

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
MECÂNICA**

Diana Fernanda Trochêz Wilchez

**ESTUDO DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DE
LIGAMENTOS E TENDÕES UTILIZANDO MEDIÇÃO ÓTICA**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Santa Catarina para a obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. D.Sc. Eduardo Alberto Fancello

Co-orientador Prof. Dr. Jakson Manfredini Vassoler

Co-orientador Prof. Dr. Rodrigo Roesler

Florianópolis

2012

Catálogo na fonte elaborada pela biblioteca da
Universidade Federal de Santa Catarina

W667e Wilchez, Diana Fernanda Trochez

Estudo do comportamento mecânico de ligamentos e tendões
utilizando medição ótica [dissertação] / Diana Fernanda
Trochez Wilchez ; orientador, Eduardo Alberto Fancello. -
Florianópolis, SC, 2012.
108 p.: il., grafs.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa
Catarina, Centro Tecnológico. Programa de Pós-Graduação em
Engenharia Mecânica.

Inclui referências

1. Engenharia mecânica. 2. Biomecânica. 3. Tendões. 4.
Viscoelasticidade. I. Fancello, Eduardo Alberto. II.
Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-
Graduação em Engenharia Mecânica. III. Título.

CDU 621

Diana Fernanda Trochêz Wilchez

**ESTUDO DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DE
LIGAMENTOS E TENDÕES UTILIZANDO MEDIÇÃO ÓTICA**

Esta Dissertação foi julgada adequada para obtenção do Título de “Mestre em Engenharia”, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica.

Florianópolis, 10 de Maio 2012.

Prof., Dr. Julio César Passos
Coordenador do Curso

Banca Examinadora:

Prof., D.Sc. Eduardo Alberto Fancello,
Orientador
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof.^a, D.Sc. Mildred Ballin Hecke,
Universidade Federal do Paraná

Prof., Dr. Edison da Rosa,
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof., Dr. José Carlos de Carvalho Pereira,
Universidade Federal de Santa Catarina

AGRADECIMENTOS

A meus orientadores Eduardo Fancello, Rodrigo Roesler e Jakson Manfrendini Vassoler pela contribuição acadêmica, acompanhamento, incentivo e apoio durante o mestrado.

Ao Dr. Ari Moré, à Prof^a Kiev Resender, Armin Sonnenhohl, Luiz Botega, Paulo Bastos de Castro, Mariana Londero, e LEBm pela contribuição durante o desenvolvimento deste trabalho.

A meus pais, familiares e amigos pelo carinho, compreensão, e apoio incondicional.

Aos amigos e colegas do GRANTE por fazer mais fácil e divertido o dia a dia.

RESUMO

As propriedades biomecânicas de tecidos vivos obtidos a partir de medições experimentais são essenciais para resolver uma grande variedade de problemas, incluindo a concepção de dispositivos médicos, a simulação do comportamento de tecidos e a avaliação da eficácia de tratamentos cirúrgicos.

Particularmente, a resposta dos ligamentos e dos tendões frente a cargas mecânicas é valiosa para compreender o papel dessas estruturas nas articulações e para avaliar quais são os tipos de materiais de enxerto que seriam mais adequados para a sua substituição.

Não obstante, a determinação do comportamento mecânico dos ligamentos e dos tendões tem sido um desafio por causa de fatores biológicos e fatores experimentais que limitam a precisão e a confiabilidade da coleta de dados. O objetivo deste estudo é desenvolver uma metodologia para obtenção de parâmetros de um modelo de material, necessários para simular o comportamento mecânico do tecido. A relação de tensão-deformação é obtida a partir de medição óptica dos deslocamentos do espécime usando correlação de imagens digitais (DIC) durante o teste de tração uniaxial.

A metodologia (*ex-vivo*) foi aplicada sobre tendões flexores digitais profundos e os dados experimentais foram utilizados para identificar os parâmetros de um modelo constitutivo viscoelástico que foi capaz de reproduzir o comportamento do tendão na gama fisiológica de funcionamento.

Palavras-chave: Biomecânica, Tendões, Viscoelasticidade.

ABSTRACT

Biomechanical property of living tissues derived from experimental measurements is essential to a wide range of problems including the design of medical devices, the simulation of tissues behavior, and the evaluation of surgical treatments efficacy.

Particularly, the response of ligaments and tendons to mechanical loads is valuable to understand the role of these structures on the human joint functions and for evaluating which types of graft material would be the best suited for their replacement.

However, the determination of mechanical behavior of ligaments and tendons has been challenging because of the many biologic and experimental testing factors limiting the accuracy and reliability of the data collection.

The objective of this study is to developing a methodology to obtain parameters of a model of material required to simulate the mechanical behavior of tissue. The stress-strain relation is obtained from optical measurement of displacement DIC (digital image correlation) during uniaxial tensile testing of the specimen

The methodology was applied on *ex-vivo* suine deep digital flexor tendons and the experimental data were used to identify the variational parameters of viscoelastic constitutive model able to track the behavior of the deep digital flexor tendon in the physiological range.

Keywords: Biomechanics, Tendons. Viscoelasticity

LISTA DE FIGURAS

Figura 1-1 - Reconstrução da articulação do joelho através do procedimento de Artroplastia Total Joelho (ATJ).	22
Figura 2-1 Feixes AM e PL do ligamento cruzado anterior	24
Figura 2-2 Composição estrutural dos ligamentos e tendões	26
Figura 2-3 Representação esquemática da microestrutura do colágeno	28
Figura 2-4 Arranjo da molécula de colágeno para formar uma fibra	29
Figura 2-5 Orientação estrutural das fibras de colágeno no ligamento	30
Figura 2-6 Curva força-elongação; 1) região inicial; 2) região secundária linear; 3) fim da região secundária; 4) região de carga máxima.	31
Figura 2-7 Curvas típicas de carga (A) e descarga (B) do ligamento cruzado anterior.	33
Figura 2-8 Fenômeno de deformação progressiva com carga constante.....	34
Figura 2-9 Fenômeno de relaxação da carga, com longitude constante.....	34
Figura 2-10 Curva carga deformação que mostra o pré-condicionamento.	35
Figura 3-1 Sistema de fixação para garra de tendões artificiais	39
Figura 3-2 Sistema de fixação para garra de tendões suínos.....	39
Figura 3-3 Sistema de fixação utilizada no ensaio de tração	40
Figura 3-4 Imagem de referência e imagem deformada.	45
Figura 4-1 Modelo reológico	55
Figura 4-2 Modelo reológico do potencial Ψ_f	57
Figura 5-1 Tendão flexor profundo.....	60
Figura 5-2 Aplicação da velocidade a 1,74mm/min, com ciclos de 40, 80, 120,N.	65
Figura 6-1 Gráfico força-deslocamento da garra. Ensaios, com velocidade de deslocamento na aplicação de carga de 1,74mm/min e 17,4mm/min	69
Figura 6-2 Teste padrão	69
Figura 6-3 Malhas e subcorpos de prova ao longo da amostra (imagem ilustrativa).....	70
Figura 6-4 Gráfico deformação longitudinal - tempo, do ensaio com velocidade 1,74mm/min.....	72
Figura 6-5 Gráfico deformação longitudinal - tempo, do ensaio com velocidade 17,4mm/min.....	73
Figura 6-6 Gráfico área-tempo, velocidade 1,74mm/min	76
Figura 6-7 Gráfico área-tempo, velocidade 17,4mm/min	77
Figura 6-8 Gráfico Deformação- Tensão do ensaio com velocidade 1,74mm/min.....	78
Figura 6-9 Gráfico Deformação- Tensão do ensaio com velocidade 17,4mm/min analisado mediante regiões.	79

Figura 6-10 Gráfico comparativo ensaios com velocidade de 1,74 mm/min e 17,4mm/min. Deformação-Tensão subcorpo CP12.....	80
Figura 6-11 Gráfico comparativo ensaios com velocidade de 1,74 mm/min e 17,4mm/min. Deformação-Tensão subcorpo CP23.....	81
Figura 6-12 Gráfico comparativo ensaios com velocidade de 1,74 mm/min e 17,4mm/min. Deformação-Tensão subcorpo CP13.....	82
Figura 6-13 Curvas experimental, do modelo e erro com velocidade 3,2mm/min amostra 1	85
Figura 6-14 Curvas experimental, do modelo e erro do ensaio com velocidade 1,74mm/min de tendão digital flexor profundo.	86
Figura 6-15 Curvas experimental, do modelo e erro do ensaio com velocidade 17,4 mm/min. de tendão digital flexor profundo com parâmetros anteriores. ...	87
Figura 6-16 Curva experimental e curva do modelo, ensaio com velocidade 17,4 mm/min.	88
Figura 6-17 Curva experimental e curva do modelo, dos ensaios com duas diferentes velocidades de forma simultânea.	89

LISTA DE TABELAS

Tabela 2-1 Composição tendões e ligamentos.	27
Tabela 2-2. Aminoácidos que compõem as cadeias do colágeno tipo I e III,	28
Tabela 5-1 Alternativas para a escolha dos métodos.	61
Tabela 5-2 Definição dos métodos	62
Tabela 5-3 Avaliação dos métodos segundo os requisitos a cumprir	63
Tabela 5-4 Avaliação final dos métodos.....	63
Tabela 6-1 Dados amostra do ensaio padrão.....	68
Tabela 6-2 Comprimentos longitudinais iniciais dos subcorpos de prova	71
Tabela 6-3 dados amostra 1	84
Tabela 6-4 Parâmetros elásticos do modelo de Holzapfel, amostra 1	84
Tabela 6-5 Parâmetros da fibra, ensaio a 1,74mm/min	85
Tabela 6-6 Parâmetros da fibra, ensaio a 17,4mm/min.....	87
Tabela 6-7 Parâmetros da fibra, para ensaios a 1,74 e 17,4 mm/min em forma simultânea.....	88

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

LCA	Ligamento Cruzado Anterior
AM	Antero Medial
PL	Postero Lateral
AT	Área Transversal
SSD	Soma de Diferencias Quadradas
ATJ	Artroscopia total de Joelho

LISTA DE SÍMBOLOS

E	Modulo de elasticidade
σ	Tensão
ε	Deformação
f	Função dos níveis de intensidade de cinza
g	Função dos níveis de intensidade de cinza na imagem de referencia
v	Componente do deslocamento no centro do subset na direção X
v	Componente do deslocamento no centro do subset na direção Y
\mathbf{X}	Vetor posição de partícula na configuração inicial
\mathbf{x}	Vetor posição de partícula na configuração deformada
t	Tempo
u	Deslocamento
v	Velocidade
\mathbf{F}	Tensor gradiente de deformação
\mathbf{C}	Tensor deformação matéria Cauchy Green à direita
\mathbf{b}	Tensor deformação espacial Cauchy Green à esquerda
\mathbf{E}	Tensor deformação material Green –St-Venant
\mathbf{e}	Tensor deformação espacial Almansi-Hamel
\mathbf{U}	Tensor alongamento direito
\mathbf{J}	Tensor Jacobiano
$\hat{\mathbf{F}}$	Tensor gradiente de deformação isocórica
\mathbf{T}	Tensor tensão
\mathbf{P}	Primeiro tensor tensão de Piola-Kirchhoff
\mathbf{S}	Segundo tensor tensão de Piola-Kirchhoff
W	Função energia de deformação
λ	Elongamento
η	Parâmetro de viscosidade
ξ_n	Conjunto de variáveis de estado
φ	Potencial reversível
φ^e	Potencial elástico
ψ_f	Pseudo- potencial dissipativo
U	Potencial elástico volumétrico
\mathbf{A}_f	Tensor estrutural de orientação das fibras
\mathbf{a}_f	Vetor que descreve a orientação das fibras

SUMARIO

1 INTRODUÇÃO E OBJETIVOS	21
2. LIGAMENTOS E TENDÕES	24
2.1 Descrição Morfológica	27
2.2 Comportamento Mecânico de Ligamentos e Tendões	32
3. ENSAIOS MECÂNICOS PARA CARACTERIZAÇÃO DE PROPRIEDADES DE TECIDOS BIOLÓGICOS.	37
3.1 Revisão de Métodos Experimentais	37
3.2 Instrumentação Ótica: Correlação de Imagens Digitais (DIC)	44
4. MECÂNICA DO CONTÍNUO	49
4.1 Cinemática de Deformações Finitas	50
4.2 Modelos Constitutivos	52
4.2.1 Hiperelasticidade	52
4.2.2 Modelo em Viscoelasticidade Finita	53
5. METODOLOGIA PROPOSTA	60
5.1 Definição de Amostras	60
5.2 Definição de Metodologia Experimental	61
5.3 Definição Do Método Para o Modelo Computacional	65
6. RESULTADOS	67
6.1 Execução e Análise de Ensaio Mecânicos	67
6.2 Identificação de Parâmetros	83
7. DISCUSSÕES E CONCLUSÕES FINAIS	90

1 INTRODUÇÃO E OBJETIVOS

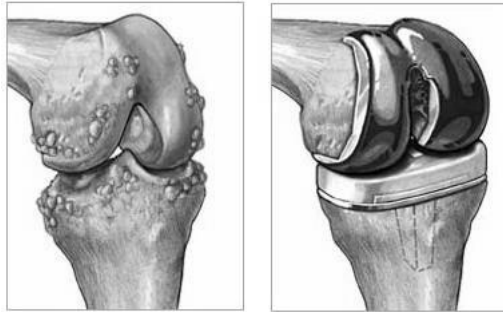
Tendões e ligamentos são tecidos moles compostos por fibras colágenas, que estabilizam e guiam o movimento articular evitando hiperextensão e hiperflexão. Embora sejam estruturas passivas, por não gerar o movimento, possuem funções essenciais para o bom desempenho das articulações. Os tendões inserem músculos aos ossos transmitindo as forças que produzem o movimento articular, enquanto os ligamentos conectam osso com osso provendo estabilidade mecânica e evitando o movimento excessivo ou instável da articulação (NORDIN; FRANKEL, 2004; WOO et al. 2005, COWIN; DOTY, 2007).

A ação combinada das estruturas estabilizadoras, juntamente com as características anatômicas de cada articulação, controla o movimento articular. Se qualquer dessas estruturas é danificada, o movimento articular será alterado e a probabilidade de dano a outras estruturas será aumentada. Tomando como exemplo o joelho humano, a ruptura completa de um ligamento gera sintomas de instabilidade na articulação e pode sobrecarregar outros ligamentos bem como danificar os meniscos e a cartilagem articular (WOO et al., 2005).

Nos tempos atuais, vários problemas acometem as articulações humanas. A injúria mais comum do joelho é a ruptura do ligamento cruzado anterior (LCA) (SALMON et al., 2005; WOO et al., 2005, FARSHAD et al., 2011). Estima-se que nos EUA haja de 75.000 a 100.000 casos/ano de procedimento de reconstrução de LCA (WOO et al., 2005). Outros problemas recorrentes nessa articulação são as doenças degenerativas da cartilagem articular, tais como a artrose.

No caso da lesão do LCA, o tratamento cirúrgico consiste em substituir o LCA lesado por um enxerto capaz de aproximar a função do ligamento natural. Já a Artroplastia Total do Joelho (ATJ) é o procedimento cirúrgico indicado para casos de degeneração da cartilagem e consiste em substituir as superfícies articulares desgastadas, tanto nas regiões de superfícies articulares distal do fêmur e proximal da tíbia, com implantes metálicos interpostos por uma superfície de polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE - *Ultra High Molecular Weight Polyethylene*) (Figura 1-1). Em ambos os casos, o conhecimento das propriedades biomecânicas das estruturas de estabilização articular é importante, seja para selecionar o enxerto que mais se aproxime às propriedades do ligamento natural, ou para projetar a prótese articular mais adequada para interagir e não sobrecarregar os ligamentos e os tendões que serão preservados na cirurgia.

Adicionalmente, essas propriedades também podem permitir a geração de modelos matemáticos para simular o comportamento desses tecidos nas diferentes aplicações listadas acima, bem como para avaliar a eficácia de diferentes técnicas de reconstrução ligamentar existentes.



Joelho com Osteoartrose Articulação após a ATJ

Figura 1-1 - Reconstrução da articulação do joelho através do procedimento de Artroplastia Total Joelho (ATJ).

A determinação experimental das propriedades biomecânicas de tendões e ligamentos é um desafio devido à influência de muitos fatores biológicos e fatores associados ao método de medição empregado, de modo que a literatura apresenta uma gama esparsa de resultados. Os principais fatores biológicos que afetam as propriedades mecânicas de ligamentos e de tendões são a idade do tecido e o nível de sollicitação mecânica experimentado pelo tecido *in vivo*. A orientação e fixação da amostra, a temperatura, a taxa de deformação, a técnica de armazenamento e conservação do tecido e a técnica de medição de deformação empregada são fatores associados aos protocolos de testes experimentais que afetam as propriedades biomecânicas medidas.

Técnicas experimentais tradicionais de medição de deformação durante os ensaios de tração uniaxial de ligamentos e tendões podem ser classificadas entre técnicas de contato, nas quais o contato do sensor de medição pode afetar a medida de deformação desejada, e técnicas sem contato, cujas maiores vantagens estão em evitar deformações adicionais do tecido e possibilitar medições mais precisas de geometrias complexas como ligamentos e tendões.

O presente trabalho tem como **objetivo geral** desenvolver uma metodologia numérico-experimental que permita a análise qualitativa e quantitativa do comportamento mecânico de ligamentos e tendões.

Os **objetivos específicos** são:

- Estudar e compreender os fenômenos envolvidos no comportamento mecânico de ligamentos e tendões;
- Analisar e propor uma metodologia experimental que permita obter as curvas de tensão/deformação real frente a um ensaio de tração uniaxial;
- Utilizar os dados experimentais do comportamento tensão/deformação real no processo de identificação de parâmetros num modelo constitutivo obtido da literatura (REIPS, 2008; VASSOLER et.al. 2011).

A metodologia se baseia na realização de ensaios uniaxiais de tração com medição ótica de deformação pelo método DIC (correlação de imagens digitais) e no emprego dos dados experimentais de ensaio como parâmetros para um modelo constitutivo variacional viscoelástico do tecido estudado. Depois de desenvolvida, a metodologia foi aplicada na determinação da relação tensão-deformação de tendões flexores digitais profundos de suínos da raça Landrace com peso médio de 400 kgf e 2 anos de idade.

No capítulo 2 será apresentada uma descrição morfológica de ligamentos e tendões, e contém uma revisão bibliográfica que abrange a parte biológica e mecânica.

O capítulo 3 aborda as técnicas de determinação das propriedades mecânicas de tecidos biológicos via ensaios mecânicos e medição ótica utilizando (DIC). O Capítulo 4 é dedicado à teoria de cinemática de deformações finitas e às teorias fenomenológicas de hiperelasticidade e viscoelasticidade, apresentando a formulação viscoelástica variacional com inclusão de fibras utilizada no presente trabalho.

No capítulo 5 serão mostradas as diferentes alternativas estudadas para cada passo do protocolo, o que leva à avaliação e à escolha da metodologia proposta neste trabalho.

A execução dos ensaios mecânicos para a determinação das propriedades mecânicas de um tendão flexor digital profundo, os resultados obtidos e a identificação de parâmetros empregando o modelo variacional em viscoelasticidade são os temas do capítulo 6.

Ao final do trabalho serão apresentadas as conclusões e uma série de sugestões para trabalhos futuros.

2 LIGAMENTOS E TENDÕES

Os ligamentos são tecidos moles, fibrosos e elásticos que fazem parte das articulações esqueléticas (DEMÉR; FIELD, 2000). Esses tecidos fazem uma conexão entre os ossos para aumentar a estabilidade mecânica das articulações e guiam o movimento articular evitando a transmissão de carregamentos bruscos no sistema músculo esquelético (STEVENS; LOWER, 2006). Em outras palavras, eles atuam como limitadores estáticos (ALTER, 2004). Os ligamentos são flexíveis, o que permite movimentos naturais, mas são suficientemente fortes e inextensíveis para oferecer resistência às forças de carregamento aplicadas, evitando hiperextensão e hiperflexão.

O ligamento cruzado anterior (LCA) é um ligamento intra-articular que se insere distalmente na área pré-espinal da face superior da extremidade proximal da tíbia, e termina na parte proximal da porção posterior da superfície interna do côndilo femoral externo. O LCA é formado por numerosas fibras que absorvem as sollicitações de tração ocasionadas pelo movimento do joelho (FORRIOL; MAESTRO, 2008). Esse ligamento tem uma estrutura multifibrilar com diferentes feixes ou bandas que suportam diferentes estados de tensões segundo o grau de flexão do joelho (AMIS, 1991). Na Figura 2-1 são mostrados dois feixes funcionais diferentes, o feixe anteromedial (AM) e o feixe posterolateral (PL) (SCOTT; INSALL, 2001, FORRIOL, 2008).

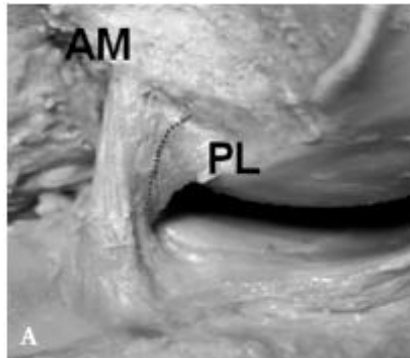


Figura 2-1 Feixes AM e PL do ligamento cruzado anterior (FORRIOL; MAESTRO, 2008).

A banda AM se encontra em posição antero-proximal do fêmur e tem a sua inserção na parte anterior da espinha tibial. A banda PL se

origina na porção mais distal e um pouco posterior no fêmur, e atravessa até a tíbia numa posição posterior em relação com a banda AM (FORRIOL; MAESTRO, 2008).

Em termos funcionais, a banda AM é estabilizadora da gaveta anterior da tíbia, com o joelho em flexão de 0° a 90°, restringindo a translação anteroposterior. O feixe PL é tracionado com o joelho em extensão. Quando o joelho está em flexão, a inserção femoral do LCA se faz mais horizontal, ocasionando tensão na banda AM e relaxando o feixe PL. Em extensão, as bandas AM e PL estão paralelas e giram quando se flexionam. A restrição da rotação interna é controlada pela banda PL (SCOTT, 2001; ADACHI; OCHI, 2004; FORRIOL; MAESTRO, 2008).

Os tendões ajudam a manter o equilíbrio dinâmico e estático do corpo. Esses inserem o músculo ao osso, transmitindo as cargas com perda mínima de energia, conectando as articulações e produzindo o movimento articular. Estando unidos aos músculos também atuam como limitador mecânico e, por serem flexíveis, podem mudar a direção final da tração muscular por que conseguem se angular ao redor dos ossos. (WOO et al.,2005; NORDIN; FRANKIL,2004)

A disposição paralela das fibras de colágeno nos tendões permite que essas estruturas suportem cargas uniaxiais.

