

NATHALIA POLISELLO ROSSETTO

A VISCOELASTICIDADE NO ALONGAMENTO DE TENDÕES

Trabalho de Conclusão de Curso
(Graduação) apresentado à Faculdade de
Educação Física da Universidade
Estadual de Campinas para obtenção do
título de Bacharel em Educação Física.

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Rocha Piedade
Co-Orientador: Prof. Dr. Inácio Maria Dal Fabbro

Campinas
2009

NATHALIA POLISELLO ROSSETTO

A VISCOELASTICIDADE NO ALONGAMENTO DE TENDÕES

Este exemplar corresponde à redação final do Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação) defendido por Nathalia Polisello Rossetto e aprovado pela Comissão julgadora em: 25 / 11 / 2009.

Prof. Dr. Sérgio Rocha Piedade
Orientador

Prof. Dr. Inácio Maria Dal Fabbro
Co-orientador

Prof. Dr. Paulo Ferreira de Araujo

Campinas
2009

Agradecimentos

Ao Professor Doutor Sérgio Rocha Piedade, do Departamento de Ortopedia e Traumatologia, da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas, por sua tão importante colaboração em me orientar nesse trabalho, e principalmente por me estimular no estudo deste tema, ampliando em muito meus conhecimentos.

Ao Professor Doutor 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, por todo valioso ensinamento que tem me proporcionado no entendimento da viscoelasticidade.

Ao Professor Doutor Paulo Ferreira de Araújo, da Faculdade de Educação Física da Universidade Estadual de Campinas pela orientação metodológica neste trabalho.

A todos os Professores da Faculdade de Educação Física, por sua importante contribuição na minha formação acadêmica e conclusão desta graduação; em especial ao Professor Doutor Ricardo Machado Leite de Barros, pelos ensinamentos passados durante a orientação da iniciação científica, me fazendo compreender questões essenciais para o desenvolvimento de pesquisas científicas de alta qualidade; e ao Professor Doutor Paulo César Montagner por suas excelentes aulas, exposições e questionamentos, as quais me fizeram pensar sobre tantos novos pontos de vista...

Aos colegas e amigos que fiz durante esses cinco anos, os quais proporcionaram momentos que com certeza ficaram guardados na memória.

Ao Thiago, pelo carinho, compreensão e toda a ajuda despendida, como sempre, na realização de mais este trabalho.

Em especial, à minha família, aos meus queridos pais, Renato e Nilsa, e ao meu irmão, Leandro, sem os quais eu não teria chegado até aqui. Vocês são fundamentais na minha vida!

Muito Obrigada!

ROSSETTO, Nathalia Polisello. **A viscoelasticidade no alongamento de tendões**. 2009. 61f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação)-Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2009.

RESUMO

Introdução: Na prática esportiva, os problemas relacionados aos tendões representam grande parcela das lesões do sistema músculo-esquelético. Em particular, as tendinopatias, são causa freqüente de afastamentos da atividade física e competitiva. Neste contexto, o estudo da estrutura, metabolismo e comportamento mecânico dos tendões, aliado à compreensão dos fatores predisponentes a lesão, permite aos profissionais, educador físico e médico do esporte, melhor abordagem no delineamento do treinamento físico, assim como terapêutico. Os exercícios de alongamento se constituem em atividades realizadas dentro do chamado limite fisiológico, com intuito de se minimizar os efeitos deletérios gerados pela sobrecarga mecânica dos tendões. Entretanto, a literatura mostra diversas modalidades de alongamento, onde os parâmetros de intensidade, duração, e freqüência dos exercícios diferem na execução. **Objetivo:** Este trabalho teve como objetivo a realização de uma revisão bibliográfica a fim de aprofundar os conhecimentos sobre as propriedades viscoelásticas dos tecidos (tendões) e da aplicação de exercícios de alongamento, relacionados às características mecânicas desses materiais, assim como às lesões nos tendões, em particular as tendinopatias. **Métodos:** Revisão de literatura. Foi realizada uma busca bibliográfica por trabalhos publicados em revistas indexadas através das bases de dados PubMed, MEDLINE e PEDro e também em livros, sobre o tema. **Resultados:** As propriedades viscoelásticas dos tendões, sendo elas: rigidez; *creep*; relaxamento de estresse e histerese, caracterizam um comportamento não linear, onde o fator tempo e história interferem diretamente na resposta dos tendões quando submetidos a cargas tensionais, sendo imperativo considerá-las na realização do alongamento. De acordo com os estudos sobre alongamento, foi possível observar que a realização dessas condutas apresenta evidências moderadas e não conclusivas sobre os efeitos esperados, segundo os trabalhos publicados até o momento sobre o tema. **Conclusão:** A revisão bibliográfica permitiu aprofundar os conhecimentos das propriedades viscoelásticas dos tecidos (tendões), dos mecanismos de lesões no mesmo, em particular as tendinopatias, e ainda analisar a grande diversidade das modalidades de exercícios de alongamento. Sendo assim, pode-se concluir que a avaliação multidisciplinar e interação entre diversas áreas de conhecimento é fundamental neste tema, para uma melhor análise e interferência seja no delineamento do treinamento físico, como na abordagem terapêutica das tendinopatias.

Palavras-Chaves: Tendão; Viscoelasticidade; Alongamento

ROSSETTO, Nathalia Polisello. **Tendons viscoelasticity while stretching**. 2009. 61f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação)-Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2009.

ABSTRACT

Introduction: In sports practicing, problems related to tendons represent a big part of the musculo-skeletal system injuries, especially tendinopathy, which are the main cause of physical activity and competitive interruption. In this context, the study of tendon structure, metabolism and mechanical behavior, associated to injuries predispose factors, allow professionals, physical trainers and sports physician, a better approach in managing physical and therapeutic practice. Stretching exercises are practice according to physiological limits, trying to minimize the negative effects caused by mechanical overload in the tendons. However, researches show different kinds of stretching, where the intensity, duration and frequency standard of the exercises differ. **Objective:** This study had as an aim a bibliographical review in order to go deeper into tissue (tendon) viscoelastic properties knowledge, as well stretching exercises application related to biomechanical properties and tendon injuries, especially tendinopathies **Methods:** A literature review. Studies were identified by searching PubMed, MEDLINE e PEDro databases, and also books about this subject. **Results:** Tendon viscoelastic properties, i.e.: stiffness, creep, stress relaxation and hysteresis, featuring a non-linear behavior, where time and history interferes directly on tendon reaction when it is exposed to overload, which shows that is imperative to consider it during stretching activities. According to stretching studies was possible to observe that these techniques presents moderate and no conclusive evidences on the expected effects. **Conclusion:** This review permits to go deeper into knowledge about tendon viscoelastic properties and injuries mechanisms, especially tendinopathies, and still analyze the big diversity of stretching exercises. Getting the conclusion that multidisciplinary assessment and interaction among different areas is fundamental in this topic for a more accurate analysis and interference in both physical training guide and therapeutic approach.

Keywords: Tendon; Viscoelasticity; Stretch

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	9
2 MÉTODOS.....	11
2.1 TIPO DE ESTUDO.....	11
2.2 FONTES DOS DADOS.....	11
2.3 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO.....	27
3 RESULTADOS.....	13
3.1 O TENDÃO.....	13
3.1.1 Anatomia.....	13
3.1.2 Histologia.....	14
3.1.3 Propriedades Biomecânicas.....	16
<i>3.1.3.1 Maturação.....</i>	<i>18</i>
<i>3.1.3.2 Temperatura.....</i>	<i>19</i>
3.2 COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DOS TENDÕES.....	20
3.2.1 Mecânica dos Materiais Biológicos.....	20
3.2.2 Abordagens Metodológicas.....	21
<i>3.2.2.1 In Vivo.....</i>	<i>22</i>
<i>3.2.2.2 In Situ.....</i>	<i>22</i>
<i>3.2.2.3 In Vitro.....</i>	<i>22</i>
3.2.3 A curva força-deformação.....	23
3.2.3.1 Variáveis viscoelásticas.....	24
3.2.3.1.1 Rigidez ou módulo de intensidade.....	27

3.2.3.1.2 Creep e relaxamento de estresse.....	27
3.2.3.1.3 Histerese.....	29
3.2.3.1.4 Valores de carga e deformação para ruptura.....	30
3.3 TENDINOPATIAS.....	30
3.3.1 Tratamento.....	33
3.4 ALONGAMENTOS.....	35
3.4.1 Definições de alongamento.....	35
3.4.2 Determinantes dos exercícios de alongamento.....	36
3.4.2.1 Intensidade.....	37
3.4.2.2 Duração.....	37
3.4.2.3 Frequência.....	38
3.4.3 Tipos e protocolos de alongamento.....	38
3.4.3.1 Alongamento estático.....	38
3.4.3.2 Alongamento balístico.....	39
3.4.3.3 Facilitação neuromuscular proprioceptiva (FNP).....	40
3.4.3.4 Estudos comparativos.....	40
3.4.4 Adaptações nas propriedades mecânicas dos tendões em decorrência do alongamento.....	42
3.4.4.1 Elasticidade e Rigidez.....	43
3.4.4.2 Histerese.....	44
3.4.4.3 Creep e relaxamento de estresse.....	44
3.4.4.4 Força de ruptura.....	45
3.4.5 Evidencias científicas sobre a capacidade de alongamento na prevenção de	46

lesões tendíneas.....	
<i>3.4.5.1 Estudos avaliando a capacidade do alongamento em aumentar a amplitude de movimento.....</i>	<i>47</i>
<i>3.4.5.2 Estudos avaliando a capacidade do alongamento em diminuir o risco de lesão.....</i>	<i>48</i>
<i>3.4.5.3 Discussão dos estudos.....</i>	<i>50</i>
4 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	52
5 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	51

1 INTRODUÇÃO

Os tendões são estruturas colágenas altamente desenvolvidas, especializados na função de transmissão de forças tensionais entre músculos e ossos. Para isso necessitam desempenhar um papel equilibrado entre o armazenamento e a liberação de energia elástica durante os movimentos articulares (WITVROUW, et al., 2007, MAGNUSSON et al. 2008), mecanismo definido através de suas propriedades viscoelásticas.

Na prática esportiva, os problemas relacionados aos tendões representam grande parcela das lesões do sistema músculo-esquelético, atingindo atletas de nível competitivo ou recreacional. Dentro desse contexto, as tendinopatias (tendinites, entesites, tendinoses), constituem causa freqüente de afastamento da atividade física e competitiva (KANNUS, 1997).

O estudo da estrutura, metabolismo e comportamento mecânico dos tendões, aliado à compreensão dos fatores predisponentes a lesão, permite aos profissionais, educador físico e médico do esporte, melhor abordagem no delineamento do treinamento físico, assim como terapêutico (KANNUS, 1997).

Desta forma, o conceito da viscoelasticidade tem papel importante por ser esta a característica fundamental do material biológico, em particular, dos tendões e ligamentos. Biomecanicamente, eles são caracterizados por apresentar comportamento não linear, onde o fator tempo e história interferem diretamente na resposta apresentada por tendões e ligamentos quando submetidos a cargas tensionais.

Os exercícios de alongamento se constituem em atividades realizadas dentro do chamado limite fisiológico. Na prática, eles são comumente realizados antes e após a atividade física, com intuito de se minimizar os efeitos deletérios gerados pela sobrecarga mecânica dos tendões. A literatura mostra diversas modalidades de alongamento, onde os parâmetros de intensidade, duração, e freqüência dos exercícios diferem na execução.

Em estudos clínicos realizados, avaliando os efeitos de diferentes intervalos de alongamento, é possível encontrar resultados variando amplamente. Madding et al. (1987) concluíram não haver diferenças entre quinze segundos e dois minutos. Entretanto, Bandy e Iron

(1994) sugerem a utilização do valor de 30 segundos como o tempo ideal para realização do alongamento.

Ao analisar métodos de alongamento distintos, Godges et al. (1989) e Worrell, Smith, Winegardner (1994), não encontraram diferenças no ganho de amplitude de movimento em relação a programas de alongamento estático e facilitação neuromuscular proprioceptiva (FNP). Por outro lado, Davis et al. (2005) demonstraram existir maior aumento na amplitude de movimento através de alongamentos estáticos, quando comparados a FNP. Este fato ilustra a falta de consenso sobre a melhor abordagem a ser realizada.

Embora, este tema tenha gerado um grande número de artigos científicos muitos questionamentos ainda permanecem. Assim, o conceito da viscoelasticidade tem papel fundamental na compreensão e elucidação dessas questões e evidentemente a gênese de novos questionamentos, o que torna este tema muito interessante.

Portanto, este trabalho teve como objetivo a realização de uma revisão bibliográfica a fim de aprofundar os conhecimentos das propriedades viscoelásticas dos tecidos (tendões), da aplicação de exercícios de alongamento relacionados às propriedades biomecânicas desses materiais, assim como as lesões nos tendões, em particular as tendinopatias.

2 MÉTODOS

2.1 TIPO DE ESTUDO

Este estudo caracteriza-se como uma Revisão Bibliográfica. Esse tipo de estudo realiza uma avaliação crítica de pesquisas recentes sobre um tópico em particular, e envolve análise, avaliação e integração da literatura publicada, levando freqüentemente a importantes conclusões em relação às descobertas científicas até o momento (THOMAS; NELSON, 2002).

2.2 FONTE DOS DADOS

Esta pesquisa foi realizada por meio da busca de trabalhos nas bases de dados: PubMed, MEDLINE e PEDro, no período de janeiro a julho de 2009. Estas bases foram escolhidas por apresentar grande número de periódicos relacionados ao tema discutido neste trabalho. Os trabalhos relacionados ao tema foram encontrados através das palavras-chaves: Tendão, Viscoelasticidade, Alongamento.

Além disso, também foram utilizados livros relacionados ao tema, disponíveis no Sistema de Bibliotecas da UNICAMP.

2.3 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO

Foram considerados para esta revisão todos os materiais que abordavam conceitos de anatomia, histologia, fisiologia e biomecânica dos tendões. Foram considerados

estudos avaliando as propriedades tendíneas em condições específicas, como temperatura e idade, bem como aqueles que submetiam os tendões a situações de alongamento, em diversas metodologias.

