

OTÁVIO TEIXEIRA PINTO

**ESTUDO NUMÉRICO
EXPERIMENTAL DE TECIDO
CONJUNTIVO MOLE SUBMETIDO
A DEFORMAÇÕES FINITAS**

FLORIANÓPOLIS

2014

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

**ESTUDO NUMÉRICO EXPERIMENTAL DE TECIDO
CONJUNTIVO MOLE SUBMETIDO A DEFORMAÇÕES
FINITAS**

Dissertação submetida à
Universidade Federal de Santa Catarina
como parte dos requisitos para a obtenção do grau de
Mestre em Engenharia Mecânica

OTÁVIO TEIXEIRA PINTO

Florianópolis, Dezembro de 2014

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

Pinto, Otávio Teixeira

Estudo numérico experimental de tecido conjuntivo mole submetido a deformações finitas / Otávio Teixeira Pinto ; orientador, Eduardo Alberto Fancello ; coorientador, Carlos Rodrigo de Mello Roesler. - Florianópolis, SC, 2014. 119 p.

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

Inclui referências

1. Engenharia Mecânica. 2. Tecidos moles. 3. Viscoelasticidade com dano. 4. Ajuste de parâmetros. I. Fancello, Eduardo Alberto. II. Roesler, Carlos Rodrigo de Mello. III. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. IV. Título.

Otávio Teixeira Pinto

**ESTUDO NUMÉRICO EXPERIMENTAL DE TECIDO
CONJUNTIVO MOLE SUBMETIDO A DEFORMAÇÕES FINITAS**

Esta Dissertação foi julgada adequada para obtenção do Título de Mestre em Engenharia Mecânica, Área de concentração Análise e Projeto Mecânico, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Santa Catarina.

Florianópolis, 19 de dezembro de 2014.

Prof. Armando Albertazzi Gonçalves Jr., Dr.
Coordenador do Curso

Banca Examinadora:

Prof. Eduardo Alberto Fancello, D.Sc.
Orientador

Prof. Jun Sérgio Ono Fonseca, Ph.d.

Prof. Paulo de Tarso Rocha de Mendonça, Ph.D.

Prof. Ari Giacomo Ocampo More, Ph.D.Med.

AGRADECIMENTOS

Ao professor D.Sc Eduardo Alberto Fancello e aos professores Dr. Carlos Rodrigo de Mello Roesler e Dr. Jakson Manfredini Vassoler pela confiança e orientação. Cada um desses três soube deixar um grande pedaço de si no processo de formação do autor.

Às contribuições de: André Luiz Pizzolatti, Leonardo Corrêa Piedade, Ana Bárbara Krummenauer Formenton, Jean Costa Nunes, Fernanda Costa Nunes, Armin Sonnenhohl e principalmente João Marcus Warmling Dudy.

Aos amigos do GRANTE e LEBm que souberam criar uma atmosfera de trabalho empolgante e divertida. Em especial à Henrique Rodrigues Oliveira, Maicon Soder e Françoia Jorge Horn.

Ao apoio financeiro da Fundação Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) e ao Governo Federal do Brasil por entender o valor do ensino público e gratuito.

Ao pessoal do apartamento 110 que, mesmo a distância, souberam estar presentes.

O autor agradece especialmente ao apoio irrestrito e ao amor de Elisabete Borba Teixeira, Joaquim Terra Pinto e Henrique Teixeira Pinto.

Resumo da Dissertação apresentada à UFSC como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica.

ESTUDO NUMÉRICO EXPERIMENTAL DE TECIDO CONJUNTIVO MOLE SUBMETIDO A DEFORMAÇÕES FINITAS

Otávio Teixeira Pinto

Dezembro / 2014

Orientador: Eduardo Alberto Fancello, D.Sc.

Área de Concentração: Análise e Projeto Mecânico.

Palavras-chave: tecidos moles, viscoelasticidade com dano, ajuste de parâmetros.

