo rapidamente a ADM de modo a alongar as estruturas encurtadas (47).

Teoricamente, este tipo de alongamento pode exceder os limites de flexibilidade da unidade miotendínea, de maneira não controlada, podendo provocar lesões (14). É contraindicado para indivíduos idosos e pacientes com contraturas crônicas.

Além disso, segundo Sullivan, et al. (110), o alongamento estático é mais efetivo em aumentar a flexibilidade dos ísquios-tibiais quando comparado ao alongamento cíclico.

Na FNP o alongamento estático é combinado com contrações isométricas do músculo, promovendo relaxamento muscular e facilitando o aumento de amplitude de movimento (27). Esta técnica baseia-se no conceito neurofisiológico de inibição autogênica. Após a contração muscular isométrica, os sarcômeros se encontram reflexamente relaxados, por inibição do fuso neuromuscular e do órgão tendinoso de Golgi, havendo menor resistência ativa, sendo alongado com mais facilidade (47).

Na prática, estes parâmetros estão inter-relacionados, e as diversas possibilidades e combinações entre os mesmos permite maior espectro para o delineamento e elaboração de programas de exercícios de alongamento e conseqüente, adequação a necessidade e capacidade de cada indivíduo (47).

### 3.2.2 Alongamento e desempenho funcional (esporte)

Na prática esportiva, o alongamento miotendíneo constitui parte fundamental da rotina de treinamento do atleta competitivo ou recreacional. Entretanto, ainda existe muita discussão sobre o melhor momento para sua realização.

Dentro deste contexto, o aquecimento muscular está intimamente relacionado as manobras de alongamento, pois permite maior aporte sanguíneo ao grupo muscular que será solicitado durante o exercício (111).

Embora classicamente os exercícios de alongamento sejam relacionados a efeitos positivos no desempenho musculoesquelético (12, 111, 112), alguns trabalhos tem sugerido que o alongamento prévio pode levar a perda de potência muscular (113- 115) e diminuição da força de contração voluntária máxima (116-118).

Fowles et al. (116) e Avela et al. (119) comentam o mecanismo de inibição neural (sensibilidade reflexa e a atividade da fibra tipo IA do fuso neuromuscular) aliada a deformação sofrida pelo tecido determina aumento da extensão dos componentes elásticos em série do tecido muscular. Paralelamente, o alongamento da unidade miotendínea sensibiliza o órgão tendinoso de Golgi, resultando na diminuição da força muscular (116, 119). Entretanto, segundo Kay e Blazevich (120) os efeitos de inibição da atividade neuromuscular produzidos pelo alongamento desaparecem apos 30 minutos.

Alguns trabalhos, por outro lado, tem demonstrado que a realização de exercícios de alongamento de forma regular, como parte do programa de treinamento, tem sido eficaz em aumentar a capacidade de gerar força e velocidade de contração muscular (121, 122). Stamford, (123) e Shellock e Prentice (124) observam que esta condição esta associada a

diminuição da rigidez músculo-tendínea, e conseqüente economia energética para realização do movimento osteo-articular.

De acordo com Achour Junior (80), a redução de força muscular observada em alguns trabalhos, se deve a realização imediatamente anterior ao exercício e estaria relacionada principalmente a intervalos longos de alongamento, que pouco refletem os valores utilizados na prática cotidiana.

É importante considerar que músculos mantidos na posição encurtada tendem a perder elasticidade e conseqüentemente força, condição que pode ser minimizada com os exercícios de alongamento (125). Dessa forma, alguns autores indicam a prática do alongamento após a atividade física, com o objetivo de evitar o encurtamento muscular (80, 126).

Paralelamente, é preciso ressaltar a existência de padrões específicos de flexibilidade, sendo necessário considerar características individuais, bem como as exigências para cada esporte. Assim, a relação entre os efeitos da flexibilidade no desempenho atlético pode ser considerada como esporte-dependente (6, 112).

Portanto, o controle dos parâmetros empregados durante o alongamento (tempo, percentual de alongamento, freqüência e método), bem como o momento de realização dentro do programa (antes ou após a atividade física), devem ser considerados (122).

### 3.2.3 Alongamento e prevenção de lesões

Atualmente a realização de atividades físicas regulares vem se tornando cada vez mais popular pois esta inserida no conceito de vida saudável. Entretanto, um aspecto a ser considerado é que o aumento de praticantes aliado a falta de orientação do médico do

esporte, fisioterapeuta e educador físico pode determinar maior incidência de lesões do sistema musculoesquelético (127, 128).

Nesse contexto, o conhecimento do comportamento viscoelásticos das estruturas miotendíneas, assim como os mecanismos de lesão obtido nas últimas décadas tem contribuído para melhor abordagem terapêutica.

Por outro lado, ainda observa-se que na prática, os exercícios de alongamento são realizados de forma empírica, não existindo consenso sobre o melhor momento para sua execução, seja antes ou após a atividade física (6).

Considerando os fatores de risco para as lesões miotendíneas observa-se a influencia do volume de exercício realizado, tempo e local da prática esportiva, e ainda aos equipamentos utilizados (130). Entre corredores, as lesões mais comuns são relacionadas à distância percorrida, e aos tecidos moles dos membros inferiores, como: tendinites calcaneana, fascítes plantares e síndromes patelo-femural (131).

Paralelamente, a rigidez tecidual aliada a diminuição da amplitude de movimento articular constituem condições intrínsecas predisponentes a lesão (132).

Amako et al. (18) identificaram influencia positiva do alongamento na diminuição do número de lesões musculoesqueléticas, após protocolo de 18 exercícios de alongamento (30 segundos cada) realizados antes e após a sessões diárias de treinamento.

No estudo de Hartig e Henderson (21), o número de lesões também foi significativamente menor no grupo de intervenção com exercícios de alongamento, realizados em cinco repetições de 30 segundos. Os autores também relataram aumento na amplitude de movimento, relacionando-a a diminuição da incidência de lesões.

Em estudo com equipe de futebol americano, Cross e Worrel (114), observaram que três repetições de exercícios de alongamento estático de 15 segundos, determinaram redução do número de lesões nos membros inferiores.

Por outro lado, Pope et al. (93) analisaram o alongamento estático mantido por 20 segundos, realizado durante doze semanas. Os autores salientam que este protocolo não reduziu o número de lesões em militares comparado ao grupo controle, que não sofreu alterações na rotina de treinamento. De forma similar, Van Mechelen et al. (133) em estudo realizado com corredores, não evidenciaram efeito benéfico da prática do alongamento.

Embora a investigação científica dos métodos de prevenção tenha produzido grande número de trabalhos, até o momento, não existem nas revisões sistemáticas que apresentam recomendações baseadas em evidências (127, 131).

### 3.3 COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DOS TECIDOS

Os primeiros relatos de estudo da biomecânica foram descritos nos anos de 400 a 500 D.C, na literatura chinesa e grega antiga. A fundamentação do conceito, no entanto, foi definida por personalidades renomadas, como Da Vinci, Galileo, Hooke, Newton e outros, entre os anos de 1500 a 1700. No início dos anos 50, Muybridge, Steindler, Inman, Lissner, e Hirsch realizaram o primeiro trabalho relacionado a biomecânica músculo-esquelética (134).

*Biomecânica* pode ser definida como a área da ciência que aborda a aplicação dos princípios mecânicos nos problemas biológicos, com amplo potencial de atuação. Dentro desse contexto estão inseridos a marcha humana, a dinâmica do movimento e do fluxo

sanguíneo, bem como os efeitos da aplicação de forças externas ao sistema musculoesquelético (28).

Os tecidos e órgãos são estruturas dinâmicas capazes de se adequarem mecânica e estruturalmente às forças aplicadas (24). Assim, quando o tendão, material viscoelástico, é submetido a uma força deformante ocorre alteração na sua forma e tamanho, que serão reversíveis desde que a força aplicada não ultrapasse o limite fisiológico (83).

Existem diversas abordagens metodológicas para o estudo do comportamento mecânico dos tecidos, sendo definidas três categorias: *in vitro*, *in situ* e *in vivo* (28).

As técnicas realizadas *in vivo* são aquelas que mais se aproximam da condição fisiológica, por serem realizadas no organismo vivo. No entanto, a obtenção de dados precisos, através dessa metodologia, é tecnicamente muito desafiadora pela dificuldade em realizar mensurações diretas sobre o tecido no qual é o objetivo (28).

Os estudos *in situ* possibilitam mensuração direta, ou seja, o comportamento mecânico do tecido é avaliado exatamente onde ele ocorre. Contudo, este tipo de técnica se mostra altamente invasiva e não se pode afirmar que os dados representam a condição fisiológica normal (28).

Os estudos *in vitro* são realizados com tecidos extraídos do organismo, com intuito de obter informações mais detalhadas. São caracterizados como ensaios mecânicos uniaxiais de tração. Nesse tipo de estudo, o comportamento biomecânico do tendão é avaliado por ensaios não destrutivos (viscoelásticos), e destrutivos (até a ruptura) (55). Esta condição é interessante pois permite simular condições clínicas e ao mesmo tempo permite maior controle de variáveis como temperatura, tempo, umidade, entre outros.

Consideram-se ainda os dados relacionados ao ensaio de ruptura, sendo que estes possibilitam relacionar o efeito de condicionamento obtido com a realização dos ensaios viscoelásticos, de acordo com alterações nos valores de força, deformação, tensão de ruptura, entre outras (35).