Os tendões estão rodeados por um tecido fino chamado paratendão que protege o tendão e facilita o deslizamento dele; nos tendões flexores digitais esse tecido recobre todos eles, já em outros tendões só se encontra no ponto de flexão.

O epitendão é uma capa que se encontra logo abaixo do paratendão, mas somente nos locais de fricção elevada próximo da união tendão-osso. No ponto de inserção, do tendão ao osso, apresenta-se um aumento de rigidez do tecido que diminui a concentração de tensões, pois se tem uma transição do tendão ao osso cortical, nesse ponto se tem a fibrocartilagem.

2.1 DESCRIÇÃO MORFOLÓGICA

Os tendões e ligamentos são tecidos conjuntivos densos pouco vascularizados. Em geral, pode-se dividir a sua composição em material celular e extracelular. O material celular ocupa 20% do volume tecidual total. A matriz extracelular é formada por 70% de água e 30% por matéria sólida (NORDIN; FRANKEL, 2004). Na matriz sólida se encontra o colágeno e em menor quantidade a elastina. A composição estrutural dos tendões e ligamentos é apresentada na Figura 2-2.

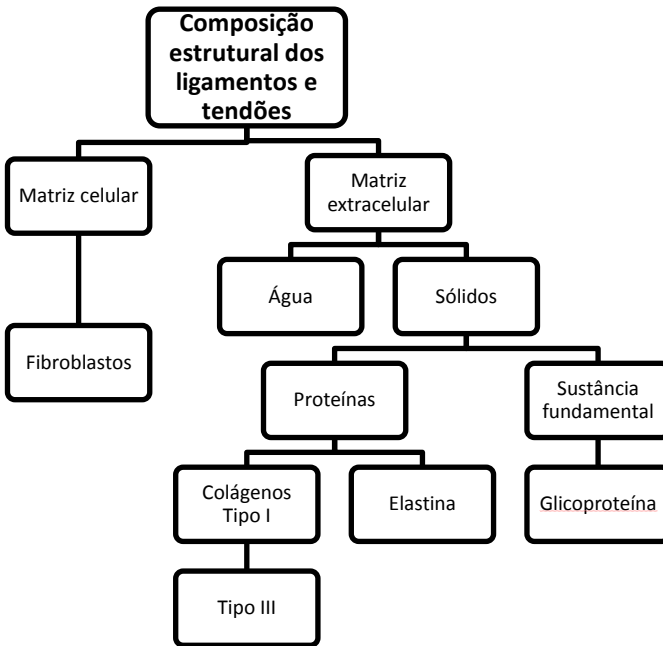


Figura 2-2 Composição estrutural dos ligamentos e tendões

Na estrutura e na composição dos tendões e ligamentos, o que os diferenciam são as quantidades relativas dos componentes (Tabela 2-1). Entre espécies como humanos, ratos, coelhos, cães e porcos, a estrutura é muito similar, por isso, podem-se realizar extrapolações de resultados

obtidos de estruturas animais em estruturas humanas (NORDIN; FRANKEL, 2004).

Tabela 2-1 Composição tendões e ligamentos.
Modificada de (NORDIN;FRANKEL, 2004)

	Componente	Ligamento	Tendão
Material celular 20%	Fibroblastos	20%	20%
Material extracelular 80%	Água	60-80 %	60-80 %
	Colágeno tipo I	90%	95-99%
	Colágeno tipo III	10%	1-5%
	Elastina	<1%	< 1%
	Substância fundamental	20-30%	<20%

A **Matriz celular** dos tendões e ligamentos está composta por células chamadas fibroblastos. Essas células não são distribuídas uniformemente, nem são homogêneas, podendo-se apresentar no tecido com diferentes tamanhos, formas, orientações e número. Os fibroblastos apresentam uma forma oval e fusiforme e usualmente estão orientados longitudinalmente ao longo do comprimento da estrutura. As funções dos fibroblastos são sintetizar e degradar a matriz do tecido como resposta aos estímulos. Presume-se que os fibroblastos previnem e reparam o dano microscópico, portanto, os fibroblastos, apesar da sua relativa escassez, são cruciais para manter a funcionalidade dos ligamentos e dos tendões. (NIGG; HERZOG, 1994)

A **Matriz extracelular** é composta por água, colágeno, elastina e a substância fundamental que compreende os proteoglicanos e outras glicoproteínas. O colágeno é o principal componente estrutural dos tecidos biológicos. Essa é uma proteína de grande estabilidade que se organiza em fibras proporcionando força e integridade mecânica aos tendões e aos ligamentos (FUNG, 1993). O colágeno é sintetizado no fibroblasto e tem como precursor o pro-colágeno, que é secretado e transformado em colágeno no exterior da célula. O colágeno tipo I, o mais abundante nesses tecidos, é composto por três cadeias de polipeptídeos, chamadas cadeias α , que são enroladas individualmente à esquerda em espirais com aproximadamente 100 aminoácidos. As três

cadeias se combinam em uma hélice tripla (Figura 2-3) convolvida para a direita (NORDIN; FRANKEL, 2004). Essa estrutura em hélice confere a elevada resistência mecânica das fibras de colágeno. As cadeias do colágeno do tipo I apresentam-se em diferentes composições de aminoácidos (α_1 e α_2), onde os possíveis aminoácidos são apresentados na

Tabela 2-2. O colágeno tipo III, que forma cerca de 10% de ligamentos e tendões, está composto por três cadeias α_1 (Tabela 2-2).

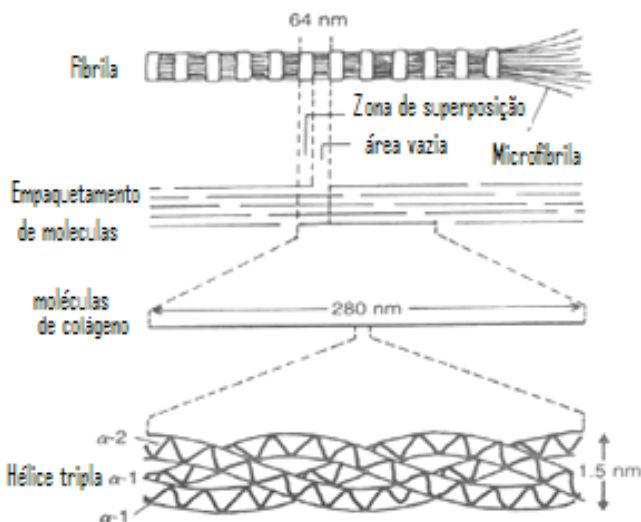


Figura 2-3 Representação esquemática da microestrutura do colágeno (NORDIN; FRANKEL, 2004).

Tabela 2-2. Aminoácidos que compõem as cadeias do colágeno tipo I e III, modificada de (FUNG, 1993).

Aminoácidos	α_1 (I)	α_2 (I)	α_1 (III)
4-Hidroxiprolina	108	93	125
Acido aspártico	42	44	42
Treonina	16	19	13

Serina	34	30	39
Acido glutâmico	73	68	71
Prolina	124	113	107
Glicina	333	338	350
Alanina	115	102	96
Valina	21	35	14
Leucina	19	30	22
Lisina	26	18	30
Argenina	50	50	46

Quase dois terços do colágeno são glicina, prolina e hidroxiprolina. Esses aminoácidos estão em uma sequência repetida que proporciona um denso arranjo helicoidal (ALTER, 2004). A união desses aminoácidos com o hidrogênio das moléculas da água é responsável pela estabilidade da molécula. Essa estrutura se repete entre as moléculas de colágeno proporcionando resistência aos tecidos para suportar altas solicitações mecânicas. As fibrilas são formadas pela união de muitas moléculas de colágeno em uma estrutura quaternária que é muito estável e precisa de muita energia para separar essas moléculas, o que contribui à resistência da estrutura. As moléculas de colágeno se organizam até formar uma fibra (Figura 2-4). Os fibroblastos se alinham entre esses arranjos de fibras e se alongam em direção do eixo de carga do ligamento (NORDIN; FRANKEL, 2004).

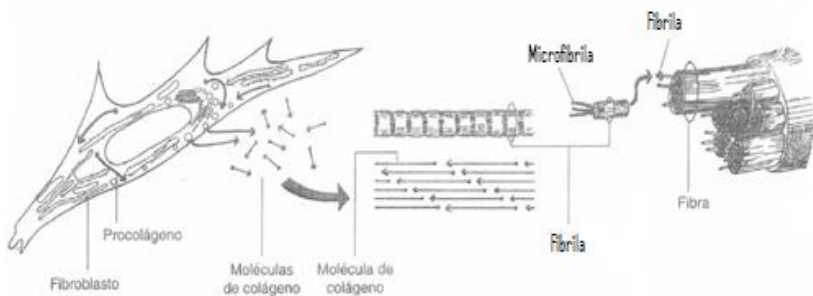


Figura 2-4 Arranjo da molécula de colágeno para formar uma fibra (NORDIN; FRANKEL, 2004).

Os ligamentos geralmente são mais solicitados numa direção e submetidos a tensões menores em outras direções. Por isso as fibras podem se apresentar de forma não completamente paralela entre si (Figura 2-5). Essas podem estar entrelaçadas o que atribui uma propriedade anisotrópica. Desse modo, orientação das fibras pode variar segundo a função de cada ligamento (NORDIN; FRANKEL, 2004).

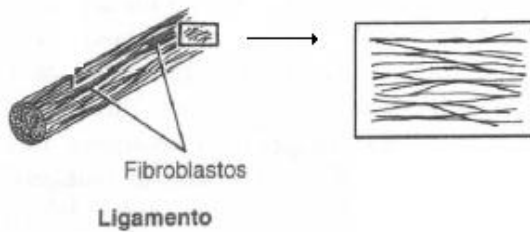


Figura 2-5 Orientação estrutural das fibras de colágeno no ligamento (NORDIN; FRANKEL, 2004).

A disposição das fibras de colágeno dos tendões é mais paralela e organizada que a dos ligamentos, pois o tendão suporta cargas uniaxiais (NORDIN; FRANKEL, 2004).

A elastina é uma proteína composta por aminoácidos, e como o colágeno, tem prolina e glicina que influenciam no comportamento mecânico da estrutura. Essa proteína em combinação com o colágeno evita a hiperextensão, sempre que não se alcance o limite de resistência mecânica, o que permite que as fibras voltem a sua posição normal de repouso sem lesionar-se (ALTER, 2004). A elastina é escassa nos ligamentos e tendões das articulações, somente nos ligamentos elásticos como é ligamento amarelo (localizados na zona ventral das vértebras), a proporção de fibras elásticas é maior, encontrando-se em uma proporção de 2:1 de fibras elásticas com respeito a fibras colágenas (NORDIN; FRANKEL, 2004).

A substância fundamental é composta basicamente por glucoproteínas, proteoglicanos e proteínas plasmáticas. O proteoglicano se liga com a água extracelular do ligamento ou tendão, fazendo que a matriz obtenha características de gel. A substância fundamental atua como cimento entre as microfibrilas de colágeno, o que ajuda a

estabilizar os arranjos de colágeno e contribui com a resistência global da estrutura (NORDIN; FRANKEL, 2004).

2.2 COMPORTAMENTO MECÂNICO DOS LIGAMENTOS E TENDÕES

Os tendões e os ligamentos são tecidos biológicos conectivos moles que possuem comportamento viscoelástico, não linear e anisotrópico. Atuam em regime de deformações finitas, e naturalmente, rotações e deslocamentos finitos.

Tradicionalmente suas propriedades são identificadas submetendo amostras a uma taxa constante de alongação até o colapso para obter a curva de força-elongação do material (CARLSTEDT, 1987) que apresenta quatro regiões que caracterizam o comportamento do tecido (Figura 2-6).

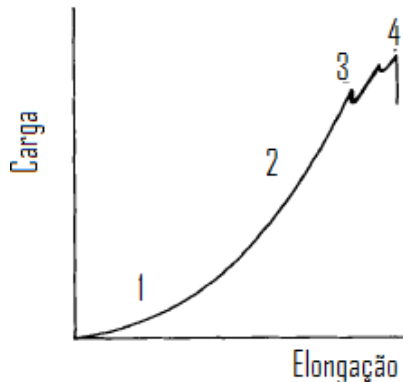


Figura 2-6 Curva força-elongação; 1) região inicial; 2) região secundária linear; 3) fim da região secundária; 4) região de carga máxima. Adaptada de (CARLSTEDT, 1987).

Acredita-se que na região inicial acontece um estiramento das fibras de colágeno que se encontram em estado ondulado antes do esticamento. O aumento gradual da rigidez do tecido associado com o estiramento das fibras implica em maiores forças para o alongamento. O fim dessa região reporta um valor de deformação entre 1.5 % e 4% da deformação máxima (CARLSTEDT, 1987). Contudo, existe a hipótese

de que o alongamento inicial pode ser causado pelo deslizamento e cisalhamento da substância fundamental (NORDIN; FRANKEL, 2004). A segunda região da curva apresenta um comportamento quase linear que corresponde à resposta do tecido após o alongamento de quase todas as fibras de colágeno. Aqui as fibras perdem a aparência ondulada. No fim da região quase linear, iniciam-se pequenas reduções de força que se devem à falha sequencial de alguns feixes de fibras que estão muito esticadas, representada pela região 3 (CARLSTEDT, 1987).

Após, a carga limite do conjunto de fibras é alcançada e acontece o principal colapso dos feixes de fibras, chegando se à região de máxima carga (região 4), onde é atingida a carga máxima na amostra e se tem o colapso completo e a perda de capacidade do ligamento para suportar carga (NORDIN; FRANKEL, 2004; FUNG, 1993; CARLSTEDT, 1987).

A região inicial é a faixa fisiológica usual do tecido no funcionamento normal, onde os tendões e ligamentos se submetem a menos de um quarto da solicitação última, as regiões restantes correspondem à resistência reserva do tecido (NORDIN; FRANKEL, 2004).

O ponto onde se alcança a carga máxima, só considerando as fibras colágenas, corresponde aproximadamente a uma tensão de 50 á 100 MPa, e a elongação de ruptura é aproximadamente de 10 á 15% (FUNG, 1993).

Segundo Fung (1993), em ligamentos se considera o módulo de elasticidade das fibras de colágeno igual a 1×10^3 MPa.

A proporção de elastina e a substância fundamental nos ligamentos e tendões têm uma grande importância em pequenas deformações quando tracionadas, pois essas armazenam e perdem energia. Durante a carga e a descarga sobre o ligamento, sem ultrapassar o limite elástico de elongação, as fibras elásticas permitem que o material retorne à forma e ao tamanho original depois de deformado. Porém, uma dissipação de energia no tecido pode ser observada (NORDIN; FRANKEL, 2004). Essa dissipação é representada pela área do laço de histerese na Figura 2-7.

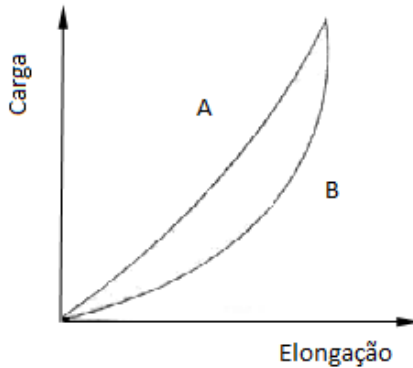


Figura 2-7 Curvas típicas de carga (A) e descarga (B) do LCA. Adaptado de (NORDIN; FRANKEL, 2004).

Outro aspecto importante do comportamento dos ligamentos e dos tendões é a viscoelasticidade, o que significa que o comportamento mecânico depende da velocidade de deformação e do histórico de deformação inelástica representada pela deformação viscosa. A relação entre a deformação e a tensão não é constante. Essa depende da taxa de deformação ou da carga aplicada (HOLLISTER, 2010). Quando corpos de prova de ligamentos e de tendões são submetidos a taxas de deformação crescentes, esses apresentam um aumento na rigidez. Com taxas de deformação maiores, os ligamentos armazenam mais energia, ou seja, é necessária mais força para a ruptura (NORDIN; FRANKEL, 2004).

Dentre as principais características do comportamento viscoelástico pode-se citar a fluência, a relaxação e o pré-condicionamento do material. Na fluência um corpo de prova é submetido a uma tensão constante apresentando um incremento na deformação. Nesses casos a curva deformação-tempo (Figura 2-8) apresenta um aumento de deformação com o tempo devido ao componente viscoso. No início, a deformação aumenta relativamente rápido e depois mais lentamente.



Figura 2-8 Fenômeno de deformação progressiva com carga constante, adaptada de (NORDIN; FRANKEL, 2004).

O segundo comportamento característico de viscoelasticidade é a relaxação da carga, onde a tensão se reduz (relaxa) sob uma deformação constante (HOLLISTER, 2010). Esse comportamento apresenta uma diminuição rápida da carga no início (6-8 horas de carga), e depois esse fenômeno pode continuar com baixa taxa de relaxamento de carga por alguns meses. (NORDIN; FRANKEL, 2004).

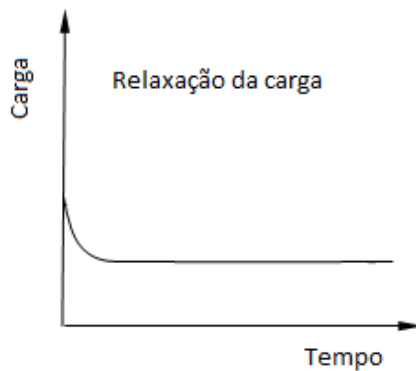


Figura 2-9 Fenômeno de relaxação da carga, com longitude constante, adaptada de (NORDIN; FRANKEL, 2004)

A terceira característica importante do comportamento viscoelástico do material é a sua resposta mecânica a ciclos sucessivos de carga e descarga com taxa constante de deformação ou pré-condicionamento. Repete-se o ciclo de carga até que as curvas se sobreponham, estabilizando-se num mesmo laço de histerese. Esse comportamento obtido através desse procedimento é conhecido como pré-condicionamento do material e pode ser observado na Figura 2-10. Isso acontece porque a estrutura interna do corpo de prova muda a cada ciclo, ou seja, depende do histórico de deformações. Quando se repetem os ciclos, eventualmente se alcança um estado de equilíbrio, onde não acontecem mudanças a menos que se mude a rotina do ciclo (FUNG, 1993; SCHATZMANN; BRUNNER; STAUBLI, 1998).

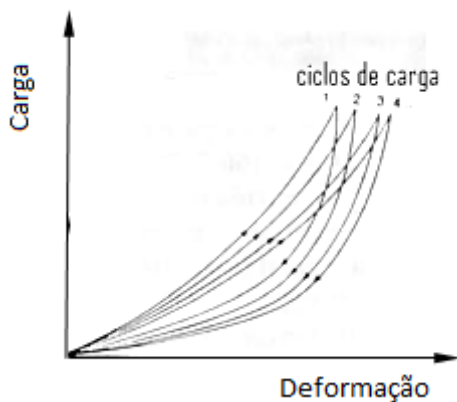


Figura 2-10 Curva carga-deformação que mostra o pré-condicionamento, adaptada de (HOLLISTER, 2010).

Um fator importante no comportamento viscoelástico dos ligamentos é a presença de água. A porcentagem da água interfibrilar determina a rigidez do ligamento e a sua presença no ligamento determina a distância na qual as fibras interagem fisicamente e quimicamente. Assim mesmo, como a água tem atração com as cargas negativas dos proteoglicanos, ela induz gradientes de pressão no tecido, que são modificados pelo movimento (NIGG; HERZOG, 1994).

3 ENSAIOS MECÂNICOS PARA CARACTERIZAÇÃO DE PROPRIEDADES DE TECIDOS BIOLÓGICOS.

Os ensaios mecânicos realizados em tendões e ligamentos são geralmente de tensão uniaxial, pois a principal função desses tecidos moles é transmitir e suportar esforços trativos (WOO, et al.,2005). Diferentes tipos de testes são empregados para avaliar diferentes propriedades mecânicas como resistência, fluência, fadiga (GROOD, NOYES, 1976), cisalhamento (WEISS et.al. 2002), relaxamento de tensão e recuperação após carregamento (DUENWALD et al., 2009).

O emprego de ensaios mecânicos na determinação experimental das propriedades de tendões e ligamentos é um desafio devido à influência de muitos fatores biológicos e fatores associados ao método de medição empregado no ensaio.

Na condição *in vivo*, as propriedades mecânicas dos ligamentos e tendões são influenciadas por mudanças morfológicas, biomecânicas e bioquímicas específicas da sua localização anatômica, envelhecimento, maturidade do esqueleto, atividade física e adaptações frente aos movimentos e as tensões suportadas (WOO et al.,2005).

A localização anatômica implica diferenças devido ao intervalo de movimento e flexibilidade requerida pela articulação. A maturidade do esqueleto afeta as propriedades mecânicas dos tendões e ligamentos na medida em que, com o envelhecimento, mais fibras de colágeno tipo I tornam-se presentes nestas estruturas. Atividade física esta relacionada com o crescimento da área da seção transversal dos tendões, pois os estímulos mecânicos influenciam no metabolismo e na formação de colágeno.

Devido à textura mole, úmida e ao tamanho desses tecidos são comuns problemas de escorregamento das amostras das garras. Tentando resolver essas dificuldades tem se desenvolvido diferentes garras e métodos para fixação das amostras, como será apresentando posteriormente. Outro obstáculo que se tem é a medição da área transversal das amostras, para o cálculo da tensão real, e a medição da alongação instantânea; já que esses tecidos são irregulares e com uma geometria complexa (WOO et al.,2005).

A orientação da amostra é um fator que influi nos resultados, já que a rigidez ao alongação oferecida pelas fibras de colágeno diminui com o aumento do ângulo em relação ao eixo axial (REIPS, 2008).

3.1 REVISÃO DOS MÉTODOS EXPERIMENTAIS

A orientação e a fixação da amostra, a temperatura, a taxa de deformação, a técnica de armazenamento e de conservação do tecido, e a técnica de medição de deformação empregada são fatores associados ao protocolo de testes experimentais que afetam as propriedades mecânicas medidas. Desse modo, a definição da metodologia experimental para a caracterização das propriedades de tecidos biológicos deve contemplar os fatores acima e definir os critérios sobre a coleta da amostra, meios de armazenamento e de preservação das amostras até o momento do ensaio. Ainda pode-se incluir se necessário, uma forma de descongelamento a ser empregada. Devido a esses fatores, aqui se faz uma rápida revisão de métodos empregados na literatura.

Coleta de amostras

Na coleta de amostras deve-se considerar a rigidez cadavérica, que é um processo que começa 1,5 a 2 horas após a morte e começa a desaparecer depois de 18 a 24 horas. Esse processo acontece porque os músculos começam a ficar sem oxigênio, e há excesso de produção de ácido láctico, o que produz a rigidez (COELHO, 2002).