O estudo do comportamento mecânico de tendões apresenta uma série de dificuldades numéricas e experimentais. Para compreender o comportamento mecânico do tecido e as dificuldades associadas, realizou-se um conjunto de ensaios experimentais, onde quatro destes ensaios são apresentados e seus resultados discutidos. Do ponto de vista numérico, estudou-se um modelo de comportamento mecânico deduzido a partir de hipóteses sobre leis da termodinâmica, que fornece uma relação constitutiva baseada em uma estrutura variacional com variáveis internas. Este modelo é apresentado em detalhes com exemplos numéricos que demonstram sua capacidade de representação mecânica. Por fim, os dados experimentais foram então utilizados para um procedimento de identificação de parâmetros do modelo estudado, onde este apresentou uma excelente correlação com os dados experimentais obtidos.

Abstract of Dissertation presented to UFSC as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master in Mechanical Engineering.

**VISCOELASTICITY AND DAMAGE MODEL FOR
SIMULATION OF BIOLOGICAL SOFT TISSUES
CONSIDERING FINITE STRAINS**

Otávio Teixeira Pinto

December / 2014

Advisor: Eduardo Alberto Fanello, D.Sc..

Area of Concentration: Mechanical Analysis and Design.

Keywords: soft tissue, viscoelasticity with damage, parameter fitting.

The study of the mechanical behaviour of tendons presents several numerical and experimental difficulties. To better understand the mechanical behaviour of the tissue and its associated difficulties, a set of experimental tests was executed, Four of these tests are presented and its results discussed. From the numerical point of view, a mechanical behaviour model deduced from hypothesis about thermodynamics laws was studied, it gives a constitutive relationship based on a variational structure with internal variables. This model is presented in detail with numerical examples that show its mechanical representation capacity. Finally, the experimental data were then used in a parameter identification procedure using the studied model which showed excellent correlation with the experimental data.

LISTA DE FIGURAS

1.1	Abordagem do problema	4
2.1	Corte histológico de um tendão	8
2.2	Síntese por desidratação	10
2.3	Hélice do colágeno	10
2.4	Arranjo do colágeno, fibrila.	11
2.5	Arranjo do colágeno em um tendão.	11
2.6	Tendão do músculo flexor profundo	12
2.7	Posicionamento dos tendões	13
2.8	Tendão sendo ativado	15
2.9	Ensaio monotônico típico	16
2.10	Relaxamento com força decrescente	17
2.11	Carregamento para pré condicionamento	17
2.12	Pré condicionamento	18
2.13	Efeito semelhante ao Mullins	18
2.14	Corpo em diferentes configurações	21
3.1	Extremidade esmagada do tendão após o ensaio	27
3.2	Ruptura no tecido suturado	28
3.3	Garra	29
3.4	Imagem do tendão com a marcação	30
3.5	Tendão 2, deslocamento X tempo	31
3.6	Tendão 4, deslocamento X tempo	32
3.7	Tendão 4, campo de deformações tempo=1092s	35
3.8	Posicionamento das câmeras	36
3.9	Pontos de medição da largura	36
3.10	Gabarito de calibração	38
3.11	Deslocamento da garra para o tendão 1	41
3.12	Resultados experimentais do tendão 1	41
3.13	Deslocamento da garra para o tendão 2	42
3.14	Resultados experimentais obtidos para o tendão 2 utilizando o carregamento mostrado na figura 3.13.	42
3.15	Deslocamento da garra para o tendão 3	43
3.16	Resultados experimentais obtidos para o tendão 3 utilizando o carregamento mostrado na figura 3.15.	43
3.17	Deslocamento da garra para o tendão 4	44
3.18	Resultados experimentais obtidos para o tendão 4 utilizando o carregamento mostrado na figura 3.17.	44
3.19	Diferença entre resultados	46