Além disso, foram selecionados também estudos que avaliavam os efeitos do alongamento sobre as propriedades tendíneas e na prevenção de lesões, de modo a relacionar esses efeitos com a viscoelasticidade e com a ocorrência das mesmas.

3 RESULTADOS

Através da busca bibliográfica foram encontrados 243 trabalhos, incluindo artigos científicos, dissertações, teses e livros. Destes 119 foram selecionados para a realização desta pesquisa, de acordo com os critérios de inclusão descritos. São apresentados nesse estudo quatro subcapítulos, de forma a abranger todo o conhecimento encontrado na revisão bibliográfica realizada.

3.1 O TENDÃO

Os materiais biológicos são descritos como estruturas viscoelásticas, ou seja, apresentam simultaneamente comportamento mecânico que engloba propriedades do material elástico e viscoso. A caracterização destes materiais compreende diversos estudos, entre eles: anatômico, histológico e biomecânico. Esses conhecimentos são fundamentais na compreensão do comportamento dos tendões, assim como análise dos mecanismos de lesão.

Paralelamente, estes estudos contribuem na abordagem terapêutica, proporcionando desenvolvimento de novas modalidades de tratamento e aperfeiçoamento daqueles existentes.

3.1.1 Anatomia

Os tendões são faixas brancas e flexíveis, encontrados formando a origem e a inserção dos músculos ou nas interseções tendinosas dentro dos músculos. Apresentam variações na forma e no tamanho podendo ser achatados ou cilíndricos (DÂNGELO; FATTINI, 2002). São responsáveis por transmitir ao osso as forças de tração geradas pela contração do músculo

(ALMEIDA, 2006). 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 (DÂNGELO; FATTINI, 2002).

3.1.2 Histologia

Histologicamente, 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 freqüentemente chamadas de tenoblastos. Depois da fase de desenvolvimento, os tenócitos perdem espontaneamente suas características anabólicas e tornam-se quiescentes, embora mantenham a capacidade de síntese, que pode ser reativada durante processos de reparo após lesão do tendão (HAYEM, 2001).

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 (KISNER, COLBY, 2005; ALMEIDA, 2006). Na MEC são encontradas moléculas de colágeno, principalmente do tipo I, e elastina, envolvidas por água e proteoglicanos.

As fibras de colágeno representam mais de 90% do peso seco do tecido e estão arranjadas em fibras e feixes de fibras, dispendo-se paralelamente ao maior eixo do tendão (O'BRIEN, 1997). Existem dezenove tipos de colágeno. Dentre estas, as fibras do tipo I são as mais resistentes. Já as fibras de elastina são responsáveis pela extensibilidade do tecido e determinam a flexibilidade dos mesmos. Finalmente, as fibras de reticulina são responsáveis pelo volume do tecido, e a substância fundamental amorfa desempenha a função de reduzir a fricção e estabilizar as redes entre as fibras de colágeno (KISNER; COLBY, 2005).

Na MEC, as fibras de colágeno se associam o que favorece o aumento da resistência do tendão (MC BRIDE; TRELSTAD; SILVER, 1988). Essas associações são

geralmente laterais (BIRK, NURMINKAYA; ZYCBAND, 1995), conferindo uma resistência mecânica ao tecido já que há uma continuidade ao longo da extensão do tendão (BIRK *et al*, 1997).

Estruturalmente, os blocos primários, formadores de um tendão, são as moléculas de tropocolágeno, que em geral, estão alinhadas em fileiras paralelas para formar uma microfibrila. As moléculas solúveis de tropocolágeno, produzidas a partir dos tenoblastos, fazem ligações cruzadas para criar moléculas insolúveis de colágeno, chamadas de fibrilas de colágeno (JÓZSA, KANNUS. 1997). 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. Esses fascículos formam a fibra de colágeno, as quais se agrupam no tendão propriamente dito, (Figura 1.).

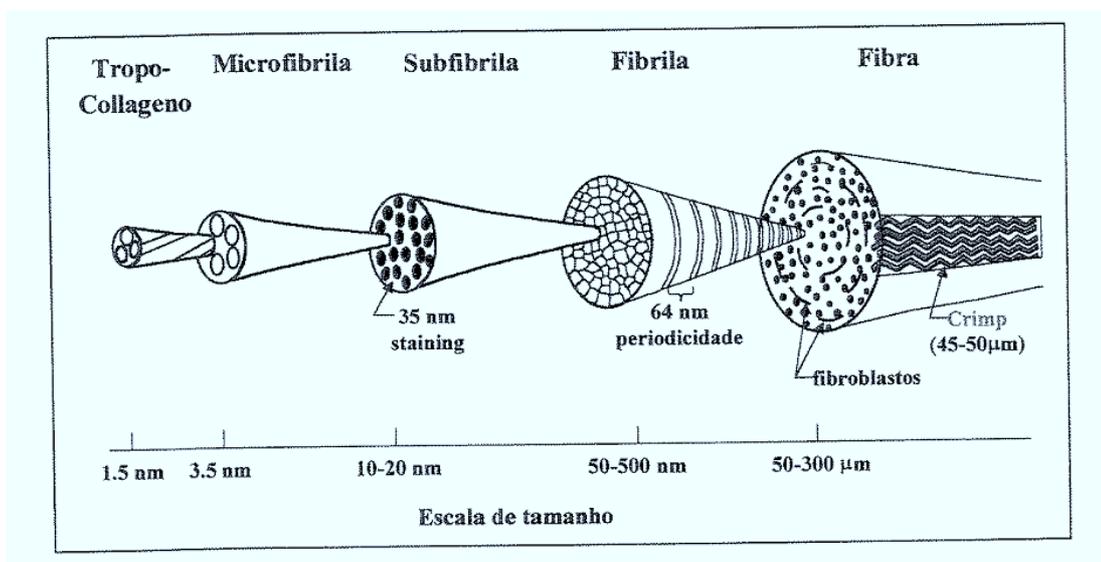


Figura 1. Microestrutura dos tendões sob luz polarizada. Retirado de WOO, et al., 1994.

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 e

serve como um lubrificante para facilitar o deslizamento do tendão dentro de sua bainha (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 1999), e também entre suas fibras.

3.1.3 Propriedades biomecânicas

Os tecidos biológicos, como os tendões e ligamentos, apresentam características mecânicas elásticas e viscosas, sendo denominados de material viscoelástico (WHITING; ZERNICKE, 2001). Abrahams (1967) 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 carga-deformação nesses tecidos (WHITING; ZERNICKE, 2001).

O tendão é considerado um 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 fibrilas, a área de secção transversa e o comprimento original de repouso também influenciam nas respostas mecânicas dos tendões (BIRK *et al*, 1989; VILARTA, VIDAL, 1989; VIDAL, CARVALHO, 1990).

O colágeno, principal elemento estrutural do tendão, é o elemento que resiste à deformação tensiva, sendo responsável pela força e rigidez (KISNER; COLBY, 2005), além da flexibilidade, resistência e até mesmo elasticidade dos tendões (VIDAL, CARVALHO, 1990). Durante a realização dos movimentos articulares, as fibras colágenas absorvem a maior parte da sobrecarga de tensão, respondendo de maneira viscoelástica (PEARSON, BURGESS, ONAMBELE, 2007).

A resistência de um tendão, e a eficiência deste mecanismo depende do direcionamento paralelo destes elementos com a direção das forças à que estão sujeitas (HUKINS; ASPDEN, 1985). Ao observar o alinhamento entre as fibras colágenas encontra-se feixes altamente organizados paralelamente, alinhados ao longo do eixo longitudinal do tendão, o que fornece resistência, da melhor forma possível, a aplicação das cargas mecânicas.

Em geral, os tendões possuem grande capacidade de estabelecer força tensiva, e resistir ao alongamento, principalmente quando a força tensiva 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 (WHITING; ZERNICKE, 2001). Músculos fusiformes exercem maior força tensiva nos tendões quando comparados as músculos peniformes, pelo fato que a aplicação de carga é realizada em série com o eixo longitudinal do tendão (O'BRIEN, 1997).

Estudos realizados via luz microscópica polarizada, têm demonstrado que as fibras colágenas dos tendões apresentam configuração ondulada ao repouso (VIIDIK, 1986; VIIDIK, 1972), porém perdem esse formato ao serem alongadas (Figura 2.). Essa formação é denominada como “crimp” e tem sido amplamente investigada (GATHERCOLE, KELLER, 1991; HANSEN, WEISS, BARTON, 2002).

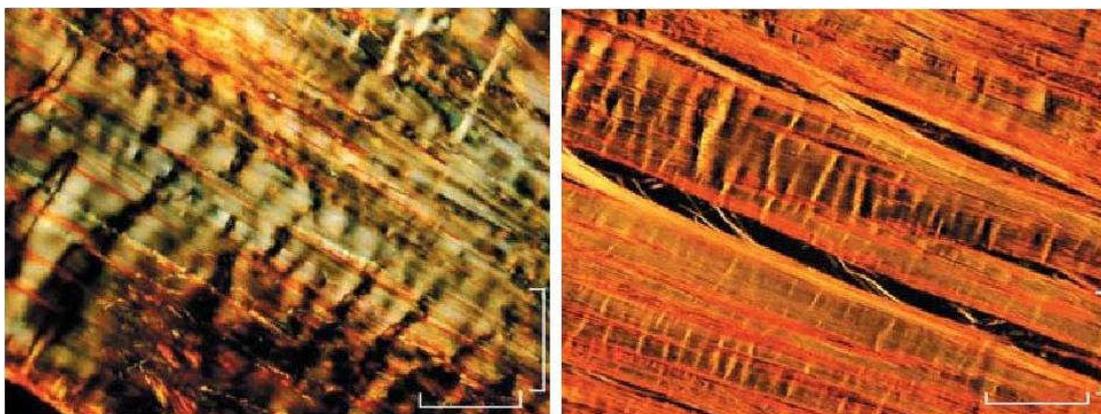


Figura 2. Formato do “Crimp” no tendão em repouso e alongado, respectivamente.

Retirado de FRANCHI, et al., 2007.

É possível destacar duas principais funções para os tendões: (1) a transmissão de forças tensionais entre músculos e ossos e (2) o armazenamento e a liberação de energia elástica durante os movimentos articulares (WITVROUW, et al., 2007, MAGNUSSON et al. 2008). Quando ocorre movimento passivo em uma articulação, o tendão é responsável pela maior parte da deformação observada no complexo muscular (HEBERT et al., 2002).

Antes de ocorrer a contração, se um músculo é previamente alongado, coloca-se tensão no tecido e armazena-se energia elástica. Esse mecanismo permite um sistema de economia de energia, uma vez que o tecido tendíneo ao liberar energia elástica, colabora na geração da força muscular (WITVROUW et al., 2007).

O comportamento mecânico exerce assim importante papel no desempenho das funções do tendão, sendo diretamente relacionado à viscoelasticidade. Além disso, é importante salientar ainda que, as respostas mecânicas dos mesmos, dependem do estado de maturação do tecido e da temperatura no qual se encontra.

3.1.3.1 Maturação

As propriedades mecânicas dos tendões alteram-se durante o desenvolvimento e com a idade (Torp *et al*, 1975; Mc Bride, 1988, apud ALMEIDA, 2006). Antes da maturidade esquelética os tendões são mais viscosos e complacentes. Com o desenvolvimento, a rigidez e o módulo de elasticidade aumentam dentro da variação linear, até o ponto de maturidade esquelética, e então mantém relativamente constante (WOO; SMITH; JOHSON, 1994).

Com o envelhecimento, similarmente ao restante do corpo, os tendões perdem gradualmente a elasticidade e a resistência (HAYEM, 2001). A viscoelasticidade começa a declinar e o colágeno apresenta maior quantidade de ligações cruzadas, diminuindo a complacência. Aumenta-se assim a tendência para lesões por esforços repetitivos, fadigas e rupturas (KISNER; COLBY, 2005). Além disso, a habilidade de manutenção do equilíbrio esta diretamente relacionada à capacidade estrutural e mecânica dos tendões em transmitir forças entre músculos e ossos (ONAMBELE; NARICI; MAGANARIS, 2006), apresentando diminuição com o aumento da idade.

Sendo assim, tendões de indivíduos jovens, por serem mais resistentes e complacentes, facilitam a geração de força muscular inicial, bem como, possibilitam maior grau de contração do ventre muscular (BURGESS *et al.*, 2009).

3.1.3.2 Temperatura

Os efeitos térmicos sobre as propriedades teciduais foram estudados por Warren Lehmann, Komanski (1976), e Lehmann et al. (1970). Os resultados desses estudos indicaram que variações na temperatura tecidual podem alterar as características biomecânicas do colágeno, alterando principalmente a deformação plástica (HUANG et al., 2009). Sapega et al. (1981), baseado em uma extensa revisão de literatura, indicam que para aumentar-se a amplitude de movimento, existe um valor ótimo de temperatura, devendo estar entre 38.8 e 41.6 °C. Já temperaturas entre 37° e 45°C diminuem a capacidade de recuperação da estrutura colagenosa e aumenta-se o risco de lesão (TILLMAN; CHASAN, 2009).

Diversos métodos são utilizados com intuito de aumentar a temperatura no tecido. É possível aplicar calor superficial, profundo ou ainda solicitar que o indivíduo realize um exercício ativo, aumentando a temperatura intra-muscular, sendo que o segundo método se mostrou o mais efetivo em aumentar a amplitude de movimento articular (KNIGHT et al., 2001).

Em geral, a elevação da temperatura colabora no aumento da distensibilidade dos tecidos (KISNER; COLBY, 2005), ampliando o comportamento viscoelástico dos tendões (HUANG et al. 2009). Entretanto, atualmente, encontram-se mais trabalhos avaliando as propriedades teciduais com alterações de temperatura em ligamentos, sendo poucos os estudos sobre os tendões. Sendo assim, não se localiza na literatura valores padronizados relacionados ao comportamento mecânicos dos tendões e a temperatura tecidual, sendo necessária a realização de mais estudos sobre esse aspecto.