Em Viegas e Camacho (2003) foram extraídas amostras de tendões do músculo tibial anterior e tibial posterior humano, num período de 48-96 horas *post-mortem*, de cadáveres mantidos em uma temperatura de -4°C.

Em Zhang et al. (2002), amostras de aorta bovina foram coletadas 1,5 hora *post-mortem* e foram mantidas em ácido etileno glicol tetracético.

Armazenagem e conservação de amostras

No estudo mecânico dos ligamentos e tendões é preciso considerar a armazenagem das amostras. A temperatura de armazenagem que se registra na literatura é de -20°C (JONES et al.,1995; PIEDADE et.al., 2001 ;DOTA et al.,2007). Nessa temperatura consegue-se manter as propriedades físicas e mecânicas dos corpos de prova.

Em Viegas e Camacho (2003) a armazenagem dos tendões foi feita em uma temperatura -20°C e -86°C, por um período que variou entre 30 e 90 dias até que os ensaios mecânicos fossem realizados.

Em Kokron et al. (1993) foram dissecados 40 joelhos e preservados os ligamentos cruzados anterior e posterior em uma temperatura de -20°C.

Em Schatzmann et al. (1998) as amostras de tendão patelar e tendão do quadríceps foram embrulhadas com gaze umedecida com solução salina e congeladas a -20°C.

No trabalho de Bonome (2009) foram armazenados tendões, flexor profundo dos dedos do pé de coelho, em uma temperatura de -20°C.

Em Noyes et al. (1984), foram armazenadas amostras de ligamento cruzado anterior, tendão patelar, tendão semitendinoso e fásia lata numa temperatura de -30°C. Embrulharam-se as amostras em toalhas de papel umedecidas com solução salina e com uma folha de papel alumínio para minimizar a desidratação das amostras.

Para o descongelamento recomenda-se que seja feito em temperatura ambiente (27° C), com o material submerso em solução salina (S.F. 0,9%). (PIEADADE et al.,2001). Em Viegas e Camacho, o descongelamento das amostras de tendão foi feito em solução isotônica de cloreto de sódio à temperatura ambiente por um período de quatro horas. Em Kokron et al. (1993), o descongelamento foi feito em tubas contendo solução fisiológica a temperatura ambiente, em um período de quatro horas.

Em Bonome (2009) as amostras foram descongeladas à temperatura ambiente. Em Noyes et al. (1984) as amostras de tendão foram descongeladas em solução salina.

Fixação das amostras na garra

Devido à textura mole, úmida e ao tamanho destes tecidos o escorregamento das amostras durante a aplicação da força pelas garras da máquina de ensaios é um problema de ordem prática.

As garras são específicas para cada tipo de material e para as condições de cada tipo de ensaio. Em Piedade et al. (2001) foi usado um sistema composto por dois cilindros maciços de PVC, dispostos um em cada extremidade do tendão. Os cilindros têm 9 mm de diâmetro interno e 10mm de comprimento. Esses foram perfurados para permitir a passagem da amostra (tendão artificial) pelo seu interior e foi preenchido com resina epóxi e polimercaptana com um tempo de cura de 6 horas aproximadamente.

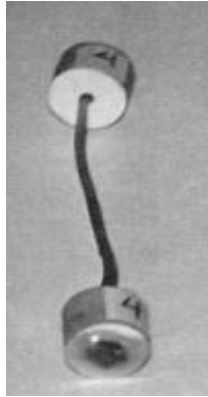


Figura 3-1 Sistema de fixação para garra de tendões artificiais (PIEADADE et al.,2001).

Para a fixação do tendão suíno, foram confeccionadas garras sinusoidais, com ranhuras no sentido diagonal (ver Figura 3-2). Elas foram apertadas com quatro parafusos dispostos um em cada canto das garras com um torque de $2.5N * mm$.

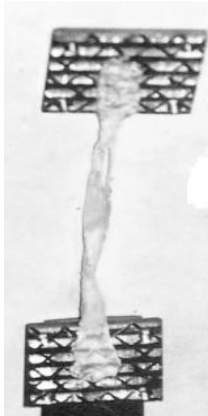


Figura 3-2 Sistema de fixação para garra de tendões suínos (PIEADADE et al.,2001).

No trabalho de Noyes et al. (1984) foi usado um sistema de garras com efeito cunha, com três conjuntos de inserção. A primeira lisa, a segunda com forma sinusoidal para evitar escorregamento e a terceira com um raio de curvatura maior para evitar concentrações de tensão nas bordas da garra.

Em Viegas e Camacho (2003) a fixação das amostras foi feita com placas metálicas paralelas de encaixe interno dentado.

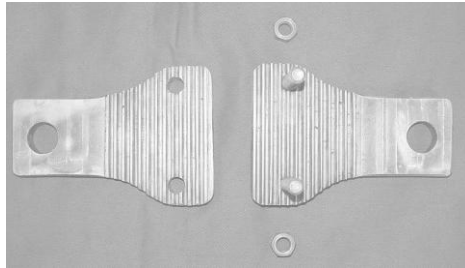


Figura 3-3 Sistema de fixação utilizada no ensaio de tração (VIEGAS; CAMACHO, 2003)

Em Bonome (2009) as extremidades dos tendões foram fixadas em garras metálicas sinusoidais de alumínio, comprimidas entre si por parafusos com distância de 20 mm.

No trabalho de Gao e Desai, (2010) usaram amostras de fígado, que foram fixadas nas garras com adesivo cianocrilato.

As fixações deficientes podem comprometer os resultados dos ensaios devido ao escorregamento da amostra durante a fase de aplicação do carregamento ou devido às alterações na orientação da amostra. A orientação da amostra é um fator que influencia nos resultados, já que a rigidez das fibras de colágeno diminui com o aumento do ângulo em relação ao eixo axial (WOO et al.,2005).

Condições do ensaio

A temperatura e a hidratação da amostra são aspectos muito importantes, pois a rigidez da amostra aumenta quando a temperatura e a hidratação diminuem (CHIMICH et al.,1992; WOO et al.,2005; PROVENZANO et al., 2001). Isso se deve ao fato de que as propriedades mecânicas desses tecidos moles estão determinadas em grande parte pela interação sólido-liquido da estrutura (TAMMY et al.,1997). Para recriar as condições fisiológicas do tecido em ensaios experimentais, usa-se a imersão em fluídos como água, soro ou plasma, promovendo o inchaço das fibras de colágeno.

Velocidade de carregamento

Smith, Livesay e Woo (1993) dividem os ensaios mecânicos em três categorias, lentos ($0.18 \cdot \text{mm} \cdot \text{min}^{-1}$), médios ($18 \cdot \text{mm} \cdot \text{min}^{-1}$), e rápidos (6780 mm/min).

Em Jones et al. (1995), onde se estuda um complexo tíbia- LCA- fêmur, foi usada uma velocidade de aplicação da carga de 50 -500 mm/min.

Em Piedade et al. (2001), foi usada uma velocidade de aplicação da carga de 45,6, 87, 129,6, 166,8, 193,8 mm/min, em ensaios uniaxiais para analisar o comportamento de tendões dos músculos grácil e semitendinoso humanos até ruptura.

Em Dota et al. (2007), foi usada uma velocidade de aplicação da carga igual a 20 mm/min em 11 ligamentos cruzados posteriores e 14 ligamentos patelares, para estudar os efeitos da radiofrequência levando em conta características de rigidez e deformação máxima.

Em Viegas e Camacho (2003) amostras dos tendões do músculo tibial posterior e anterior, foram submetidas a ensaios de tração uniaxial, até ruptura, numa velocidade de 20mm/min para determinar as principais características mecânicas avaliando a utilização das amostras como aloenxertos na reconstrução de ligamento cruzado anterior.

Em Kokron et al. (1993), os ligamentos cruzados posteriores e anteriores foram submetidos à prova de tração uniaxial à velocidade de 20 mm/min. Considerou-se o comprimento médio como 38 mm e aplicou-se uma taxa de deslocamento de 60% ou 70% do comprimento total das amostras. O objetivo desse estudo foi avaliar as propriedades do ligamento cruzado anterior e comparar elas com o ligamento cruzado posterior.

Em Muller (1998), foram realizados ensaios uniaxiais com amostras de ligamento da patela e tendão calcâneo com uma velocidade de carregamento de 30mm/min. O objetivo foi fazer uma análise comparativa entre as propriedades mecânicas do ligamento da patela e do tendão calcâneo.

Em Muñoz et al. (2008), foram feitos ensaios monotônicos e cíclicos com pele de rato numa velocidade de 15 mm/min (taxa de 60 % do comprimento da amostra). Isso foi feito para caracterizar mecanicamente o tecido submetido a grandes deformações.

Em Bonome (2009), os ensaios uniaxiais para as amostras de tendão foram feitos com uma velocidade de 30 mm/min. O objetivo do estudo era analisar as propriedades mecânicas do tendão flexor profundo quando submetido à sutura simples.

No trabalho de Noyes et al. (1984), usou-se uma taxa de deslocamento de 100% do comprimento inicial da amostra por segundo, para analisar as propriedades mecânicas de enxertos substitutos de ligamento cruzado anterior.

Pré-carga e pré-condicionamento

Devido às particularidades de cada ensaio, os valores da pré-carga são muito diferentes, pois servem para tirar a folga das garras, ou seja, acomodar a amostra.

Em Schatzmann et al. (1998), o pré-condicionamento das amostras de tendão patelar e tendão do quadríceps foi de 200 ciclos, aplicando-se uma carga de 75-800 N.

O pré-condicionamento usado em Duenwald et al. (2009) para tendão flexor suíno foi de 2% o comprimento da amostra a cada 2 segundos, aplicado o carregamento em forma de onda sinusoidal por 20 segundos.

O pré-condicionamento usado em Muñoz et al. (2008) para amostras de pele de rato, consistia em 4 ciclos aplicando 0.25 N a uma frequência de 5Hz.

Medição geométrica das amostras (área da seção transversal)

A medição da área da seção transversal das amostras, visando o posterior cálculo da tensão, é um problema decorrente da irregularidade e da geometria complexa desses tecidos (WOO et al. ,2005). Sendo que os ligamentos e tendões não têm um diâmetro constante, a medição da seção transversal não é exata.

Para determinar a área da seção transversal, Loren e Lieber (1995) usaram três métodos: micrometria digital manual, deslocamento salino e análise microscópica computadorizado de uma lâmina histológica. Para a micrometria manual usou-se um paquímetro digital para medir o diâmetro maior (α) e menor (β) em três áreas representativas, calculando a área da seção transversal (AT) como:

$$AT = \pi\alpha\beta \quad (3.1)$$

O método de deslocamento salino consiste na submersão da amostra em cloreto de sódio (NaCl) numa proveta com incrementos de 0,1 ml. Tendo o volume inicial conhecido, registra-se o volume depois de submergida a amostra e a variação do volume é dividido pelo comprimento, para determinar a área da seção transversal.

A análise microscópica da lâmina histológica foi feita com lâminas de parafina de 6 μ m e o uso do software UNIVERSAL IMAGING CORPORATION (WEST CHESTER, PA).

Em trabalhos clássicos como Noyes et al. (1984), para a determinação da área da seção transversal foram usadas as medidas obtidas por um paquímetro em quatro a seis posições da amostra, e depois, foi calculada a média.

Viegas e Camacho (2003) mediram a área da seção transversal com um projetor de perfil, onde as amostras foram colocadas entre duas placas de acrílico a fim de tornar a área da amostra trapezoidal.

Em Hamada et al. (1998) foi medida a área transversal de tendão semitendinoso e de ligamento cruzado anterior, com o uso de ressonância magnética. Nesse trabalho se consideraram os pixels com intensidade menor a 100 como região intratendinosa e os pixels com intensidade entre 100 e 200 como tendão e tecidos vizinhos. Somando o número de pixels da região intratendinosa com a metade dos outros pixels de tendão e tecidos vizinhos, obtêm-se um número de pixels que multiplicado pela área conhecida de um pixel único ($0,22 \text{ mm}^2$), dá como resultado a área da seção transversal.

Em Bonome (2009), a seção transversal foi considerada elíptica, calculando a área de seção transversal das amostras dos tendões como a multiplicação entre os diâmetros maior e menor, vezes π .

Os métodos mencionados anteriormente são métodos que precisam de contato, o que pode ocasionar erros na medição, e para isso surgiram métodos sem contato que apresentam maior precisão e reprodutibilidade das medições (WOO et al.,2005) .

Alguns métodos sem contato são: medição por métodos ópticos (IACONIS et al.,1987), micrometros laser, dispositivos com sensores laser de deslocamento (MOON et al.,2005), medição de estéereofotogrametria, tomografia, ultrasonografia (NOGUCHI et al., 2002), ressonância magnética (HAMADA et al.,1998).

Medição da elongação instantânea

A medição da elongação instantânea também é um problema decorrente da irregularidade e da geometria complexa desses tecidos (WOO et al.,2005). Para medir a elongação de tendões e ligamentos há que superar obstáculos que vão desde a fixação, á medição das dimensões certas da amostra e a isolação das propriedades dos tecidos das estruturas de conexão.

Muitos dos deslocamentos apresentados em trabalhos correspondem aos deslocamentos da garra, sem informação precisa da deformação do corpo de prova (GROOD et al., 1976; JONES et al., 1995; SCHATZMANN et al.,1998; PIEDADE et al.,2005).

Para resolver esses problemas tem-se empregado diferentes alternativas, como: vídeo extensometria (WOO et al.,2005), sistemas óticos de deformação (DERWIN et al.,1994) e outros sistemas de medição ótica (MANLEY et al.,2003; ZHANG,AROLA, 2004; GAO, DESAI, 2010; GAN et al.,2011).

3.2 INSTRUMENTAÇÃO ÓTICA: CORRELAÇÃO DE IMAGENS DIGITAIS (DIC)

O método de correlação de imagens digitais (DIC) é uma técnica óptica que rastreia a posição de pontos de interesse em uma sequência de imagens digitais (SUTTON; ORTEU; SCHREIER, 2009). O método DIC vem sendo amplamente utilizado no campo da mecânica dos sólidos experimental por permitir a obtenção do campo de deformações sobre toda a superfície de um corpo de prova (PAN et al., 2009a).

Na técnica DIC, primeiramente define-se uma região de interesse em uma imagem do corpo indeformado. Nesta região é criada uma malha de pontos que serão rastreados nas imagens digitais subsequentes do corpo sendo deformado. O método basicamente rastreia a posição desses pontos permitindo obter o campo de deslocamento total. Esses pontos são chamados de *markers* e são definidos na imagem indeformada, na posição (x_0, y_0) . Para poder encontrar uma única correspondência entre os diferentes *markers* nas imagens subsequentes é necessário definir uma área de dimensão $(2M + 1) \times (2M + 1)$ pixels no entorno de cada ponto, chamada *subset*. Uma marcação adequada sobre a superfície (aleatória) a ser analisada também é necessária para gerar bons resultados. Para isto são utilizadas técnicas de marcação com tintas ou partículas. O subset de referência definido na imagem indeformada, através de uma função de mapeamento, permite calcular a sua posição do *marker* (x_0', y_0') , correspondente na imagem subsequente deformada.

Quando uma correlação entre os subset da imagem deformada e da indeformada é encontrada, encontra-se a posição atual do *marker* e conseqüentemente as componentes de deslocamento (PAN et al., 2009a). Para avaliar matematicamente a correlação entre os *subsets* de referência e o *subset* deformado, precisa-se definir um coeficiente de correlação.

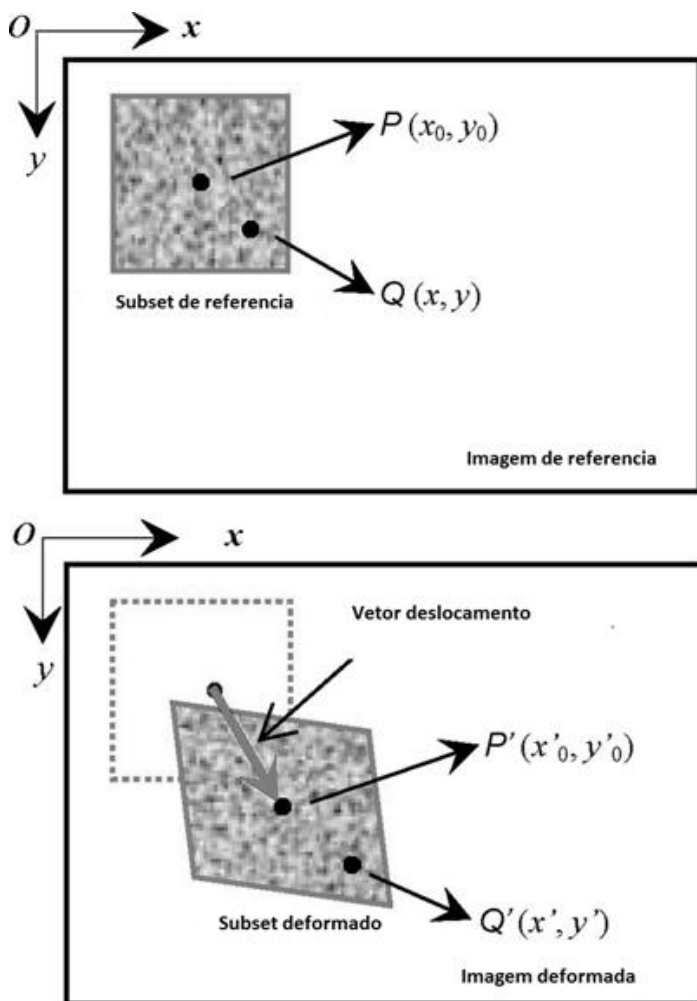


Figura 3-4 Imagem de referência e imagem deformada. Figura modificada de (PAN et al., 2009a).

Para este estudo foi utilizado uma técnica DIC que utiliza um coeficiente de correlação calculado pela soma das diferenças quadráticas zero-normalizada C_{ZNSSD} (*Zero-mean Normalized Sum of Squared Difference*), que é função das constantes da função de mapeamento (vetor \mathbf{p}):

$$C_{ZNSSD}(\mathbf{p}) = \sum_{i=-M}^M \sum_{j=-M}^M \left[\frac{f(x_i, y_j) - f_m}{\Delta f} - \frac{g(x'_i, y'_j) - g_m}{\Delta g} \right]^2 \quad (3.2)$$

onde $f(x_i, y_j)$ é o valor da intensidade da cinza, nas coordenadas (x_i, y_j) , na imagem indeformada e $g(x'_i, y'_j)$ é o valor da intensidade da cinza, nas coordenadas (x'_i, y'_j) da imagem deformada.

A função de mapeamento do deslocamento pode ser de diferentes formas. Sua complexidade depende do tipo de mapeamento que se deseja representar. A função de mapeamento de primeira ordem é definida como:

$$x' = x_0 + \Delta x + u + u_x \Delta x + u_y \Delta y \quad (3.3)$$

$$y' = y_0 + \Delta y + v + v_x \Delta x + v_y \Delta y \quad (3.4)$$

e a de segunda ordem como:

$$\begin{aligned} x' = & x_0 + \Delta x + u + u_x \Delta x + u_y \Delta y + \frac{1}{2} u_{xx} \Delta x^2 + \\ & \frac{1}{2} u_{yy} \Delta y^2 + \\ & u_{xy} \Delta x \Delta y \end{aligned} \quad (3.5)$$

$$\begin{aligned} y' = & y_0 + \Delta y + v + v_x \Delta x + v_y \Delta y + \frac{1}{2} v_{xx} \Delta x^2 + \frac{1}{2} v_{yy} \Delta y^2 + \\ & v_{xy} \Delta x \Delta y \end{aligned} \quad (3.6)$$

u e v são os componentes do deslocamentos no centro do *subset*, respectivamente nas direções x e y . As distâncias entre os pontos centrais do subset $P(x_0, y_0)$ e os outros pontos do subset $Q(x, y)$ são dados por $\Delta x = x - x_0$ e $\Delta y = y - y_0$. Os gradientes de deslocamento lineares são v_x e u_x e os de segunda ordem são u_{xx} , u_{xy} , u_{yy} , v_{xx} , v_{xy} , v_{yy} . Para a função de mapeamento de primeira

ordem o vetor com suas seis constantes é definido por $\mathbf{p} = (u, u_x, u_y, v, v_x, v_y)^T$, enquanto que o vetor para a função de segunda ordem (12 constantes) é definido por $\mathbf{p} = (u, u_x, u_y, u_{xx}, u_{xy}, u_{yy}, v, v_x, v_y, v_{xx}, v_{xy}, v_{yy})^T$.

Os valores de intensidade médias f_m e g_m e Δf e Δg estão dados por

$$f_m = \frac{1}{(2M+1)^2} \sum_{i=-M}^M \sum_{j=-M}^M f(x_i, y_j) \quad (3.7)$$

$$g_m = \frac{1}{(2M+1)^2} \sum_{i=-M}^M \sum_{j=-M}^M g(x'_i, y'_j) \quad (3.8)$$

$$\Delta f = \sqrt{\sum_{i=-M}^M \sum_{j=-M}^M [f(x_i, y_j) - f_m]^2} \quad (3.9)$$

$$\Delta g = \sqrt{\sum_{i=-M}^M \sum_{j=-M}^M [g(x'_i, y'_j) - g_m]^2} \quad (3.10)$$

A rigor uma imagem possui como menor unidade de medida a dimensão de um pixel. Para superar esta limitação vários métodos conhecidos como subpixels foram propostos. No método DIC aqui descrito é utilizada uma função de interpolação que permite obter avaliações da intensidade de cinza em todas as possíveis posições de um *marker*. A função de interpolação usada é a “*spline*” bicúbica que possui ótima precisão para interpolar imagens digitais.

O coeficiente de correlação é utilizado como função objetivo em um processo de otimização onde se busca os parâmetros que maximizam a correlação entre cada par de subsets indeformado e deformado. O coeficiente de correlação é uma função não linear, que depende de 6 ou 12 parâmetros, segundo a função de mapeamento escolhida. Para se obter os parâmetros da função de mapeamento \mathbf{p} , e conseqüentemente os componentes dos deslocamentos (u, v) , usa-se o método de *Newton-Raphson*:

$$\mathbf{p} = \mathbf{p}_0 - \frac{\nabla \bar{C}(\mathbf{p}_0)}{\nabla \nabla \bar{C}(\mathbf{p}_0)} \quad (3.11)$$

onde \mathbf{p}_0 é a estimativa inicial dos parâmetros, \mathbf{p} é a próxima iteração de solução, $\nabla\bar{C}(\mathbf{p}_0)$ é o gradiente do critério de correlação e $\nabla\nabla\bar{C}(\mathbf{p}_0)$ é a Hessiana da matriz, com a segunda derivada do critério de correlação.