4.1	Modelo reológico	49
4.2	Carregamento dos exemplos	58
4.3	Braço viscoelástico isotrópico	59
4.4	Braço viscoelástico isotrópico	59
4.5	Braço elástico com dano transversalmente isotrópico	60
4.6	Braço elástico com dano transversalmente isotrópico	61
4.7	Braço elástico com dano transversalmente isotrópico	61
4.8	Braço elástico com dano transversalmente isotrópico	62
4.9	Braço elástico com dano transversalmente isotrópico	62
4.10	Braço viscoelástico com dano transversalmente isotrópico	63
4.11	Braço viscoelástico com dano transversalmente isotrópico	64
4.12	Braço viscoelástico com dano transversalmente isotrópico	64
4.13	Braço viscoelástico com dano transversalmente isotrópico	65
4.14	Braço viscoelástico com dano transversalmente isotrópico	65
5.1	Resultado do ajuste tendão 2	69
5.2	Resultado do ajuste tendão 3	70
5.3	Resultado do ajuste tendão 4	71
A.1	Pata inteira anterior	91
A.2	Pata inteira lateral	91
A.3	Corte da pele	92
A.4	Remoção de tecidos do entorno dos tendões	92
A.5	Dissecação dos tendões	93
A.6	Tendão profundo separado do superficial	93
A.7	Remoção da inserção do músculo	94
A.8	Sutura com tecido agulha e linha de algodão	94
A.9	Detalhe da sutura	95
A.10	Tinta em pó utilizada no experimento	95
A.11	Realização da pintura e obtenção do padrão	96
A.12	Tendão instalado na máquina de ensaio	96
A.13	Sistema montado na máquina de ensaio	97
A.14	Posicionamento das câmeras	98
B.1	Tendão 1, deslocamento X tempo.	99
B.2	Tendão 1, força X tempo	100
B.3	Tendão 1, força X deslocamento	100
B.4	Tendão 1, área x deslocamento	101
B.5	Tendão 1, jacobiano x deslocamento	101
B.6	Tendão 1, deformação X tempo	102
B.7	Tendão 1, tensão X tempo	102
B.8	Tendão 1, tensão X deformação	103

B.9	Tendão 2, deslocamento da máquina, pré condicionamento . . .	103
B.10	Tendão 2, força X tempo, pré condicionamento	104
B.11	Tendão 2, força X deslocamento, pré condicionamento . . .	104
B.12	Tendão 2, deslocamento X tempo	105
B.13	Tendão 2, força X tempo	105
B.14	Tendão 2, força X deslocamento	106
B.15	Tendão 2, área x deslocamento	106
B.16	Tendão 2, jacobiano x deslocamento	107
B.17	Tendão 2, deformação X tempo	107
B.18	Tendão 2, tensão X tempo	108
B.19	Tendão 2, Tensão X deformação	108
B.20	Tendão 3, deslocamento da máquina, pré condicionamento . .	109
B.21	Tendão 3, força X tempo pré condicionamento	109
B.22	Tendão 3, força X deslocamento, pré condicionamento . . .	110
B.23	Tendão 3, deslocamento X tempo	110
B.24	Tendão 3, força X tempo	111
B.25	Tendão 3, força X deslocamento	111
B.26	Tendão 3, área x deslocamento	112
B.27	Tendão 3, jacobiano x deslocamento	112
B.28	Tendão 3, deformação X tempo	113
B.29	Tendão 3, tensão X deformação	113
B.30	Tendão 3, Tensão X deformação	114
B.31	Tendão 4, deslocamento da maquina.	114
B.32	Tendão 4, força X tempo, pré condicionamento	115
B.33	Tendão 4, força X deslocamento, pré condicionamento . . .	115
B.34	Tendão 4, deslocamento X tempo	116
B.35	Tendão 4, força X tempo	116
B.36	Tendão 4, força x deslocamento	117
B.37	Tendão 4, área x deslocamento	117
B.38	Tendão 4, jacobiano x deslocamento	118
B.39	Tendão 4, deformação X tempo	118
B.40	Tendão 4, tensão X tempo	119
B.41	Tendão 4, Tensão X deformação	119