Dessa forma, sabe-se que o comportamento mecânico do tendão é dependente de suas características estruturais e metabólicas, devendo este aspecto sempre ser considerados tanto durante trabalhos científicos, quanto no estabelecimento de condutas clínicas. Estudos mais aprofundados nesse tema vêm sendo realizados pela necessidade de se avaliar as alterações teciduais frente a diferentes situações de solicitação mecânicas, bem como as conseqüentes adaptações, de modo a relacioná-las a situações práticas, tanto clínicas como cirúrgicas.

3.2 COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DOS TENDÕES

Ao analisar as funções desempenhadas pelos tendões, observa-se, principalmente, a necessidade de suportar cargas e se deformar, durante os movimentos articulares. Essa capacidade está relacionada à característica viscoelástica do material. Dessa forma, torna-se interessante o estudo sobre a mecânica dos tecidos, de modo a possibilitar o entendimento da função e comportamento dos mesmos durante os movimentos.

Esse comportamento é analisado através da curva carga-deformação. Atualmente os chamados ensaios mecânicos não destrutivos, ou seja, realizados dentro do limite fisiológico do material, surgem como os mais adequados para este estudo. Entretanto é possível encontrar trabalhos utilizando outras abordagens metodológicas para este tipo de análise.

3.2.1. Mecânica dos materiais biológicos

Biomecânica, segundo Fung (1983), é a mecânica aplicada à biologia, e inclui uma 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. Na prática, observa-se um aumento na geração de engenheiros biomédicos, os quais confrontam os desafios existentes com colegas da biologia e ciências clínicas, promovendo melhor apreciação sobre a aplicação da engenharia a modelos biológicos, e etiologia de diversas doenças, bem como na melhora de tratamentos clínicos (ATESHIAN; FRIEDMAN, 2009).

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 (ABRAHAMMS, 1967; BENEDICT, WALKER, HARRIS, 1968).

Nos últimos anos, uma das maiores tentativas tem sido a caracterização das propriedades mecânicas dos tecidos que compõe o corpo humano em relação a sua estrutura de modo a melhor compreender sua função. Esta análise é imprescindível no entendimento de aspectos importantes, como a ocorrência de adaptações teciduais, degradação, remodelamento e reparação, os quais são reguladas por forças mecânicas. Um melhor entendimento, e uma possível modulação desses parâmetros podem colaborar no estabelecimento de métodos de prevenção e intervenção de doenças, atuando diretamente na clínica médica e conseqüentemente proporcionar mais saúde e qualidade de vida a população (ATESHIAN; FRIEDMAN, 2009).

Entretanto, os tecidos biológicos exibem uma das mais complexas respostas materiais, fato que denota a existência de questionamentos ainda nem conhecidos. Os tecidos moles, como o cardiovascular e o músculo-esquelético, exibem significativa viscoelasticidade. Este comportamento limita severamente a aplicabilidade das tradicionais ferramentas de análise mecânica, como os conceitos de elasticidade linear, e promove desafios e oportunidades no desenvolvimento de pesquisas nesse tema (ATESHIAN; FRIEDMAN, 2009).

Sendo assim, a busca por esse tipo de conhecimento envolve o estabelecimento de metodologias adequadas e também a necessidade de inovação tecnológica, como criação de novas ferramentas adaptadas a aplicações específicas, e instrumentos de mensuração e softwares.

3.2.2 Abordagens metodológicas

Existem diversas abordagens metodológicas para o estudo dos tecidos. É possível enquadrar os métodos em três categorias: *in vitro*, *in situ* e *in vivo* (WHITING; ZERNICKE, 2001).

3.2.2.1 *In vivo*

As técnicas realizadas *in vivo* são aquelas que mais se aproximam da condição ideal, por serem realizadas dentro do organismo vivo. No entanto, além destas apresentarem-se altamente invasiva nos seres humanos, a obtenção de dados precisos é tecnicamente muito desafiadora pela dificuldade em realizar mensurações diretas sobre o tecido no qual é o objetivo (WHITING; ZERNICKE, 2001).

Além disso, nos estudos *in vivo* existe dificuldade para determinar a posição articular na qual o tendão apresenta-se sem tensão, e a mensuração da deformação é realizada através de análise de imagem de ultra-som, o que pode levar a variações e limitações na avaliação tridimensional (KJAER, 2004). Segundo Maganaris e Paul (2000), essas variações são menores que 10%, porém, podem indicar diferenças. Outra limitação envolve a determinação dos valores de dissipação de energia (histerese), uma vez que essa pode ser alterada devido à fricção entre o tendão e os tecidos adjacentes.

3.2.2.2 *In situ*

In situ significa que o tecido avaliado será mantido no seu local de origem, sendo alguns elementos de seu ambiental natural preservados no teste. Contudo, não se pode afirmar que os dados representam a condição fisiológica normal, uma vez que existe a necessidade de criação de um ambiente artificial, e a mesma torna-se alterada. Além disso, este tipo de técnica se mostra altamente invasiva (WHITING; ZERNICKE, 2001).

3.2.2.3 *In vitro*

Estudos *in vitro* conotam testes realizados em um ambiente artificial. São interessantes, pois possibilitam mensurações diretas, diminuindo a quantidade de erros desse parâmetro em relação aos outros tipos de estudo. Entretanto, por serem realizadas com tecidos extraídos do corpo e de seu ambiente normal, são considerados invasivos e algumas de suas propriedades podem ser alteradas (WHITING; ZERNICKE, 2001). Esses fatores podem ser minimizados através de técnicas de conservação após a retirada da amostra.

Os estudos *in vitro* 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). Durante os ensaios não destrutivos caracteriza-se o comportamento dos tendões dentro dos limites fisiológicos, assim como acontece na realização de atividades físicas e de alongamento.

Através dos ensaios se obtêm a curva carga-deformação, através da qual é possível determinar parâmetros para avaliação das propriedades biomecânicas. Os estudos sobre o tema consideraram as variáveis: módulo de elasticidade, rigidez, histerese, creep, relaxamento de estresse, deformação relativa, carga e energia de ruptura (PIEIDADE, 1998; JAMES, 2008).

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, módulo de elasticidade, energia e tensão de ruptura (PIEIDADE, 2003).

De acordo com estudos publicados a realização de estudos *in vivo* não apresenta diferenças significativas, ao compararem-se os valores encontrados, quanto à realização *in vitro* (MAGANARIS, PAUL, 2000; KUBO, KANEHISA, FUKUNAGA, 2005).

3.2.3 A curva força-deformação

O comportamento mecânico do tecido está relacionado a três aspectos, sendo eles: carga, tipo do material e geometria do mesmo (CORDEY, 2000); e é interpretado através da curva de força-deformação (Figura 2.).

A força representa a resistência a uma carga externa e pode variar segundo três tipos: tensão (a força é aplicada paralela a fibras do tecido, afastando a origem e inserção); compressão (a força é aplicada de forma a aproximar a origem e a inserção do tecido); cisalhamento (força aplicada paralelamente a área de secção transversa do tecido) (KISNER; COLBY, 2005).

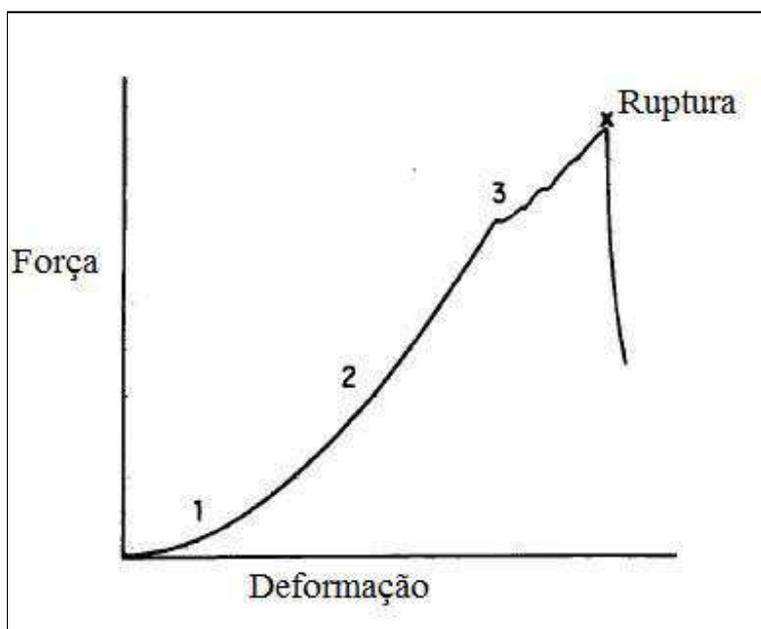


Figura 3. Curva força-deformação, destacando-se a região de ponta ou pé (1), região linear, ou elástica (2), e região plástica (3). Retirado de KINKERDALL; GARRET, 1997.

Ao aplicar-se uma força, ou seja, um alongamento no tecido, este sofre também uma distensão. Esta representa a quantidade de deformação em relação à carga aplicada. No

início da curva força-deformação, observa-se a região de ponta, ou pé, ou seja, as fibras de colágeno, que em repouso são onduladas (“crimp”) começam a se distender, levando a retificação e ao alinhamento das mesmas (CRIBB, SCOTT, 1995; JOZSA, KANNUS, 1997). Dessa forma, sabe-se que quando um estresse é aplicado, ou o tendão é alongado, as fibras colágenas tornam-se alinhadas, ocorrendo uma deformação considerável sem o uso de muita força. É nessa faixa que ocorre a maior parte das atividades funcionais (KISNER; COLBY, 2005).

Ao manter-se a sobrecarga, após a retificação das fibras entra-se na chamada fase linear, ou fase de amplitude elástica, onde a deformação apresentada aumenta linearmente com a força aplicada (ENGLES, 2001). Nesta fase o tecido retorna a sua forma original com a retirada da carga (ENGLES, 2001; NORDIN *et al*, 2001). Na prática, a fase linear pode ser observada quando o tecido é levado ao final de sua amplitude de movimento e aplica-se um alongamento suave.

Os materiais puramente elásticos (i.e. não-viscosos) submetidos a uma carga se deformarão de acordo com sua relação estresse-sobrecarga específica e armazenaram energia no processo. Quando removida a carga, a energia armazenada é devolvida e o tecido retorna ao seu formato original, sem qualquer perda de energia ao refazer o caminho atravessado durante a aplicação da carga (WHITING; ZERNICKE, 2001).

Já nos tecidos viscoelásticos, como os tendões, é possível observar uma fase de deformação plástica, a qual ocorre quando se excede o limite elástico do material. O ritmo de retorno elástico é determinado pelas propriedades do material, em particular a quantidade de resistência viscosa (WHITING; ZERNICKE, 2001).

Na deformação plástica ocorre perda de energia na forma de calor, e o retorno após a eliminação da carga é limitado, observando-se um caminho de retorno diferente do caminho inicial percorrido. O tecido torna-se permanente deformado, devido à ocorrência de falhas teciduais (NORDIN *et al*, 2001). A ruptura das fibras resulta na liberação de calor, que é absorvido pelo tecido, e resulta no aumento do comprimento.

Quando a carga aplicada no tecido continua aumentando, somam-se as rupturas, o que leva ao colapso do tecido (KISNER; COLBY, 2005). Este colapso total do tecido pode ocorrer devido a um evento máximo único ou em virtude de sobrecargas submáximas repetitivas. Sendo assim, acredita-se que alterações morfológicas no “crimp” estão associadas a condições

patológicas (HANSEN; WEISS; BARTON, 2002), devido a lesões ocasionadas por cargas que excedem o limite elástico do tecido.

Abaixo de 4% de estresse aplicado ao tendão, a curva força-deformação é reprodutível em uma seqüência de alongamentos. Segundo Fung (1993), 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 não mais reaparecerá, e as deformações subseqüentes não reproduzirão a curva original. Se a tensão aplicada ultrapassar 8 %, o tendão tende ao rompimento (JÓZSA, KANNUS. 1997).

Na prática, quando ocorre a contração muscular, o tendão torna-se tenso e aumenta seu comprimento linearmente até um limiar. Esse limiar varia de 20-50% do comprimento em repouso do tendão e após o mesmo o alongamento ocorre mais devagar, sendo uma região de risco para ocorrência de lesões. (HAYEM, 2001).

Essas variações no comportamento mecânico do tendão podem ser mensuradas de forma quantitativa, através de variáveis obtidas pela curva força-deformação durante os ensaios de tração. Atualmente, ainda são poucos os trabalhos que realizam esse tipo de avaliação, nos estudos sobre as propriedades tendíneas. No entanto, esse tipo de informação se mostra de grande interesse, por possibilitar o estabelecimento de parâmetros relacionados às características dos tecidos na aplicação de cargas externas.

3.2.3.1 Variáveis viscoelásticas

A partir da curva força-deformação é possível obter variáveis, as quais caracterizam as propriedades viscoelásticas dos tendões.

3.2.3.1.1 Rigidez ou Módulo de Elasticidade

Os diferentes níveis de rigidez, encontrados nos tecidos, determinam a quantidade de deformação do mesmo, ou o módulo de elasticidade. A partir da região linear, ou fase elástica, da curva carga-deformação é obtido os valores de rigidez do tecido. A inclinação da curva na fase linear está diretamente relacionada com a resistência do material à deformação (LATASH; ZATSIORK, 1993).

Quanto maior for a rigidez, maior será a inclinação na região linear da curva força-deformação, indicando que a deformação elástica é menor mesmo com maior carga. No tecido cicatricial são encontrados maiores valores de rigidez devido ao maior grau de ligações cruzadas entre as fibras de colágeno e a matriz em seu redor (KISNER; COLBY, 2005).

A rigidez encontrada no tecido depende também da quantidade de força e da velocidade com que a mesma é aplicada, sendo a resposta ao estresse uma função tanto da sobrecarga quanto do ritmo dessa sobrecarga. Nos tecidos viscoelásticos, um aumento no ritmo da sobrecarga faz aumentar a inclinação da curva força-deformação e, conseqüentemente, a rigidez do material (WHITING; ZERNICKE, 2001).