Marcação de tecidos biológicos para emprego de medição ótica

Em Gao e Desai (2010) usou-se amostras de fígado e os marcadores para o método DIC foram feitos com aerossol ou tinta em pó que podem afetar às propriedades mecânicas do tecido.

Amostras de membrana timpânica submetidas a ensaios uniaxiais, ensaios de relaxamento de tensão e de falha foram analisados com DIC, usando a própria textura do tecido como marcador (CHENG; DAI; GAN, 2007).

Em Gan et al. (2011) amostras de ligamento anular estapediano foram submetidas a ensaios de tração e as imagens foram analisados com base em um padrão de escala de cinza de pixels na imagem. Para a correlação foram identificados cinco pontos na parede óssea do estribo.

No trabalho de Zhang, et al. (2002) e Zhang e Arola (2004), amostras de aorta bovina foram marcadas com aerossol de esmalte preto (Rust-oleum), gerando bom contraste. O aerossol foi aplicado a 0.5 m da amostra, obtendo uma distribuição uniforme dos pontos de pintura. O esmalte utilizado tem solventes que afetam as propriedades do tecido, contudo, a camada é de espessura fina e o período de tempo de ensaio ($t < 30$ min) foi curto, sendo que a influência sobre o tecido foi ignorada.

Amostras de artéria carotídea de rato foram marcadas com pintura em pó de partículas (Ricoh) de 3-10 μ m. (SUTTON et al., 2007).

Em Ning et al. (2011) amostras de artéria de rato foram marcadas com microsferas de bromuro de etídio, que se liga permanentemente à superfície.

4 MECÂNICA DO CONTÍNUO

Neste capítulo apresentam-se os conceitos básicos de mecânica do contínuo necessários para a modelagem do tecido em estudo. As referências utilizadas correspondem a livros clássicos de Mecânica do Contínuo e Mecânica dos Sólidos e a trabalhos anteriores em modelagem de comportamento de material. Em particular, no final deste capítulo se apresenta sucintamente o modelo de viscoelasticidade finita com reforços por fibras proposto em Reips (2008), Reips et al.(2009) e Vassoler et al. (2011). Este modelo será utilizado para representar o comportamento mecânico dos tendões testados, via identificação de parâmetros, a partir das curvas experimentais. Assim, o texto a seguir tem o intuito de guiar o leitor na definição e apresentação das ferramentas utilizadas, tornando o texto minimamente autocontido. Maiores detalhes deverão ser obtidos das referências citadas.

Devido a suas estruturas, os ligamentos e os tendões apresentam forte anisotropia, vinculada à direção das fibras de colágeno. Também é característico um comportamento quase isocórico, em consequência do elevado conteúdo de água, superior a 70%. Embora sejam compreendidos como estruturas elásticas, possuem também um comportamento claramente dissipativo oriundo de diferentes fenômenos. O primeiro a citar é a dependência das tensões com a velocidade da deformação, o que é frequentemente tratado mediante modelos de viscoelasticidade. Esse comportamento é atribuído à interação dissipativa entre as fibras e entre as fibras e a matriz extracelular. Outro fenômeno presente é conhecido como efeito Mullin, no qual o comportamento do ligamento em ciclos de carga depende do máximo valor de deformação alcançada durante esses ciclos. Esse fenômeno, atribuído a comportamentos de relaxação nas fibras, é frequentemente representado utilizando modelos de dano contínuo. Discussões sobre esses efeitos podem ser encontrados em Fung (1993), Holzapfel (2000), Holzapfel et al., (2001) e Woo et al. (2005).

A seguir apresentam-se as principais equações que regem os modelos utilizados neste trabalho.

4.1 CINEMÁTICA DE DEFORMAÇÕES FINITAS

Cinemática é o estudo da deformação e movimento num corpo sem considerar as causas que dão mudança na configuração.

Sejam \mathbf{X} e \mathbf{x} os vetores posição das partículas, na configuração inicial (tempo $t = 0$) e na deformada (tempo $t = \bar{t}$), respectivamente. O movimento de um corpo pode ser descrito pela função de movimento

$$\mathbf{x} = \mathbf{x}(\mathbf{X}, t) \quad (4.1)$$

Para um valor fixo de t , a equação anterior representa um mapeamento entre o corpo indeformado e o deformado.

O tensor gradiente de deformação \mathbf{F} é definido por

$$\mathbf{F} = \frac{d\mathbf{x}}{d\mathbf{X}} \quad (4.2)$$

descreve a maneira como o vetor $d\mathbf{X}$ indeformado, se mapeia no vetor $d\mathbf{x}$ deformado.

$$d\mathbf{x} = \mathbf{F}d\mathbf{X} \quad (4.3)$$

A partir de \mathbf{F} é possível definir o tensor *Cauchy-Green* à direita, \mathbf{C} , mediante a operação:

$$\mathbf{C} = \mathbf{F}^T \mathbf{F} \quad (4.4)$$

e o tensor espacial correspondente, \mathbf{b} chamado *Cauchy-Green* à esquerda

$$\mathbf{b} = \mathbf{F} \mathbf{F}^T \quad (4.5)$$

A partir desses tensores podem ser definidas as seguintes medidas de deformação:

$$\mathbf{E} = \frac{1}{2}(\mathbf{C} - \mathbf{I}) \quad (4.6)$$

$$\mathbf{e} = \frac{1}{2}(\mathbf{I} - \mathbf{b}^{-1}) \quad (4.7)$$

$$\boldsymbol{\epsilon} = \ln \mathbf{C} \quad (4.8)$$

onde \mathbf{E} é o tensor de deformação *Green-Lagrange* também chamado *Green-St.Vénant*, \mathbf{e} é o tensor de deformação *Almansi –Euleriano* chamado também de *Almansi-Hamel* e finalmente, $\boldsymbol{\epsilon}$ é o tensor de deformação logarítmico Lagrangiano.

Quando se trabalha com materiais incompressíveis ou quase incompressíveis é frequente a necessidade de decompor a deformação em uma parcela volumétrica e uma isocórica (desviadora). Uma forma de operar esta decomposição é definindo o tensor $\hat{\mathbf{F}}$ como segue

$$\hat{\mathbf{F}} = J^{-1/3} \mathbf{F} \quad (4.9)$$

onde $J = \det(\mathbf{F})$ é o Jacobiano e $\hat{\mathbf{F}}$ possui um determinante unitário, o que o caracteriza como um gradiente de deformação isocórico.

Desta definição é possível reescrever:

$$\mathbf{F} = (J^{1/3} \mathbf{I}) \hat{\mathbf{F}} = J^{1/3} \hat{\mathbf{F}} \quad (4.10)$$

$$\mathbf{C} = (J^{2/3} \mathbf{I}) \hat{\mathbf{C}} = J^{2/3} \hat{\mathbf{C}} \quad (4.11)$$

Os termos $J^{1/3} \mathbf{I}$ e $J^{2/3} \mathbf{I}$ estão associados com as mudanças de volume e $\hat{\mathbf{C}}$ e $\hat{\mathbf{F}}$ estão associados a deformações isocóricas, tendo em conta que

$$\det \hat{\mathbf{F}} = \det \hat{\mathbf{C}} = \overline{\lambda_1} \overline{\lambda_2} \overline{\lambda_3} = 1 \quad (4.12)$$

$$\overline{\lambda_n} = J^{-1/3} \lambda_n, \quad n = 1, 2, 3 \quad (4.13)$$

4.2 MODELOS CONSTITUTIVOS

4.2.1 Hiperelasticidade

Um material é dito elástico quando o trabalho armazenado durante o processo de carga é recuperado em cada instante do processo de descarga, de maneira que o material não apresenta dissipação de energia (processo reversível) (BONET; WOOD, 2008).

Define-se que um modelo material é hiperelástico quando existe uma função de energia W , cuja derivada em relação ao estado atual de deformação fornece o estado atual de tensões, independentemente da historia de deformação do material (HOLZAPFEL, 2000). O primeiro e segundo tensor tensão de *Piola-Kichhoff*, podem ser escritos como:

$$\mathbf{P} = \frac{dW}{d\mathbf{F}} = 2\mathbf{F} \frac{\partial W}{\partial \mathbf{C}} \quad (4.14)$$

$$\mathbf{S} = 2 \frac{\partial W(\mathbf{C})}{\partial \mathbf{C}} \quad (4.15)$$

Nos modelos ditos isotrópicos, a resposta física do material, quando é submetido a ações mecânicas é a mesma em todas as direções. Em consequência a energia de deformação W pode ser escrita em função de invariantes de \mathbf{C} .

$$W(I_1(\mathbf{C}), I_2(\mathbf{C}), I_3(\mathbf{C})) \quad (4.16)$$

sendo que os invariantes I_1, I_2, I_3 são dados por:

$$I_1(\mathbf{C}) = \text{tr}\mathbf{C} = \mathbf{C} : \mathbf{I} \quad (4.17)$$

$$I_2(\mathbf{C}) = 1/2 ((\text{tr}\mathbf{C})^2 - \text{tr}\mathbf{C}^2) = \mathbf{C} : \mathbf{C} \quad (4.18)$$

$$I_3(\mathbf{C}) = \det\mathbf{C} = J^2 \quad (4.19)$$

Em forma análoga, a energia de deformação pode ser representada em função dos alongamentos principais do tensor \mathbf{C} ,

$$W = W(\lambda_1(\mathbf{C}), \lambda_2(\mathbf{C}), \lambda_3(\mathbf{C})) \quad (4.20)$$

onde $\{\lambda_i\}$ e $\{N_i\}$ são os autovalores e autovetores do tensor de alongamento à direita $\mathbf{U} = \sqrt{\hat{\mathbf{C}}}$

Materiais quase incompressíveis são frequentemente representados mediante uma energia W decomposta aditivamente em uma parcela W_{iso} dependente da deformação isocórica e outra W_{vol} da deformação volumétrica

$$W = W_{vol}(J) + W_{iso}(\hat{\mathbf{C}}) \quad (4.21)$$

de maneira tal que o segundo tensor tensão de Piola Kirchhoff \mathbf{S} é calculado como

$$\mathbf{S} = 2 \frac{\partial W_{vol}(J)}{\partial \mathbf{C}} + 2 \frac{\partial W_{iso}(\hat{\mathbf{C}})}{\partial \hat{\mathbf{C}}} = \mathbf{S}_{vol} + \mathbf{S}_{iso} \quad (4.22)$$

O modelo que se apresenta a seguir adota esta decomposição, assim como a dependência da energia de deformação elástica em relação aos autovalores do tensor \mathbf{C} .

4.2.2 Modelo em viscoelasticidade finita

Nos modelos hiperelásticos o gradiente de deformação \mathbf{F} é suficiente para descrever a resposta mecânica (tensões) do material ao longo do processo de deformação. Nos modelos viscoelásticos é preciso incorporar o fenômeno dissipativo que introduz a dependência da tensão com a velocidade em que a deformação acontece.

No presente trabalho é utilizado o modelo de viscoelasticidade finita proposto em Fancelli et al. (2006) e sua extensão para materiais reforçados por fibras (VASSOLER et al.,2011; REIPS et al.,2009; REIPS,2008).

Neste documento o modelo é exposto em forma sucinta, sendo que a construção dos mesmos deve ser observada nas referências indicadas.

O modelo utilizado se enquadra no formalismo originalmente proposto em Ortiz et al. (1999) no qual um conjunto de modelos constitutivos dissipativos podem ser descritos a partir da existência de uma função potencial de maneira análoga ao que acontece com modelos

de hiperelasticidade (equação 4.21). Entretanto, esse potencial é denominado *Incremental*, pois deve ser atualizado em cada passo de carga em decorrência da evolução das variáveis de estado internas que descrevem a história do processo dissipativo. Em outras palavras, o primeiro tensor tensão de *Piola-Kirchhoff* no instante temporal $n+1$ pode ser obtido como a derivada do Potencial *Incremental* em relação a \mathbf{F} , ambos no instante $n+1$:

$$\mathbf{P}_{n+1} = \frac{\partial \Psi(\mathbf{F}_{n+1}; \xi_n)}{\partial (\mathbf{F}_{n+1})} = 2\mathbf{F}_{n+1} \frac{\partial \Psi(\mathbf{C}_{n+1}; \xi_n)}{\partial (\mathbf{C}_{n+1})} \quad (4.23)$$

sendo $\xi_n = \{\mathbf{F}_n, \mathbf{F}_n^i, \mathbf{Q}_n\}$ é o conjunto de variáveis de estado externas \mathbf{F} e internas \mathbf{F}^i, \mathbf{Q} que definem o potencial no incremento. Os gradientes de deformação elástico e inelástico \mathbf{F}^e e \mathbf{F}^i , respectivamente, são obtidos da decomposição multiplicativa $\mathbf{F} = \mathbf{F}^e \mathbf{F}^i$. As outras variáveis internas relativas ao fenômeno dissipativo estão incluídas em \mathbf{Q} e são calculadas mediante equações de evolução.

No modelo de viscoelasticidade proposto em Fancello et al. (2006) e estendido em Reips (2008) e Vassoler et al. (2011) para a incorporação de fibras, o potencial incremental é decomposto em duas parcelas. Uma parcela que contém a contribuição viscoelástica isotrópica Ψ_{iso} , que representa, no caso específico dos tecidos moles, a matriz extracelular e uma parcela anisotrópica que representa a contribuição das fibras de colágeno Ψ_f :

$$\Psi(\mathbf{F}_{n+1}; \xi_n) = \Psi_{\text{iso}}(\mathbf{F}_{n+1}; \xi_n) + \Psi_f(\mathbf{F}_{n+1}; \xi_n) \quad (4.24)$$

na Figura 4-1 se ilustra o modelo reológico que representa as parcelas da função potencial. Os primeiros dois braços mostram a contribuição Ψ_{iso} da matriz extracelular, considerada isotrópica. Enquanto as molas representam a acumulação de energia elástica e respondem a modelos de hiperelasticidade, o amortecedor descreve a dissipação viscosa.

Os dois braços seguintes representam a contribuição Ψ_f no potencial *Incremental*, fornecido pelas fibras. Novamente, as molas representam o acúmulo elástico devido à deformação destas fibras, enquanto o amortecedor responde pela dissipação viscosa produzida pela taxa de deformação destas fibras.

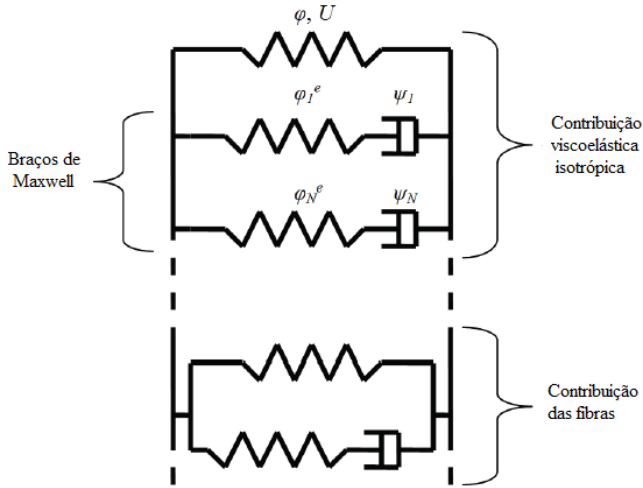


Figura 4-1 Modelo reológico adaptado de (Reips, et al., 2009)

A contribuição Ψ_{iso} está formado pelas seguintes contribuições:

$$\Psi_{\text{iso}}(\mathbf{F}_{n+1}; \xi_n) = \varphi(\hat{\mathbf{C}}) + U(J) + \varphi^e(\hat{\mathbf{F}}^e) \quad (4.25)$$

O primeiro potencial isocórico elástico φ é uma função isotrópica dos autovalores c_i de $\hat{\mathbf{C}}$. O segundo é um potencial volumétrico elástico U , função escalar de J :

$$\varphi(\hat{\mathbf{C}}) = \varphi(c_1, c_2, c_3), \quad U = k/2 [\ln J]^2 \quad (4.26)$$

onde k é o módulo de compressibilidade.

O terceiro potencial isocórico φ^e pertencente ao braço de Maxwell depende de $\hat{\mathbf{F}}^e$ que corresponde à deformação elástica obtida pela decomposição multiplicativa

$$\hat{\mathbf{F}}^e = \hat{\mathbf{F}} \hat{\mathbf{F}}^{v^{-1}} \quad (4.27)$$

sendo $\hat{\mathbf{F}}$, o gradiente de deformação isocórico e $\hat{\mathbf{F}}^{v^{-1}}$ a inversa da deformação viscosa.

O potencial incremental isotrópico responde a seguinte expressão:

$$\begin{aligned} \Psi_{\text{iso}}(\mathbf{C}_{n+1}; \xi_n) = \\ \Delta\varphi(\hat{\mathbf{C}}_{n+1}) + \Delta U(J_{n+1}) + \min_{\mathbf{M}^v, \Delta\mathbf{q}_j^v} \left\{ \Delta\varphi^e(\hat{\mathbf{C}}_{n+1}^e) + \right. \\ \left. \Delta t\psi\left(\frac{\Delta\mathbf{q}_j^v}{\Delta t}\right) \right\} \end{aligned} \quad (4.28)$$

onde

$$\Delta\varphi(\hat{\mathbf{C}}_{n+1}) = \varphi(\hat{\mathbf{C}}_{n+1}) - \varphi(\hat{\mathbf{C}}_n) \quad (4.29)$$

$$\Delta\varphi^e(\hat{\mathbf{C}}_{n+1}^e) = \varphi^e(\hat{\mathbf{C}}_{n+1}^e) - \varphi^e(\hat{\mathbf{C}}_n^e) \quad (4.30)$$

$$\Delta U(J_{n+1}) = U(J_{n+1}) - U(J_n) \quad (4.31)$$

nessa expressão a função φ corresponde à energia de deformação elástica acumulada pela deformação total isocórica $\hat{\mathbf{C}}_{n+1}$, φ^e à energia acumulada pela deformação elástica $\hat{\mathbf{C}}_{n+1}^e$, U é a energia acumulada pela deformação volumétrica J_{n+1} e ψ corresponde à função dissipação relacionada ao incremento das variáveis internas. A minimização em relação às variáveis internas \mathbf{M}^v e $\Delta\mathbf{q}_j^v$ possibilita o calculo do incremento destas variáveis no passo de carga. A minimização esta sujeita a restrições de isocoricidade do incremento de deformação viscosa e ortogonalidade das autoprojeções \mathbf{M}^v_j (ver FANCELLO et al., 2006):

$$\Delta\mathbf{q}_j^v \in K_Q = \{p_j \in \mathbb{R}: p_1 + p_2 + p_3 = 0\} \quad (4.32)$$

$$\mathbf{M}^v_j \in K_M = \{\mathbf{N}_j \in \text{sym}: \mathbf{N}_j \cdot \mathbf{N}_j = 1, \mathbf{N}_i \cdot \mathbf{N}_j = 0, i \neq j\} \quad (4.33)$$

onde \mathbf{M}^v_j são as autoprojeções da deformação viscosa e $\Delta\mathbf{q}_j^v$ a amplitude.

A parcela do Ψ_f do potencial incremental depende não apenas da informação contida no tensor de *Cauchy* \mathbf{C} , mas também da informação da orientação das fibras fornecida pelo tensor estrutural $\mathbf{A}_f = \mathbf{a}_f \otimes \mathbf{a}_f$

onde \mathbf{a}_f é um vetor unitário que descreve a direção das fibras de colágeno na configuração indeformada (caso se tenham outras fibras em diferentes direções pode-se definir outros tensores estruturais \mathbf{A}_f). A relação entre o tensor tensão de *Cauchy* \mathbf{C} e o tensor estrutural \mathbf{A}_f se dá por meio dos invariantes:

$$I_f = \hat{\mathbf{C}} : \mathbf{A}_f = \mathbf{a}_f \cdot \hat{\mathbf{C}} \cdot \mathbf{a}_f = \lambda_f^2 \quad (4.34)$$

Isso é, o invariante $I_f = \lambda_f^2$ calcula a elongação quadrática da fibra. O alongamento total pode-se descompor em uma contribuição elástica e uma viscosa mediante a decomposição multiplicativa $\lambda_f = \lambda_f^e \lambda_f^v$ (REIPS, 2008).

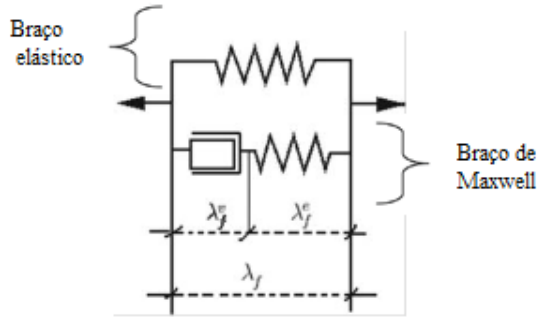


Figura 4-2 Modelo reológico do potencial Ψ_f modificado de REIPS, (2008).

Define-se o potencial incremental Ψ_f associado às fibras como:

$$\Psi_f = \Delta\varphi_f(\lambda_{f_{n+1}}) + \min_{\lambda_{f_{n+1}}^v} \left\{ \Delta\varphi_f^e(\lambda_{f_{n+1}}^e) + \Delta t\psi_f(d_f^v(\lambda_{f_{n+1}})) \right\} \quad (4.35)$$

onde

$$\Delta\varphi_f = \varphi_f(\lambda_{f_{n+1}}) - \varphi_f(\lambda_{f_n}) \quad (4.36)$$

$$\Delta\varphi_f^e = \varphi_f^e(\lambda_{f_{n+1}}^e) - \varphi_f^e(\lambda_{f_n}^e) \quad (4.37)$$

A primeira parcela φ_f corresponde a um potencial de energia de deformação não dissipativa (totalmente reversível) que depende da alongação total λ_f .

O potencial elástico da fibra φ_f^e depende só da alongação elástica e o pseudo-potencial dissipativo ψ_f depende da derivada temporal da alongação viscosa $d^v_f = \dot{\lambda}_f^v / \lambda_f^v$

A minimização em relação à $\lambda_{f,n+1}^v$ permite o calculo do incremento da variável $\lambda_{f,n+1}^e = \lambda_{f,n+1} / \lambda_{f,n+1}^v$

Executados os problemas de minimização (contidos nas equações 4.27 e 4.34) o calculo de tensões no incremento é obtido mediante a derivação (equação 4.22) (ver FANCELLO et al., 2006; VASSOLER et al., 2012)

No contexto deste documento é importante atribuir significado físico aos termos e definir a expressão utilizada nos potenciais.