### 3.3.1 Viscoelasticidade

O conceito da viscoelasticidade determina que respostas mecânicas decorrentes da aplicação de força externa ao tecido sejam tempo e historia dependentes (27). Assim, ao estudar os parâmetros que determinam a execução dos exercícios de alongamento é necessário primeiramente entender esta propriedade.

Os ensaios não destrutivos caracterizam-se por analisar o comportamento dos tecidos biológicos submetidos a estresses mecânicos situados dentro dos limites fisiológicos, assim como na atividades esportivas (competitiva ou recreacional) ou exercícios de alongamento (36).

Os tecidos biológicos, como ossos, músculos, tendões e ligamentos exibem geralmente recuperação gradual quando submetidos a aplicação e retirada de força ou deformação, conferindo comportamento viscoelástico.

Do ponto de vista biomecânico, os tendões (tecidos biológicos) apresentam os fenômenos: creep e relaxamento de força (Figura 3).



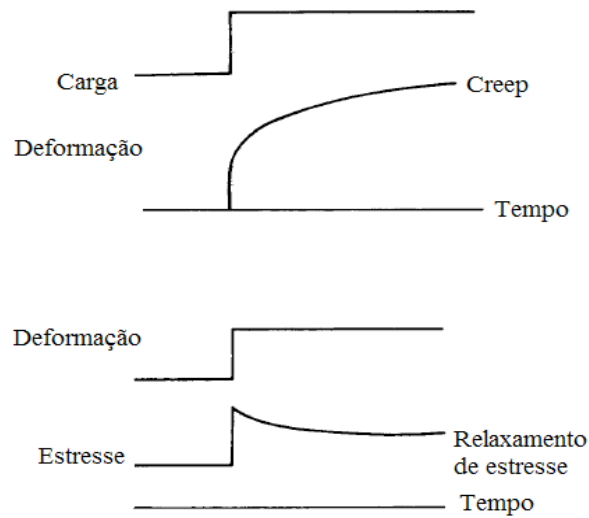


Figura 3. Gráfico representando as propriedades biomecânicas do tendão demonstrando os conceitos de “*creep*” e relaxamento de força. Retirado de Kinkerdall e Garret, (136)

O primeiro é a resposta do *creep* (“*rastejamento*”), observado quando um tecido é submetido a uma carga constante. Nesta condição, o tecido se alonga (deforma) progressivamente e com o tempo, atinge platô de estabilização (28).

O segundo fenômeno é o relaxamento de força. Neste evento o tecido é submetido a alongamento pré-determinado e mantido neste nível de deformação. Inicialmente, observa-se resistência tecidual ao alongamento refletido como força de oposição à deformação. Com o passar do tempo, os valores de força decrescem progressivamente até atingir platô de estabilização (equilíbrio funcional ou fisiológico) (28, 29).

Um aspecto metodológico a ser considerado, tanto nos estudos clínicos como experimentais, é a utilização de protocolos onde os valores de tempo e as formas de aplicação da força sejam padronizados (60).

### 3.3.2 Curva força-deformação

Nos ensaios de ruptura (destrutivos) o comportamento mecânico do tecido é expresso pela curva de força-deformação (Figura 4), onde quanto maior a resistência à deformação maiores serão os valores força de ruptura (37, 47).

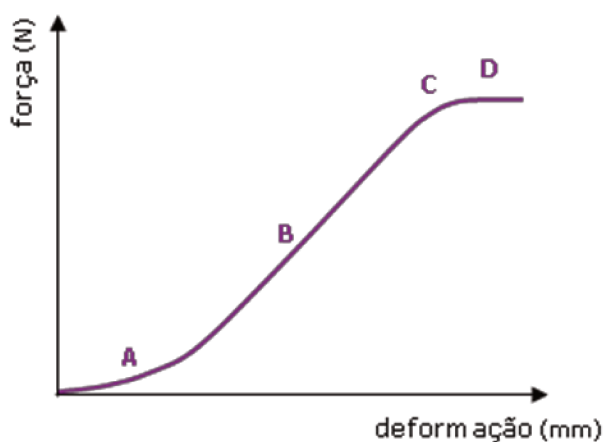


Figura 4. Curva força-deformação, destacando-se a região de ponta ou pé (A), região linear, ou elástica (B), região plástica (C), e ruptura (D). Adaptado de Kinkerdall e Garret (135)

Considerando o comportamento não-linear do tecido biológico, observa-se que na região do pé ou ponta, o tendão apresenta grande deformação aliada a pequeno incremento de força. Neste segmento da curva, as fibras de colágeno, onduladas em repouso (“crimp”), começam a se retificar. Essa fase corresponde a 2% de deformação relativa (136), amplitude em que ocorre a maior parte das atividades funcionais (47).

A retificação e ao alinhamento das fibras colágenas caracteriza a região linear da curva (43, 44, 137). Alguns autores denominam-na fase de amplitude elástica, onde deformação e força têm respostas diretamente proporcionais (26, 138), ou seja, a deformação aumenta linearmente com a força aplicada (26).

Abaixo de 4% de deformação relativa aplicada ao tendão, a curva força-deformação é reprodutível em uma seqüência de alongamentos (55, 139). Segundo Fung (140), 5% de deformação relativa corresponde ao limite superior admissível para as atividades normais do ser humano.

Sendo assim, quando este limite é ultrapassado, a forma de ondulações das fibras colágenas não mais reaparecerá, e as deformações subseqüentes não reproduzirão a curva original. Se a tensão aplicada ultrapassar 8 %, o tendão tende ao rompimento (55).

Vale ressaltar que este colapso tecidual pode ocorrer em duas condições distintas. Na prática, o mecanismo de lesão tendinea resulta de evento máximo único ou da aplicação de forças de forma cíclicas, que excedem o limite fisiológico do tecido durante movimentos articulares extremos ou repetitivos ou associado a condições de “overtraining” (47, 55, 78, 136).

Do ponto de vista clínico, quando a força externa excede a resistência do tecido, o dano tecidual progressivo leva ao enfraquecimento das fibras e estruturas de pontes cruzadas das moléculas de colágeno (46, 55, 65). Além de alterar a vascularização e o comportamento viscoelástico do tecido, estes eventos, podem resultar em inflamações e, predispor a ocorrência de lesões e rupturas completas (72, 76).

## **4 - METODOLOGIA**

---

## 4. METODOLOGIA

### 4.1 CORPOS DE PROVA

Foram utilizados 70 espécimes de tendões calcâneos bovinos, provenientes de machos da raça Nelore, com idade média de três anos. O material foi obtido após o óbito, junto a uma casa de carne no município de Campinas, de acordo com os princípios éticos na experimentação animal e aprovação pela Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA/Unicamp), protocolo 2005-1/2009.

Após a coleta, os tendões foram acondicionados em sacos plásticos, envolvidos com gaze umedecida em solução salina 0.9%. Os ensaios foram realizados dentro de 5 horas após a obtenção dos mesmos, à temperatura ambiente (28°C).

Para realização dos ensaios, cada espécime foi cuidadosamente dissecado, removendo-se todas as estruturas em torno do tendão, inclusive o paratendão. Em seguida, foram retiradas tiras retangulares dos tendões, com auxílio de bisturi (Figura 5.).



Figura 5. Corpos de prova

#### 4.2 ENSAIOS MECÂNICOS

Os experimentos foram realizados no Laboratório de Propriedades Mecânicas dos Materiais Biológicos, no Departamento de Máquinas Agrícolas, da Faculdade de Engenharia Agrícola da Universidade Estadual de Campinas.

A metodologia utilizada para realização dos ensaios mecânicos foi adaptada a partir de estudos encontrados na literatura sobre o comportamento mecânico de tendões (30, 31, 35).

Durante os ensaios é essencial que o sistema para fixação do material seja seguro, evite concentração de tensão ou escorregamento do corpo de prova. O sistema de ancoragem utilizado era constituído por garras metálicas sinusoidais com ranhuras na parte interna (Figura 6.).

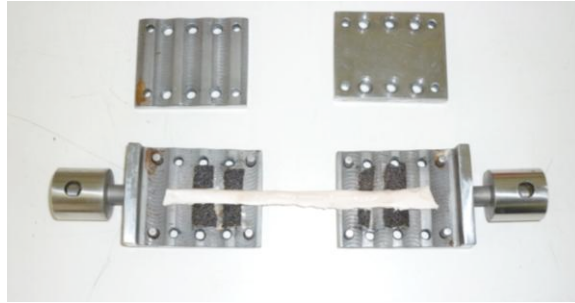


Figura 6. Sistema de garras metálicas sinusoidais

A fixação dos corpos de prova às garras metálicas era feito através de seis parafusos. Esta configuração foi escolhida por proporcionar maior área de contato e facilitar a aderência do material ao sistema.

Os ensaios foram conduzidos em uma prensa tipo texturômetro, modelo LOYD TA 500 (Fareham UK), a qual possui célula de força de 500N, resolução de força de 0,01% e controle da velocidade de carregamento entre 0,0017 a 17mm/s (Figura 7.).





Figura 7. Corpo de prova fixo entre o sistema de garras e acoplado a prensa.

#### 4.2.1 Parâmetros dimensionais

Para realização dos ensaios os tendões eram colocados entre as garras, e em seguida o sistema garra-tendão-garra era acoplado a prensa. Aplicava-se então uma pré-carga de 2N ao sistema, de forma a estabelecer a posição inicial e o comprimento inicial do espécime. Neste momento era realizada a mensuração dos parâmetros dimensionais.