Na reabilitação das lesões tendíneas cargas de baixa amplitude, geralmente na faixa elástica, aplicadas por um tempo prolongado, permitem o rearranjo gradual das ligações de fibras colágenas, colaborando com o remodelamento do tecido, melhorando a elasticidade e conseqüentemente a resistência do tendão (KISNER; COLBY, 2005).

3.2.3.1.2 *Creep* e Relaxamento de estresse

Os efeitos viscosos são responsáveis por dois fenômenos comuns, dependentes, associados aos tecidos biológicos (Figura 3.). O primeiro é a resposta de *creep*, observado quando um tecido é submetido a uma carga constante. O tecido se deforma rapidamente com a carga inicial até ser alcançado um nível especificado de força constante. Porém, em vez de manter a

deformação, sob a carga constante, o tecido continua se deformando, enquanto se aproxima de um platô de deformação assintótica, (WHITING; ZERNICKE, 2001).

O segundo fenômeno é a resposta de relaxamento de estresse. Um tecido distendido (ou comprimido), até determinado comprimento, e a seguir mantido nesse comprimento, desenvolve uma resistência inicial, ou estresse. Enquanto está sendo mantido com a deformação constante, o estresse se diminui ou “se relaxa”, sendo necessário menor quantidade de força para manutenção da deformação (WOO, SMITH, JOHNSON, 1994; WHITING, ZERNICKE, 2001).

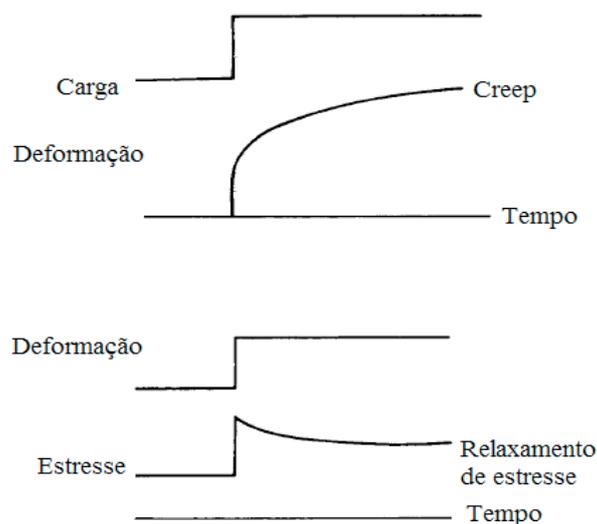


Figura 4. Gráfico representando as propriedades biomecânicas do tendão demonstrando os conceitos de “*creep*” e relaxamento de estresse. Retirado de KINKERDALL; GARRET, 1997.

Estas duas repostas dependem do ritmo da carga aplicada. Com um ritmo aumentado o tecido torna-se mais rígido, e o estresse máximo é mais alto e precoce em relação a um ritmo de aplicação de carga mais lento (WHITING; ZERNICKE, 2001).

Além disso, os valores encontrados para essas variáveis são tempo dependentes. O “*creep*” apresenta variabilidade segundo o tempo de carga aplicada, sendo que tempos maiores resultam em maior deformação e menor rigidez no tecido (PEARSON; BURGESS; ONAMBELE, 2007). Além disso, a deformação do “*creep*” aumenta mais rapidamente com condições estáticas de aplicação de carga em relação a cargas cíclicas (SMUTZ; FRANCE; BLOSWICK, 1995).

Assim, ao manipular os valores de duração e as formas de aplicação da carga é importante a utilização de um protocolo de carga similar, sendo este um aspecto metodológico a ser considerado nos estudos (PEARSON; BURGESS; ONAMBELE, 2007).

3.2.3.1.3 Histerese

A área circundada pelos caminhos de carga-descarga na curva força-deformação é denominada a alça de histerese e representa a energia perdida durante o ciclo de carga-descarga (WHITING; ZERNICKE, 2001), durante a deformação plástica. A mensuração da histerese é de extrema importância uma vez que permite avaliar os danos causados pelos efeitos térmicos, e ainda quantificar a energia que pode ser armazenada nos tendões durante a locomoção (MAGANARIS; PAUL, 2000).

Os valores de histerese modificam-se em relação entre os diferentes tendões encontrados no corpo, segundo a função e exigências que os mesmos são submetidos variando entre 3 e 38% . Acredita-se que a falta de uma metodologia padronizada é a responsável pela falta de consenso em relação a esses valores (MAGANARIS; PAUL, 2000).

3.2.3.1.4 Valores de carga e deformação para ruptura

Os dados sobre a ruptura possibilitam relacionar o efeito de condicionamento obtido, nos ensaios viscoelásticos, bem como verificar a resistência demonstrada pelo tecido, antes de ocorrer a lesão.

São obtidos valores de força, deformação, energia e tensão de ruptura, os quais podem ser comparados entre amostras com diferentes métodos de condicionamento. A tensão necessária para ruptura é dependente da área de secção transversa do tendão, sendo obtida pelo cálculo de força por unidade de área (PIEDADE, 2003).

Acredita-se que existe um valor ótimo para o pré-condicionamento, o qual possibilite reduzir a ocorrência de microlesões e lesões nos tecidos (TERAMOTO; LUO, 2008). No entanto, ainda faltam estudos para determinação desses parâmetros na literatura.

Sendo assim, através desse tipo de pesquisa é possível relacionar o comportamento mecânico do tendão a situações clínicas. Em condições de lesão, como nas tendinopatias, é importante considerar esse tipo de informação ao questionar os métodos de intervenção tanto de prevenção como de tratamento.

3.3 TENDINOPATIAS

As lesões tendíneas vêm se tornando um grande problema na saúde de atletas e esportistas recreacionais (FREDBERG; STENGAARD-PEDERSEN, 2008). Nos Estados Unidos são relatadas trinta e três milhões de lesões no sistema músculo-esquelético por ano, e 50% destas envolvem os tecidos moles, incluindo os tendões (JAMES, et al., 2008). Durante os Jogos Pan-Americanos do Rio de Janeiro (2007), a segunda maior causa de procura de atendimento, por parte dos atletas, foi ocasionada pela presença de tendinites (LOPES, et al., 2008).

Estima-se que 30 a 50% das lesões nos esportes sejam lesões por esforço repetitivo, e entre estas os tendões são freqüentemente os mais acometidos, sendo responsáveis por produzir interrupções em treinos e competições (KANNUS, 1997). Já entre indivíduos

sedentários ao longo da vida a incidência de tendinopatias no tendão calcâneo é de 5.9% (KUJALA; SARNA; KAPRIO, 2005).

Atualmente, embora algumas teorias sejam propostas, a razão dessa alta incidência permanece desconhecida. Segundo Magnusson (2008) quando baixos valores de tensão são impostos, é praticamente apenas o tendão que se deforma. Ao receber a tensão imposta pelos movimentos é importante que o tecido consiga deformar-se, de forma a absorver energia, evitando a ocorrência de micro lesões, que após algum tempo, podem resultar em inflamações e rupturas. Nos esportes que exigem grande habilidade de absorção de energia, quanto melhor for a capacidade de complacência do tendão, teoricamente, existirá menor risco de lesão no mesmo (WITVROUW, et al., 2007).

Até o momento, a teoria mecânica de tensão é a mais aceita para se explicar os mecanismos de lesão dos tendões por sobrecarga (ARCHAMBAULT; WILEY; BRAY, 1995; KHAN, et al., 1999). A aplicação de carga de forma progressiva pode ocasionar alterações patológicas iniciais no tecido. Quando a carga excede a resistência do tecido, o dano progressivo, ocasionado pela imposição repetida de tensão, mais freqüentemente de modo excêntrico, pode levar a micro e macro rupturas das fibras do tendão (JOZSA; KANNUS, 1997).

Desta forma, acredita-se que o trauma acumulativo leva ao enfraquecimento das fibras de colágeno e das estruturas de pontes cruzadas das moléculas de colágeno, além de alterar a vascularização no tecido, predispondo a ocorrência de lesões (FREDBERG; STENGAARD-PEDERSEN, 2008).

A imposição de cargas repetitivas, como ocorre nos esportes de alto rendimento, levam a condições de fadiga do tecido, e quanto maior a carga aplicada, menor será a quantidade de ciclos necessários para que ocorra lesão. No entanto, é importante considerar que existe uma carga mínima para ocorrer lesão, sendo que abaixo desse valor não ocorre colapso do tecido independentemente do número de ciclos aplicados, uma vez que mantém-se a deformação dentro do limite elástico do material.

É necessário estar atento ainda no fato de que os tendões desempenham melhor suas funções sobre certas condições anatômicas. Deformidades congênitas ou adquiridas e desequilíbrios musculares entre agonistas e antagonistas, levam ao desalinhamento estrutural da articulação e podem alterar a distribuição de carga nos tendões, sendo freqüentemente responsáveis por gerar as lesões. Neste caso, a lesão não é por excesso de atividade, mas sim por

uma anormalidade na função do movimento articular (HAYEM, 2001). Também é possível que lesões localizadas em outras regiões da cadeia cinética da qual o tendão faz parte, possam gerar sobrecarga indevida sobre o tecido e predispor a lesões (KIBLER, 1997).

Além disso, alterações no suprimento sanguíneo e neural também podem levar a enfraquecimento tecidual e conseqüentes rupturas nos tendões devido à hipóxia e má nutrição. Esse tipo de alteração pode ser resultados de alinhamentos estruturais deficientes (desequilíbrios articulares), doenças sistêmicas, ou ainda, fatores físicos como calor e frio em excesso ou altitude elevada (HAYEM, 2001; FREDBERG; STENGAARD-PEDERSEN, 2008).

Em geral, as lesões nos tendões que ocorrem de forma lenta e progressiva são denominadas tendinopatias. Compreendem as tendinites e tendinoses, e são consideradas lesões crônicas (KIBLER, 1997). As tendinites são caracterizadas por alterações bioquímicas e condição inflamatória no tecido. As tendinoses consistem em achados histopatológicos de degeneração tecidual, porém sem sinais inflamatórios (JARVINEN, et al., 1997). Ambas resultam em fadiga tecidual e lesões degenerativas, envolvendo lacerações microscópicas (HERTLING; KESSLER, 2009).

Da mesma forma, ambas estão associadas à dor e diminuição da função do tendão (ALFREDSON, 2005). O sinal clínico mais importante é avaliado através de um teste de resistência sobre a estrutura envolvida que resulta em dor. Além disso, movimentos passivos, estirando o tendão também são capazes de provocar sintomas dolorosos (HERTLING; KESSLER, 2009). No entanto, estes sinais clínicos não permitem determinar, de forma precisa, o estado de desenvolvimento da lesão clinicamente.

Com a progressão deste quadro inflamatório e degenerativo somam-se as microlesões no tecido, que em longo prazo, podem levar a ruptura parcial do tendão, ou ainda em casos mais avançados em rupturas completas (HAYEM, 2001).

Encontram-se casos de ruptura subagudas, sem episódio prévio de lesão, edema ou déficit anatômico aparente. Esse tipo de ruptura resulta de processos degenerativos (tendinopatias), sem história inflamatória. Nesta situação é comum o relato de dor ou incapacidade de realizar atividade pelos indivíduos. Exemplos deste tipo de lesão são encontrados no manguito rotador, extensor radial curto do carpo, e tibial posterior (KIBLER, 1997).

Além disso, pode ocorrer também ruptura do tendão pelo aumento súbito da carga, tracionando o tendão além do seu limite elástico, o que caracteriza uma lesão aguda (KIBLER, 1997).

O diagnóstico das tendinopatias é realizado através da história clínica, por meio de relatos sobre alterações na forma de utilização do tendão, além de exames de imagem (KIBLER, 1997). É difícil estabelecer um diagnóstico claro quanto a presença tanto das lesões parciais, como dos processos degenerativos, dificultando também a realização de abordagens terapêuticas precoces. Além disso, não existe consenso na literatura sobre as condutas adequadas tanto para prevenção como para o tratamento dessas lesões.

3.3.1 Tratamento

O tratamento das lesões tendíneas visa restabelecer a continuidade anatômica e permitir novamente a função (KIBLER, 1997). Na maior parte dos casos, as rupturas parciais dos tendões necessitam intervenções cirúrgicas, de forma a dirigir o processo de cicatrização de forma adequada, e ainda assim, em algumas situações o dano excede a capacidade de reparação. Nos tendões o processo de reparação é lento e necessita de estímulos de tensão apropriados e repetitivos sobre o tecido (JAMES, et al., 2008).

No início da reabilitação o objetivo é estimular o restabelecimento e a continuidade das fibras, bem como o mecanismo de deslizamento entre elas. A ocorrência da lesão estimula a produção de colágeno, na tentativa de restabelecer a continuidade tecidual local. Em seqüência, através da aplicação de estímulos adequados de tensão e deformação ocorre o remodelamento e conseqüente restabelecimento da função (JAMES, et al., 2008).

Diminuições da mobilidade nessa fase levam a um aumento da cicatriz e aderências, as quais impedem o tendão de se distender normalmente. Inversamente, a aplicação de stress excessivo pode levar a uma inflamação excessiva, resultando em deposição de maior quantidade de tecido cicatricial, e conseqüentemente também em restrição da mobilidade (KISNER; COLBY, 2005), fato que predispõe a novas rupturas (JAMES, et al., 2008). Dessa forma, deve-se estar atento para não confundir a resistência de um material com sua fragilidade

ou flexibilidade (WHITING; ZERNICKE, 2001), sendo que ao considerarem-se os tendões busca-se o equilíbrio entre elasticidade e rigidez tecidual.

Sendo assim, comumente, os cuidados iniciais contêm orientações para diminuir-se a quantidade de tensão nos tecidos através de imobilização. No entanto, já que a imobilização por longos períodos apresenta efeitos negativos (KANNUS, et al., 1992), deve ser realizada através de um suporte que possa ser retirado, e permita a realização de exercícios diariamente, aumentando-se a carga sobre o tendão de forma progressiva (SANDMEIER; RENSTROM, 1997).