A parcela isotrópica que representa a matriz foi modelada no presente trabalho mediante os seguintes potenciais:

$$\varphi = \mu \sum_{j=1}^3 (\varepsilon_j)^2 \quad (4.38)$$

$$\varphi^e = \mu^e \sum_{j=1}^3 (\varepsilon^e_j)^2 \quad (4.39)$$

$$\psi = \eta^v \sum_{j=1}^3 (d^v_f)^2 \quad (4.40)$$

Onde a deformação ε_j é o logaritmo natural da alongação total, a deformação elástica ε^e é o logaritmo natural da alongação elástica e d^v_f derivada temporal da alongação viscosa.

$$\varepsilon_j = \ln \lambda_f, \quad \varepsilon^e_j = \ln \lambda_f^e, \quad (4.41)$$

Estas expressões correspondem a modelos quadráticos dos argumentos, que são conhecidos como potenciais tipo Hencky. Esses potenciais foram escolhidos para a contribuição da parcela isotrópica, que no caso dos tecidos moles, contribuem para uma parcela de pouca

rigidez no sistema. Esses dependem dos parâmetros de material μ , μ^e , e η^v respectivamente.

A contribuição das fibras foi modelada utilizando as seguintes expressões para os potenciais

$$\varphi_f = \frac{k_1}{2k_2} \left\{ \exp \left[k_2 (I_f - 1)^2 \right] \right\} \quad \text{Se } \lambda_f > 0 \text{ ou } 0 \text{ quando } \lambda_f \leq 0 \quad (4.42)$$

$$\varphi_f^e = \frac{k_1^e}{2k_2^e} \left\{ \exp \left[k_2^e (I_f - 1)^2 \right] \right\} \quad \text{Se } \lambda_f^e > 0 \text{ ou } 0 \text{ quando } \lambda_f^e \leq 0 \quad (4.43)$$

$$\psi_f = \eta_f \sum_{j=1}^3 (d_{fj}^v)^2 \quad (4.44)$$

Estas expressões para os potenciais φ_f e φ_f^e foram propostos por Holzapfel (2001) e dependem dos parâmetros de material k_1 , k_2 , k_1^e , k_2^e . Finalmente, o termo ψ_f depende do parâmetro η_f .

Esses parâmetros devem ser obtidos através de um procedimento de identificação com curvas experimentais, como se mostra no capítulo 6.

5 METODOLOGIA PROPOSTA

5.1 DEFINIÇÃO DA AMOSTRA

Os tendões flexores digitais, profundo e superficial, de origem suína foram escolhidos para o estudo pela sua estrutura longa e homogênea, e facilidade de obtenção. O tendão flexor digital profundo (Figura 5-1) segue o músculo digital profundo. Esse é localizado dorsalmente ao ligamento interósseo e na face palmar ao tendão do músculo flexor digital superficial, distalmente se insere na cartilagem da falange.

O tendão flexor digital superficial acompanha o músculo digital superficial e está aderido à articulação metacarpo falangeano por meio do ligamento anular palmar e mais distalmente pelo ligamento digital palmar proximal. Ao chegar à extremidade distal da falange proximal emite dois ramos que divergem até seus pontos de inserção, nas extremidades proximal e distal da falange média (ALVES et al.,2008).



Figura 5-1 Tendão flexor profundo.

5.2 DEFINIÇÃO DO MÉTODO EXPERIMENTAL

Na escolha do método para os ensaios monotônicos, propõem-se diferentes alternativas para cada uma das etapas (Tabela 5-1). As alternativas foram escolhidas com base nos dados da literatura citados anteriormente, disponibilidade dos materiais e ferramentas necessárias em cada uns dos passos e propostas provenientes da aplicação dos métodos.

Tabela 5-1 Alternativas para a escolha dos métodos.

• A. Coleta de amostras após abate
1. Antes de 1,5h
2 Depois de 18h
3. 24h depois
• B. Armazenagem
1. -20°C
2. -30°C
3. -20°C com papel alumínio e soro
• C. Descongelamento
1. Temperatura ambiente com solução salina
2. Temperatura ambiente sem solução salina
• D. Medição da área de seção transversal
1. Micrômetria digital manual
2. Deslocamento salino (Volumétrico)
3. Microscopia-Lâmina histológica
4. Regua Ortopédica para medição de diâmetros
5. Medição de diâmetro com corda
6. Análise com Imcontorn de Matlab das imagens obtidas
• E. Fixação na garra
1. Cilindros de PVC com epóxi-polimercaptano
2. Garras sinusoidais de efeito cunha com ranhuras diagonais
3. Sutura Krackow, fio 5, cianocrilato
4. Sutura, Fio 2, cianocrilato
5. Garras de pressão
6. Fixar sutura em argolas
• F. Tempo de cura do cianocrilato
1. 45 min
2. 1h30 min

3. 6h
4. 15 min
• G. Marcação para DIC
1. Aerossol ou pintura em pó
2. 3 suturas superficiais.
3. Toner com microesferas de poliamida (PA2000)
4. Caneta
• H. Ensaio
1. Em solução
2. Seco
• I. Velocidade de carregamento % (comprimento amostra/min)
1. 10%
2. 12%
3. 40%
4. 60%
5. 70%
• J. Pré-carga
1. 13N
2. 15N
3. 22N
4. 30N
• K. Pré-condicionamento
1. Quatro ciclos até 8N

Partindo das alternativas foram determinados sete métodos (Met-Tabela 5-2), que após a execução de ensaios exploratórios, permitiu a escolha do método definitivo.

Tabela 5-2 Definição dos métodos

Etapas	Met 1	Met 2	Met 3	Met 4	Met 5	Met 6	Met7
A	3	3	3	3	3	3	3
B	1	1	1	1	1	3	3
C	2	1	1	1	1	1	1
D	1	1	1	1	1	1,3,4,5,6	1,4,5,6
E	3,5	3,6	3,5	2,3	2,3	2,4	2,4
F	1	4	4	2	0	4	4
G	0	1	1	1	3	3	3
H	2	2	2	2	2	2	2
I	5	1	2	2	1	1	1

Etapas	Met 1	Met 2	Met 3	Met 4	Met 5	Met 6	Met7
J	0	4	1	4	1	2	2
K	0	0	0	0	0	0	1

Para a avaliação da eficiência dos métodos a serem adotados, levou-se em conta alguns requisitos básicos. Cada um desses requisitos (Tabela 5-3) tem um peso de avaliação e cada metodologia tem uma qualificação que depende do cumprimento dos requisitos a avaliar.

Tabela 5-3 Avaliação dos métodos segundo os requisitos a cumprir.

Requisitos para avaliar os métodos	Peso de avaliação	Qualificação dos métodos						
		1	2	3	4	5	6	7
Escorregamento	25%	10	50	10	70	70	80	90
Aquisição DIC	20%	0	10	10	10	90	90	90
Reprodutibilidade	25%	30	40	30	60	60	90	90
Simulação de ambiente in vivo	10%	0	30	30	30	30	50	60
Resultados	20%	20	70	60	80	80	85	95

Multiplicando o peso de avaliação pela qualificação da metodologia, obtém-se um valor final de avaliação da metodologia para cada requisito (Tabela 5-4).

O método escolhido é aquele que maior valor total obteve da soma de cada requisito.

Tabela 5-4 Avaliação final dos métodos.

Requisitos para avaliar os métodos	Métodos						
	1	2	3	4	5	6	7
Escorregamento	250	1250	250	1750	1750	2000	2250
Aquisição DIC	0	200	200	200	1800	1800	1800
Reprodutibilidade	750	1000	750	1200	1200	2250	2250
Simulação de ambiente in vivo	0	300	300	300	300	500	600
Resultados	400	1400	1200	1600	1600	1700	1900

Requisitos para avaliar os métodos	Métodos						
	1	2	3	4	5	6	7
TOTAL	1350	4150	2700	5050	6650	8250	8800

Sendo que o método 7 foi o que resultou ser o mais adequado dentre os propostos, mostra-se a seguir o protocolo para os ensaios monotônicos e cíclicos (Rampa).

Ensaio monotônico

Depois de dissecadas as amostras de tendão profundo se armazenam em papel alumínio com um pouco de soro, numa temperatura de -20°C

1. Descongelamento em solução salina;
2. Cálculo da área da seção transversal inicial, medindo diâmetro maior e menor com paquímetro digital e assumindo a área da seção transversal da amostra como uma elipse;
3. Preparação da amostra: escolher uma região homogênea, a parte mais homogênea esta geralmente no centro;
4. Para fixar na garra de cunha, se posiciona na parte inferior a parte mais homogênea da amostra que é onde a câmera registrará o deslocamento.

Observações:

- 5.1 Evitar a folga da garra inferior.
- 5.2 Prender a amostra somente aparecendo o limite da sutura.
5. Conferir o ALINHAMENTO da amostra, e que a amostra não esteja torcionada.
6. Aplicar cianocrilato na amostra para fixar melhor nas garras.
7. Preparar a amostra para o sistema de aquisição, dar uma camada de toner na direção das fibras e espalhar microesferas de poliamida (PA2200).

Observação:

- 8.1 As câmeras registraram $\frac{3}{4}$ do comprimento da imagem.
- 8.2 Para o DIC se usa uma taxa de imagens de captura de 1,75 frame/s.
8. Pré-carga 3.2 N por 100 segundos que é 2% carga máxima (MUNÓZ, 2008).

9. Pré-condicionamento. Quatro ciclos até 8N com a velocidade de 1.74mm/min.
10. Ensaio monotônico de baixa velocidade a 10% do comprimento total/min.

Ensaio rampa

Repete-se os passos 1-6,8,9,10 do ensaio monotônico com uma taxa de captura de imagens de 7,5 frame/s

11. Ensaio de rampa, quatro ciclos a uma velocidade da máquina de 1.74mm/min, cada ciclo chega até 40, 80, 120, N. (Ver Figura 5-2)

Observação:

Repete-se com a mesma amostra numa velocidade da máquina de 17,4mm/min. O DIC com 7,5 frame/s.

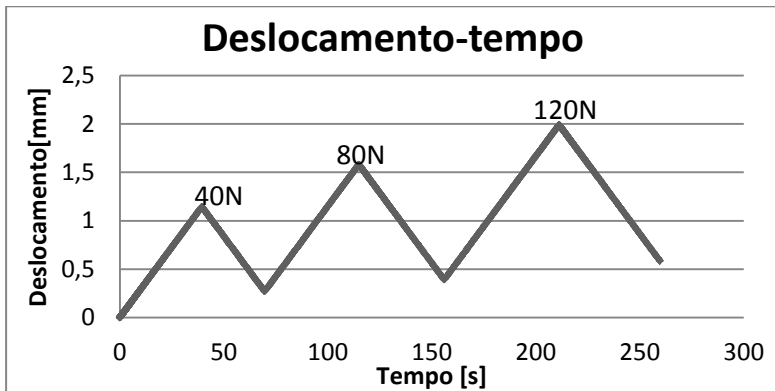


Figura 5-2 Aplicação da velocidade a 1,74mm/min, com ciclos de 40, 80, 120,N.

5.3 DEFINIÇÃO DO MÉTODO PARA O MODELO COMPUTACIONAL

A ferramenta utilizada para a identificação de parâmetros procura as constantes do modelo constitutivo viscoelástico com incorporação de fibras, partindo da informação experimental que consiste nas curvas de tensão/deformação reais.

São identificados 5 parâmetros da parcela anisotrópica correspondente à contribuição das fibras: k_1 , k_2 , do potencial φ_f relacionado com a mola principal, k^e_1 , k^e_2 do potencial φ^e_f associado com a mola do braço de

Maxwell, e η_f , termo do potencial ψ_f pertencente ao amortecedor do braço de Maxwell (Figura 4-2).

O método computacional consiste num algoritmo de minimização do erro quadratico que é a diferencia entre os dados experimentais e os dados simulados pelo modelo de viscoelasticidade com incorporação das fibras. A continuação se mostra de maneira simplificada como esta estruturado o **calculo da função de erro** (diferença entre o valor experimental e o valor simulado). O erro depende dos parâmetros da fibra e é incorporado a um algoritmo de otimização.

O algoritmo de simulação foi implementado em Fanello, 2006; Vassoler et al.,2011; Reips et al.,2009; e Reips,2008.

- i. Dados de entrada:
 - a. Direção das fibras \mathbf{a}_f .
 - b. Parâmetros da matriz μ , μ^e , e η^v (conhecidos e fixos).
 - c. Parâmetros da fibra k_1 , k_2 , k^e_1 , k^e_2 , η_f (variáveis de otimização)
 - d. Dados experimentais: tensão/deformação reais, tempo.
- ii. Para cada passo de carga:
 - a. Calculam-se as tensões correspondentes à parcela isotropica da mola do braço principal, à mola e ao amortecedor do braço de Maxwell.
 - b. Calculam-se as tensões da parcela anisotrópica correspondente ao braço principal e à mola do braço de Maxwell da parcela das fibras.
 - c. Calcula-se a tensão total mediante a soma das parcelas isotropicas e das fibras e calcula-se o erro,definido como:

$$Erro = \frac{1}{2} \sum_{t=1}^T \left(\sigma_{Exp}^t - \sigma_S^t(\boldsymbol{\alpha}) \right)^2 \quad (5.1)$$

onde σ_{Exp}^t é a tensão experimental calculada no tempo t , σ_S^t é a tensão simulada pelo modelo no tempo t , e $\boldsymbol{\alpha}$ é o vetor de parâmetros, sendo identificados

$$\boldsymbol{\alpha} = \{ k_1, k_2, k^e_1, k^e_2, \eta_f \} \quad (5.2)$$

6 RESULTADOS

6.1 EXECUÇÃO E ANÁLISE DE ENSAIOS MECÂNICOS

Os ensaios mecânicos foram feitos seguindo os métodos propostos no capítulo 5. Foi executado um conjunto de ensaios que permitiu identificar progressivamente problemas operacionais e suas soluções. A documentação dos aspectos principais e conclusões obtidas na execução desses ensaios preliminares estão no apêndice.

A seguir apresentam-se os ensaios considerados satisfatórios em termos de execução. Cabe ainda indicar que a realização de um número de testes necessários para uma análise estatística de dados está fora do escopo do presente trabalho, sendo esse restrito à elaboração do método experimental adequado.

O objetivo desses ensaios padrões é gerar dados experimentais para avaliar as propriedades viscoelásticas da amostra submetido a um ciclo de cargas em duas velocidades de aplicação de cargas diferentes, controlando os picos de força até chegar a 120 N. Esses picos de força foram escolhidos considerando o carregamento *in vivo* na condição fisiológica normal, isto é, admitindo ausência de dano macroscópico.

Foram feitos dois ensaios com a mesma amostra para avaliar o seu comportamento em duas velocidades: 1,74 mm/min e 17,4 mm/min. O motivo de usar a mesma amostra foi para evitar que as pequenas mudanças entre indivíduos influenciassem nos resultados, já que os tendões apresentam pequenas variações entre si. Na Tabela 6-1 descreve-se os dados da amostra.

Tabela 6-1 Dados da amostra do ensaio padrão.

Nome da amostra	Tendão 5
Método	7 (Rampa)
Tipo de amostra	Tendão flexor profundo digital suíno
Comprimento útil	32mm
Diâmetros (maior e menor) aproximados iniciais	10,68mm 5,67mm
Tempo de cura	15min
Temperatura ambiente de ensaio e cura	20 °C
Carga máxima	120 N
Velocidade de deslocamento na aplicação da carga	1,74mm/min 5,43% 17,4mm/min 54,46%

Na Figura 6-1 apresenta-se o gráfico força–deslocamento do teste padrão realizado com máquina de tração universal. Para esse teste foi usada uma célula de carga de 5000 N, com controle de força. A amplitude de carregamento para cada carga e descarga foi de 40, 80 e 120 N. Os deslocamentos apresentados na Figura 6-1 correspondem aos deslocamentos da garra, sem informação precisa da deformação que esse movimento proporciona na região onde foram feitas as medidas sobre o corpo de prova. Precisamente com esse objetivo foi utilizada a técnica DIC, para permitir o cálculo de deformações longitudinais (eixo Y) e, se possível, transversais (eixo X) diretamente da amostra (Figura 6-3).

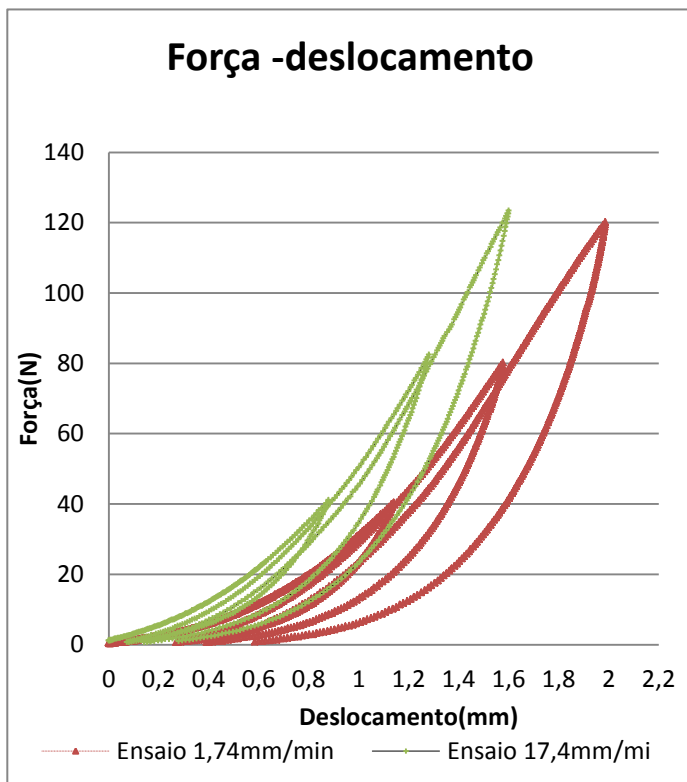


Figura 6-1 Gráfico força-deslocamento da garra. Ensaios, com velocidade de deslocamento na aplicação de carga de 1,74mm/min e 17,4mm/min.



Figura 6-2 Teste padrão.

Para estudar a cinemática do tendão, foram testadas diferentes distribuições de marcadores cujo deslocamento é mensurado mediante a técnica DIC. Para a marcação foram utilizadas microesferas de poliamida brancas (PA2200) sobre uma camada de toner preto para criar contraste. O deslocamento relativo desses permite o cálculo do campo de deformações no tendão. A definição de uma malha de *markers* sobre a imagem do corpo de prova permite um cálculo das deformações, utilizando, por exemplo, funções de formas oriundas da técnica de elementos finitos junto à informação dos deslocamentos fornecida pelos marcadores (*markers*). Entretanto, se a distância entre esses for muito pequena em relação à área observada, os deslocamentos relativos desses para uma dada deformação podem ser inferiores à resolução do sistema óptico, gerando erros inadmissíveis. A solução adotada para o presente caso foi utilizar uma distribuição de marcadores com uma distância significativa entre eles, suficiente para que os deslocamentos relativos fossem mensuráveis em forma correta pelo sistema óptico. A grade de marcadores pode ser observada na Figura 6-3.

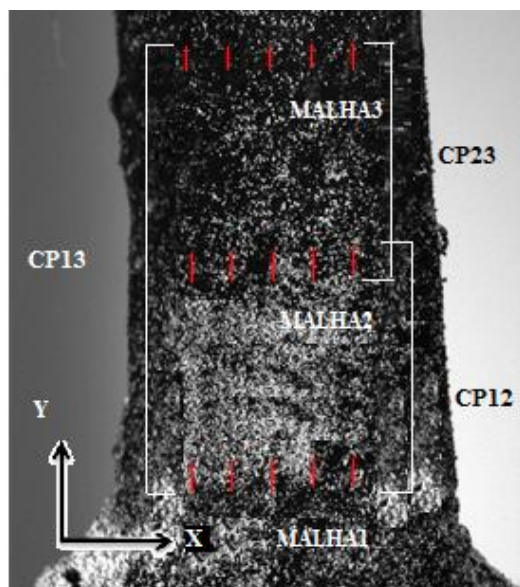


Figura 6-3 Malhas e subcorpos de prova ao longo da amostra (imagem ilustrativa).

Em cada ensaio, três grupos de marcadores, aqui denominados de *malhas* foram definidos ao longo do comprimento do corpo de prova. A *malha* 1 situada no extremo inferior, a *malha* 2 no centro da amostra e a *malha* 3 no extremo superior. Cada *malha* comporta 5x4 marcadores concentrados em faixas com o intuito de facilitar o cálculo de valores médios sobre cada faixa e realizar cálculos de deslocamentos relativos (deformações) tomando como comprimentos úteis as distâncias entre as faixas.

Para a análise das deformações longitudinais (direção Y) foram definidos três subcorpos de prova sobre a amostra, chamados CP12, CP23 e CP13. O comprimento útil inicial de cada subcorpo de prova (CP) de cada ensaio foi calculado como a distância média entre a primeira e a última linha de marcadores das malhas que definem o CP (Ver Figura 6-3). Na Tabela 6-2 mostra-se os comprimentos iniciais L_0 de cada subcorpo de prova nos dois ensaios realizados a diferentes velocidades. Cabe destacar que da maneira como foram definidos, os CP12, CP23 e CP13 trazem informações dos comportamentos mecânicos da parte inferior, superior e média do tendão, respectivamente.

Tabela 6-2 Comprimentos longitudinais iniciais dos subcorpos de prova.

Subcorpo de prova (CP)	L_0	
	Velocidade 1,74mm/min.	Velocidade 17,4mm/min.
CP12	10,34mm	10,33mm
CP23	10,20mm	10,31mm
CP13	14,87mm	14,93mm

Deformações longitudinais

A variação de comprimento de cada subcorpo de prova foi calculada como o deslocamento relativo entre os marcadores extremos que definem cada subcorpo de prova. A deformação longitudinal ε foi calculada como o logaritmo da elongação longitudinal:

$$\varepsilon = \ln(\lambda_1), \quad \lambda_1 = L/L_0 \quad (6.1)$$

A Figura 6-4 apresenta a deformação dos três subcorpos de prova ao longo do tempo para a velocidade 1,74 mm/min. Observa-se nesta figura que a deformação do CP12 é maior que a do CP23.