LISTA DE SÍMBOLOS

B	Região no espaço que define um dado corpo
X	Vetor de coordenadas na referência
x	Vetor de coordenadas no instante t
χ_t	Função de mapeamento de X em x no tempo t
t	Tempo
F	Gradiente de deformações
ρ	Densidade
e	Energia interna específica
$(\dot{\cdot})$	Derivada de (\cdot) em relação ao tempo
σ	Tensor de tensões de Cauchy
D	Parte simétrica do tensor taxa de deformação
q	Vetor fluxo de calor
q	Fonte de calor
Γ	Densidade de produção líquida de entropia
s	Entropia específica
θ	Temperatura absoluta
$div(\cdot)$	Divergente de (\cdot)
g	Gradiente de temperatura
W	Energia livre de Helmholtz
C	Tensor de deformações de Cauchy-Green à direita
$(\cdot)_R$	Versão referencial de (\cdot)
P	Primeiro tensor de Piola-Kirchhoff
G	Versão referencial do gradiente de temperatura
S	Segundo tensor de Piola-Kirchhoff
F	Gradiente de deformações
A	Área da seção transversal
σ_e	Tensor de tensões de Cauchy experimental
ε	Deformação infinitesimal longitudinal
\mathcal{H}	Energia não equilibrada em um corpo
∂B	Fronteira de B
\mathbf{b}_0	Força de corpo
\mathbf{f}_0	Força de superfície
\mathcal{H}	Conjunto de mapeamentos $\mathbf{x}(\mathbf{X}, t)$ admissíveis
\mathcal{V}	Conjunto dos mapeamentos virtuais admissíveis
$\delta \mathbf{x}$	Vetor de deslocamentos virtuais
Ψ	Pseudo-potencial de energia interna
ξ	Conjunto de variáveis de estado

$\hat{\mathbf{F}}^i$	Parcela inelástica do gradiente de deformações
\mathbf{Q}	Vetor de variáveis internas
$(\cdot)_n$	Instante de avaliação de (\cdot) no tempo
\mathbf{F}^e	Parcela elástica do gradiente de deformações
$(\cdot)^e$	Versão elástica de (\cdot)
$(\cdot)^i$	Versão inelástica de (\cdot)
ψ	Pseudo-potencial de dissipação
Ψ_{iso}	Parcela isotrópica de Ψ
Ψ_f	Parcela de Ψ para a direção das fibras
$\hat{\mathbf{F}}$	Parcela isocórica de \mathbf{F}
J	Jacobiano volumétrico, determinante jacobiano.
$(\hat{\cdot})$	Parcela isocórica de (\cdot)
φ	Energia potencial do braço elástico
φ^e	Energia potencial do braço viscoelástico
$\Delta q_j / \Delta t$	Autovalores de \mathbf{D}^v
\mathbf{M}_j	Autovetores de \mathbf{D}^v
U	Energia potencial relacionada à variação de volume
\mathbb{R}	Conjunto dos números reais
Sym	Conjunto dos tensores simétricos
\mathbf{E}_j^{pr}	Autovetores de $\hat{\mathbf{C}}^{pr}$
$(\cdot)^{pr}$	Versão preditora de (\cdot)
c_j	Autovalores de $\hat{\mathbf{C}}$
\mathbf{a}_f	Vetor unitário na direção das fibras
$(\cdot)_f$	Versão de (\cdot) para as fibras
λ_f	Alongamento na direção das fibras
ε_f	Deformação logarítmica na direção das fibras
d_f^v	Taxa de deformação viscosa na direção das fibras
λ_f^e	Parcela elástica de λ_f
λ_f^v	Parcela viscosa de λ_f
η	Variável de dano do braço elástico
η^e	Variável de dano do braço viscoelástico
Ψ_f^{ED}	Potencial incremental do braço elástico com dano
Ψ_f^{VED}	Potencial incremental do braço viscoelástico com dano
$(\bar{\cdot})$	Versão não penalizada de (\cdot)
Y	Potencial dissipativo de dano para o braço elástico
Y^e	Potencial dissipativo de dano para o braço viscoelástico
μ, μ^e	Parâmetros para a parcela elástica isotrópica
η^v	Parâmetro da parcela viscosa

k_1, k_2, k_2^e, k_2^e	Parâmetros elásticos para as fibras
p	Parâmetro do expoente do modelo
ζ, γ	Parâmetros para o modelo de dano
\mathbf{x}_x	Componente na direção de x do vetor de coordenadas espaciais
\mathbf{X}_x	Componente da direção de x do vetor de coordenadas materiais
σ_m	Tensor de tensões de Cauchy do modelo
\mathbf{k}	Vetor de parâmetros do modelo