Eram registradas as medidas de comprimento inicial ( $L_0$ ), largura e espessura, com auxílio de um paquímetro digital (marca Starret, modelo 727-6 A150, 0,01mm de precisão). Cada medida foi realizada três vezes, sendo considerada a média entre as mesmas para o cálculo da área de secção transversal (AST). Esse procedimento favorece a utilização do conceito de tensão (força / AST), pois uniformiza os valores de força em relação às dimensões do corpo de prova.

#### 4.2.2 Ensaio de alongamento estático

Foram definidos 6 grupos de 10 espécimes de tendões calcâneos bovinos (n=10), de acordo com o protocolo de alongamento estático: intervalos (15, 30, 45 segundos) e percentuais de alongamento inicial (2,5 e 3,5%). Os valores de tempo foram assim definidos, por representarem os intervalos de tempo mais comumente empregados na prática clínica, enquanto, os valores de deformação, por situarem-se dentro dos limites fisiológicos do tecido, conforme estabelecido por Fung (140). A tabela 1. mostra a disposição nos grupos.

Tabela 1. Disposição dos grupos alongamentos

% alongamento	2,5%			3,5%		
tempo (segundos)	15	30	45	15	30	45
grupos	2,5/15s	2,5/30s	2,5/45s	3,5/15s	3,5/30s	3,5/45s
corpos de prova (n)	10	10	10	10	10	10

Os espécimes foram submetidos a ensaios uniaxiais de tração, realizados a velocidade de 10% do comprimento inicial do corpo de prova por segundo. A tração era realizada até se atingisse o percentual de alongamento pré-estabelecido para o grupo.

Registros dos valores de força eram realizados a cada segundo, dentro do tempo considerado para o grupo.

#### 4.2.3 Ensaio de alongamento até ruptura

Imediatamente após o término do alongamento, todos os espécimes foram submetidos ao ensaio uniaxial de tração até ruptura a velocidade de 100% do comprimento inicial por segundo. O grupo controle de 10 espécimes de tendão calcâneo bovino não realizou alongamento prévio, apenas o ensaio de ruptura.

#### 4.2.4 Sistema de aquisição dos dados

O sistema de aquisição dos dados consistiu em uma interface padrão, acoplada ao texturômetro, constituído por um computador Pentium Pro e ‘software’ NEXIGEN 3.0 (Microsoft, Redmond, WA, USA) (Figura 8.).

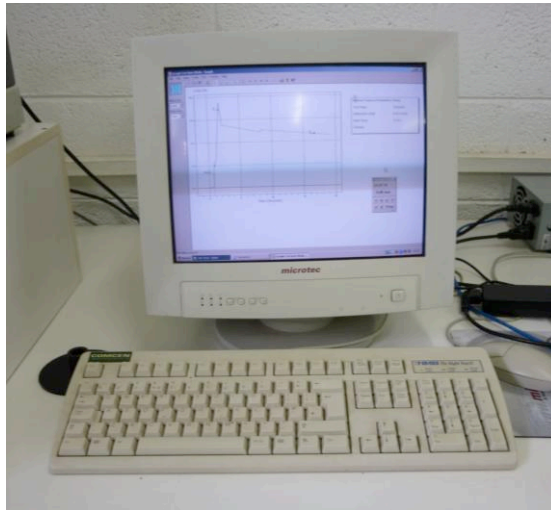


Figura 8. Computador Pentium Pro e ‘software’ NEXIGEN 3.0

Foram feitos registros de força continuamente a frequência de 10 Hz. Na seqüência os dados obtidos, através do software NEXIGEN 3.0, eram exportados para Excel.

A partir dos valores de força (N), tempo (s), foram calculados os valores de percentual de relaxamento de força, para os ensaios de alongamento. A partir do valores de força de ruptura (FRupt) e tempo obteve-se as variáveis de tensão de ruptura (FRupt/AST), a deformação relativa ( $L/L_0$ ) e a energia de ruptura por área de secção transversal (FRupt\*L0/AST) para os ensaios de ruptura.

### 4.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Foi utilizada análise descritiva com apresentação de medidas de posição e dispersão para variáveis numéricas. Para comparação dos parâmetros entre os fatores estudados utilizou-se a ANOVA com transformação por postos. Para comparação dos grupos independentes foi utilizado o teste de Kruskal-Wallis. Foi utilizado o programa SAS System for Windows (Statistical Analysis System), versão 9.2. SAS Institute Inc, 2002-2008 (Cary, NC, USA). O intervalo de confiança foi fixado em 95% ( $p = 0.05$ ).

## **5 - RESULTADOS**

---

## 5. RESULTADOS

Os parâmetros dimensionais dos espécimes, em cada grupo, é demonstrado, na Tabela 2.

Tabela 2: Valores médios dos parâmetros dimensionais e desvio padrão nos grupos estudados.

GRUPOS (%def/tempo)	2,5/15s	2,5/30s	2,5/45s	3,5/15s	3,5/30s	3,5/45s	controle
AST (mm <sup>2</sup> )	27,62 (±7,27)	24,67 (±7,98)	24,42 (±14,13)	26,12 (±6,17)	22,46 (±8,76)	23,6 (±14,94)	27,0 (±8,18)
L0 (mm)	14,51 (±4,3)	15,4 (±3,89)	16,39 (±5,88)	14,78 (±3,43)	11,89 (±2,65)	14,55 (±3,75)	14,3 (±5,24)

AST: área de secção transversal; L0: comprimento inicial

A partir dos ensaios de alongamento estático foram obtidos os gráficos e os valores de relaxamento de força nas seis condições propostas.

A Figura 9 apresenta o gráfico de relaxamento de força, obtido através do software NEXIGEN, para um dos ensaios.

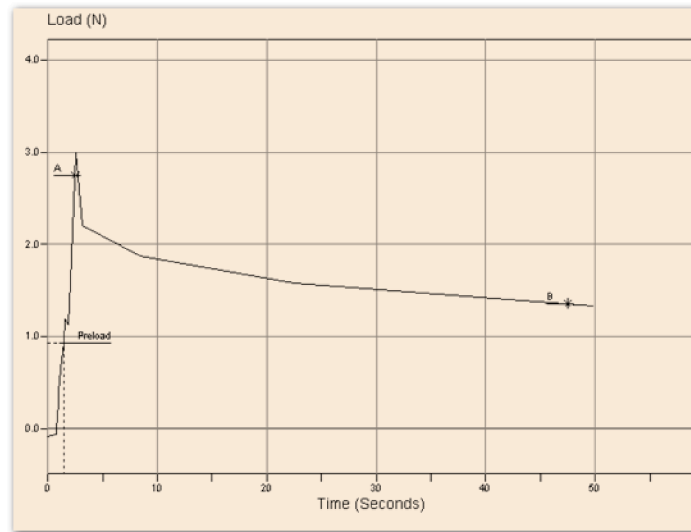


Figura 9. Gráfico do relaxamento de força obtido através do software NEXIGEN 3.0.

Os valores médios de relaxamento de força para os grupos são apresentados na Tabela 3.

Tabela 3. Análise estatística dos valores médios e desvio padrão do percentual de relaxamento obtidos nos ensaios de alongamento estático para os três intervalos de tempo (15s, 30s, 45s) e dois percentuais de alongamento (2,5 e 3,5%).

% ALONGAMENTO	DURAÇÃO		
	15 s	30 s	45 s
2.5	31.57 ± 6.14 Ab	38.86 ± 5.57 Aa	38.60 ± 4.84
3.5	34.53 ± 4.09 Bb	43.27 ± 9.21 Ba	48.05 ± 5.43 Ba

Obs.: medidas com a mesma letra não diferem na probabilidade de 5%, ANOVA com transformação por postos. Letras minúsculas comparam as médias na horizontal, letras maiúsculas comparam as médias na vertical.

Em ambos os níveis de deformação estudados, o valor de relaxamento de força no intervalo de 30 segundos foi significativamente maior em relação ao intervalo de 15 segundos, porém sem diferenças quando comparados ao grupo de 45 segundos ( $p < 0.0001$ ). Ao comparar dois diferentes níveis de deformação (2,5% e 3,5%) verificou-se que o valor maior resultou em aumento significativo ( $p < 0.0026$ ) no relaxamento de força (Figura 10).

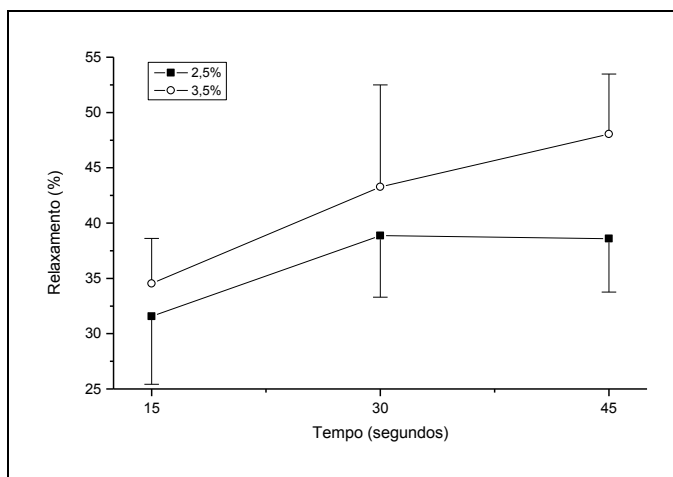


Figura 10. Valor médio e desvio padrão do percentual de relaxamento obtido no ensaios de alongamento estático em cada nível de deformação ( $p < 0.0026$ ) e tempo ( $p < 0.0001$ ).