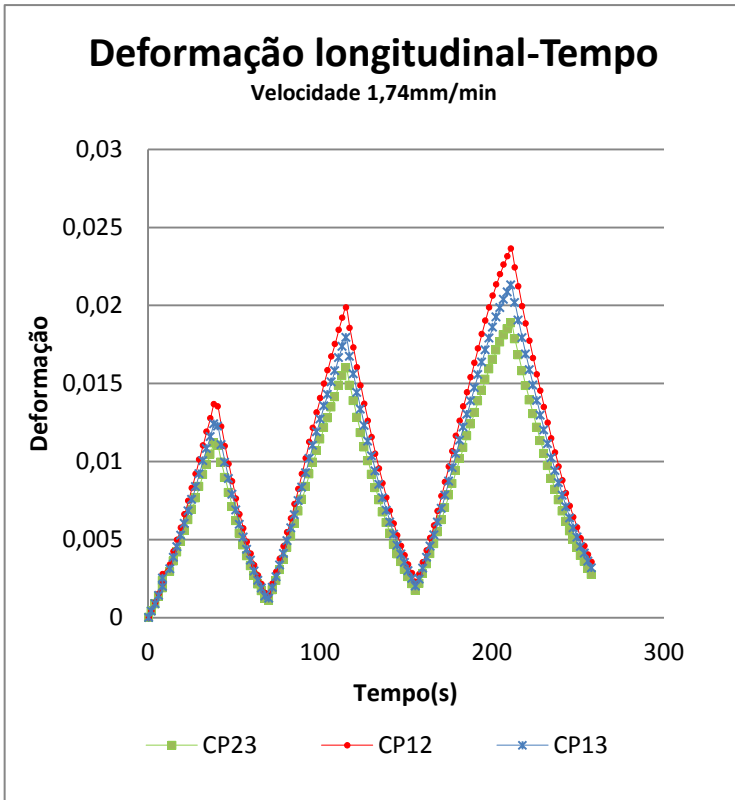


Figura 6-4 Gráfico deformação longitudinal- tempo, do ensaio com velocidade 1,74mm/min.

No ensaio com velocidade 17,4mm/min (Figura 6-5) pode-se observar que o comportamento das curvas de deformação de cada subcorpo de prova é análogo ao da Figura 6-4, com a diferença que no ensaio a 17,4mm/min os valores são menores, fato que se esperava devido à dependência do material com a velocidade.

Cabe aqui uma discussão em relação à heterogeneidade observada nas medidas de deformação de ambos os ensaios. Embora possa ser atribuída a uma propriedade intrínseca da região do tendão,

interpreta-se aqui que esta foi provocada por uma maior hidratação da parte inferior desse por simples gravidade, tornando a parte superior mais rígida. Esse fato já foi relatado em outros trabalhos. Em Haunt, Haunt (1997), foi encontrado que as propriedades do tendão patelar eram mais sensíveis quando o tecido estava totalmente hidratado, pois quando a amostra estava parcialmente desidratada a capacidade de carregamento do tecido se perdia pela permeabilidade do tecido. Em Hannafin; Arnoczy (1994), afirmou-se que a quantidade de água no tecido decrescia com os ciclos de carregamento, o que afetava as propriedades mecânicas do tecido pela dependência dele à composição sólido - líquido da estrutura. Em Chimich et al. (1992) e em Provenzano (2001) concluiu-se que a relaxação dos tecidos era diretamente dependente do grau de hidratação.

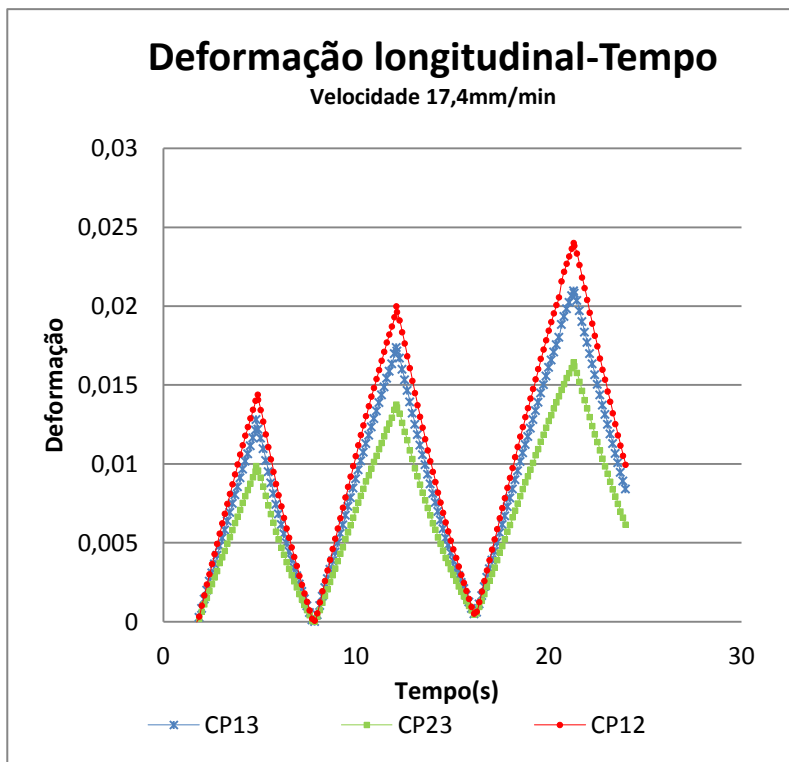


Figura 6-5 Gráfico de deformação longitudinal- tempo, do ensaio com velocidade 17,4mm/min

Recorrendo à teoria para analisar a qualidade dos dados obtidos opticamente, sabe-se que diferentes propostas de funções de interpolação, funções de mapeamento, coeficientes de correlação e técnicas subpixel foram propostos na última década para melhorar a resolução do método DIC (VENDROUX; KNAUSS, 1998; SUTTON, 2009; PAN 2009). Esses trabalhos permitiram validar o método óptico, hoje amplamente utilizado, estudando a resolução das medidas segundo a escolha do algoritmo DIC (SCHREIER, SUTTON, 2002; PAN et al., 2006; BORNERT et al., 2009; LAVA et al., 2010; VASSOLER; FANCELLO, 2011). Porém, obviamente é necessário um controle não apenas dos parâmetros da técnica DIC (erros relacionados com o algoritmo), mas também da marcação aplicada sobre o corpo de prova, da iluminação adequada, do tratamento de distorções óticas das lentes, dos ruídos de vibrações e outros fatores que geram erros associados ao corpo de prova, ao carregamento e à aquisição de imagem, que somados podem resultar em um ruído significativo na medida. Nesse trabalho utilizaram-se funções de interpolação e de mapeamento de alta ordem, diferentes tamanhos de subset para a marcação utilizada e um coeficiente de correlação pouco sensível à mudanças de iluminação na imagem.

Segundo os estudos acima, os primeiros algoritmos DIC subpixel apresentam erros grosseiros na ordem de 0,1 pixels. Algoritmos recentes permitem obter erros abaixo de 0,01 pixels. Em Vassoler et al. (2010) foi feito um estudo do erro do algoritmo adotado neste trabalho. No trabalho diferentes escolhas de parâmetros foram estudadas, e a escolha adequada destes levaram a erros absolutos inferiores a 0,001 pixels em campos de deslocamentos de primeira ordem, como as encontradas em ensaios uniaxiais. Apesar de este trabalho utilizar um algoritmo muito robusto e um controle rigoroso sobre a metodologia de ensaio, para evitar erros significativos preferiu-se adotar uma postura conservativa com o uso de uma resolução de 0,05 pixels como critério de qualidade dos dados.

Área da seção transversal

Para o cálculo da área da seção transversal inicial do tendão, foi suposto que esse possui uma geometria elíptica e se usou um paquímetro digital para a obtenção das medidas dos diâmetros da amostra (ver equação 3.1). Foram tomadas três medidas dos diâmetros e depois se calculou a média. O tendão utilizado para ensaio foi escolhido de maneira tal que apresentara uma geometria homogênea (Figura 5-1),

então se assume que o valor de área inicial é igual ao longo do seu comprimento.

Para o cálculo da área da seção transversal média instantânea dos CP se utilizou a informação obtida na análise longitudinal e a hipótese de que o material possui comportamento isocórico, isto é, o volume do corpo de prova se mantém constante: $\lambda_1\lambda_2\lambda_3 = 1$. Sendo λ_1 a elongação no eixo Y; a elongação dos outros dois eixos é calculada por:

$$\lambda_2 = \lambda_3 = 1/\sqrt{\lambda_1} \quad (6.2)$$

hipótese clássica nesse tipo de material por ser considerados tecidos incompressíveis ou quase incompressíveis (PIPKIN, ROGERS, 1968 Apud WOO et.al.,2005; HOLZAPHEL,2000). Com essas elongações, calcularam-se os novos diâmetros instantâneos para o cálculo da área da seção transversal média.

Na Figura 6-6 e na Figura 6-7 têm-se os gráficos da área da seção transversal-tempo calculados como se mencionou anteriormente. Novamente, observa-se uma diminuição maior de área do CP12 que no CP23 devido à maior elongação longitudinal do primeiro.

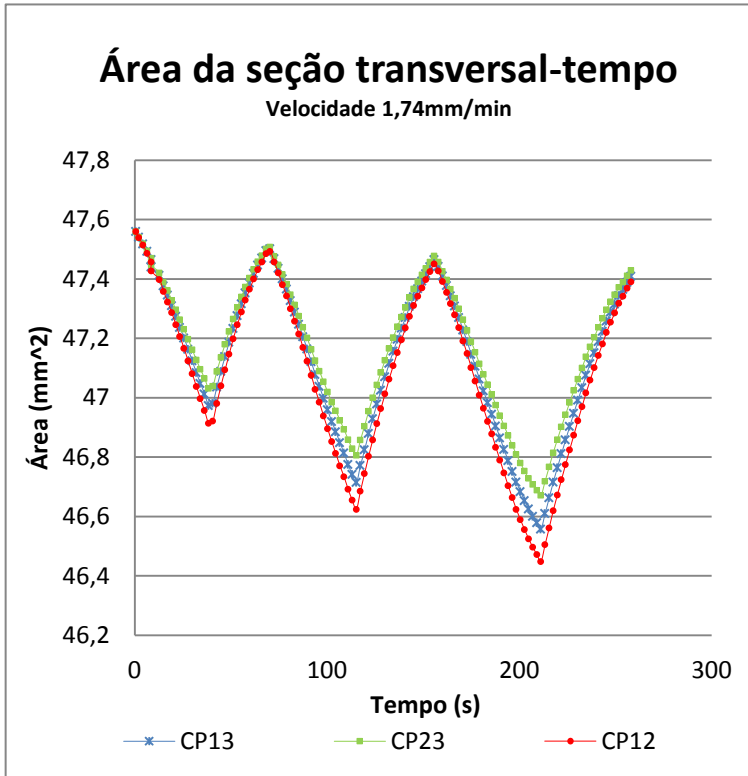


Figura 6-6 Gráfico área-tempo, velocidade 1,74mm/min.

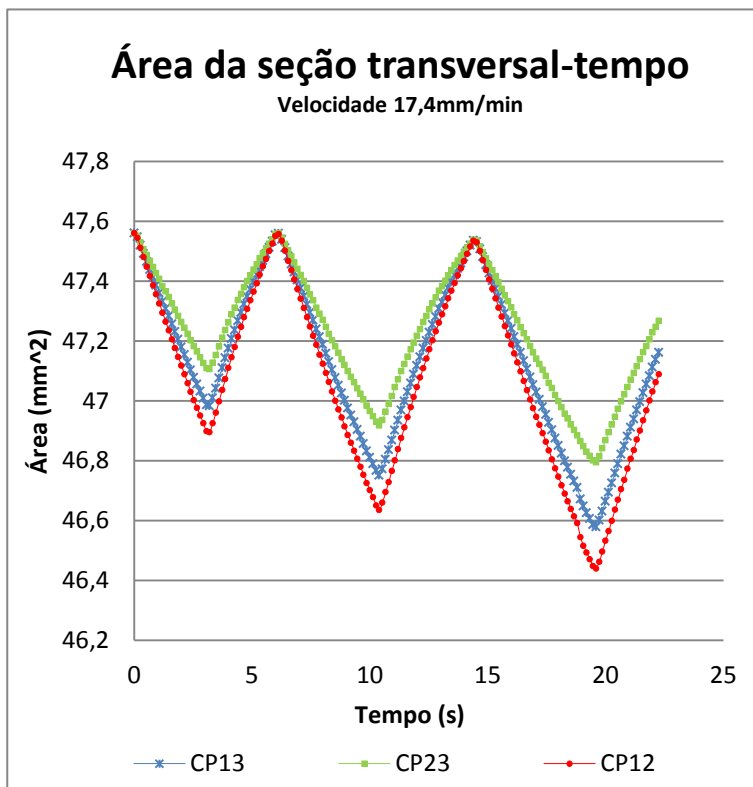


Figura 6-7 Gráfico área-tempo, velocidade 17,4mm/min.

Gráficos tensão-deformação real

A componente longitudinal da tensão de Cauchy σ foi calculada como o quociente entre a força aplicada a área instantânea:

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (6.3)$$

A seguir mostra-se os gráficos, deformação-tensão, dos ensaios com as duas velocidades. (Figura 6-8 e Figura 6-9)

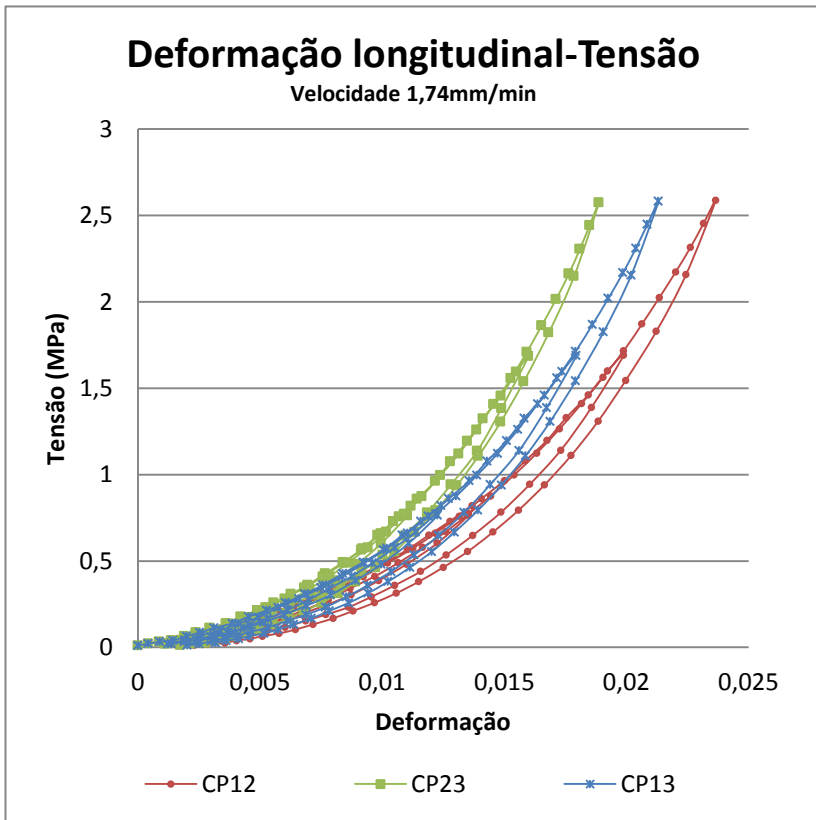


Figura 6-8 Gráfico Deformação-Tensão do ensaio com velocidade 1,74mm/min.

Analisando a deformação pode se observar que no subcorpo CP12 se tem maior deformação que no subcorpo CP23, que, como se mencionou anteriormente, é explicada pela perda de hidratação, o que leva a um aumento na rigidez. Esta maior rigidez denuncia uma heterogeneidade clara nas propriedades do tendão.

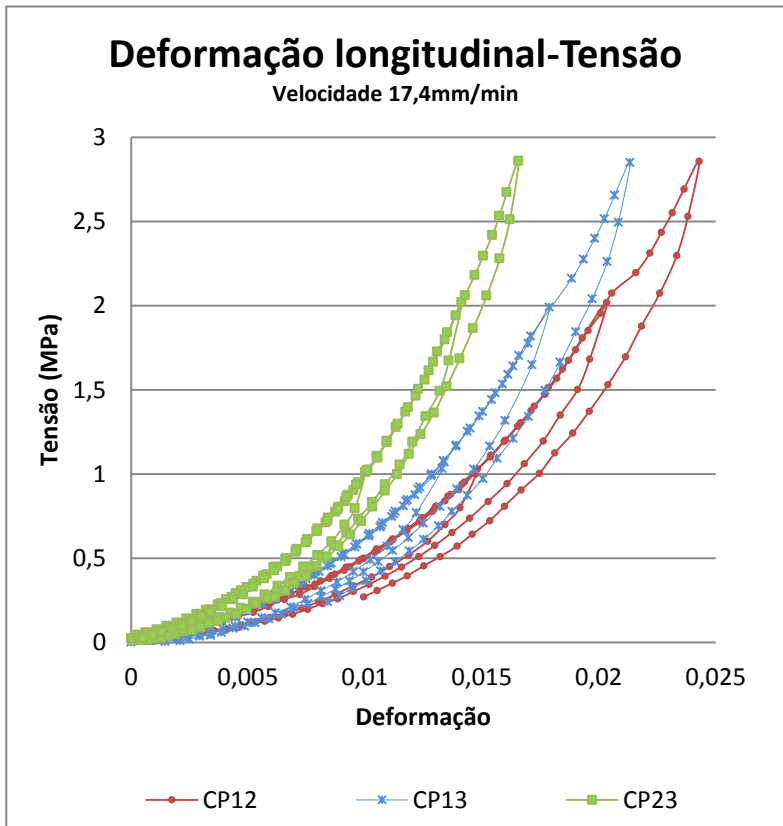


Figura 6-9 Gráfico Deformação-Tensão do ensaio com velocidade 17,4mm/min analisado mediante regiões.

Comparando os resultados das Figura 6-8 e Figura 6-9, observa-se um enrijecimento devido ao aumento de velocidade. Para possibilitar uma análise mais precisa, mostram-se nas Figura 6-10, Figura 6-11 e Figura 6-12 as resposta dos três CPs para as duas velocidades.

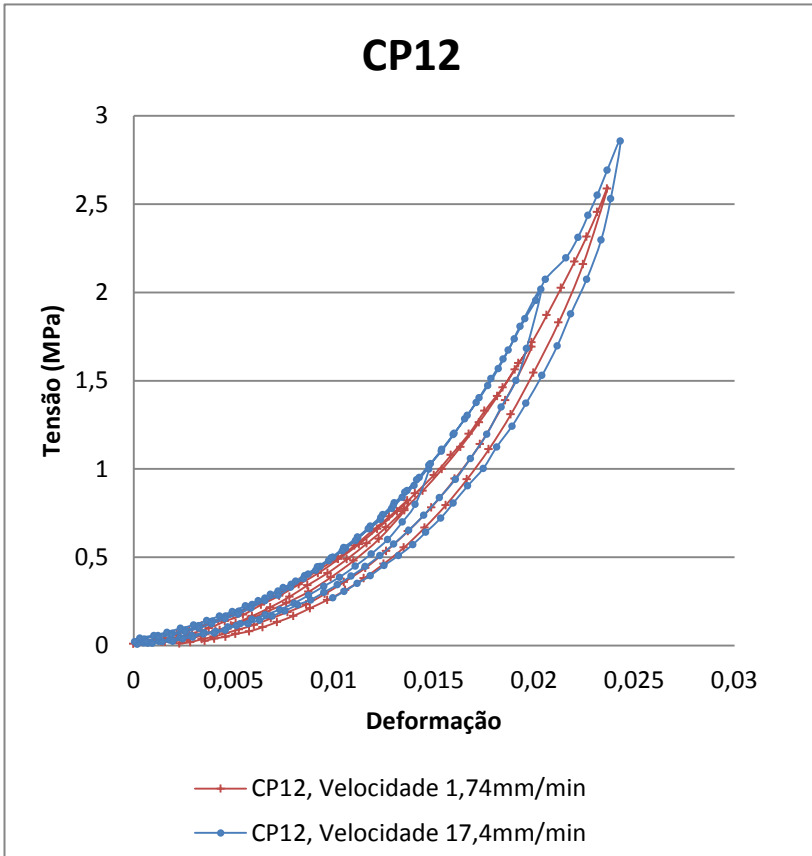


Figura 6-10 Gráfico comparativo ensaios com velocidade de 1,74 mm/min e 17,4mm/min. Deformação-Tensão subcorpo CP12

A Figura 6-10 mostra que no CP12 a velocidade tem uma pequena influência para a deformação máxima quando a carga máxima é aplicada no ciclo. Entretanto, o laço de histerese do ensaio a 17,4mm/min é mais largo que o laço do ensaio a 1,74mm/min, mostrando novamente a dependência da velocidade. Cabe aqui voltar ao aspecto de desidratação que afeta as propriedades entre os dois ensaios.

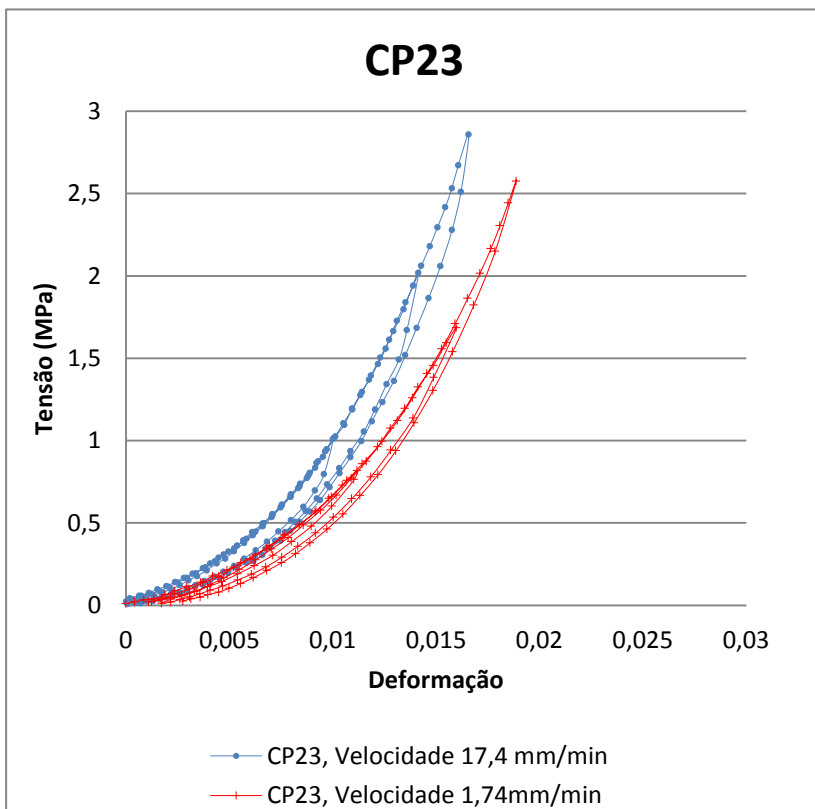


Figura 6-11 Gráfico comparativo dos ensaios com velocidade de 1,74 mm/min e 17,4mm/min. Deformação-Tensão subcorpo CP23.