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO:	1
1.1	Motivação	2
1.2	Objetivos	3
1.3	Abordagem do problema	3
1.4	Estrutura do trabalho	4
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	5
2.1	Breve histórico	5
2.2	Tecidos Moles e mecânica do contínuo	6
2.3	Estrutura microscópica de tendões	7
2.4	Colágeno	9
2.5	Tendão do músculo flexor profundo	12
2.6	Fisiologia	14
2.7	Comportamento mecânico observado	15
2.8	Fatores que influenciam o comportamento mecânico de tendões.	19
2.9	Deformações finitas	20
2.10	Considerações termodinâmicas	21
3	EXPERIMENTO	25
3.1	Procedimento de ensaio	25
3.1.1	Origem	25
3.1.2	Dissecação	26
3.1.3	Descongelamento e preparação	27
3.1.4	Fixação na garra superior	28
3.1.5	Marcação	29
3.1.6	Equipamento	30
3.1.7	Carregamento	31
3.1.8	Medição da deformação sem contato	32
3.2	Correlação de imagens digitais	33
3.2.1	Método óptico	33
3.2.2	Calibração	37
3.2.3	Pós processamento	37
3.3	Procedimento simplificado	38
3.4	Resultados	40
3.5	Discussões	45

4	MODELO	47
4.1	Abordagem variacional	47
4.2	Modelo anisotrópico viscoelástico com dano	49
4.2.1	Potencial incremental isotrópico viscoelástico	49
4.2.2	Potencial de dano viscoelástico para as fibras	51
4.2.3	Potenciais utilizados	57
4.3	Exemplos	58
4.3.1	Braço viscoelástico isotrópico e braço elástico isotrópico	59
4.3.2	Braço elástico com dano transversalmente isotrópico	60
4.3.3	Braço viscoelástico com dano transversalmente isotrópico	63
5	AJUSTE DE PARÂMETROS E RESULTADOS FINAIS	67
5.1	Procedimento de cálculo	68
5.2	Discussões	71
6	DISCUSSÕES FINAIS E CONCLUSÕES	73
6.1	Discussões finais	73
6.2	Observações adicionais	75
7	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	77
	Apêndice A – Procedimento de ensaio em imagens	91
	Apêndice B – Resultados do experimento.	99
B.1	Tendão 1	99
B.2	Tendão 2	103
B.3	Tendão 3	109
B.4	Tendão 4	114

1 INTRODUÇÃO:

Um dos materiais mais estudados dentro da biomecânica são os chamados tecidos moles. Este grupo é consideravelmente grande, e pode-se defini-lo como sendo o conjunto de todos os tecidos excetuando-se o tecido ósseo. Os principais constituintes responsáveis pela resistência mecânica dos tecidos moles são as proteínas do grupo colágeno que são as proteínas mais abundantes do corpo humano e de outros animais. Aproximadamente 70 % da massa do corpo humano é água, e aproximadamente 30% da massa seca é colágeno (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2004). O colágeno pode ser encontrado no tecido conjuntivo onde encontra-se inserido em uma matriz, podendo ser visto como um elemento estrutural de reforço enquanto outros elementos presentes na matriz executam outras funções do tecido. O material resultante desta interação entre uma matriz pouco rígida e um grande conjunto de fibras é semelhante a um compósito formado por um polímero pouco rígido (matriz) reforçado por fibras curtas de um polímero mais rígido (colágeno e elastina).

Tendões são exemplos típicos de tecido conjuntivo. Atuam de forma semelhante a um cabo, quase sempre sob tração e com pouca capacidade de transmitir esforços quando comprimidos. Formam estruturas longas com pouca substância fundamental (matriz) e poucas células. As fibras colágenas podem somar até 80% do peso seco de um tendão (NIGG; HERZOG, 2007; HOLZAPFEL, 2001).

O estudo dos tendões é interessante pois eles são elementos diretamente ligados com a capacidade de movimentar-se do corpo humano. A ruptura total ou parcial de um tendão ou ligamento pode impossibilitar a execução de um movimento específico e comprometer a mobilidade do sujeito. Por outro lado, tendões são histologicamente mais simples que outras estruturas do corpo humano (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2004) e entender o comportamento de tendões pode auxiliar o entendimento do comportamento mecânico de outras muitas estruturas constituídas por moléculas semelhantes.