A análise da interação entre os parâmetros tempo e percentual de alongamento demonstrou que os efeitos são independentes ( $p = 0.1510$ ).

Nos ensaios de ruptura foi possível observar diminuição significativa ( $p = 0.0123$ ) da tensão necessária a ruptura no grupo que realizou alongamento com maior taxa de deformação (3,5%) (Fig. 11).



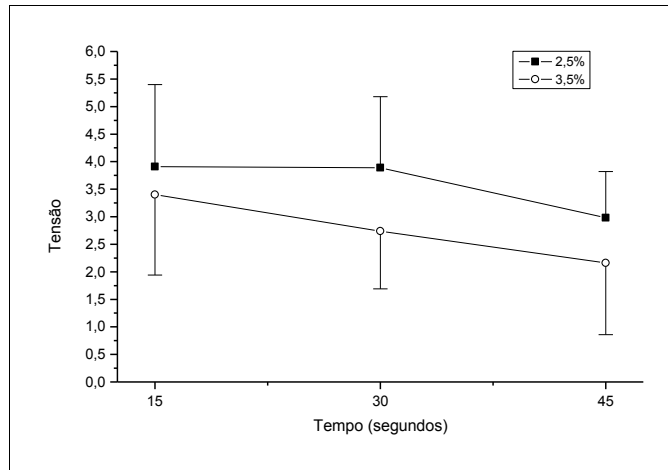


Figura 11. Valor médio e desvio padrão dos valores de tensão de ruptura obtida nos ensaios de ruptura em cada nível de deformação e tempo ( $p = 0.0123$ ).

Em relação a variável deformação relativa a análise estatística não encontrou diferenças significativas entre os parâmetros tempo ( $p = 0.3341$ ) e percentual de alongamento ( $p = 0.1799$ ). A Figura 12 apresenta a análise descritiva para essa variável.

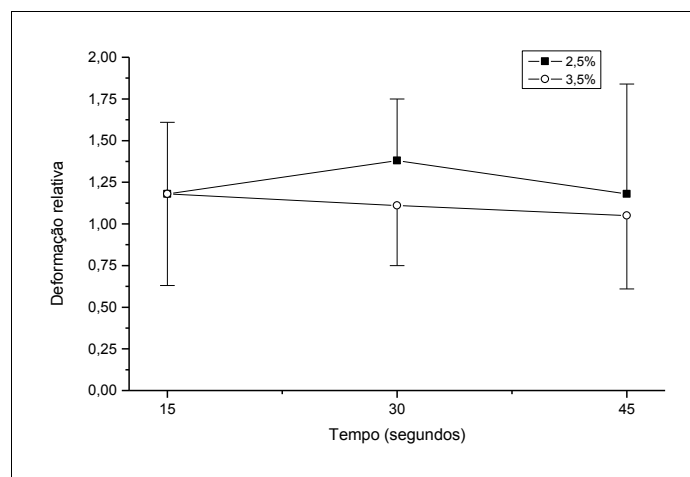


Figura 12. Valor médio e desvio padrão dos valores de deformação relativa obtidos nos ensaios de ruptura em cada nível de deformação ( $p = 0.1799$ ) e tempo ( $p = 0.3341$ ).

A análise estatística também não evidenciou a existência de diferenças significativas para os valores de energia de ruptura/AST, entre os parâmetros tempo ( $p = 0.0539$ ) e percentual de alongamento ( $p = 0.9166$ ) para os seis grupos estudados.

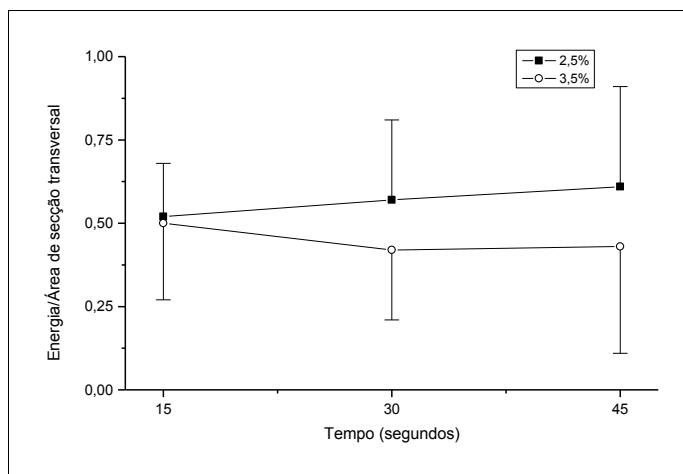


Figura 13. Valor médio e desvio padrão da energia de ruptura/AST em cada nível de deformação ( $p = 0.9166$ ) e tempo ( $p = 0.0539$ ).

Quando comparados os grupos alongamento e controle (sem alongamento prévio), a análise estatística não identificou influência dos tempos de alongamento (15, 30 e 45 segundos) e dos percentuais de alongamento (2,5% e 3,5%) em relação aos valores médios de tensão de ruptura, deformação relativa, e energia de ruptura por área de secção transversal ( $P > 0.05$ ). Os valores são apresentados na Tabela 4.

Tabela 4. Valores médios e desvio padrão para as variáveis estudadas nos ensaios de ruptura nos sete grupos estudados, e análise estatística.

GRUPOS	TENSÃO DE RUPTURA (MPa)	DEFORMAÇÃO RELATIVA	ENERGIA DE RUPTURA/ AST (J/mm <sup>2</sup> )
2,5 - 15 s	3,9 ± 1,4	1,2 ± 0,4	0,5 ± 0,1
2,5 - 30 s	3,9 ± 1,2	1,4 ± 0,3	0,6 ± 0,2
2,5 - 45 s	3,0 ± 0,8	1,2 ± 0,6	0,6 ± 0,2
3,5 - 15 s	3,4 ± 1,4	1,2 ± 0,5	1,2 ± 1,1
3,5 - 30 s	2,7 ± 1,2	1,4 ± 0,3	0,6 ± 0,2
3,5 - 45 s	2,1 ± 1,2	1,2 ± 0,6	0,6 ± 0,2
controle	3,0 ± 1,1	1,3 ± 0,3	0,4 ± 0,1
p <0,05	0,0561	0,2082	0,3778

## **6 - DISCUSSÃO**

---

## 6. DISCUSSÃO

Biomecânica, segundo Fung (140), é a mecânica aplicada à biologia, e inclui extensa área de atuação. O estudo sobre o comportamento mecânico dos tecidos insere-se nesse contexto, e promove informações para abordagens biomecânicas em nível de todo o organismo. Atualmente, a integração de áreas distintas (biológicas e exatas), se mostra como uma tentativa para criação de novas modalidades de tratamento e aperfeiçoamento daqueles existentes (141).

O progresso encontrado recentemente se deve ao início das análises na década de sessenta. Nesse período grandes avanços foram conseguidos através de rigorosas análises matemáticas no estudo de sistemas biológicos (33, 34).

Nos últimos anos, a caracterização das propriedades mecânicas dos tecidos que compõe o corpo humano tem sido investigada por diversos autores (31, 60, 70, 142). Estes estudos são importantes pois auxiliam na interpretação de fenômenos de adaptações teciduais, degradação, remodelamento e reparação tecidual, regulados por forças mecânicas.

O melhor entendimento e modulação desses parâmetros pode colaborar no delineamento de propostas e condutas terapêuticas assim como, na definição de medidas preventivas nas lesões miotendíneas. Paralelamente, estes conhecimentos podem interferir positivamente na qualidade de vida da população (141).

Exercícios de alongamento, embora comumente utilizados na prática esportiva, não apresentam uniformidade na sua execução, prevalecendo a abordagem empírica. Na

literatura sobre o tema é possível encontrar diversos protocolos de alongamento, porém não existe consenso sobre a melhor forma de realização dos exercícios. Sendo assim, a falta de uniformidade encontrada na execução do alongamento é provavelmente produto da diversidade metodológica apresentada nos trabalhos (66, 132).

Diversos estudos experimentais tem sugerido influência do tempo e do grau de alongamento, na resposta mecânica de tendões (97, 108). Entretanto, até o momento, não existem evidências clínicas suficientes de forma a estabelecer uma padronização em relação a esses parâmetros.

Dentro desse contexto, o estudo da resposta mecânica de tendões a condutas de alongamento é fundamental, uma vez que pode auxiliar no estabelecimento de estratégias mais efetivas de treinamento, e ainda contribuir para elucidação sobre os efeitos do mesmo na prevenção de lesão (20, 30).

A abordagem deste tema envolve estudos clínicos e laboratoriais, onde ensaios mecânicos *in vitro* representam a linha inicial de pesquisa (143, 144). Estes estudos tem se concentrado na análise da resposta mecânica dos tecidos (viscoelasticidade), de forma a estabelecer condutas a serem testadas e, posteriormente, aplicadas na prática clínica.

A realização de testes de tração uniaxial é utilizada na grande maioria dos estudos de comportamento mecânico de tendões e ligamentos. Esta metodologia é particularmente importante nos estudos que abordam o tensionamento de enxertos de tendões nas cirurgias ortopédicas, assim como, os efeitos do exercício e do alongamento nas propriedades mecânicas dos tecidos (30, 31, 35, 36, 145).