Na Figura 6-11, no subcorpo CP23, observa-se sim, uma nítida diferença de deformações máximas para a máxima carga do ciclo, com maior rigidez para o ensaio de 17,4 mm/min. Isso era esperado de um material viscoelástico. Não obstante isto, o CP23 é que apresenta mais perda de água entre os dois ensaios, sendo difícil discriminar qual o fenômeno que mais afetou o comportamento.

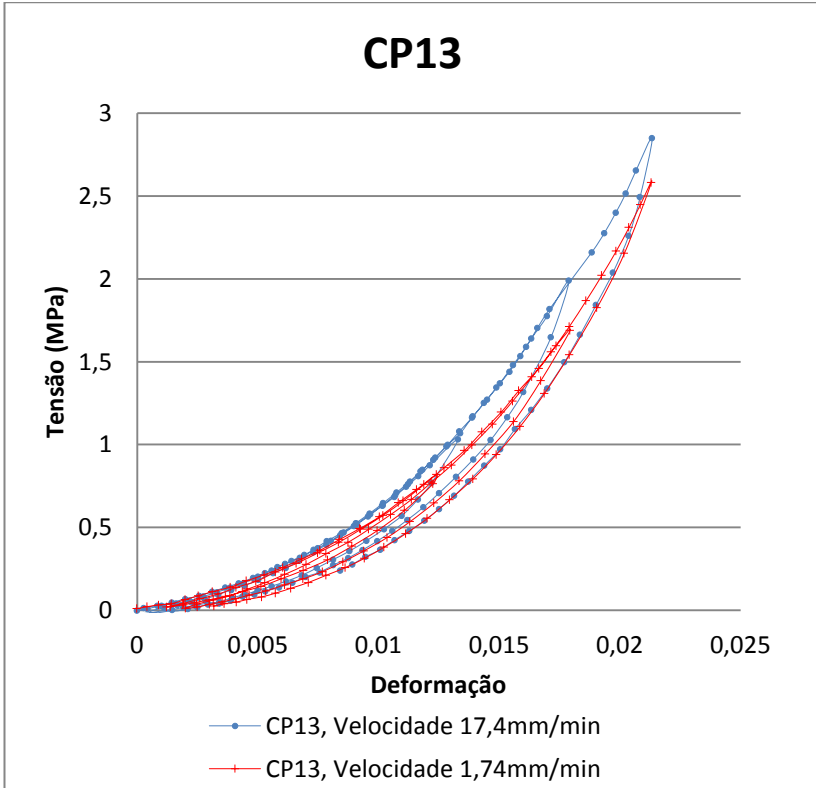


Figura 6-12 Gráfico comparativo ensaios com velocidade de 1,74 mm/min e 17,4mm/min. Deformação-Tensão subcorpo CP13.

A Figura 6-12 mostra o comportamento medido do ponto de vista do CP13. Como esperado, obtém-se uma resposta intermediária entre o CP12 e CP23, pois reflete o comportamento médio do tendão. Novamente, percebe-se que a resposta do ensaio a 17,4 mm/min é um pouco mais rígida que do que o ensaio a 1,74mm/min, entretanto, o fenômeno poder ser atribuído parcialmente a já mencionada perda de água na amostra.

6.2 IDENTIFICAÇÃO DE PARÂMETROS

A identificação de parâmetros é um problema inverso que procura as constantes do modelo constitutivo partindo-se da informação experimental. Uma das formas tradicionais de resolver esse problema é utilizar técnicas de otimização para minimizar a diferença entre os resultados numéricos e experimentais.

O modelo de viscoelasticidade reforçada por fibras proposto e implementado em Reips (2008) e Vassoler et. al. (2012), foi usado junto a um algoritmo para a minimização do erro quadrático entre os dados numéricos e experimentais.

Foram identificados cinco propriedades de material, correspondentes aos parâmetros k_1 e k_2 , do braço puramente elástico da fibra (Equação 4.42), k^e_1 e k^e_2 da parcela elástica do braço do Maxwell (Equação 4.43) e η_f da parcela viscosa do braço de Maxwell (Equação 4.44).

O parâmetro μ do potencial isotrópico φ (Modelo de Hencky, Equação 49) foi admitido fixo com valor $\mu = 0.0425$ MPa. Esse valor corresponde a 1/2000 vezes o módulo de Young do flexor digital suíno registrado em Zee et. al (2000) e corresponde ao módulo de Young da matriz. A orientação das fibras se admite ser paralela ao comprimento do corpo.

A seguir se mostram os parâmetros e os gráficos com os resultados numéricos, experimentais e o erro de ajuste entre eles.

Ensaio monotônicos

Foi realizado um primeiro teste para um ensaio monotônico, de uma amostra de tendão flexor profundo digital suíno, admitindo-se um modelo puramente hiperelástico. Nesse caso, os parâmetros correspondentes aos braços de Maxwell, tanto isotrópico como das fibras, são considerados nulos. Assim, são identificados apenas os parâmetros k_1 e k_2 do potencial φ_f .

Os dados da amostra 1 que se encontram na Tabela 6-3, os parâmetros identificados na Tabela 6-4 e a representação das curvas experimental, numéricas e a diferença entre os dois resultados que será chamado de “erro” (Figura 6-13).

Tabela 6-3 dados amostra 1

Nome da amostra	Tendão 4
Método	Monotônico (7)
Tipo de amostra	Tendão flexor profundo digital suíno
Comprimento útil	32mm
Diâmetros (maior e menor) aproximados iniciais	10,53mm 5,18mm
Tempo de cura do cianocrilato	15min
Temperatura ambiente de ensaio e cura	21,8 °C
Tensão máxima	7,008 MPa
Velocidade de aplicação da carga	3,2mm/min 10%

Tabela 6-4 Parâmetros elásticos do modelo de Holzapfel, amostra 1.

Potencial	Modelo	Parâmetro da fibra
φ_f	Holzapfel	$k_1 = 17,84$ MPa
		$k_2 = 337,35$

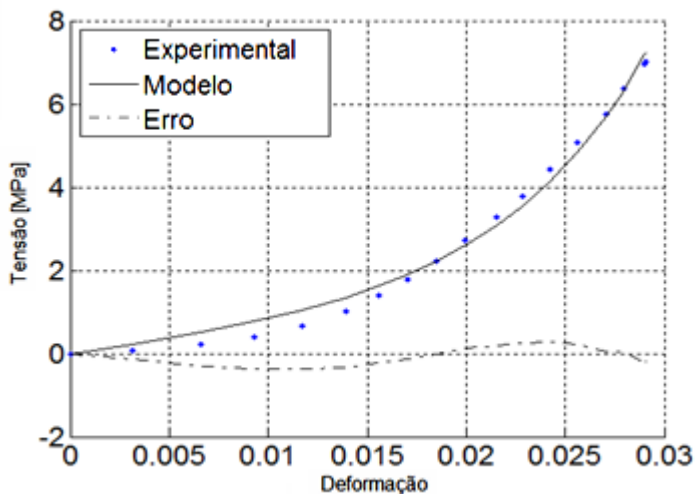


Figura 6-13 Curvas experimental, do modelo e erro com velocidade 3,2mm/min amostra 1

Na Figura 6-13 pode-se observar uma boa correlação entre dados experimentais e numéricos. A parcela isotrópica, devido ao valor baixo atribuído ao parâmetro μ , contribui muito pouco no formato da curva, sendo praticamente totalmente controlada pelo potencial de Holzapfel (Equação 55). Observa-se assim que o formato exponencial dessa curva não acompanha satisfatoriamente os dados experimentais provocando o erro entre ambos os resultados.

Ensaio Rampa

A seguir se mostra a identificação de parâmetros correspondentes aos 2 (dois) ensaios realizados sobre uma única amostra, utilizando ciclos de carga e descarga com diferentes velocidades de deformação, como indicado no Método 7 do capítulo 5. Os dados experimentais utilizados foram os dos subcorpos de prova CP13, que é o subcorpo de maior comprimento (ver Fig. 6.12), indicando valores homogeneizados do total da amostra.

Três metodologias de ajuste de curvas foram estudadas. Primeiro fez-se uma identificação apenas do ensaio com velocidade 1,74mm/min e seu dados foram usados para simular o ensaio com velocidade 17,4 mm/min. Em um segundo estudo fez-se o inverso. Finalmente, foram utilizadas as duas curvas no procedimento de identificação de parâmetros.

No ensaio com velocidade 1,74mm/min, considerando as fibras paralelas obtemos os parâmetros a seguir:

Tabela 6-5 Parâmetros da fibra, ensaio a 1,74mm/min

Potencial	Modelo	Parâmetro da fibra
φ_f	Holzapfel	$k_1 = 5,78 \text{ MPa}$
		$k_2 = 701,95$
φ_f^e	Holzapfel	$k_1^e = 5,27 \text{ MPa}$
		$k_2^e = 915,35$
ψ_f	Hencky	$\eta_f = 1797,93 \text{ MPa/s}$

Comparando os dados experimentais e os numéricos, pode-se observar que o modelo consegue representar satisfatoriamente o comportamento do tendão na faixa fisiológica de comportamento (Figura 6-14).

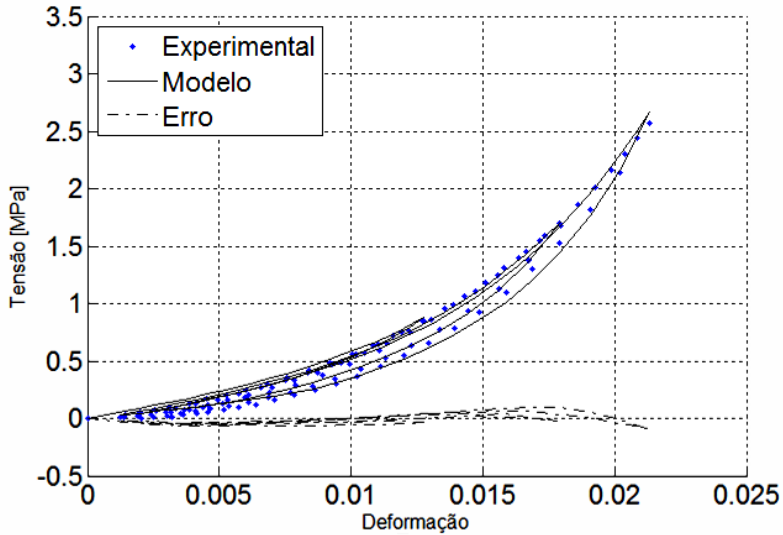


Figura 6-14 Curvas experimental, do modelo e erro do ensaio com velocidade 1,74mm/min de tendão digital flexor profundo.

No ensaio com velocidade 17,4 mm/min, aplicando os mesmos parâmetros, o modelo não consegue reproduzir o comportamento. Isto pode ser produzido por:

- a) Número de braços de Maxwell inferior ao necessário para representar o comportamento viscoelástico específico.
- b) Presença de outros fenômenos como acomodação, efeito Mullins e dano, que não estão presentes no modelo utilizado.

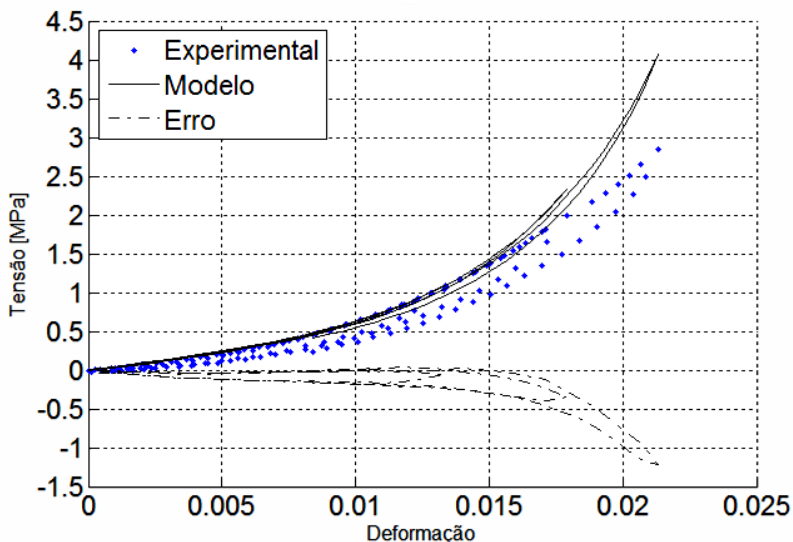


Figura 6-15 Curvas experimental, do modelo e erro do ensaio com velocidade 17,4 mm/min. de tensão digital flexor profundo com parâmetros anteriores.

Fazendo um ajuste para o ensaio a velocidade 17,4mm/min se obtém um novo conjunto de parâmetros apresentados na Tabela 6-6.

Tabela 6-6 Parâmetros da fibra, ensaio a 17,4mm/min

Potencial	Modelo	Parâmetro da fibra
φ_f	Holzapfel	$k_1 = 7.66\text{MPa}$
		$k_2 = 617.95$
φ_f^e	Holzapfel	$k_1^e = 2.06\text{MPa}$
		$k_2^e = 3120.61$
ψ_f	Hencky	$\eta_f = 88,13\text{MPa/s}$

Na Figura 6-16 podemos observar que ao trocar os parâmetros (sendo os parâmetros η_f e k_2^e mais sensíveis) o modelo acompanha os dados experimentais do ensaio a maior velocidade.

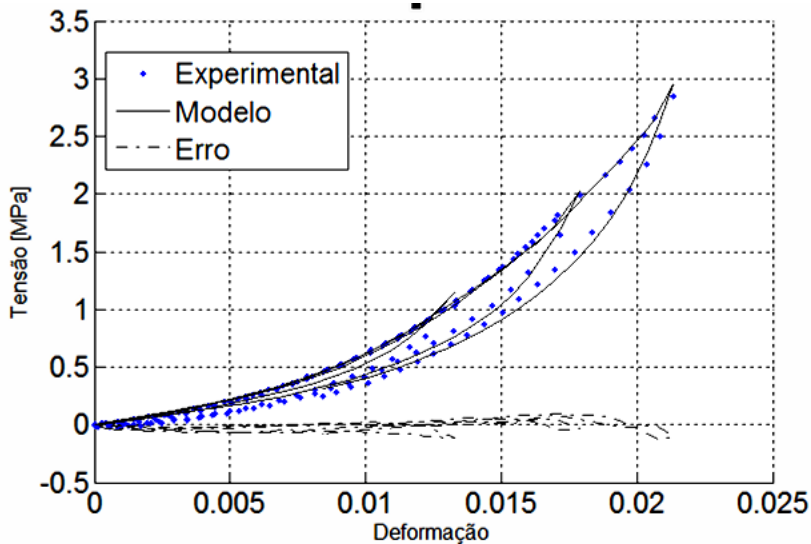


Figura 6-16 Curva experimental e curva do modelo, ensaio com velocidade 17,4 mm/min.

Fazendo uma identificação de parâmetros de forma simultânea para os dois ensaios a velocidades diferentes (Tabela 6-7) se obtêm novos parâmetros (onde o parâmetro mais sensível é k_2^e).

Tabela 6-7 Parâmetros da fibra, para ensaios a 1,74 e 17,4 mm/min em forma simultânea.

Potencial	Modelo	Parâmetro da fibra
φ_f	Holzapfel	$k_1 = 8.70\text{MPa}$
		$k_2 = 627.67$
φ_f^e	Holzapfel	$k_1^e = 0.52\text{MPa}$
		$k_2^e = 6065,43$
ψ_f	Hencky	$\eta_f = 49,95\text{MPa/s}$

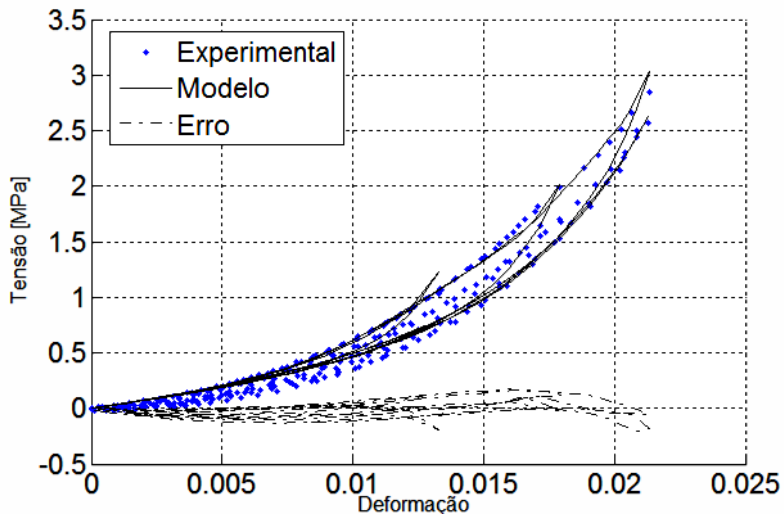


Figura 6-17 Curva experimental e curva do modelo, dos ensaios com duas diferentes velocidades de forma simultânea.

Pode-se observar que o modelo viscoelástico resulta satisfatório na reprodução de dados experimentais que foram obtidos na faixa fisiológica de funcionamento normal dos tendões.

7 DISCUSSÕES E CONCLUSÕES FINAIS

Os tendões e ligamentos são tecidos biológicos conectivos moles que estão compostos por fibras colágenas. Eles possuem comportamento viscoelástico, não linear, anisotrópico e têm como função estabilizar e guiar o movimento articular, permitindo movimentos naturais dos músculos e ossos, oferecendo resistência às forças de carregamento aplicadas e evitando hiperextensão e hiperflexão.

O objetivo deste trabalho foi conhecer o comportamento mecânico de ligamentos e tendões fundamentando-o pela análise experimental e numérica, mediante o desenvolvimento de uma metodologia para ensaios uniaxiais de tensão.

Os ensaios monotônicos e de rampa foram realizados com tendão flexor profundo digital suíno, usando-se como ferramentas uma máquina de ensaios e um sistema de medição ótica de deslocamento DIC (correlação de imagens digitais). Logo foi feita uma identificação de parâmetros com os dados do ensaio monotônico usando um modelo puramente hiperelástico, que embora tivesse formato exponencial, não permitiu acompanhar satisfatoriamente os dados obtidos experimentalmente. Para a identificação de parâmetros no caso dos ensaios de rampa foi utilizado um modelo viscoelástico que conseguiu acompanhar o comportamento do tendão na faixa fisiológica normal de funcionamento. Não obstante quando se sai da faixa fisiológica, onde o tecido começa a ter dano e rompimento de fibras, o modelo não consegue acompanhar esse comportamento por possível presença de outros fenômenos, como acomodação das fibras, efeito Mullins e dano, não estão presentes no modelo utilizado.

Contudo, os ensaios estiveram acompanhados de perda de umidade na amostra, já que a água na amostra decresce com o aumento dos ciclos de carregamento o que causa aumento de rigidez, confirmando as conclusões encontradas em trabalhos como Chimich et al. (1992), Hannafin e Arnoczky (1994), Haunt e Haunt (1997), Provenzano et. al. (2001). Esse fenômeno pode ter mascarado os dados, o que não permite a observação dos resultados esperados para a amostra.

Quanto à metodologia proposta, os principais acertos foram:

- A importância na seleção da parte mais homogênea do tendão, que resolveu o problema da geometria complexa, já que se evitaram rotações indesejadas no momento do ensaio.

- Outro acerto a ressaltar foi a armazenagem da amostra congelada a -20°C com gaze, soro e papel alumínio, que conservou a amostra evitando degradação pela temperatura;
- A utilização da garra autotravante (de efeito cunha) juntamente com as suturas e a aplicação de adesivo cinocrilato como método de fixação reduziu significativamente o problema de escorregamento;
- A utilização de pó de toner (preto) juntamente com partículas de poliamida branca (PA2200) apresentou resultados muito melhores do que os esperados, pois permitiu acompanhar o deslocamento real da amostra. A marcação de tecidos biológicos é um dos principais problemas para utilização da técnica DIC.

Entretanto este trabalho também identificou alguns pontos que podem ser melhorados em estudos futuros:

- Apesar do uso do pó de toner se mostrar excelente, pode-se melhorar o método de aplicação do marcador de poliamida de modo que se consiga aplicá-lo melhor sobre toda a superfície da amostra. A localização dos *markers* neste estudo ficou restrita a algumas regiões que possuíam boa marcação. Assim, uma melhora da técnica de aplicação da marcação pode propiciar uma melhor utilização da capacidade do método DIC;
- A medição da área da seção transversal inicial do corpo de prova poderia se melhorar com o uso de um micrômetro laser,
- Seria muito interessante realizar ensaios em máquinas com acessórios de banhos salinos (amostra submersa), já que a perda de umidade modifica o comportamento mecânico do tendão,
- Com a inclusão de dano e outros fenômenos, como acomodação e efeito Mullins, o modelo viscoelástico se tornaria mais representativo para a análise numérica da amostra até a ruptura total das fibras de colágeno,
- Realizar mais experimentos com velocidades diferentes e aumentar o número de braços de Maxwell no modelo de fibras permitiria uma melhor representação do comportamento viscoelástico do material.

BIBLIOGRAFIA

ADACHI, N; OCHI, M; UCHIO, Y; IWASA, J; KURIWAKA, M; ITO, Y. Reconstruction of the anterior cruciate ligament. *The journal of bone and joint surgery*, p. 515-520,2004.

ALTER, M. J. El tejido conectivo con o factor limitador de la flexibilidad Los estiramientos: desarrollo de ejercicios. *Barcelona: Paidotribo*, p.35-46, 2004

AMIS, A.A; DAWKINS, GP. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries. *The journal of bone and joint surgery*, p.260-267, 1991.

ANAND, L; WEBER, G. Finite Deformation Constitutive Equations, And A Time Integration Procedure For Isotropic, Hyperelastic Viscoplastic Solids. *Computer Methods in Applied Mechanics And Engineering*, p. 173 -- 202, 1990.

BONOME S. Efeito da colocação de um ponto simples em tendão flexor de coelho em região vascularizada e avascularizada. Análise das propriedades mecânicas e histopatológicas. *Botucatu-Unesp*, 2009.

BONET J; WOOD, R. Nonlinear continuum mechanics for finite element analysis. *Cambridge*, p.314, 2008.

BORNERT, M; BRÉMAND, F; DOUMALIN, P.; DUPRÉ, J.-C; FAZZINI, M; GRÉDIAC, M; HILD, F; MISTOU, S; MOLIMARD, J; ORTEU, J.-J; SURREL, Y; VACHER, P; WATTRISSE, B. . Assessment of Digital Image Correlation Measurement Errors: Methodology and Results. *Experimental Mechanics*. p.353–370, 2009 .