Existe grande variedade de métodos de tratamento nas lesões tendíneas, porém encontra-se pouca evidência sobre condutas adequadas para a reabilitação. Entre os procedimentos possíveis encontram condutas clínicas, através da prescrição de antiinflamatórios, e fisioterapêuticas, as quais consistem em modalidades como: calor/frio, estimulação elétrica, ultrassom; sempre associadas a exercícios de fortalecimento e alongamento (SANDMEIER; RENSTROM, 1997).

Sendo o objetivo principal da reabilitação o restabelecimento da função e considerando-se os fatores de causa citados, a fim de estabelecer condutas de prevenção e tratamento das lesões tendíneas, é possível relacionar que medidas que aumentam a resistência do tendão, de forma a torná-lo capaz de suportar as cargas, e melhorem o equilíbrio articular sejam apropriadas para colaborar neste processo.

Dessa forma, condutas de alongamento e fortalecimento são primordiais (SANDMEIER; RENSTROM, 1997). Por estimularem a capacidade de regeneração e remodelamento do tecido, implicam também em uma adaptação tecidual. Para isso é necessário que seja dado um tempo adequado entre as séries e sessões de alongamento e fortalecimento, sendo importante tanto para o ganho de flexibilidade quanto de força tensiva (KISNER; COLBY, 2005).

A realização de exercícios, através da aplicação de cargas controladas sobre os tendões, tem sido demonstrada como capaz de promover um aumento na síntese de colágeno (WOO, et., 1982; BIRCH, et al., 1999). Sendo assim, os exercícios resultam em hipertrofia e conseqüente aumento da rigidez dos tendões (COUPPÉ, et al., 2008), e do módulo de elasticidade (REEVES; MAGANARIS; NARICI, 2003), podendo ser considerados tanto na prevenção como na reabilitação.

Na prática é possível notar que a região da lesão freqüentemente apresenta-se encurtada, uma vez que o paciente, com a intenção de proteção, diminui a mobilidade da articulação. Além disso, sabe-se que encurtamentos musculares são fatores que predis põe inicialmente as lesões tendíneas (SANDMEIER, RENSTROM, 1997).

Sendo assim, o emprego de condutas de alongamento é indicado com objetivo de restaurar a mobilidade articular, ao melhorar a capacidade elástica do tecido em cicatrização, e diminuir a tensão no tendão entre a amplitude de movimento normal (SANDMEIER, RENSTROM, 1997; KISNER, COLBY, 2005), além de prevenir a ocorrência de novas lesões ao permitir o bom funcionamento de toda a cadeia cinética do movimento. Entretanto, faltam estudos clínicos controlados que comprovem esses efeitos (SANDMEIER; RENSTROM, 1997), e possibilitem o embasamento científico das condutas realizadas na prática da reabilitação.

3.4 ALONGAMENTOS

3.4.1 Definições de Alongamento

O alongamento é uma prática comum entre atletas competitivos e recreacionistas (WITVROUW et al., 2007), além de ser utilizado de forma terapêutica para a reabilitação de uma série de patologias e pós-operatórios (HENRICSON et al.,1984).

Os exercícios de alongamento têm como principal objetivo proporcionar maior flexibilidade a qual, segundo Bandy e Iron (1994), é a habilidade de um músculo aumentar seu comprimento, possibilitando a uma ou mais articulações, em seqüência, se moverem em uma determinada amplitude de movimento (ADM). O comprimento da unidade miotendínea, associada à extensibilidade dos tecidos moles periarticulares determinam a flexibilidade (KISNER; COLBY, 2005). O encurtamento muscular é caracterizado pela perda da extensibilidade dos tecidos moles, ou seja, redução parcial do comprimento de uma unidade

musculotendínea saudável, resultando em limitação na mobilidade articular (FORD; MCCHESENEY, 2007).

Diversos estudos têm documentado o aumento da amplitude de movimento (ADM) nas articulações após um programa de alongamento (WOODS; BISHOP; JONES, 2007). Assim, recomenda-se a prática com intuito de melhorar o desempenho de atletas e diminuição do risco de lesão (BANDY, IRON, 1994; VERRALL, SLAVOTINEK, BARNES, 2005; AMAKO et al. 2003; WOODS, BISHOP, JONES, 2007).

Entretanto, outros autores defendem que esta prática pode diminuir a força muscular (ROSENBAUM; HENNING, 1995) e que não existe relação entre flexibilidade e risco de lesão (POPE et al., 2000). Alguns pesquisadores defendem ainda que o resultado de aumento na ADM esteja relacionado apenas a um aumento na tolerância do indivíduo ao alongamento e não ao ganho de extensibilidade dos tecidos (HALBERTSMA et al., 1999; MAGNUSSON et al. 1996).

Assim, até o momento, a prática do alongamento é baseada no empirismo. Não existem recomendações, para condutas baseadas em evidências, nas revisões sistemáticas encontradas sobre o tema (YEUNG, YEUNG, 2001; HEBERT, 2008). Também não existem dados científicos claros relacionados aos parâmetros determinantes dos exercícios de alongamento. A falta de uma metodologia padronizada entre os estudos colabora ainda mais na dificuldade de criar evidências científicas sobre o tema, uma vez que os estudos clínicos não utilizam valores semelhantes em relação a esses parâmetros.

Esse fato pode estar ligado à questão que a maior parte dos estudos se focam, principalmente, na avaliação da capacidade de diferentes técnicas de alongamento em aumentar a flexibilidade e a ADM, sendo poucas as pesquisas que apresentam conclusões relacionadas ao efeito da aplicação dessas técnicas sobre as propriedades mecânicas dos tecidos.

3.4.2 Determinantes dos exercícios de alongamento

Vários elementos determinam a efetividade de um programa de alongamento, sendo eles: alinhamento e estabilização do corpo; intensidade; velocidade; duração; frequência e

métodos de alongamento. Todos estes elementos estão inter-relacionados, e as numerosas variações e combinações entre os mesmos possibilitam muitas opções de escolha ao elaborar os exercícios de alongamento de acordo com a necessidade e capacidade de cada indivíduo. No entanto, muitas das pesquisas que comparam esses parâmetros usaram adultos jovens saudáveis para realizar a investigação, sendo difícil generalizar esses achados para a população (KISNER; COLBY, 2005).

3.4.2.1 Intensidade

A intensidade é determinada pela carga imposta ao tecido durante o alongamento. Segundo a literatura, a intensidade deve ser aplicada de forma suave, em baixa intensidade e com carga leve, pois minimiza a defesa muscular, de forma a facilitar o alongamento. Na maior parte dos estudos, a quantidade de força utilizada é puramente subjetiva, orientando-se alongar até o ponto de tensão sem dor (WOODS; BISHOP; JONES, 2007).

3.4.2.2 Duração

A duração do alongamento refere-se ao período de tempo no qual 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 cumulativo) em uma sessão de tratamento.

Apesar de inúmeros estudos, ainda há discordância em relação ao tempo ideal para obtenção de resultados efetivos e duradouros na amplitude de movimento. É possível encontrar referências com valores variando amplamente (KISNER; COLBY, 2005). Entretanto, nenhum autor refere-se com justificativas científicas para utilização desses valores.

3.4.2.3 Freqüência

Este elemento refere-se ao número de sessões por dia, ou semana, sendo baseada no nível de imobilidade, regeneração do tecido e cronicidade, bem como na idade e respostas do indivíduo ao alongamento. 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 (KISNER; COLBY, 2005).

3.4.3 Tipos e protocolos de alongamento

Usualmente são descritos três tipos principais de atividades de alongamento: alongamento estático, balístico e a facilitação neuromuscular proprioceptiva (FNP) (BANDY; IRON, 1994, WOODS; BISHOP; JONES, 2007).

3.4.3.1 Alongamento estático

O alongamento estático é o método mais utilizado. Caracteriza-se por um alongamento lento na unidade miotendínea, segundo a tolerância do indivíduo, e manutenção do tecido na posição de máximo comprimento tolerado por determinado tempo (BANDY; IRON, 1994).

Em geral, é aplicado de forma manual, com duração e número de repetições variando amplamente. Usualmente encontra-se estudos que utilizam intervalos de 15 a 30 segundos (VERRALL, SLAVOTINEK, BARNES, 2005; WEIJER, GORNIAK, SHAMUS, 2003).

As principais vantagens desse método em relação aos demais são a baixa necessidade de aplicação de energia; baixo risco de exceder a extensibilidade dos tecidos; e pouca probabilidade de causar dor (HERTLING; KESSLER, 2009).

Kisner e Colby (2005) citam também o alongamento estático prolongado, relacionado à realização de posturas prolongadas, como emprego de órteses. Esse método é utilizado quando existem contraturas teciduais. Aplica-se uma força externa de baixa intensidade aos tecidos por um período prolongado, sendo mantida por equipamentos mecânicos, como talas ou polias. Geralmente esse alongamento é mantido por no mínimo 15 minutos, buscando a ocorrência de alterações plásticas nos tecidos não-contráteis do sistema músculo-articular, atuando através dos mecanismos de *creep* e relaxamento de estresse

3.4.3.2 Alongamento balístico

O alongamento balístico é realizado através de movimentos rápidos e cíclicos, ou seja, 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 (KISNER; COLBY, 2005). Teoricamente, este tipo de alongamento pode exceder os limites de extensibilidade da unidade miotendínea, de maneira não controlada, podendo provocar lesões (BANDY; IRON, 1994). É contra-indicado para indivíduos idosos e pacientes com contraturas crônicas

Kisner e Colby (2005) citam ainda o alongamento cíclico, descrito como uma força de alongamento de duração relativamente curta, aplicada e liberada de forma cíclica e gradual, compondo um conjunto de repetições, sendo a sobrecarga aplicada ao final da amplitude de movimento de intensidade baixa e controlada.

3.4.3.3 Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva (FNP)

No caso da FNP o alongamento estático é combinado com contrações isométricas do músculo, promovendo relaxamento muscular e facilitando o aumento de amplitude de movimento (WOODS; BISHOP; JONES, 2007). Esta técnica baseia-se no conceito neurofisiológico de inibição autogênica. Após a contração muscular isométrica, os sarcômeros se encontram reflexamente relaxados, por ativação do órgão tendinoso de Golgi, havendo menor resistência ativa, sendo alongado com mais facilidade (KISNER; COLBY, 2005).

3.4.3.4 Estudos comparativos

Não existe até o momento consenso em relação à melhor técnica a ser utilizada. Esse fato ocorre tanto pela falta de trabalhos investigando os efeitos proporcionados pelas diferentes aplicações do alongamento, como pela deficiência no conhecimento das propriedades do comportamento mecânico dos tendões durante o alongamento.

A tabela a seguir ilustra as diferenças entre os alongamentos citados, e a falta de consenso sobre a prática do alongamento segundo dados encontrados na literatura.

	Estático	Progressivo Estático	Cíclico	Balístico
Velocidade	Baixa	Baixa	Baixa	Alta
Intensidade	Baixa	Baixa	Baixa	Alta
Duração	15, 30, 60, 120 s.	Prolongada	5 a 10 s.	Curta
Nº repetições	Sem consenso	Sem consenso	Sem consenso	Sem consenso
Força	Constante	Variável	Constante	Variável
Característica	Contínuo	Contínuo	Intermitente	Intermitente

Tabela 1. Características das técnicas de alongamento. Retirado de KISNER; COLBY, 2005.

Até o momento não se encontram, por meio das pesquisas realizadas, parâmetros que justifiquem a utilização de cada um dos métodos descritos na prática clínica (DECOSTER, et al., 2005; FASEN, et al., 2009). Além disso, os parâmetros que determinam a prática do alongamento não apresentam informações quantitativas

Pelo alongamento estático envolver um aumento na extensão da mesma de forma lenta, esta associado ao relaxamento do tecido muscular, e conseqüentemente maior influência na complacência dessas estruturas. Por outro lado, o alongamento balístico leva a uma facilitação do reflexo de alongamento. A resposta de estiramento sobre os fusos neuromusculares desencadeia um reflexo de proteção, gerando a excitabilidade dos neurônios motores e conseqüentemente a contração muscular. Como resultado, acredita-se que o alongamento balístico tem maior efeito no alongamento do tecido tendíneo, uma vez que a unidade muscular esta contraída (GUISSARD; DUCHATEAU; HAINAUT, 1988).

Esse tipo de comparação é muito interessante e possibilita o delineamento das condutas a serem empregada. Acredita-se que o aprofundamento no conhecimento do comportamento mecânico dos tecidos relacionado a situações práticas, possa colaborar na elucidação das questões clínicas do emprego do alongamento, como parte da rotina de atividade física.

3.4.4 Adaptações nas propriedades mecânicas dos tendões em decorrência do alongamento

Os tecidos e órgãos são estruturas dinâmicas capazes de se adequarem mecanicamente e estruturalmente em resposta às forças aplicadas a eles. Este é um fenômeno de adaptação funcional, para atender à demanda biomecânica (HAYASHI, 1996). No entanto, até o momento, pouco se têm atentado as conseqüências do alongamento nos tecidos que compõe a articulação (WITVROUW et al., 2007).

Uma vez que a amplitude de movimento é influenciada por diferentes tecidos, sendo estes: músculos, tendões, ligamentos e ossos (BANDY; IRON, 1994), 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 tipo de alongamento (SAPEGA et al., 1981).

Ao estudar os tendões observa-se a presença de um comportamento mecânico complexo, sendo o ganho de amplitude proporcionado pelo alongamento resultante das respostas viscoelásticas tempo e história dependentes (WOODS; BISHOP; JONES, 2007). O fenômeno de adaptação do tendão ocorre de acordo com comportamento mecânico, o qual varia segundo as respostas das variáveis comentadas anteriormente. As propriedades biomecânicas dos tendões variam de acordo com as respostas de algumas variáveis já comentadas, sendo que o desenvolvimento de respostas adaptativas ocorre segundo as propriedades básicas teciduais. Essas respostas representam a busca do equilíbrio fisiológico e mecânico constante no organismo humano.