Considerando comportamento dos tendões ao tensionamento, a literatura apresenta diversos modelos de ensaios (100, 140), onde as variáveis tempo e percentual de alongamento (100, 146) são fatores determinantes para resposta mecânica.

Neste trabalho o achado mais importante foi identificar que o tempo e percentual de alongamento influenciam a resposta mecânica do tendão, e que estas variáveis não interagem entre si, atuando de forma independente. Este fato sugere que um dos parâmetros pode ser utilizado isoladamente na modulação da resposta de relaxamento de força dos tendões ao alongamento.

Vale ressaltar que, os ensaios não destrutivos (viscoelástico) são fundamentais pois, podem impor solicitações mecânicas aos tendões, dentro do limite fisiológico, semelhantes as que ocorrem nos exercícios de alongamento.

Fung (140) definiu que 5% de deformação relativa no tendão representa o limite superior admissível para as atividades normais do ser humano. Assim, no presente estudo, os tendões foram submetidos a ensaios não destrutivos, com alongamentos percentuais de 2,5% e 3,5%. Estes valores não excedem o limite fisiológico do tendão, mas representam diferentes solicitações mecânicas ao tecido.

Na prática, os exercícios de alongamento tem como fundamento a busca do equilíbrio funcional. Durante os ensaios mecânicos, este equilíbrio funcional é definido no diagrama força X tempo pelo platô de estabilização do relaxamento de força.

Screen (147) analisou, sob microscopia a laser, o fenômeno de relaxamento de força de fascículos isolados de tendão de ratos. O autor observou que embora, cerca de 50% do relaxamento ocorra nos primeiros 15 segundos do alongamento, o fenômeno persiste, mesmo após o 200<sup>o</sup> segundo.

Neste estudo, o platô de relaxamento de força foi identificado nos três intervalos de tempo de alongamento considerados (15s, 30s e 45s). Entretanto, o intervalo de 30 segundos foi mais efetivo por prover percentual de relaxamento tecidual superior ao intervalo de 15 segundos, e semelhante ao observado para o intervalo de 45 segundos ( $p < 0.0001$ ).

Em estudos clínicos, avaliando os efeitos de diferentes intervalos de alongamento, é possível encontrar resultados variando amplamente. Madding et al. (13) concluíram não haver diferenças entre quinze segundos e dois minutos. Já Fealand et al. (17), observaram maior ganho de flexibilidade no grupos que realizou alongamento por 60 segundos, quando comparado ao intervalo de 15 e 30 segundos.

Por outro lado, os resultados encontrados por Bandy e Iron (14) corroboram com os achados desse estudo, sugerindo a utilização do valor de 30 segundos como o tempo ideal para aumento da flexibilidade.

A resposta de relaxamento tecidual também é influenciada pelo percentual de alongamento. Swedlik, Lanir (197) e Duewald et al. (108) salientam que quanto maior o alongamento inicial, maior será o relaxamento tecidual. Segundo Wren et al. (32) esta deformação inicial é o principal parâmetro a predizer a ruptura, e influenciar a ocorrência de lesões.

Estes dados corroboram com os achados desse estudo, sendo que o alongamento de 3,5% apresentou diminuição na tensão de ruptura ( $p = 0.0123$ ), comparada ao grupo com 2,5%, e também maior taxa de relaxamento de força ( $p = 0.0026$ ).

Solicitações mecânicas, como exercícios de alongamento, realizadas dentro do limite elástico do tendão, exigem a ocorrência de adaptações nos tecidos biológicos, promovendo



a reorganização das fibras colágenas. A resposta apresentada pelo tecido está diretamente relacionada ao estímulo aplicado (148, 149).

Hansen et al. (43) demonstraram, em tendões de ratos, que ao alcançar 3% de deformação no tecido o padrão de *crimp* desaparece completamente. Neste trabalho, a utilização do percentual de alongamento de 2,5% refletiu a imposição de força dentro da região do pé, onde ocorrem a maior parte das atividades funcionais (47), enquanto os tendões submetidos ao percentual de 3,5% foram alongados até a fase elástica da curva.

Dessa forma, os valores utilizados neste estudo, para o percentual de alongamento, demonstraram existir diferentes respostas de acordo com as solicitações mecânicas ao tecido, resultando também em diferentes resultados ao ensaio de ruptura. Estes resultados sugerem a necessidade de estudos clínicos avaliando os efeitos da utilização de diferentes percentuais de alongamento na resposta mecânica dos tendões humanos.

Além disso, outro ponto importante a ser considerado é a eficácia dos exercícios de alongamento na prevenção de lesões. A realização de alongamento prévio a ensaios mecânicos de ruptura tem demonstrado a ocorrência de aumento da complacência dos tendões. Estes resultados sugerem provável habilidade tendínea em resistir as forças de tração durante as atividades e prevenir a ocorrência de lesões (30, 31, 36).

Segundo Su et al. (31) e Schatzmann et al., (36) o alongamento cíclico é capaz de aumentar a força e a tensão de ruptura. Entretanto esses estudos utilizam valores de tempo de alongamento de 300 e 400 segundos, respectivamente, os quais não refletem a duração do alongamento empregada na prática. Além disso, estes trabalhos não verificaram a influência das variáveis tempo e percentual de alongamento.

Teramoto e Luo (30) também estudaram a resposta mecânica apresentada por tendões calcâneos de ratos a ensaios mecânicos de ruptura. Neste trabalho os autores verificaram a influencia de diferentes intervalos de alongamento estático na resposta de ruptura. Os valores de força de ruptura foram significativamente maiores para o grupo submetido ao alongamento por 300 segundos. Entretanto, os autores não observaram diferença estatística entre o grupo alongado por 1000 segundos e o controle, sugerindo a existência de um intervalo ótimo de alongamento.

No presente estudo, intervalos de tempo considerados no alongamento (15, 30 e 45 segundos), não influenciaram a resposta tendínea ao ensaio de ruptura, comparado ao grupo controle.

Kay et al. (120), em estudo eletromiográfico in vivo, de tendões calcâneos humanos, verificaram que intervalos de 60 segundos de alongamento não resultaram em efeitos significativos nos parâmetros de elasticidade. Por outro lado, os autores comentam que intervalos de tempo superiores a 5 minutos, apresentaram maior impacto sobre as propriedades mecânicas da junção miotendínea.

Os dados obtidos neste trabalho corroboram com essa informação, uma vez que foram observadas alterações em relação a resposta viscoelástica (relaxamento de força), porém não existiram modificações decorrentes do alongamento na resposta de ruptura (lesão), fato possivelmente relacionado a capacidade elástica do tecido.

Dessa forma, em busca de evidências sobre o tema, são necessárias abordagens sobre as propriedades elásticas e viscoelásticas dos tecidos biológicos. Uma vez que a amplitude de movimento é influenciada por diferentes tecidos, sendo estes: músculos, tendões, ligamentos e ossos (14), e cada tecido é influenciado pelo treino de flexibilidade de acordo

com suas propriedades biomecânicas e fisiológicas, torna-se necessário conhecê-las a fim de elucidar os parâmetros indefinidos na literatura, como a duração e o percentual de alongamento (25).

Nesse contexto, o estudo sobre a efetividade do alongamento na prevenção da lesão miotendínea deve considerar as diferentes respostas mecânicas e conseqüentemente a modulação dos parâmetros de execução do alongamento, de acordo com o objetivo definido.

Atualmente, a modulação da resposta mecânica dos tecidos biológicos permanece como desafio, uma vez que materiais viscoelásticos, como os tendões, apresentam propriedades biomecânicas complexas. O estudo do comportamento biomecânico de tendões e ligamentos envolve o entendimento não apenas das propriedades viscoelásticas, mas também a mecânica de fluidos, transferências de energia (histerese), morfologia e bioquímica celular (140, 151, 152).

É importante salientar que na análise mecânica dos tecidos biológicos, a variabilidade individual deve ser considerada, tanto ao nível tecidual, como de todo o organismo. Assim, cada pessoa apresenta características próprias, influenciando o metabolismo tecidual e a tolerância ao alongamento (51, 154).

Portanto a compreensão do fenômeno mecânico deve relacionar os dados obtidos nos estudos experimentais a achados clínicos (153). Assim, é necessário aproximar conhecimentos de áreas distintas de modo a possibilitar a elucidação de questionamentos encontrados na rotina dos profissionais envolvidos com o esporte e reabilitação de lesões.

Vale ressaltar que, embora, estudos *in vitro*, com modelos animais, representem a linha inicial de pesquisa no estudo da resposta mecânica de tendões ao alongamento, os resultados obtidos devem ser ratificados por ensaios clínicos.

## **7 - CONCLUSÃO**

---

## 7. CONCLUSÃO

O conhecimento do comportamento mecânico dos tendões é fundamental no delineamento de condutas de alongamento, pois compreende conceitos teóricos e práticos aplicados à medicina esportiva, fisioterapia e educação física.

No presente estudo, a análise estatística permitiu concluir que as variáveis tempo e percentual de alongamento influenciam a resposta mecânica do tendão, porém atuam de forma independente.

Paralelamente, o intervalo de alongamento de 30 segundos foi mais efetivo por prover relaxamento tecidual superior ao intervalo de 15 segundos, e semelhante ao observado para o intervalo de 45 segundos, fato a ser considerado no estabelecimento de protocolos clínicos de alongamento.