BRITO, J; SOARES, J.; REBELO, A. N. Prevenção de lesões do ligamento cruzado anterior em futebolistas. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, p.62 – 69, 2009.

CARLSTEDT, C. A. Mechanical and chemical factors in tendon healing. *Karolinska Institute Department of Orthopedics at Huddinge*, 1987.

CHENG, T; DAI, C; GAN, R. Viscoelastic Properties of Human Tympanic Membrane *Annals of Biomedical Engineering*, Springer Netherlands, p.305-314,2007.

COELHO, H E. Patologia Veterinária. *Manole Ltda*, p.235,2002.

COWIN, S C; DOTY S B. Tissue Mechanics. Springer, p.682,2007

DEMER F; NIGEL P; DEREK F; ROGER S. Anatomía y movimiento humano: estructura y funcionamiento Barcelona. Paidotribo, 2000.

DOTA, A. F.; ZENAIDE, M. R.; DEMANGE, M. K.; CAMANHO, G. L; HERNANDEZ, A. J. Estudo das propriedades mecânicas do ligamento cruzado posterior e do ligamento patelar de cadáveres de seres humanos após utilização de radiofrequência. *Acta Ortopedica Brasileira*, sciELO, p.138 - 142 , 2007.

DUENWALD ,S; VANDERBY, R; LAKES, R. Viscoelastic relaxation and recovery of tendón. *Biomechanical Engineering society*. p. 1131-1140 2009,

FANCELLO, E; PONTHOT, J-P; STAINIER L. a variational formulation of constitutive models and updates in non-linear finite viscoelasticity. *International journal for numerical methods in engineering*, 2006; 65: 1831-1864 pag

FANCELLO, E.; VASSOLER, J.; STAINIER, L. A variational constitutive update algorithm for a set of isotropic hyperelastic viscoplastic material models *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, p. 4132-4148 2008.

FARSHAD, M; GERBER, C; MEYER, D; SCHWAB ,A; BLANCK, P; SZUCS, T. Reconstruction Versus Conservative Treatment After Rupture of The Anterior Cruciate Ligament: Cost Effectiveness Analysis. *Bmc health serv res*. 2011

FORRIOL F, MAESTRO A, V. M. J. El Ligamento cruzado anterior: morfología y función *Trauma Fund Mapfre*, p.7-18 2008.

FUNG Y.C . Biomechanics, mechanical properties of living tissues. New York. Springer, 1993.

GAN, R. Z.; YANG, F; ZHANG, X; NAKMALI, D .Mechanical properties of stapedial annular ligament. *Medical Engineering & Physics*,p. 330-339, 2011.

GAO, Z; DESAI, J. P.Estimating zero-strain states of very soft tissue under gravity loading using digital image correlation .*Med Image Anal, Elsevier*, p.126-136 ,2010.

GROOD, E; NOYES, F. Cruciate Ligament Prosthesis: Strenght, creep, and fatigue properties. *The journal of bone and joint surgery*, p.1083-1088 1976.

HAMADA, MI; SHINO, K; MITSUOKA, T; ABE NOBUHIRO; HORIBE S. Cross-sectional area measurement of the semitendinosus tendon for anterior cruciate ligament reconstruction, *the journal of arthroscopic and related cirugy*, p.696-701,1998.

HANNAFIN, J.A; ARNOCZKY S,P. Effect of cyclic and static tensile loading on the water contente and solute diffusion in canine flexor tendons: An *in vitro* study. *Jornal of Orthopedic*. p. 350-356, 1994.

HIROKAWA, S.; TSURUNO, R. Hyper-elastic model analysis of anterior cruciate ligament *Medical Engineering & Physics*, p.637-65 , 1997.

HIROKAWA, S.; TSURUNO, R. Three-dimensional deformation and stress distribution in an analytical/computational model of the anterior cruciate ligament. *Journal of Biomechanics*, p.1069-1077,2000.

HOLZAPFEL., G.A. Non linear solid mechanics *Wiley*, p355, 2000,

HOLZAPFEL, G.A. Biomechanics of Soft Tissue. *Biomech Preprint Series*. 2000

HOLZAPFEL, G. A; GASSER, T. C. A viscoelastic model for fiber-reinforced composites at finite strains: Continuum basis, computational

aspects and applications. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, p.4379-4403, 2001.

HAUT TAMMY L; HAUT ROGER C. The state of tissue hydration determines the stain-rate sensitive stiffness of human patellar tendo. *Jornal of Biomechanics*, p. 79-81,1997.

HOLLISTER; S. Structure and Function of Ligaments and Tendons. College of Engineering, University of Michiga. Disponível em: <http://www.engin.umich.edu/class/bme456/ligten/ligten.htm>.. Acesso em:21 de setembro de 2010

IBÁÑEZ, J. M. S. Reconstrucción del ligamento cruzado anterior (LCA).fisioterapia acelerada en sobrecarga excéntrica ,2009.

IACONIS, F; STEINDLER, R; MARINOZZI,G. Measurements of crosssectional area of collagen structures (knee ligaments) by means of an optical method. *J Biomech* 1987.

JONES, R.; NAWANA, N.; PEARCY, M.; LEARMONTH, D.; BICKERSTAFF, D.; COSTI, J. & PATERSON, R. Mechanical properties of the human anterior cruciate ligament. *Clinical Biomechanics*, p.339-344 ,1995.

KENNEDY, J.C, ROTH, J.H;SANFORD.J.B. intra articular replacement in the anterior cruciate ligament-deficient knee. *J.SportMed*, 1980.

KOKRON, A.E; PRADA, E.V; FLÁVIA DE SANTIS, M; SOARES M; HERNANDEZ A J, CAMANHO G L; LEIVAS; T. P. Seria o ligamento cruzado posterior o principal estabilizador do joelho. *Revista Brasileira de Engenharia Ortopedia*, 1993.

LAVA P; COOREMAN S; DEBRUYNE D. Study of systematic errors in strain fields obtained via DIC using heterogeneous deformation generated by plastic FEA. *Optics and Lasers in Engineering*. p.457-468, 2010.

MALVERN, L. E. Constitutive equations .Introduction to the mechanics of a continuous medium. *Englewood.Prentice-Hall, Inc.*,p.723, 1969.

MANLEY, E; PROVENZANO, P; HEISEY, D; LAKES R; VANDERBY R. Required test duration for group comparisons in ligament viscoelasticity: a statistical approach. *Biorheology*, p.441-450, 2003.

MARÍN, M. A. C. Predicción diagnóstica en las lesiones del ligamento cruzado anterior. *Universidad Complutense de Madrid*, 1998

MCMAHON, P. J.; TIBONE, J. E.; CAWLEY, P. W.; HAMILTON, C.; FECHTER, J. D.; ELATTRACHE, N. S. & LEE, T. Q. The anterior band of the inferior glenohumeral ligament: Biomechanical properties from tensile testing in the position of apprehension. *Journal of shoulder and elbow surgery*, p.467-471, 1998.

MEHRABIAN, H.. Soft tissue hyperelastic parameter reconstruction for breast cancer assessment. *Wenster Ontario London*, 2008.

MOON, D; ABRAMOWITH, S; WOO L. The development and validation of a charge-couple device laser reflectance system to measure the complex cross-sectional shape and area of soft tissues. *Journal of biomechanics*, p.3071-3075, 2005.

MOONEY, M.. A theory of large elastic deformation. *Journal of applied physics*, p.582, 1940.

MULLER, SÉRGIO SWAIN. Análise comparativa das propriedades mecânicas do ligamento da patela e do tendão calcâneo - Estudo experimental em cadáveres humanos / Comparative analysis of mechanical properties of the patellar ligaments and calcaneus tendon - Experimental study in human cadavers. *LILACS* 1998

MUÑOZ, M; BEA, J; RODRIGUEZ, I; GRASA, J; PEREZ DE PALOMAR, A; ZARAGOZA P; OSTAR A; DOBLARÉ M. An experimental study of the mouse skin behavior: Damage and inelastic aspects. *Journal of biomechanics* 2008

NEKOUZADEH, A.; PRYSE, K. M.; ELSON, E. L.; GENIN, G. A simplified approach to quasi-linear viscoelastic modeling *Journal of Biomechanics*, 2007, 40, 3070 – 3078

NIGG W; HERZOG B.M. Biomechanics of the musculo-skeletal system . *Chichester: Wiley*, p.686 1994.

NING, J; BRAXTON, V. G.; WANG, Y; SUTTON M.L.A; WANG, Y; LESSNER S. M. Speckle Patterning of Soft Tissues for Strain Field Measurement Using Digital Image Correlation: Preliminary Quality Assessment of Patterns. *Microscopy and Microanalysis*, p.81-90. 2011.

NOGUCHI, M; KITAURA,T, IKOMA, K A method of in-vitro measurement of the cross-sectional area of soft tissues, using ultrasonography. *Journal Of Orthopaedic Science*.2002

NORDIN, V. H; FRANKEL, M. Biomecánica básica del sistema musculoesquelético. McGraw-Hill.Interamericana. p.473, 2004

NOYES, F.; BUTLER, D.; GROOD, E.; ZERNICKE, R. ; HEFZY, M. Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *J Bone Joint Surg Am*, p.344-352,1984.

OGDEN, R.W; HOLZAPFEL, G.A; GASSER, T.C. Comparison of a structural model with a Fung-type model using a carotid artery: issues of material stability. *Proceeding of the 1st GAAM seminar on continuum biomechanical*, 2005.

ORTIZ, M; STAINIER, L. The variational formulation of viscoplastic constitutive updates. *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg* .p.419-444, 1999.

PAES, P; GUIMARÃES B; NETO, A; VASSOLER, J; FANCELLO E. A. characterization of material properties under finite strain using an optical method of measurement, no prelo .

PAN, BING. Reliability-guided digital image correlation for image deformation measurement. *Appl. Opt.*.2009.

PAN, B; QIAN, K XIE, H; ASUNDI, A. Two-dimensional digital image correlation for in-plane displacement and strain measurement: a review. *Measurement Science and Technology* 2009^a.

PAN, B; XIE, H-M; XU, B-Q; DAI, F-L. Performance of sub-pixel registration algorithms in digital image correlation. *Measurement Science and Technology*, p.1615-1621.2006.

PEÑA, E; MARTINEZ, M.A; Estudio mediante elementos finitos de la influencia de la pretension de los ligamentos en la flexión de la rodilla. *Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería*, p.409-425, 2006.

PIEIDADE, S. R.; DEL FABBRO, I. M.; VIDAL, B. D.; GAMBA, R. Ensaio uniaxial de tração dos tendões dos músculos grácil e e semitendinoso humanos. *Acta Ortopedica Brasileira*, scielo, p. 5 – 11, 2001.

PIOLETTI, D. P.; RAKOTOMANANA, L. R.; BENVENUTI, J. F; LEYVRAZ, P. F. Viscoelastic constitutive law in large deformations: application to human knee ligaments and tendons *Journal of Biomechanics*, p.753 – 7571998.

PROVENZANO, P; LAKES, R; KEENAN, T; VANDERBY R. JR. Nonlinear ligament viscoelasticity. *Annals of Biomedical Engineering*, p. 908-914,2001.

REBELO, J. B. S. N., Prevention of Injuries of the anterior cruciate ligament in soccer players *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, p.62-69, 2009.

REIPS, L. Modelo constitutivo para materiais viscoelásticos reforçados por fibras adequadas á simulção de tecidos conectivos. 2008. 100f. Dissertação (Mestre em Engenharia Mecânica)-Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis. 2008.

REIPS, L; VASSOLER, J; FANCELLO,E. A variational viscoelastic framework for fiber reinforced soft tissues. *Comput. Methods Appl. Mech.* 2009.

SALMON L; RUSSELL V; MUSGROVE T; PINCZEWSKY L; REFSHAIGE K.Incidenci and Risk Factors for Graft Rupture and Contralateral Rupture After Aanterior Cruciate Ligament

Reconstruction. *Arthroscopy: The journal of Arthroscopic and related surgery*.p. 948-954, 2005

SCHEREIER H; SUTTON M. Systematic errors in digital image correlation due to undermatched subset shape function. *Experimental Mechanics*. 2002

SCOTT, N; INSALL, J.N. Surgery of the knee, Ligament Injuries. Elsevier Inc, p.2028, 2001.

SIMO, J.; ORTIZ, M. A unified approach to finite deformation elastoplastic analysis based on the use of hyperelastic constitutive equations Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering, p.221-245, 1985.

SIMO J.C: HUGHES, T.J.R Computational Inelasticity. Springer 1998

SHATZMANN, L; BRUNNER, P; STAUBLI, H. Effect of cyclic preconditioning on the tensile properties of human quadriceps tendons and patellar ligaments. *Knee Surg. Sports Traumatol, Arthrosc*, p.56-61, 1998

SMITH, B. A; LIVESAY, G. A; WOO, S. L.Y. Biology and biomechanics of the anterior cruciate ligament. *Clin.Sports Med*,1993

SUTTON, M.A.; KE, X ; LESSNER S.M.; GOLDBACH M.; YOST M; ZHAO; F. SCHREIER; H.W. Strain field measurements on mouse carotid arteries using microscopic three-dimensional digital image correlation. *InterScience*,2007.

SUTTON, M. A.; ORTEU, J-J; SCHREIER, H. W. Image Correlation for Shape, Motion and Deformation Measurements; Basic Concepts, Theory and Applications. *Springer*, p. 297,2009.

VASSOLER, J. M. Modelos constitutivos variacionais de viscoelasticidade e viscoplasticidade para materiais termoplásticos submetidos a deformações finitas. 2007.116f. Dissertação (Mestre em Engenharia Mecânica)-Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis 2007.

VASSOLER, J. M; REIPS,L.; FANCELLO,E.A. A variational framework for fiber-reinforced viscoelastic soft tissues. *International Journal For Numerical Methods In Engineering*, 2011

VASSOLER, J. M.; FANCELLO,E.A. Identification of elastoplastic parameters under finite stain using a digital image correlation method. *21st International Congress of Mechanical Engineering*.2011

VERONDA, D; WESTMANN, R. Mechanical characterization of skin. Finite deformations. *Journal of Biomechanics*. p.111, 1970,

VENDROUX, G.; KNAUSS W. Submicron Deformation Field Measurements:Part 2. Improved Digital Image Correlation. *Experimntal Mechanics*. p.86-92.1998

VIEGAS A; CAMACHO. G. L. Avaliação biomecânica dos tendões dos músculos tibiais e proposta de sua utilização como aloenxertos nas reconstruções do ligamento cruzado anterior. *Acta ortop bras*, p.170-175. 2003

WEISS, J. A; GARDINER, J C., BONIFASI-LISTA, C Ligament material behavior is nonlinear, viscoelastic and rate-independent under shear loading *Journal of Biomechanics*, p.943–950.2002

WOO, S. L-Y; LEE, O. C; CAMP J; AKESON, W. Effects of postmortem storage by freezing on ligament tensile behavior. *Journal of Biomechanics*, 1987.

WOO, S. L-Y; LEE, T. Q; ABRAMOWITCH, S.; GILBERT T. W. Basic Orthopedic Biomechanics and Mechano-Biology. *Lippincott Williams & Wilkins*, p.616, 2005.

YAMAMOTO, K; HIROKAWA, S. ;KAWADA, T. Strain distribution in the ligament using photoelasticity. A direct application to the human ACL *Medical Engineering & Physics*, p. 161-168, 1998.

ZEE M. BOJSEN-MØLLER F., VOIGT M. Dynamic viscoelastic behavior of lower extremity tendons during simulated running.. *J Appl Physiol*, p.1352–1359,2000.

ZHANG, D.;AROLA D D. Applications of digital image correlation to biological tissues. *Journal of Biomedical Optics*, p.691-699,2004.

APÊNDICE

Ensaio 1

Nome da amostra	Piloto01
Método	1
Tipo de amostra	Tendão superficial digital suíno
Comprimento útil	69.58mm
Diâmetro aproximado	1.07mm
Tempo de cura do cianocrilato	45 min.
Temperatura ambiente de ensaio e cura	23.9 °C
Umidade relativa	65.3 %
Carga máxima	270 N
Velocidade de aplicação da carga	50 mm/min 71,8 %

O ensaio 1 foi feito com o fim de conhecer o comportamento da amostra e testar a garra de pressão como método de fixação. Além disso, serviu para descartar alguns marcadores sugeridos para o DIC, como foi marcação com caneta, textura e as próprias suturas feitas nos extremos. Nesse ensaio pode-se observar a amostra muito seca.

Ensaio 2

Nome da amostra	Piloto 02
Método	1
Tipo de amostra	Tendão superficial digital suíno
Comprimento útil	107.66
Diâmetro aproximado	5.25-5.40mm
Tempo de cura do cianocrilato	1h30 min
Temperatura ambiente de ensaio e cura	23.9 °C
Umidade relativa	65.3 %
Carga máxima	618 N
Velocidade de aplicação da carga	50 mm/min 46.4 %

O ensaio 2 foi realizado com os mesmos fins do ensaio 1, com variações do método 1, na velocidade e tempo de cura do cianocrilato.

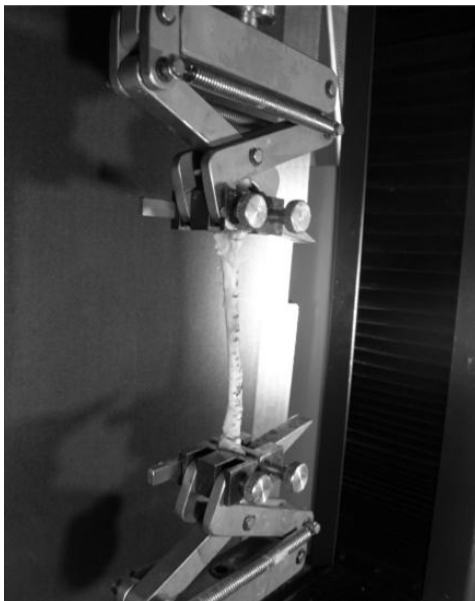


Figura Apêndice 1 Ensaio com garra de pressão da amostra piloto02

Ensaio 3

Nome da amostra	CP5
Método	2
Tipo de amostra	Tendão profundo digital suíno
Comprimento útil	102mm
Diâmetros aproximados	12,10mm , 3,04mm
Tempo de cura do cianocrilato	0
Temperatura ambiente de ensaio e cura	20 °C
Carga máxima	180 N
Velocidade de aplicação da carga	10mm/min 9,8%

O ensaio 3 foi feito para avaliar fixação da amostra nas garras por médio de argolas, o que permitiu um alinhamento e uma montagem mais rápida, embora, o ensaio falhou porque o fio estourou. Nesse ensaio

foram utilizadas umas pinças pintadas com aerógrafo, com tinta preta e branca, como marcador do DIC.



Figura Apêndice 2 Ensaio com fixação por médio de argolas, de amostra CP5

Ensaio 4

Nome da amostra	009
Método	3
Tipo de amostra	Tendão superficial digital suíno
Comprimento útil	83,3mm
Diâmetro aproximado	4,28mm
Tempo de cura do cianocrilato	15min
Temperatura ambiente de ensaio e cura	20 °C
Umidade relativa do ar	
Carga máxima	44 N
Velocidade de aplicação da carga	10mm/min 12%

O ensaio 4 foi feito para avaliar a fixação e as pinças como marcadores do DIC. O tendão rompeu em uma das extremidades que apresentava dano e tinha uma espessura fina no local.

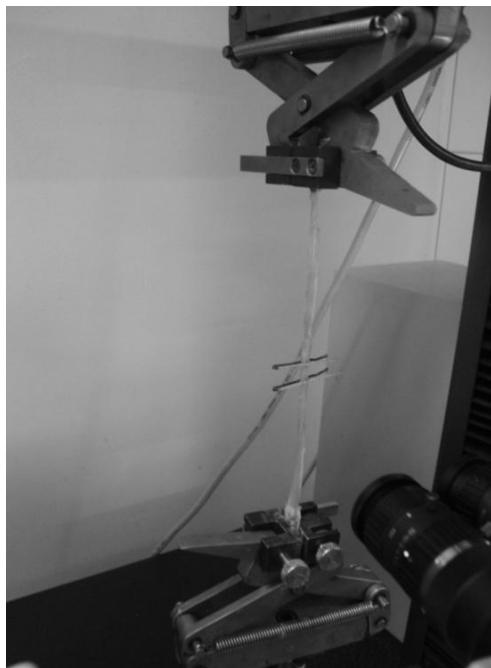


Figura Apêndice 3 Ensaio com fixação com garras de pressão de amostra 009

Ensaio 5

Nome da amostra	007
Método	4
Tipo de amostra	Tendão superficial digital suíno
Comprimento útil	82,7mm
Diâmetros aproximados	3,16mm 4,66mm
Tempo de cura do cianocrilato	1h35min
Temperatura ambiente de ensaio e cura	20 °C
Carga máxima	441 N
Velocidade de aplicação da carga	10mm/min 12%

No ensaio 5 foram testadas as garras de cunha como fixadores, e não se obteve escorregamento da amostra o que resulto satisfatório. Os marcadores foram colocados perto da garra inferior onde a amostra não apresentava rotação de corpo rígido.



Figura Apêndice 4 Ensaio com fixação de garra de cunha e marcadores perto da garra inferior

Ensaio 6

Nome da amostra	DT1
Método	6
Tipo de amostra	Tendão profundo digital suíno
Comprimento útil	103,3mm
Diâmetro aproximado	12,35mm 3,10mm
Temperatura ambiente de	21 °C

ensaio e cura	
Carga máxima	968,48 N
Velocidade de aplicação da carga	10mm/min 10%

O objetivo do ensaio foi a avaliar uma nova metodologia de marcação para o DIC. A marcação consiste em uma camada de toner com aplicação de microesferas de poliamida brancas (PA2200). A ideia foi obtida de trabalhos que usam toner para criar um contraste nas amostras (Sutton et al. 2008) e de outros que usam microesferas de bromuro de etídio (Ning et al. 2011).

O tendão esteve em soro até a hora de aplicação do toner, depois a superfície da amostra foi secado com toalhas e aplicado o toner e o PA2200 aleatoriamente. A técnica de marcação foi satisfatória



Figura Apêndice 5 Ensaio com toner e poliamida como marcador para DIC

Ensaio 7

Nome da amostra	Tendon4
Método	7(monotônico)
Tipo de amostra	Tendão profundo digital suíno
Comprimento útil	32mm
Diâmetro aproximado	10,53mm 5,184mm
Tempo de cura do cianocrilato	15min
Temperatura ambiente de ensaio e	18 °C

cura	
Carga máxima	157 N
Velocidade de aplicação da carga	3,2mm/min 10%

No ensaio 7 a amostra foi cortada para só usar a parte mais homogênea do tendão, reduzindo o tamanho a 32 mm.