A diminuição das atividades físicas, freqüentemente acompanhadas pelo aumento da idade e imobilidade causada pela ocorrência de lesões e patologias, rapidamente induzem a diminuição na área de superfície do tendão em aproximadamente 50 % (KANNUS et al., 1992), diminuindo-se o tamanho e a quantidade de fibras de colágeno, e resultando em enfraquecimento do tecido. Nesse período de imobilização ocorre um aumento proporcional das fibras de elastina, e conseqüente aumento na complacência do tecido (KISNER; COLBY, 2005). A diminuição da prática de exercícios físicos, leva também a diminuição da atividade dos tenócitos no processo de renovação da MEC, ocorrendo perdas de água, proteoglicanos, glicoproteínas e elastina (HAYEM, 2001).

Assim, a supressão de cargas e a imobilização articular podem levar a uma deteriorização rápida nas propriedades bioquímicas e biomecânicas (WHITING; ZERNICKE, 2001). Observa-se a formação de aderências intra-teciduals, as quais ocorrem devido ao aumento na quantidade de pontes cruzadas das fibras de colágeno, que se acumulam de forma desorganizada, e diminuição da efetividade da substância amorfa para manter o espaço e a lubrificação entre as fibras. Sendo assim, após um período de imobilização a força tensiva normal demora algum tempo para retornar, e indica-se a realização de programas de recondicionamento para adequada recuperação tecidual (KISNER; COLBY, 2005).

Sabe-se que diversos fatores podem levar a alterações nas propriedades tendíneas, e que a aplicação de uma carga externa é também capaz de provocar mudanças nessas propriedades. É possível encontrar estudos biomecânicos clássicos sobre a função estrutural de tendões em armazenar, transmitir e recuperar a energia muscular (ABRAHAMS, 1967; BENEDICT, WALKER, HARRIS, 1968). Entretanto, até o momento, poucos estudos têm avaliado diretamente as deformações relacionadas às propriedades tendíneas durante o alongamento passivo (KUBO, KANEHISA, FUKUNAGA, 2005; WITVROUW, et al., 2007).

O alongamento, no tecido, aumenta seu comprimento, levando a mudanças nas propriedades mecânicas e em alguns casos resulta em deformação residual, após o relaxamento. Essas alterações demonstram o efeito de “condicionamento” (MAGNUSSON, et al. 2008), que pode ser conseguido através da prática do alongamento.

3.4.4.1 Elasticidade ou Rigidez

A realização de condutas de alongamento vem sendo demonstrada como capaz de alterar o módulo de elasticidade dos tendões, tanto em animais (VIIDIK, 1969), como em humanos (MAGNUSSON, et al.; 1995). Os estudos encontrados, em sua maioria, determinam a capacidade de alongamentos cíclicos em aumentar os valores do módulo de elasticidade (SU, CHEN, LUO, 2008), e diminuir a rigidez dos tendões (RYAN, et al.; 2009).

Da mesma forma, observa-se que a manutenção do alongamento estático por dez minutos diminui os valores de rigidez, diminuindo a viscosidade e aumentando-se a

elasticidade (KUBO et al., 2001). Mahieu et al. (2007) comparou a resposta dos tendões de Aquiles em seis semanas de alongamento estático ou balístico, e somente o alongamento balístico promoveu diminuição da rigidez dos tendões, aumentando a elasticidade.

No entanto, é possível encontrar também estudos relatando não existir alteração nos valores de elasticidade e rigidez após a realização do alongamento (KUBO; KANEHISA; KUKUNAGA, 2002), ou pré condicionamento (TERAMOTO; LUO, 2008).

3.4.4.2 Histerese

O valor de histerese apresenta-se diminuído tanto após o alongamento cíclico (KUBO, KANEHISA, KUKUNAGA, 2002), como o estático (KUBO, et al., 2001; KUBO, et al. 2005). Segundo Starring et al. (1988), os tecidos podem ser enfraquecidos devido ao princípio da histerese, pela produção de calor, favorecendo o alongamento. Além disso, os autores afirmam que o alongamento cíclico, comparado ao estático, é mais efetivo no processo de geração de calor, sendo representado por maior valor de histerese.

3.4.4.3 Creep e Relaxamento de estresse

Atualmente, encontra-se reduzido número de estudos sobre as propriedades viscoelásticas do *creep* e *relaxation* durante o alongamento nos tendões.

Ao analisar o relaxamento de estresse é possível observar diferença entre as médias das forças iniciais em relação às demais, caracterizando um tendão mais deformável em função do tempo de aplicação da carga (PIEPADE; DAL FABRO; MISCHAN, 2005).

Smutz, France e Bloswick (1995), estudaram o comportamento do *creep* durante o alongamento estático e cíclico em tendões flexores digitais e observaram valores mais altos para o grupo estático.

3.4.4.4 Força de ruptura (lesão)

Sabe-se até o momento que, tanto para o condicionamento estático como o cíclico, a tensão inicial é a melhor preditora do tempo ou número ciclos para ocorrer ruptura, sendo este o princípio para a hipótese de que a carga é o primeiro parâmetro mecânico que governa a ocorrência de lesões nos tendões (WREN, et al. 2003).

Teramoto e Luo (2008), investigaram diferentes intervalos de pré-condicionamento em relação a carga necessária para ruptura. Ao comparar 30, 100, 300, 600 e 1000 segundos de alongamento cíclico a 0.05 Hz e um taxa de deformação de 2%, verificaram que o pré-condicionamento foi capaz de aumentar a carga e energia para ruptura dos espécimes, sendo que o grupo que realizou o alongamento por 300 segundos apresentou a maior carga para ruptura.

Além disso, é interessantemente salientado por esses autores que os resultados indicam a existência de um valor ótimo para o pré-condicionamento, uma vez que o grupo de 1000 segundos de alongamento apresentou valores similares em relação a carga de ruptura, ao grupo controle, sugerindo que longos períodos podem levar a fadiga das microestruturas e diminuição da força mecânica encontrada no tecido.

Em outro estudo, a realização de um pré-condicionamento cíclico a 0.5Hz por 150 ciclos resultou em aumento na carga para ruptura e estresse final, melhorando as capacidades biomecânicas dos tendões em relação a um grupo controle (SU, CHEN, LUO, 2008). Quando comparados pré-condicionamentos cíclico e estático, em tendões do músculo grácil e semitendíneo humanos, o condicionamento cíclico parecem ser mais efetivo ao resultar em maior energia necessária à ruptura (PIEDADE, 2003).

Dessa forma, é possível estabelecer que os exercícios de alongamento, ao alterar as propriedades biomecânicas dos tendões e promover o ganho de extensibilidade, podem colaborar na prevenção de lesão dos mesmos. Entretanto, alcançar um modelo, que possibilite estimar o comportamento biomecânico do tecido, pode representar um grande desafio, uma vez que os valores encontrados para o módulo de elasticidade costumam variar consideravelmente

entre os diferentes músculos (CUI, et al.; 2009), esperando-se assim variações também nas demais propriedades.

3.4.5 Evidências científicas sobre a capacidade do alongamento na prevenção de lesões tendíneas

A realização do alongamento antes ou após a prática de atividades físicas é uma prática comum em todos os níveis esportivos, competitivos ou recreacionais (THACKER, et al., 2004). Muitas pessoas realizam o alongamento com intuito de reduzir o risco de lesões e o aparecimento de sintomas dolorosos (HEBERT, 2008).

Ao considerar-se que a prática de esportes vem tornando-se cada vez mais popular, devido ao aumento no reconhecimento dos exercícios como parte de um estilo de vida saudável, torna-se importante estudar formas de prevenção de lesões. Muitos fatores de risco para ocorrência das lesões estão associados ao volume de exercício realizado, tempo e local da prática esportiva, bem como aos equipamentos utilizados (MARTI, 1988; MACERA, 1992). Entre praticantes de corrida, as lesões mais comuns são relacionadas à distância percorridas, e aos tecidos moles dos membros inferiores, como as tendinites do calcâneo, fascítes plantares e síndromes patelo-femural (YEUNG; YEUNG, 2001).

Em busca de métodos que possibilitem a prevenção, bem como uma reabilitação adequada e conseqüente redução destas lesões, as evidências científicas disponíveis devem ser avaliadas, de forma a integrar informações válidas sobre o tema de forma eficiente e colaborar no delineamento de condutas clínicas. Sendo assim, neste trabalho, consideraremos os estudos que estudem a influência do alongamento na ocorrência de lesões dos tendões.

Dois fatores comumente associados a lesões no sistema músculo-esquelético são a rigidez e a diminuição da amplitude de movimento no complexo miotendíneo (SMALL; NAUGHTON; MATTHEWS, 2008). Sendo o alongamento capaz de promover melhora desses parâmetros (AMAKO, et al., 2003; SMITH, 1994), é importante considerar os estudos avaliando a realização dessa conduta na prevenção de lesões.

Até o momento não existe evidência suficiente sobre os efeitos do alongamento na prevenção de lesões tendíneas. Acredita-se que esse fato seja dificultado pela diferença metodológica empregada nos estudos. Mesmo nas revisões sistemáticas, não se considera os diferentes métodos e durações do alongamento, focando-se nos efeitos do alongamento de modo generalizado (SMALL; NAUGHTON; MATTHEWS, 2008).

3.4.5.1 Estudos avaliando a capacidade do alongamento em aumentar a amplitude de movimento

É possível encontrar diversos estudos relatando o aumento na amplitude de movimento através da realização dos alongamentos. Entretanto, faltam protocolos até o momento indicando parâmetros definidos para a realização do método adequado, bem como, o tempo ideal para realização do mesmo.

Madding et al. (1987) encontraram efeitos similares entre quinze segundos e dois minutos de alongamento estático. Da mesma forma, Bandy e Iron (1994) avaliaram tempos de alongamento estático de 15, 30 e 60 segundos e concluíram que 30 e 60 segundos foram igualmente melhores e eficientes quando comparados a 15 segundos em promover ganho de amplitude de movimento, sugerindo-se que o tempo de 30 segundos seja o valor ideal para o alongamento.

Corroborando com esse resultado, Tirloni et al. (2008), verificaram que valores de tempo maiores (120 e 90 segundos) representam maiores ganhos na ADM quando comparados a tempos menores (15 e 60 segundos).

Em outro estudo, o ganho de ADM foi maior para o grupo que realizou um série de alongamento por 60 segundos, quando comparado a outro grupo que realizou duas séries de 20 segundos (BONVICINE; GONÇALVES; BATIGÁLIA, 2005).

Ao comparar-se o número de repetições do alongamento estático no aumento da amplitude de movimento, encontrou-se que uma repetição de 30 segundos é igualmente efetiva a três repetições da mesma duração. Sendo assim, os autores referem que não existe justificativa para a realização de mais de uma repetição do alongamento (BANDY; IRON; BRIGGLER, 1997).

Já ao comparar-se o mesmo tempo de alongamento, mas com diferentes números de repetições, Ciprian, Abel e Pirrwitz (2003) verificaram que alongar por dez segundos com seis repetições demonstrou-se igualmente efetivo a alongar por trinta segundos com duas repetições. Roberts e Wilson (1999) encontraram que a realização de três séries de quinze segundos foi mais efetivo no ganho de ADM quando comparado a nove repetições de cinco segundos. Bandy, Iron e Briggler (1998), encontrando ganho de ADM duas vezes maior com o alongamento realizado em uma única repetição (30 segundos), quando comparado a seis repetições de 5 segundos.

Em relação aos diferentes métodos Godges et al. (1989) e Worrell, Smith, Winegardner (1994), não encontraram diferenças na amplitude de movimento em relação a programas de alongamento estático ou FNP. Davis et al. (2005) demonstraram existir maior aumento na amplitude de movimento através de alongamentos estáticos, quando comparados a FNP. Já Prentice (1983), verificou que três séries de 10 segundos de alongamento através da FNP foi mais efetivo que três séries de 10 segundos estático, embora ambos os grupos tenham apresentado aumento da amplitude de movimento.

Starring et al. (1988), compararam a utilização do alongamento estático prolongado (15 minutos), com o alongamento estático não contínuo, realizado por repetições de 10 segundos durante 15 minutos, e encontraram que a o ganho na ADM é maior no segundo método.

Foi demonstrado também, que o aumento da amplitude de movimento, pode ser mantido por até 24 horas após a prática do alongamento, com a realização de três repetições de 30 segundos (WEIJER; GORNIK, SHAMUS, 2003). No entanto os autores não avaliaram outros intervalos e números de repetições.

3.4.5.2 Estudos avaliando a capacidade do alongamento em diminuir o risco de lesão

A maior parte dos autores utiliza o alongamento estático nos trabalhos relacionados a incidência de lesões, provavelmente por este se mostrar mais confiável e de mais fácil reprodução e controle para pesquisa. Entretanto, observa-se diferenças metodológicas entre

estes estudos no protocolo de alongamento estático empregado (YEUNG; YEUNG, 2001). Além disso, a maior parte dos estudos relacionados a esse tema apresentam baixa qualidade metodológica, dificultando o estabelecimento de conclusões (WELDON; HILL, 2003).

Amako et al. (2003) verificaram diminuição no número de lesões músculo-esqueléticas, após a realização de um protocolo de 18 exercícios de alongamento (30 segundos cada) realizados antes e após a sessão de treinamento, diariamente.

No estudo de Hartig e Henderson (1999), 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.

Da mesma forma, no estudo de Cross e Worrel (1999), a realização de exercícios de alongamento estático foi avaliada em uma equipe de futebol americano, durante uma temporada, e demonstrou-se redução do número de lesões nos membros inferiores após a realização do alongamento estático por 15 segundos, em três repetições, na rotina diária dos atletas.

No entanto, outros estudos evidenciam a ausência de efeitos sobre a incidência de lesões pela prática do alongamento (POPE, HERBERT, KIWAN, 1998; POPE et al., 2000), não recomendando a prática como útil clinicamente. A realização de alongamentos estáticos por 20 segundos durante doze semanas não foi suficiente para reduzir o número de lesões em militares em comparação a um grupo controle, que não sofreu alterações na rotina de treinamento (POPE et al., 2000).