## **8 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

---

## 8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Nguyen PK, Terashima M, Fair JM, Varady A, Taylor-Piliae RE, Iribarren C. et al. Physical Activity in Older Subjects Is Associated With Increased Coronary Vasodilation. The ADVANCE Study. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2011; 6, 622-629.
2. Osinbowale OO, Milani RV. Benefits of exercise therapy in peripheral arterial disease. *Prog Cardiovasc Dis*. 2011; 6, 447-453.
3. Walsh NP, Gleeson M, Shephard RJ, Gleeson M, Woods JA, Bishop NC, et al. Position statement. Part one: Immune function and exercise. *Exerc Immunol Rev*. 2011; 17, 6-63.
4. Kvale A, Wilhelmsen K, Fiske HA. Physical findings in patients with dizziness undergoing a group exercise programme. *Physiother Res Int*. 2008; 13, 162-175.
5. Borman NP, Trudelle-Jackson E, Smith SS. Effect of stretch positions on hamstring muscle length, lumbar flexion range of motion, and lumbar curvature in healthy adults. *Physiother Theory Pract*, 2011; 27, 146-154.
6. Thacker SB, Gilchrist J, Stroup DF, Kimsey CD. The Impact of Stretching on Sports Injury Risk: A Systematic Review of the Literature. *Med and Sci in Sports Exerc*. 2004; 36, 371-378.
7. Decoster LC, Cleand J, Altieri C, Russel P. The effects of hamstring stretching on range of motion: a systematic literature review. *J. Orthop. Sports Phys. Ther*. 2005; 35, 377-387.
8. Rosenbaum D, Hennig EM. The influence of stretching and warm-up exercise on Achilles tendon reflex activity. *J. Sports Med*. 1995. 13, 481-490.
9. Safran MR, Seaber AV, Garrett Jr WE, Warm-up and muscular injury prevention: an update. *Sports Med*. 1989; 8, 239-249.



10. Bandy WD, Irion JM, Briggler M. The effect of static stretch and dynamic range of motion training on the flexibility of the hamstring muscles. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 1998; 27, 295–300.
11. Bixler BA, Jones RL. High-school football injuries: Effects of post-half time warm-up and stretching routine. *Family Practice Research Journal.* 1992; 12, 131-139.
12. Franklin B, Ed. *ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription.* Baltimore, Md: Williams and Wilkins; 2005, v.7.
13. Madding SW, Wong JG, Hallum A, Medeiros J. Effect of duration of passive stretch on hip abduction range of motion. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 1987; 8, 409-416.
14. Bandy WD, Irion JM. The effect of time on static stretch on the flexibility of the hamstring muscles. *PhysTher.* 1994; 74, 845-852.
15. Pope R, Herbert R, Kiwan J. Effects of ankle dorsiflexion range and pre-exercise calf muscle stretching on injury risk in Army recruits. *Austr J of Physiother.* 1998; 44, 165-172.
16. Roberts JM, Wilson K. Effect of stretching duration on active and passive range of motion in the lower extremity. *Br J of Sports Med.* 1999; 33, 259-263.
17. Fealand JB, Myrer JW, Schulthies SS, Fellingham GW, Measom GW. The effect of duration of stretching of the hamstring muscle group for increasing range of motion in people aged 65 years or older. *Phys Ther.* 2001; 81, 1110-1117.
18. Amako M, Oda T, Masuoka K, Yokoi H, Campisi P. Effect of static stretching on prevention of injuries for military recruits. *Milit Med.* 2003; 168, 442-446.

19. Verral GM, Slavotinek JP, Barnes PG. The effect of sports specific training on reducing the incidence of hamstring injuries in professional. Australian Rules football players. *Br J of Sports Med.* 2005; 39, 363-368.
20. Ryan ED, Herda TJ, Costa PB, Defreitas JM, Beck TW, Stout J et al. 2009. Determining the minimum number of passive stretches necessary to alter musculotendinous stiffness. *J Sports Sci.* 27, 957-61.
21. Hartig DE, Henderson JM. Increasing hamstring flexibility decreases lower extremity overuse injuries in military basic trainees. *Am J of Sport Med.* 1999; 27, 173–176.
22. Weijer VC, Gorniak GC, Shamus E. The effect of static stretch and warm-up exercise on hamstring length over the course of 24 hours. *J Orthop. Sports Phys. Ther.* 2003; 33, 727-733.
23. McHugh MP, Cosgrave CH. To stretch or not to stretch: the role of stretching in injury prevention and performance. *Scand J Med Sci Sports.* 2010; 20, 169-181.
24. Hayashi K. Biomechanical studies of the remodeling of knee joint tendons and ligaments. *J Biomech.* 1996; 29, 707-716.
25. Sapega AA, Quedenfeld TC, Moyer RA, Butler RA. Biophysical Factors in Range-of-Motion Exercise. *Phys and Sportsmed.* 1981; 9, 57-65.
26. Engles M. Tissue response. In: Donatelli RA, Wooden MJ. *Orthopaedic and Sports Physical Therapy.* Philadelphia: Churchill Livingstone, 2001.
27. Woods K, Bishop P, Jones E. Warm-Up and Stretching in the Prevention of Muscular Injury. *Sports Med.* 2007; 37, 1089-1099.

28. Whiting WC, Zernicke, RF. *Biomecânica da Lesão Músculo Esquelética*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. 2001.
29. Taylor DC, Dalton JD, Seaber AV, Garret WE. Viscoelastic properties of muscle-tendon units: The biomechanical effects of stretching. *Am J Sports Med*. 1990; v.18, 300-308.
30. Teramoto A, Luo ZP. Temporary tendon strengthening by preconditioning. *Clin Biomech*. 2008; 23, 619-622.
31. Su W, Chen H, Luo Z. Effect of cyclic stretching on the tensile properties of patellar tendon and medial collateral ligament in rat. *Clin Biomech*. 2008; 23, 911-917.
32. Wren TA, Lindsey DP, Beaupre GS, Carter DR. Effects of creep and cyclic loading on the mechanical properties and failure of human Achilles tendons. *Ann. Biomed. Eng*. 2003; 31, 710–717.
33. Abrahams M. Mechanical behaviour of tendon in-vitro. A preliminary report. *Medical and Biological Engineering*. 1967; 5, 433–443.
34. Benedict JV, Walker LB, Harris EH. Stress–strain characteristics and tensile strength of unembalmed human tendon. *J Biomech*. 1968; 1, 53–63.
35. Piedade SR. Comportamento viscoelástico de tendões do músculo grácil e semitendíneo humano e tendão calcâneo bovino. [Tese - Doutorado]. Campinas, Universidade Estadual de Campinas; 2003.
36. Schatzmann L, Brunner P, Staubli HU. Effect of cyclic preconditioning on the tensile properties of human quadriceps tendons and patellar ligaments. *Knee Surg, Sports Traumatol Arthrosc*. 1998; 6, 56-61.

37. Tilman LJ, Chasan N. Propriedades do tecido conjuntivo denso. In: Hertling D, Kessler RM. Tratamento de Distúrbios Músculo-esqueléticos comuns- Princípios e Métodos de Fisioterapia. São Paulo: Manole, 2009, v.4.
38. Almeida FM. Efeitos do alongamento sobre a matriz extracelular do tendão calcâneo de ratos [Dissertação]. Campinas (SP): Universidade Estadual de Campinas; 2006.
39. Dângelo JGJ, Fattini CA. Anatomia Humana Sistêmica e Segmentar. São Paulo: Atheneu. 2002, v.2.
40. Kannus P. Structure of the tendon connective tissue. Scand J Med Sci Sports. 2000. 10; 312–320
41. Viidik A. Tensile strength properties of Achilles tendon systems in trained and untrained rabbits. Acta Orthop Scand. 1969; 40, 261-272.
42. Viidik A. Simultaneous Mechanical and Light Microscopic Studies of Collagen Fibers. Zeitschrift für Anatomie und Entwicklungsgeschichte. 1972; 136, 204-212.
43. Hansen KA, Weiss JA, Barton JK. Recruitment of Tendon Crimp with Applied Tensile Strain. Journal of Biomechanical Engineering. 2002; 124, 72-77.
44. Gathercole LJ, Keller A. "Crimp" Morphology in the fibre forming collagen. Matrix. 1991; 11, 214-234.
45. Franchi M, Fini M, Quaranta M, De Pasquale V, Raspanti M, Giavaresi G et al. Crimp morphology in relaxed and stretched rat Achilles tendon. J Anat. 2007, 210, 1-7.
46. Hayem G. Tenology: a new frontier. Joint Bone Spine. 2001; 68, 19-25.

47. Kisner C, Colby LA. Exercícios Terapêuticos Fundamentos e Técnicas. 4. São Paulo: Manole, 2005.
48. Kjaer M. Role of extracellular matrix in adaptation of tendon and skeletal muscle to mechanical loading. *Physiological Rev.* 2004. 84; 649–698.
49. O'Brien M. Structure and metabolism of tendons. *Scand J Med and Sci in Sports.* 1997; 7, 55-61.
50. Silver FH, Freeman JW, Seehra GP. Collagen self-assembly and the development of tendon mechanical properties. *J Biomech.* 2002. 36; 1529-1553.
51. Aquino CF, Viana SO, Fonseca ST. Comportamento biomecânico e resposta dos tecidos biológicos ao estresse e à imobilização. *Fisioterapia em Movimento*, 2005. 18, 35-43.
52. McBride DJ, Trelstad, RL, Silver FH. Structural and mechanical assessment of developing chick tendon. *Intern J Biolog Macromolecules.* 1988; 10, 194-200.
53. Birk DE, Nurminkaya MV, Zycband EI. Collagen fibrillogenesis in situ: fibril segments undergo post-depositional modifications resulting in linear and lateral growth during matrix development. *Developmental Dynamics.* 1995; 202, 229-243.
54. Birk DE, Zycband EL, Woodruff S, Winkelmann DA, Trelstad RL. Collagen fibrillogenesis in situ: fibril segments become long fibrils as the developing tendon matures. *Developmental Dynamics.* 1997; 208, 291-298.
55. Józsa LG, Kannus P. *Human Tendons: Anatomy, Physiology and Pathology.* Champaign: Human Kinetics, 1997.