Uma ferramenta importante para o estudo de materiais é a criação de modelos do comportamento mecânico baseados em um conjunto de parâmetros. A existência desses parâmetros permite a descrição quantitativa de um material, facilitando o processo de comparação e visualização do comportamento de dois ou mais materiais diferentes. Além disso, modelos podem ser utilizados para a representação matemática do material, viabilizando a simulação do seu comportamento mecânico em um ambiente computacional.

Nesse trabalho estudou-se a formulação e capacidades de um modelo de comportamento mecânico para tecidos moles. Em paralelo, foram rea-

lizados uma série de ensaios experimentais com tendões suínos, visando a obtenção de dados que foram comparados com o modelo para a identificação dos parâmetros.

1.1 Motivação

Do ponto de vista da engenharia, o estudo de modelos que englobem fenômenos como dano e viscosidade em deformações finitas pode servir como base para o desenvolvimento de modelos mais simples adaptados para uma dada aplicação. A inclusão de modelos de tecidos moles (simples ou complexos) em softwares de simulação numérica torna o modelo uma ferramenta de projeto. O uso dessa ferramenta pode auxiliar o desenvolvimento de próteses, técnicas cirúrgicas, equipamentos de proteção, instrumentos médicos, implantes e outros, potencialmente auxiliando um grande conjunto de profissionais de engenharia e medicina, como pode ser visto nos trabalhos de: Yllera et al. (2012), Holzapfel (2002), Hoy, Zajac e Gordon (1990), Chen et al. (2012), Zhong et al. (2012) e Cardoso et al. (2013).

De maneira geral, a possibilidade de comparar quantitativamente as propriedades mecânicas de um tecido, especialmente as relacionadas com a falha do material, é por si só uma grande ferramenta. De maneira semelhante com a qual compara-se duas ligas de aço através de suas propriedades, pode-se comparar dois tecidos de origens diferentes através de parâmetros como os utilizados nesse trabalho.

A existência de um modelo de material confiável permite a representação do comportamento mecânico do material em variáveis quantificáveis (parâmetros do material), facilitando a comparação de materiais com origem diferente. Isso pode auxiliar estudos de relações entre a expressão de uma certa proteína e o comportamento do tecido, auxiliando o estudo de doenças como: a síndrome de Ehlers-Danlos, osteogênese imperfeita (ambas mutações que provocam defeitos na síntese do colágeno) e o escorbuto (deficit de nutrientes relacionados com o colágeno) (NELSON; COX; CUCHILLO, 2009).

Para isso o desenvolvimento de uma formulação versátil que permita a inclusão de diversos fenômenos diferentes é de grande importância. Soma-se a isso o fato de que esta abordagem ao mesmo tempo cria uma estrutura no qual as restrições termodinâmicas estão incluídas e tem-se como resultado uma ferramenta com potencial para atender grande parte das demandas listadas acima.

Assim, é necessária uma metodologia numérico experimental ade-

quadra para lidar com os comportamentos comumente observados em tecidos biológicos. No caso particular de tendões, observam-se dificuldades relacionadas com: grandes deformações, resposta mecânica não linear, anisotropia, sensibilidade a velocidade de deformação e dano mecânico (FUNG, 1993; HOLZAPFEL, 2004).

1.2 Objetivos

O principal objetivo deste trabalho é realizar o estudo de uma metodologia adequada para caracterizar o comportamento mecânico de tendões, tanto do ponto de vista numérico quanto experimental, considerando a existência do fenômeno de dano mecânico e deformações finitas. Para isto pretende-se:

- Executar ensaios experimentais com tendões utilizando carregamento com ciclos progressivos até a ruptura.
- Obter os dados de deslocamento através de uma técnica de medição sem contato;
- Estudar modelos de materiais, escolher um modelo de material adequado ao comportamento observado experimentalmente e identificar os parâmetros deste modelo.
- Definir um procedimento para a reprodução destes passos de maneira eficiente.
- Analisar os resultados obtidos e propor melhorias.

1.3 Abordagem do problema

O procedimento de caracterização de materiais foi dividido em duas partes. Na parte experimental foram realizados ensaios mecânicos buscando observar e medir o comportamento do material e na parte numérica utilizou-se um modelo capaz de representar o comportamento do material estudado. Ao final, as duas partes são comparadas e os parâmetros do modelo são obtidos de forma a melhor representar o comportamento medido (Fig. 1.1).