Em outro estudo, Pope et al. (2000), verificaram não existir diferença na incidência de lesões, entre a realização de alongamento estático por 30 segundos na rotina de militares quando comparados a um grupo controle que realizou apenas aquecimento antes do início das atividades esportivas.

Bixler e Jones (1992) e Van Mechelen et al. (1993) apresentam resultados similares ao anterior, relatando que a utilização de um protocolo de alongamento não foi suficiente em reduzir o número de lesões clinicamente.

3.4.5.3 Discussão dos estudos

Sendo assim, percebe-se a dificuldade em estabelecer a existência dos benefícios do alongamento na prevenção de lesão, sendo que até o momento esta questão permanece sem conclusões (YEUNG, YEUNG, 2001; THACKER et al. 2004).

Acredita-se que existe a necessidade de estudos clínicos randomizados, com maior qualidade metodológica, bem como a definição de parâmetros para o emprego de protocolos validados de alongamento.

Existe grande dificuldade metodológica em padronizar as variáveis determinantes do exercício de alongamento, como duração, frequência, intensidade e método a ser empregado (YEUNG, YEUNG, 2001), sendo que estes parâmetros devem ser apropriados a população a ser estudada, seja em relação às diversas modalidades esportivas ou ao nível dos atletas e indivíduos avaliados.

Alguns autores avaliam a influência do alongamento realizando-o antes da atividade física enquanto outros estudos optam por avaliar a realização do alongamento imediatamente após o exercício, não se relacionando a prática com o horário da atividade esportiva (POPE, HEBERT, KIWAN, 1998; POPE, 2000; VAN MECHELEN et al, 1993). Este fato acarreta em diferenças metodológicas que repercutem nos resultados das pesquisas.

Percebe-se também, através dos estudos analisados, que existe uma dificuldade em estabelecer os tipos de lesões a serem avaliados (WOODS; BISHOP; JONES, 2007). Os trabalhos acabam considerando todos os tipos de lesões, inclusive aquelas que não podem ser prevenidas com a prática do alongamento, como no caso de fraturas e síndromes compartimentais. Estas lesões não apresentam benefícios teóricos com a prática do alongamento, diferentemente das lesões musculares e tendíneas, devendo ser consideradas separadamente (SMALL; NAUGHTON; MATTHEWS, 2008).

Finalmente, acredita-se que as lesões músculo-esqueléticas, normalmente avaliadas em conjunto, devem ser estudadas separadamente, uma vez que esses tecidos possuem diferentes propriedades biomecânicas e podem lidar diferentemente com os efeitos do alongamento aplicado. Atualmente são poucos os estudos sobre a influência do alongamento nos tendões (WITVROUW et al., 2008).

4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

É possível observar que a realização de condutas de alongamento apresentam evidências moderadas e não conclusivas sobre os respectivos efeitos esperados, segundo os trabalhos publicados até o momento sobre o tema. Entretanto, é provável, teoricamente, que este tipo de atividade apresente conseqüências benéficas tanto na prevenção como no tratamento das lesões tendíneas, denotando a necessidade de pesquisas que investiguem esses resultados.

Uma vez que os tendões apresentam propriedades biomecânicas, tempo e história dependentes, diferentes daquelas encontradas nos músculos, acredita-se que o estudo das propriedades viscoelásticas dos tendões, em diferentes tempos e métodos de aplicação de alongamentos possa colaborar com a elucidação de parâmetros determinantes para o emprego dessa conduta.

Nesse contexto, a realização desse tipo de estudo tem contribuído desde a avaliação do tensionamento necessário nos enxertos de tendão, em cirurgias ortopédicas, até a capacidade de absorção de energia pelo tendão durante a atividade física. As pesquisas sobre o comportamento biomecânico dos tecidos fornecem resultados para diversas aplicações, sendo provável, que contribua para criação de um modelo universal da prática do alongamento, tendo em vista a necessidade de uma padronização metodológica na realização de estudos futuros.

Sendo assim, percebe-se a necessidade de se aprofundar o conhecimento em relação às propriedades viscoelásticas dos tendões, de forma a entender as respostas mecânicas decorrentes do alongamento. Com esse intuito, torna-se necessária a interação entre conhecimentos decorrentes de áreas distintas, e a realização de pesquisas multidisciplinares, envolvendo conceitos teóricos e práticos relacionados à medicina, fisioterapia, e ciências exatas.

5 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ABRAHAMS, M. Mechanical behaviour of tendon in-vitro. A preliminary report. **Medical and Biological Engineering**. v.5, n.5, p.433–443, 1967.
- ALFREDSON H. The chronic painful Achilles and patellar tendon: research on basic biology and treatment. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**. v.15, p. 252–259, 2005.
- ALMEIDA, F. M. **Efeitos do alongamento sobre a matriz extracelular do tendão calcâneo de ratos**. Dissertação (Mestrado em Ciências Biológicas) - Instituto de Biologia, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2006.
- AMAKO, M.; ODA, T.; MASUOKA, K.; YOKOI, H., CAMPISI, P. Effect of static stretching on prevention of injuries for military recruits. **Military Medicine**. v.168, n.6, p. 442-446, 2003.
- ANDRISH, J. T.; BERGFELD, J. A.; WALHEIM, J. A prospective study on the management of shin splits. **Journal of Bone Joint Surgery**. 56-A, p.1697-1700, 1974.
- ARCHAMBAULT, J.M.; WILEY, J.P.; BRAY, R.C. Exercise loading of tendons and the development of overuse injuries. A review of current literature. **Sports Medicine**. v.20, p. 77–89, 1995.
- ATESHIAN, G. A.; FRIEDMAN, M. H. Integrative biomechanics: A paradigm for clinical applications of fundamental mechanics. **Journal of Biomechanics**. v. 42, p.1444–1451. 2009.
- BANDY, W.D.; IRION, J. M. The effect of time on static stretch on the flexibility of the hamstring muscles. **Physical Therapy**. v. 74. n. 9, p.845-852, 1994.
- BANDY, W.D.; IRION, J.M.; BRIGGLER, M. The effect of time and frequency of static stretching on flexibility of the hamstring muscles. **Physical Therapy**. v.77, p.1090-1096, 1997.
- BANDY, W.D.; IRION, J.M.; BRIGGLER, M. The Effect of Static Stretch and Dynamic Range of Motion Training on the Flexibility of the Hamstring muscles. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**. v.27, n.4, p.295-300. 1998.
- BENEDICT, J.V.; WALKER, L.B.; HARRIS, E.H. Stress–strain characteristics and tensile strength of unembalmed human tendon. **Journal of Biomechanics**. v.1, n.1, p. 53–63, 1968.
- BIRCH, H.L., MCLAUGHLIN, L.; SMITH, R.K.; GOODSHIP, A.E. Treadmill exercise-induced tendon hypertrophy: assessment of tendons with different mechanical functions. **Equine Veterinary Journal Supplements**. v.30, p.222–226, 1999.
- BIRK, D.E.; NURMINKAYA, M.V.; ZYCBAND, E.I. Collagen fibrillogenesis in situ: fibril segments undergo post-depositional modifications resulting in linear and lateral growth during matrix development. **Developmental Dynamics**. v. 202, p.229-243, 1995.

BIRK, D.E. et al. Collagen fibrillogenesis in situ: fibril segments become long fibrils as the developing tendon matures. **Developmental Dynamics**. v. 208, p.291-298, 1997.

BIXLER, B. A.; JONES, R. L. High-school football injuries: Effects of post-half time warm-up and stretching routine. **Family Practice Research Journal**. v.12, n.2, p.131-139, 1992.

BONVICINE, C.; GONÇALVES, C.; BATIGÁLIA, F. Comparação do ganho de flexibilidade isquiotibial com diferentes técnicas de alongamento passivo. **Acta Fisiátrica**. v.12, n.2, p.43-47, 2005.

BURGESS, K.E.; PEARSON, S.J.; BREEN, L.; ONAMBELE, G.N.L. Tendon Structural and Mechanical Properties Do Not Differ between Genders in a Healthy Community-Dwelling Elderly Population. **Journal of Orthopaedic Research**. v.27, p.820-825, 2009.

CIPRIANI, D.; ABEL, B.; PIRRWITZ, D. A comparison of two stretching protocols on hip range of motion: implications for total daily stretch duration. **Journal of Strength and Conditioning Research**. v.17, p.274-278, 2003.

CORDEY, J. Introduction: Basic concepts and definitions in mechanics. **Injury, International Journal of the Care of the Injured**. 31, S-B 1-S-B13, 2000.

COUPPÉ, C.; KONGSGAARD, M.; AAGAARD, P.; HANSEN, P.; BOJSEN-MOLLER, J.; KJAER, M.; MAGNUSSON, S. P. Habitual loading results in tendon hypertrophy and increased stiffness of the human patellar tendon. **Journal of Applied Physiology**. v.105, p.805-810, 2008.

CRIBB, A.M.; SCOTT, J.E. Tendon Response to Tensile Stress: na Ultrastructural investigation of Collagen: Proteoglycan Interactions in Stressed Tendon. **Journal of Anatomy**. v. 187, p. 423-428, 1995.

CROSS KM, WORRELL TW. Effects of a Static Stretching Program on the Incidence of Lower Extremity Musculotendinous Strains. **Journal of Athletic Training**. v.34, n.1, p.11-14, 1999.

CUI, L.; MAAS, H.; PERREAULT, E. J.; SANDERCOCK, T. G. In situ estimation of tendon material properties: Differences between muscles of the feline hindlimb. **Journal of Biomechanics**. v. 42, p.679-685, 2009.

DÂNGELO J. G. J.; FATTINI, C. A. **Anatomia Humana Sistêmica e Segmentar**. 2. ed. São Paulo: Atheneu, 2002.

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

DECOSTER, L.C.; CLELAND, J.; ALTIERI, C.; RUSSELL, P. The effects of hamstring stretching on range of motion: a systematic literature review. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**. v.35, n.6, p.377-387, 2005.

ENGLES, M. Tissue response. In: DONATELLI, R.A.; WOODEN, M.J. **Orthopaedic and Sports Physical Therapy**. p.1-24. (3.ed.). Philadelphia: Churchill Livingstone, 2001. Cap.1.

FASEN, J. M.; O'CONNOR, A.M., SCHWARTZ, S.L.; WATSON, J.O.; PLASTARAS, C.T.; GARVAN, C.W.; BULCAO, C.; JOHNSON, S.C.; AKUTHOTA V. A randomized controlled trial of hamstring stretching: comparison of four techniques. **Journal of Strength and Conditioning Research**. v.23, n.2, p.660-667, 2009.

FRANCHI, M.; FINI, M.; QUARANTA, M.; DE PASQUALE, V.; RASPANTI, M. GIAVARESI, G.; OTTANI, V.; RUGGERI A. Crimp morphology in relaxed and stretched rat Achilles tendon. **Journal of Anatomy**. v.210, p.1-7, 2007.

FREDBERG, U.; STENGAARD-PEDERSEN, K. Chronic tendinopathy tissue pathology, pain mechanisms, and etiology with a special focus on inflammation. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**. v.18, p. 3-15, 2008.

FORD, P., MCCHESENEY, J. Duration of maintained hamstring ROM following termination of three stretching protocols. **Journal of Sports Rehabilitation**. v.16, n.1, p.18-27, 2007.

FUNG, Y.C. The meaning of the constitutive equation. In: FUNG, Y.C. **Biomechanics - mechanical properties of living tissues**. p. 23-65. New York: Springer, 1993.

GATHERCOLE, L.J.; KELLER, A. "crimp" Morphology in the fibre forming collagen. **Matrix**. v. 11, p. 214-234, 1991.

GODGES, J. J.; MACRAE, H.; LONGDON, C.; TINBERG, C.; MACRAE, P. The effects of two stretching procedures on hip range of motion and gait economy. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**. v.10, p.350-357, 1989.

GUISSARD, N.; DUCHATEAU, J.; HAINAUT, K. Muscle stretching and motoneuron excitability. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**. v.58, p.47-52, 1988.

HALBERTSMA, J.P.; MULDER, I.; GOEKEN, L.N., EISMA, W. H. Repeated passive stretching: acute effect on the passive muscle moment and extensibility of short hamstrings. **Archives of Physical Medicine Rehabilitation**. v. 80, p. 407-414, 1999.

HANSEN, K. A.; WEISS, J. A.; BARTON, J. K. Recruitment of Tendon Crimp with Applied Tensile Strain. **Journal of Biomechanical Engineering**. v. 124, p.72-77, 2002.

HARTIG, D.E.; HENDERSON, J.M. Increasing hamstring flexibility decreases lower extremity overuse injuries in military basic trainees. **American Journal of Sport Medicine**. v.27, n.2, p. 173–176, 1999.

HAYASHI, K. Biomechanical studies of the remodeling of knee joint tendons and ligaments. **Journal of Biomechanics**. v.29, p.707-716, 1996.

HAYEM, G. Tenology: a new frontier. **Joint Bone Spine**, v.68, p. 19-25, 2001.

HENRICSON, A. S. et al. The Effect of Heat and Stretching on the Range of Hip Motion. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**. v.6, p. 110-115, 1984.

HERBERT R. D.; MOSELEY A. M.; BUTLER, J. E; GANDEVIA, S. C. Change in length of relaxed muscle fascicles and tendons with knee and ankle movement in humans. **Journal of Physiology**. v.539.2, p. 637–645, 2002.

HERBERT, R. D. Stretching to prevent or reduce muscle soreness after exercise (Cochrane Review). In: **The Cochrane Library**,v. 4, 2008.

HERTLING, D.; KESSLER, R. M. **Tratamento de Distúrbios músculo-esqueléticos comuns – Princípios e métodos de Fisioterapia**. 4. ed. São Paulo: Manole, 2009.

HUANG, C.; WANG, V. M.; FLATOW, E. L.; MOW, V. C. Temperature dependent viscoelastic properties of the human supraspinatus tendon. **Journal of Biomechanics**. v.42, p. 546 –549, 2009.