56. Junqueira LC, Carneiro J. *Histologia Básica*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1999, v.9.
57. Abrahams, M. Mechanical behaviour of tendon in-vitro. A preliminary report. *Medical and Biological Engineering*. 1967; 5, 433–443.
58. Vidal BC, Carvalho HF. Aggregational state and molecular order of tendons as a function of Age. *Matrix*. 1990; 10, 48-57.
59. Vilarta R, Vidal BC. Anisotropic and biomechanical properties of tendons modified by exercise and denervation: aggregation and macromolecular order in collagen bundles. *Matrix*. 1989; 9, 55-56.
60. Pearson SJ, Burgess K, Onambele GN. Creep and the in vivo assessment of human patellar tendon mechanical properties. *Clin Biomech*. 2007; 22, 712-717.
61. Ishikawa M, Komi PV, Grey MJ, Lepola V, Bruggemann GP. Muscle-tendon interaction and elastic energy usage in human walking. *J Appl Physiol*. 2005; 99, 603-608.
62. Lieber RL, Leonard ME, Brown-Maupin, CG. Effects of muscle contraction on the load-strain properties of frog aponeurosis and tendon. *Cells Tissues Organs*. 2000. 166; 48–54.
63. Maganaris, CN, Paul JP. Hysteresis measurements in intact human tendon. *J Biomech*. 2000. 33, 1723-1727.
64. Griffiths RI. Shortening of muscle fibers during stretch of the active cat medial gastrocnemius muscle: the role of tendon compliance. *J Physiol*. 1991; 436, 219-236.
65. Magnusson SP, Narici MV, Maganaris CN, Kjaer M. Human tendon behaviour and adaptation, in vivo. *J Physiol*. 2008; 586, 71-81.

66. Witvrouw E, Mahieu N, Roosen P, Mcnair P. The role of stretching in tendon injuries. *Br J Sports Med.* 2007; 41, 224-226.
67. Hukins DWL, Aspden RM. Composition and properties of connective tissues. *Trends in Biochemical Sciences.* 1985; 10, 260-264.
68. Birch HK L, McLaughlin L, Smith RK, Goodship AE. Treadmill exercise-induced tendon hypertrophy: assessment of tendons with different mechanical functions. *Equine Veterinary J Sup.* 1999; 30, 222–226.
69. Magnusson SP, Kjaer M. Region-specific differences in Achilles tendon cross-sectional area in runners and non-runners. *Eur J Appl Physiol.* 2003; 90, 549-553.
70. Kubo K, Akima H, Ushiyama J, Tabata I, Fukuoka H, Kanehisa H, Fukunaga T. Effects of 20 days of bed rest on the viscoelastic properties of tendon structures in lower limb muscles. *Br J Sports Med.* 2004. 38; 324-330.
71. Magnusson SP, Narici MV, Maganaris CN, Kjaer M. Human tendon behaviour and adaptation, *in vivo*. *J Physiol.* 2008. 586; 71-81.
72. Fredberg U, Stengaard-Pedersen K. Chronic tendinopathy tissue pathology, pain mechanisms, and etiology with a special focus on inflammation. *Scand J Med Sci Sports.* 2008; 18, 3–15.
73. James RMS, Kesturu G, Balian G, Chhabra B. Tendon: Biology, Biomechanics, Repair, Growth Factors, and Evolving Treatment Options. *J Hand Surgery.* 2008. 33; 102–112.
74. Kannus P. Etiology and pathophysiology of chronic tendon disorders in sports. *Scand J Med Sci Sports.* 1997. 7; 78-85.

75. Kujala UM, Sarna S, Kaprio J. Cumulative incidence of achilles tendon rupture and tendinopathy in male former elite athletes. *Clin J Sport Med*. 2005. 15; 133–135.
76. Jarvinen M, Jozsa P, Kannus P, Jarvinen N, Kvist M, Leadbettd W. Histopathological findings in chronic tendon disorders. *Scand J Med Sci Sports*. 1997. 7; 86-95.
77. Couppe C, Koogsgaard M, Asgaard P, Hansen P, Bojsen-Moller J, Kjaer M, Magnusson SP. Habitual loading results in tendon hypertrophy and increased stiffness of the human patellar tendon. *J Appl Physiol*. 2008. 105; 805–810.
78. Sandmeier R, Renstrom PAFH. Diagnosis and treatment of chronic tendon disorders in sports. *Scand J Med Sci Sports*. 1997. 7; 96-106.
79. Blum B. Los estiramientos. Barcelona: Hispano Europea. 1998.
80. Achour Junior, A. Flexibilidade e Alongamento – Saúde e bem-estar. 2ª Barueri: Manole. 2009.
81. Condon SM, Hutton RS. Soleus muscle electromyographic activity and ankle dorsiflexion range of motion during four stretching procedures. *Phys Ther*. 1987. 67; 24-30.
82. Holt J, Holt LE, Pelhan TW. Flexibility redefined. In: XIIIth International Symposium for Biomechanics in Sport, T. Bauer (Ed.). Lakehead University, Ontario, 1996, pp. 170-174.
83. Alter MJ. Ciência da flexibilidade. Porto Alegre: Artmed.1999.
84. Polachini LO, Fusazaki L, Tamaso M, Tellini GG, Masiero D. Estudo comparativo entre três métodos de avaliação do encurtamento de musculatura posterior de coxa. *Rev Bras Fisioter*. 2005. 9; 187-193.



85. Ogura Y, Miyahara Y, Naito H, Katamoto S, Aoki J. Duration of static stretching influences muscle force production in hamstring muscles. *J Strength Cond Res.* 2007. 21; 788-792.
86. Vránova H, Zeman J, Cech Z, Otálal S. Identification of viscoelastic parameters of skin with a scar in vivo, influence of soft tissue technique on changes of skin parameters. *J Bodywork Mov Ther.* 2009. 13; 344-349.
87. Magnusson SP, Simonsen EB, Aagaard P et al. A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. *J Physiol.* 1996. 497: 291-298.
88. Halbertsma JP, Mulder I, Goeken LN, Eisma WH. Repeated passive stretching: acute effect on the passive muscle moment and extensibility of short hamstrings. *Arch Phys Med Rehab.* 1999. 80; 407-414.
89. Taylor DC, Brooks DE, Ryan JB. Viscoelastic characteristics of muscle: passive stretching versus muscular contractions. *Med Sci Sports Exerc.* 1997. 29; 1619-24.
90. Guissard N, Duchateau J, Hainaut K. Muscle stretching and motoneuron excitability. *European J Appl Physiol Occup Physiol.* 1988. 58; 47-52.
91. Starring DT, et al. Comparison of Cyclic and Sustained Passive Stretching using a mechanical device to increase resting length of hamstring muscles. *Phys Ther.* 1988. 68, 314-320.
92. Verral GM, Slavotinek JP, Barnes PG. The effect of sports specific training on reducing the incidence of hamstring injuries in professional Australian Rules football players. *Br J Sports Med.* 2005. 39, 363-368.
93. Pope RP, Herbert RG D, Kirwan JD, et al. A randomized trial of preexercise stretching for prevention of lower-limb injury. *Med Sci Sports Exerc.* 2000. 32; 271-277.

94. Amako M, Oda T, Masuoka K, Yokoi H, Campisi P. Effect of static stretching on prevention of injuries for military recruits. *Military Med.* 2003. 168; 442-446.
95. Weijer VC, Gorniak GC, Shamus E. The effect of static stretch and warm-up exercise on hamstring length over the course of 24 hours. *J Orthop & Sports Phys Ther.* 2003. 33; 727-733.
96. McGlynn GH, Laughlin NT, Rowe V. Effect of electromyographic feedback and static stretching on artificially induced muscle soreness. *Am J Phys Med.* 1979. 58;139-48.
97. Sverdlik A, Lanir, Y. Time-dependent mechanical behavior of sheep digital tendons, including the effects of preconditioning. *J. Biomech. Eng.* 2002; 124, 78–84.
98. Yamamoto E, Hayashi K, Yamamoto N. Mechanical Properties of Collagen Fascicles from Stress-Shielded Patellar Tendons in the Rabbit. *J Biomech Eng.* 1999; 121, 124 – 131.
99. Sacks MS. Stability of Response of Canine Tendons to Repeated Elongation. *J. Biomech. Eng.*, 1983; 119, 6 – 12.
100. Pioletti DP, Rakotomanana LR. On the independence of time and strain effects in the stress relaxation of ligaments and tendons. *J Biomech.* 2000; 33, 1729-1732.
101. Wiemann K, Hahn K. Influences of strength, stretching and circulatory exercises on flexibility parameters of human hamstring. *Int J Sports Med.* 1977; (18): 340-6.
102. Sullivan MK, DeJulia JJ, Worrell TW. Effect of pelvic position and stretching method on hamstring muscle flexibility. *Med Sci Sports Exerc.* 1992; 1383-9.
103. Bandy WD, Irion JM. The effect of time on static stretching on the flexibility of hamstring muscle. *Phys Ther.* 1994. 74; 845-852.