As duas linhas se influenciam. Dados experimentais auxiliam o desenvolvimento do modelo pois são capazes de mostrar tendências de comportamento e relações entre variáveis, que podem então ser inseridas no modelo

sob a forma de relações matemáticas. E a definição do procedimento de ensaio está diretamente ligada ao modelo que se deseja ajustar.

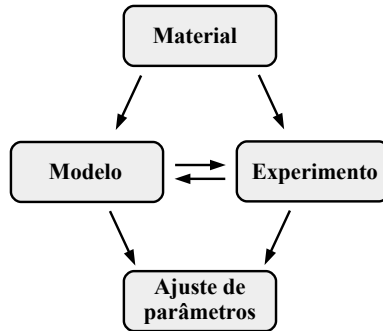


Figura 1.1: Representação visual da abordagem do problema de caracterização de materiais.

1.4 Estrutura do trabalho

O capítulo 2 apresenta uma revisão bibliográfica, realizada em paralelo a alguns ensaios preliminares para facilitar a solidificação dos conceitos estudados. A descrição do procedimento experimental adotado para a obtenção dos resultados experimentais é apresentada no capítulo 3. A exposição dos procedimentos matemáticos e hipóteses utilizadas para a obtenção do modelo final de comportamento aparecem no capítulo 4.

Após estas etapas, descreve-se o processo de caracterização do material e obtenção dos parâmetros de material para três tendões diferentes (cap. 5). Os resultados e os objetivos são então discutidos (cap. 6) e algumas sugestões de trabalhos futuros e melhorias são citadas (cap. 7).

Reservou-se um espaço ao final do texto para informações adicionais na forma de apêndices. No primeiro colocou-se uma série de fotografias para auxiliar a visualização do procedimento experimental adotado e no segundo colocou-se um grande conjunto de dados experimentais que podem ser úteis para o melhor entendimento de alguns pontos do trabalho ou para aplicação em outros trabalhos.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Breve histórico

A biomecânica é uma área definida por um objeto de estudo extremamente comum (matéria viva) observado sob um dos pontos de vista mais antigos da ciência (a mecânica). Entender a relação entre as forças que atuam em um material biológico e como esse material responde a elas é um desafio muito antigo (FUNG, 1993).

Quando a mecânica começou a ganhar a forma de leis e relações matemáticas, grandes personagens desta área dedicaram parte de seu tempo para estudar o objeto vivo. Dentre os primeiros registros tem-se os estudos feitos por: Galileu Galilei, onde através do conhecimento da constância da frequência de oscilação de um pêndulo, ele pôde medir a taxa de batimentos cardíacos das pessoas e compará-las com o comprimento do pêndulo utilizado; Willian Harvey deduziu a circulação do sangue utilizando conceitos de conservação de massa e publicou essa dedução em 1628; Leonhard Euler estudou a propagação de ondas nas artérias em 1775. Essas e outras referências históricas podem ser encontradas no trabalho de Fung (1993).

O século XIX foi marcado por um ambiente mais favorável ao desenvolvimento da ciência, especialmente da medicina. Nesta época muitos equipamentos foram inventados para auxiliar a observação e manipulação de tecidos biológicos dentre eles o estetoscópio e o microscópio. O primeiro, de tão utilizado, veio a se tornar símbolo da medicina e o segundo possibilitou a Lois Pasteur realizar as descobertas que resultaram na Revolução Pasteuriana da ciência e o estudo massivo da bioquímica por médicos e outros profissionais. Foi então possível relacionar funções do organismo com algum fenômeno microscópico.

Desde então a mecânica vem sendo uma grande parceira da biologia, seja auxiliando o entendimento do movimento de corpos, seja no estudo das forças envolvidas em um determinado processo ou ainda como fornecedora de tecnologia para facilitar a manipulação do objeto de estudo. Existem diversas justificativas para isso, como a importante relação entre o comportamento mecânico de um tecido e suas funções fisiológicas (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2004), a melhoria no processo de planejamento cirúrgico (WOO; THOMAS; CHAN SAW, 2004), melhoria da segurança e ergonomia em veículos e equipamentos (BURTON et al., 2010), melhorias no projeto de próteses (VENTURA; KLUTE; NEPTUNE, 2011), diagnóstico (GEORGIU; CUNNINGHAM, 2001), medicina legal (BERTOCCI; PIERCE, 2006), etc.