HUKINS, D.W.L.; ASPDEN, R.M. Composition and properties of connective tissues. **Trends in Biochemical Sciences**. v.10, p.260-264, 1985.

JAMES, R.M.S.; KESTURU, G.; BALIAN, G.; CHHABRA, B. Tendon: Biology, Biomechanics, Repair, Growth Factors, and Evolving Treatment Options. **Journal of Hand Surgery**. v.33a, p.102–112, 2008.

JARVINEN, M.; JOZSA, P.; KANNUS, P.; JARVINEN, N.; KVIST, M.; LEADBETTD, W. Histopathological findings in chronic tendon disorders. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**. v.7, p. 86-95, 1997.

JÓZSA, L.G.; KANNUS, P. **Human Tendons: Anatomy, Physiology and Pathology**. Champaign: Human Kinetics, 1997.

JUNQUEIRA, L. C.; CARNEIRO, J. **Histologia Básica**. 9. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1999.

KANNUS, P.; JOZSA, L., RENSTROM, P., JARVINEN, M., LEHTO, M., OJA, P., VUORI, L. The effects of training immobilization and remobilization on musculoskeletal tissues.

Remobilization and prevention of immobilization atrophy. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports.** v.2, p.164-176, 1992.

KANNUS, P. Etiology and pathophysiology of chronic tendon disorders in sports.. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports.** v.7, p. 78-85, 1997.

KHAN, K.M.; COOK, J.L., BONAR, F.; HARCOURT, P. Histopathology of common tendinopathies. Update and implications for clinical management. **Sports Medicine.** v. 27, p.393–408, 1999.

KIBLER, W. B. Diagnosis, treatment and rehabilitation principles in complete tendon ruptures in sports. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports.** v.7, p. 119-129, 1997.

KNIGHT, C. A.; RUTLEDGE, C. R.; COX, M. E.; ACOSTA, M.; HALL, S. J. Effect of Superficial Heat, Deep Heat, and Active Exercise Warm-up on the Extensibility of the Plantar Flexors. **Physical Therapy.** v.81, n.6, p.1206-1214, 2001.

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

KINKERDALL, D.T.; GARRETT, W.E. Function and biomechanics of tendons. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports.** v.7, n.2, p.62-66. 1997

KJAER, M. Role of extracellular matrix in adaptation of tendon and skeletal muscle to mechanical loading. **Physiological Reviews.** v. 84, p. 649–698, 2004.

KUBO, K.; KANEHISA, H.; KAWAKAMI, Y.; FUKUNAGA, T. Influence of static stretching on viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. **Journal of Applied Physiology.** v.90, p. 520–527, 2001.

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

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

KUJALA, U.M.; SARNA, S., KAPRIO, J. Cumulative incidence of achilles tendon rupture and tendinopathy in male former elite athletes. **Clinical Journal of Sport Medicine.** v.15, p. 133–135, 2005.

LATASH, M.L.; ZATSIORSKI, V.M. Joint stiffness: Myth or reality? **Human Movement Science.** v. 12, p. 653-692, 1993.

LEHMANN, J.F., MASOCK, A.J.; WARREN, C.G.; KOBLANSKI, J.N. Effect of therapeutic temperatures on tendon extensibility. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v.51, p. 481-487, 1970.

LOPES, A. D.; GONDO, F. L. B.; BARRETO, H. J. J.; NETO, J. G.; AGUIAR, R. C. Perfil dos atendimentos realizados pelo serviço de fisioterapia do Comitê Olímpico Brasileiro durante os XV Jogos Pan-americanos Rio 2007. **Laboratório Olímpico 06. Informativo técnico científico do comitê olímpico brasileiro**. Ago/Set 2008.

MACERA, C.A. Lower extremity injuries in runners. Advances in prediction. **Sports Medicine**. v.13, p.50-57, 1992.

MADDING, S,W; WONG, J.G.; HALLUM, A.; MEDEIROS, J. Effect of duration of passive stretch on hip abduction range of motion. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**. v.8, n.8, p.409-416, 1987.

MAGANARIS, C. N.; PAUL, J. P. Hysteresis measurements in intact human tendon. **Journal of Biomechanics**. v. 33, p. 1723-1727, 2000.

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

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

MAHIEU, N.; MCNAIR, P.; DE MUYNCK, M.; STEVENS, V.; BLANCKAERT, I.; SMITS, N.; WITVROUW, E. Effect of static and ballistic stretching on the muscle-tendon tissue properties. **Medicine Science Sports Exercise**. v.39, n.3, p.494-501, 2007.

MARTI, B.; VADER, J.P.; MINDER, C.E. On the epidemiology of running injuries. The 1984 Bern Grand-Prix study. **American Journal of Sports Medicine**. v.16, p.285-294, 1988.

MC BRIDE, D.J.; TRELSTAD, R.L; SILVER, F.H. Structural and mechanical assessment of developing chick tendon. **International Journal of Biological Macromolecules**. v. 10, p. 194-200, 1988.

NORDIN, M.; LORENZ, T.; CAMPELLO, M. Biomechanics of tendons and ligaments. p.102-125. In: NORDIN, M.; FRANKEL, V.H. **Basic biomechanics of the musculoskeletal system**. 3.ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Williams, 2001.

O'BRIEN, M. Structure and metabolism of tendons. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**. v.7, p. 55-61, 1997.

ONAMBELE, G. L.; NARICI, M. V.; MAGANARIS, C. N. Calf muscle-tendon properties and postural balance in old age. **Journal of Applied Physiology**. v.100, p. 2048-2056, 2006.

PEARSON, S.J.; BURGESS, K., ONAMBELE, G.N. Creep and the in vivo assessment of human patellar tendon mechanical properties. **Clinical Biomechanics**. v.22, n.6, p.712-717, 2007.

PIEIDADE, S. R. **Ensaio uniaxial de tração de tendão artificial biológico**. Dissertação (Mestrado em Ciências Médicas) - Faculdade de Ciências Médicas, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 1998.

PIEIDADE, S. R. **Comportamento viscoelástico de tendões do músculo grácil e semitendíneo humano e tendão calcâneo bovino**. 2003. Tese (Doutorado em Ciências Médicas) - Faculdade de Ciências Médicas Campinas, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2003.

PIEIDADE, S. R.; DAL FABRO, I. M.; MISCHAN, M. M. Elongamento do enxerto de tendões do músculo grácil e semitendinoso humanos. Estudo realizado em cadáveres de adultos jovens. **Acta Ortopédica Brasileira**. v.13, n.1, p. 28-30, 2005.

POPE, R.; HERBERT, R.; KIWAN, J. Effects of ankle dorsiflexion range and pre-exercise calf muscle stretching on injury risk in Army recruits. **Australian Journal of Physiotherapy**. v.44, n.3, p.165-172. 1998.

POPE, R.P.; HERBERT, R.D.; KIRWAN, J.D.; et al. A randomized trial of preexercise stretching for prevention of lower-limb injury. **Medicine Science Sports Exercise**. v.32, p.271-277, 2000.

PRENTICE, W. E. A comparison of static stretching and PNF stretching for improving hip joint flexibility. **Journal of Athletic Training**. v.18, p.56-59, 1983.

REEVES, N. D.; MAGANARIS, C. N.; NARICI, M. V. Effect of strength training on human patella tendon mechanical properties of older individuals. **Journal of Physiology**. v.548.3, p.971-981, 2003.

ROBERTS, J.M.; WILSON, K. Effect of stretching duration on active and passive range of motion in the lower extremity. **British Journal of Sports Medicine**. v.33, p.259-263, 1999.

ROSENBAUM, D.; HENNING, E.M. The influence of stretching and warm-up exercises on Achilles tendon reflex activity. **Journal of Sports Science**. v.13, p. 481-490, 1995.

RYAN, E.D.; HERDA, T.J.; COSTA, P.B.; DEFREITAS, J.M.; BECK, T.W.; STOUT, J.; CRAMER, J.T. Determining the minimum number of passive stretches necessary to alter musculotendinous stiffness. **Journal Sports Science**. v.27, n.9, p.957-61, 2009.

SANDMEIER, R.; RENSTROM, P.A.F.H. Diagnosis and treatment of chronic tendon disorders in sports. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**. v.7, p.96-106. 1997.

SAPEGA, A.A.; QUEDENFELD, T.C.; MOYER, R.A., BUTLER, R.A. Biophysical Factors in Range-of-Motion Exercise. **Physician and Sportsmedicine**. v. 9, p.57-65, 1981.

SMALL, K.; NAUGHTON, L.M.; MATTHEWS, M. A systematic review into the efficacy of static stretching as part of a warm-up for the prevention of exercise-related injury. **Research in Sports Medicine**. v.16, p. 213–231, 2008.

SMITH, C. A. The Warm-up Procedure: To Stretch or not to Stretch. A Brief Review. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**. v.19, n.1, p.12-17, 2003.

SMUTZ, W. P.; FRANCE, E. P.; BLOSWICK, D. S. Measurement of creep strain of flexor tendons during low-force high-frequency activities such as computer keyboard use. **Clinical Biomechanics**, v. 10, n. 2, p. 67-72, 1995.

STARRING, D. T. et al. Comparison of Cyclic and Sustained Passive Stretching using a mechanical device to increase resting length of hamstring muscles. **Physical Therapy**. v.68, p. 314-320, 1988.

SU, W.; CHEN, H.; LUO, Z. Effect of cyclic stretching on the tensile properties of patellar tendon and medial collateral ligament in rat. **Clinical Biomechanics**. v.23, p.911-917, 2008.

TERAMOTO, A.; LUO, Z. P. Temporary tendon strengthening by preconditioning. **Clinical Biomechanics**. v.23, n.5, p.619-622. 2008

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

THOMAS, J. R.; NELSON, J. K. **Métodos de pesquisa em atividade física**. 3. ed. Porto Alegre: Artmed, 2002.

TILLMAN, L. J.; CHASAN, N. Propriedades do Tecido Conjuntivo Denso. In: HERTLING, D.; KESSLER, R. M. **Tratamento de Distúrbios músculo-esqueléticos comuns – Princípios e métodos de Fisioterapia**. 4. ed. São Paulo: Manole, 2009.

TIRLONI, A. T.; BELCHIOR, A. C. G.; CARVALHO, P. T. C.; REIS, F. A. Efeito de diferentes tempos de alongamento na flexibilidade da musculatura posterior da coxa. **Fisioterapia e Pesquisa**. v.15, n.1, p. 62-71, 2008.

VAN MECHELEN, W.; HLOBIL, H.; KEMPER, H.C.G.; VOORN, W.J., DE JONGH, H.R. Prevention of running injuries by warm-up, cooldown, and stretching exercises. **American Journal Sports Medicine**. v.21, p.711-719, 1993.

VERRALL, G.M.; SLAVOTINEK, J.P.; BARNES, P.G. The effect of sports specific training on reducing the incidence of hamstring injuries in professional Australian Rules football players. **British Journal of Sports Medicine**. v. 39, p.363-368, 2005.

VIDAL, B.C.; CARVALHO, H.F. Aggregational state and molecular order of tendons as a function of Age. **Matrix**. v. 10, p. 48-57, 1990.

VILARTA, R.; VIDAL, B.C. Anisotropic and biomechanical properties of tendons modified by exercise and denervation: aggregation and macromolecular order in collagen bundles. **Matrix**. v. 9, p. 55-56, 1989.

VIIDIK A. Tensile strength properties of Achilles tendon systems in trained and untrained rabbits. **Acta Orthopaedica Scandinavica**. v.40, p. 261-272, 1969.

VIIDIK, A. Simultaneous Mechanical and Light Microscopic Studies of Collagen Fibers. **Zeitschrift für Anatomie und Entwicklungsgeschichte**.v.136, p.204-212, 1972.

VIIDIK, A. Biomechanics: basic and applied research selected. **European Society of Biomechanics, 5, Berlin, 1987. Proceedings**_ Berlin, F. R. G., p. 59-72, 1986.

WARREN, C.G.; LEHMANN, J.F.; KOBLANSKI, J.N. Heat and stretch procedures: an evaluation using rat tail tendon. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v.57, p.122-126, 1976.

WEIJER, V.C; GORNIK, G.C.; SHAMUS, E. The effect of static stretch and warm-up exercise on hamstring length over the course of 24 hours. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**. v.33, p.727-733, 2003.

WELDON, S.M.; HILL, R.H. The efficacy of stretching for prevention of exercise-related injury: a systematic review of the literature. **Manual Therapy**. v.8, n.3, p. 141–150, 2003.

WETTERHALL, S.F.; COULOMBIER, D.M.; HERNDON, J.M.; ZAZA, S.; CANTWELL, J.D. Medical Care Delivery at the 1996 Olympic Games. **JAMA : The Journal of the American Medical Association**. v.279, n.18, p.1463-1468, 1998.

WHITING, W. C.; ZERNICKE, R. F. **Biomecânica da Lesão Músculo Esquelética**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. 2001.

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

WOO, S. L. Y.; SMITH, B. A.; JOHSON, G. A. Biomechanics of knee ligaments. In: FU, F. H.; HARNER, C. D.; VINCE, K. G. **Knee Surgery**. p. 155-172, Baltimore: Williams & Wilkins, 1994.

WOODS, K.; BISHOP, P.; JONES, E. Warm-Up and Stretching in the Prevention of Muscular Injury. **Sports Medicine.** v.37, n. 12, p. 1089-1099, 2007.

WORRELL, T.W.; SMITH, T.L.; WINEGARDNER, J.W. Effect of hamstring stretching on hamstring muscle performance. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy.** v.20, p.154-159, 1994.

WREN, T. A. L.; LINDSEY, D. P.; BEAUPRÉ, G. S.; CARTER, D. R. Effects of Creep and Cyclic Loading on the Mechanical Properties and Failure of Human Achilles Tendons. **Annals of Biomedical Engineering.** v. 31, p. 710–717, 2003.

YEUNG, E.W.; YEUNG, S. S. A systematic review of interventions to prevent lower limb soft tissue running injuries. **British Journal of Sports Medicine.** v. 35, p. 383-389, 2001.