104. Bandy WD, Irion JM, Briggler M. The effect of time and frequency of static stretching on flexibility of the hamstring muscles. *Phys Ther.* 1997. 77; 1090-1096.

105. Bandy WD, Irion JM, Briggler M. The effect of static stretch and dynamic range of motion on the flexibility of the hamstring muscles. *J Orthop & Sports Phys Ther.* 1998. 27; 295-300.

106. Sady SP, Wortman M, Blanke D. Flexibility training: ballistic, static or proprioceptive neuromuscular facilitation? *Arch Physical Med and Rehab.* 1982. 63; 261-263.

107. Feland JB, Myrer JW, Schulthies SS, Fellingham GW, Measom GW. The effect of duration of stretching of the hamstring muscle group for increasing range of motion in people aged 65 years or older. *Phys Ther.* 2001. 81; 1110-1117.

108. Duenwald SE, Vanderby R, Lakes RS. Viscoelastic relaxation and recovery of tendon. *Ann Biomed Eng.* 2009; 37, 1131-1140.

109. Cipriani DJ, Terry ME, Haines MA, Tabibnia AP, Lyssanova O. Effect of stretch frequency and sex on rate of gain and rate of loss in muscle flexibility during a hamstring stretching program: a randomized single-blind longitudinal study. *J Strength Cond Res.* 2011.

110. O'Sullivan K, Murray E, Sainsbury D. The effect of warm-up, static stretching and dynamic stretching on hamstring flexibility in previously injured subjects. *BMC Musculoskeletal Disorders.* 2009. 16; 10-37.

111. Woods K, Bishop P, Jones E. Warm-Up and Stretching in the Prevention of Muscular Injury. *Sports Medicine.* 2007. 37, 1089-1099.

112. Gleim GW, McHugh MP. Flexibility and its effects on sports injury and performance. *Sports Med.* 1997. 24; 289-299.

113. Rosenbaum D, Henning EM. The influence of stretching and warm-up exercises on Achilles tendon reflex activity. *J Sports Sci.* 1995. 13; 481–490.
114. Cross KM, Worrel TW. Effects of a Static Stretching Program on the incidence of Lower Extremity Musculotendinous Strains. *J Athletic Training.* 1999. 34; 11-14.
115. Knudson D, Noffal G. Time course of stretch-induced isometric strength deficits. *Eur J Appl Physiol.* 2005; 348-351.
116. Fowles JR, Sale DG, MacDougall JD. Reduced strength after passive stretch of the human plantarflexors. *J Appl Physiol.* 2000. 89; 1179-1188.
117. Church JB, Wiggins MS, Moode FM, et al. Effects of warm-up and flexibility treatments on vertical jump performance. *J Strength Cond Res.* 2001. 15; 332-336.
118. Nelson AG, Kokkonen J. Acute ballistic muscle stretching inhibits maximal strength performance. *Res Q Exerc Sport.* 2001. 72; 415-419.
119. Avela J, Kyröläinen H, Komi PV. Altered reflex sensitivity after repeated and prolonged passive muscle stretching. *J Appl Physiol.* 1999. 86; 1283-1291.
120. Kay AD, Blazevich AJ. Moderate-duration static stretch reduces active and passive plantar flexor moment but not Achilles tendon stiffness or active muscle length. *J Appl Physiol.* 2009. 106; 1249–1256.
121. Hunter JP, Marshall RN. Effects of power and flexibility training on vertical jump technique. *Med Sci Sports Exerc.* 2002. 34; 478-486.

122. Shrier I. Does stretching improve performance? A systematic and critical review of the literature. *Clin J Sport Med.* 14; 267-273.
123. Stamford B. Flexibility and stretching. *Phys Sportsmed.* 1984. 12; 171.
124. Shellock FG, Prentice WE. Warming-up and stretching for improved physical performance and prevention of sports-related injuries. *Sports Med.* 1985. 2; 267-278.
125. Di Alencar TAM, Matias KFS. Princípios Fisiológicos do Aquecimento e Alongamento Muscular na Atividade Esportiva. *Rev Bras Med Esporte.* 2010. 16; 230-234.
126. Almeida TT, Jabur NM. Mitos e Verdades sobre Flexibilidade: Reflexões sobre o Treinamento de Flexibilidade na Saúde dos Seres Humanos. *Motricidade* 2006. 3; 337-344.
127. Herbert RD. Stretching to prevent or reduce muscle soreness after exercise (Cochrane Review). In: *The Cochrane Library.* 2008. 4.
128. Musahl V, Lehner A, Watanabe Y, Fu FH. Biology and Biomechanics. *Curr Opin Rheumatol.* 2002. 14; 127-33.
130. Macera CA. Lower extremity injuries in runners. Advances in prediction. *Sports Med.* 1992. 13; 50–57.
131. Yeung EW, Yeung SS. A systematic review of interventions to prevent lower limb soft tissue running injuries. *Br J Sports Med.* 2001. 35; 383-389.
132. Small K, Naughton LM, Matthews MA. A systematic review into the efficacy of static stretching as part of a warm-up for the prevention of exercise-related injury. *Res Sports Med.* 2008; 16, 213–231.

133. Van Mechelen W, Hlobil H, Kemper HCG, Voorn WJ, De Jongh HR. Prevention of running injuries by warm-up, cooldown, and stretching exercises. *Am J Sports Med.* 1993. 21; 711-719.
134. Woo L. Contribution of biomechanics to clinical practice in orthopaedics. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2004. 7; 5455.
135. Kinkerdall DT, Garret WE. Function and biomechanics of tendons. *Scand J Med Sci Sports.* 1997. 7; 62-66.
136. Khan KM, Cook JL, Bonar F, Harcourt P. Histopathology of common tendinopathies. Update and implications for clinical management. *Sports Med.* 1999. 27; 393–408.
137. Cribb AM, Scott JE. Tendon Response to Tensile Stress: an Ultrastructural investigation of Collagen: Proteoglycan Interactions in Stressed Tendon. *J Anatomy.* 1995. 187; 423-428.
138. Nordin M, Lorenz T, Campello M. Biomechanics of tendons and ligaments. p.102-125. In: Nordin M, Frankel VH. *Basic biomechanics of the musculoskeletal system.* Philadelphia: Lippincott Williams & Williams, 2001.
139. Crisp J. Properties of tendon and skin. In: Yung YC, Perrone N, Anliker M. *Biomechanics: Its foundations and objectives* (PP 141-180). Englewoods Cliffs, NJ: Prentice Hall. 1972.
140. Fung YC. *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues.* New York: Springer- Verlag; 1993.
141. Ateshian GA, Friedman MH. Integrative biomechanics: A paradigm for clinical applications of fundamental mechanics. *J Biomech.* 2009. 42; 1444–1451.

142. Ercole B, Antonio S, Julie Ann D, Stecco C. How much time is required to modify a fascial fibrosis? *J Bodyw Mov Ther.* 2010. 14; 318-325.
143. Reeves ND, Maganaris CN, Narici MV. Effect of strength training on human patella tendon mechanical properties of older individuals. *J Physiol.* 2003. 548.3; 971–981.
144. Lepetita J, Favieria R, Grajalesb A, Skjervoldc PO. A simple cryogenic holder for tensile testing of soft biological tissues. *J Biomech.* 2004. 37; 557–562.
145. Nagasawa K, Nogucji M, Ikoma K, Kubo T. Static and dynamic biomechanical properties of the regenerating rabbit Achilles tendon. *Clin Biomech.* 2008. 23; 832–838.
146. Woo SL-Y, Ritter MA, Amiel D, Sanders TM, Gomez MA, Kuei SC, Garfin SR, Akeson WH. The biomechanical and biochemical properties of swine tendons- long term effects of exercise on the digital extensors. *Connective Tissues Research.* 1980. 7; 177-183.
147. Screen HR. Investigating load relaxation mechanics in tendon. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2008. 1; 51-58.
148. Thornton GM, Shrive NG, Frank CB. Ligament creep recruits fibres at low stresses and can lead to modulus-reducing fibre damage at higher creep stresses: a study in rabbit medial collateral ligament model. *J Orthop Res.* 2002. 20; 967-974.
149. Rigby BJ. Effect of cyclic extension on the physical properties of tendon collagen and its possible relation to biological ageing of collagen. *Nature.* 1964. 202; 1072-1074.
150. Kubo K, Kanehisa H, Kawakamo Y, Fukunaga T. Influence of static stretching on viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *J Appl Physiol.* 2001. 90; 520–527.

151. Puso MA, Weiss JA. Finite element implementation of anisotropic quasi-linear viscoelasticity using a discrete spectrum approximation. *J Biomech Eng.* 1998. 120; 62-70.
152. Yin L, Elliot DM. A biphasic and transversely isotropic mechanical model for tendon: application to mouse tail fascicles in uniaxial tension. *J Biomech.* 2004. 37; 907 -916.
153. Subit D, Chabrand P, Masson C. A micromechanical model to predict damage and failure in biological tissues. Application to the ligament-to-bone attachment in the human knee joint. *J Biomech.* 2009. 42; 261-265.
154. Cui L, Maas H, Perreault EJ, Sandercook TG. In situ estimation of tendon material properties: Differences between muscles of the feline hindlimb. *J Biomech.* 2009. 42; 679-685.