O surgimento dos primeiros modelos para elasticidade não linear com os estudos de Mooney (1940), Rivlin (1948) e Green e Adkins (1960) possibilitou a manipulação destes modelos para tentar reproduzir o comportamento de materiais. No trabalho de Coleman e Noll (1963) descreve-se o conhecido procedimento matemático para a obtenção das restrições termodinâmicas para um modelo constitutivo consistente possibilitando o desenvolvimento de modelos complexos sem violar as leis básicas da termodinâmica. Surge então uma nova ferramenta para o estudo do objeto vivo e um dos precursores no uso e aperfeiçoamento desta ferramenta é Y. C Fung (FUNG, 1967).

2.2 Tecidos Moles e mecânica do contínuo

No trabalho de Fung (1967) são apresentadas as primeiras conclusões a respeito das relações constitutivas de tecidos moles, concluindo que a relação tensão deformação deve ser exponencial no alongamento para o caso unidimensional. Isto abre espaço para diferentes propostas de modelos para tecidos moles e junto com elas diferentes técnicas de ensaio experimental para o levantamento de parâmetros para os modelos desenvolvidos.

Por volta de 1980 surgem estudos como os de Schwerdt, Constantinesco e Chambron (1980) e Decraemer, Maes e Vanhuyse (1980) mostrando que tecidos moles não apenas são não lineares como também não são elásticos, tendo comportamento sensível a velocidade do carregamento. Vanhuyse, Decraemer e Raman (1989) apresenta um modelo hiperelástico dependente da temperatura. Komi (1987) propõe uma técnica de medição in vivo das forças no tendão de Aquiles.

Fung (1993) apresenta um modelo viscoelástico quase-linear que leva seu nome, esse modelo vem sendo vastamente citado na literatura, e como dito por Pioletti e Rakotomanana (2000), apresenta bons resultados para baixas taxas de deformação, mas não para altas taxas. Outro fato importante é que ele ainda não leva em consideração assimetrias de comportamento do tecido (apesar de isso poder ser adaptado), e não captura comportamentos como deformação permanente e ruptura.

Holzappel, Gasser e Ogden (2000) apresentam um modelo que considera assimetrias do material. O resultado é um modelo ortotrópico semelhante a um compósito reforçado por fibras. A direção das fibras no modelo é escolhida de forma a reproduzir a direção das fibras de colágeno no tecido em suas diferentes camadas (de forma semelhante a um material laminado). Este modelo vem sendo largamente citado na literatura.

Estudos relacionando o comportamento mecânico dos tecidos moles e funções como a regeneração do tecido ou seu crescimento podem ser vistos nos trabalhos de Loncarek (2002), Woo, Thomas e Chan Saw (2004), Lavagnino et al. (2006), Wang (2006), Rizzuto et al. (2009), Couppé et al. (2012).

Progressivamente desenvolveram-se modelos mais complexos para tecidos moles, considerando diferentes fenômenos como: distribuição estatística de propriedades (BERGSTRÖM; BOYCE, 2001), plasticidade e inércia (EL SAYED et al., 2008), dano, viscoelasticidade e anisotropia (CALVO et al., 2009), ativação muscular (EHRET; BÖL; ITSKOV, 2011), a forma ondulada das fibras de colágeno e distribuição estatística de propriedades (MARTUFI; GASSER, 2011), viscoplasticidade (ZHU et al., 2014), entre outros.

No trabalho de Fanello, Ponthot e Stainier (2006) é apresentado um conjunto de modelos para viscoelasticidade não linear em regime de deformações finitas. Este trabalho é baseado em uma abordagem variacional para modelagem constitutiva proposta por (ORTIZ; STAINIER, 1999) e foi estendido para tratamento de materiais fibrosos por (REIPS, 2008) e (VASSOLER; REIPS; FANELLO, 2012) através da inclusão de anisotropia. Isso possibilitou a modelagem de materiais reforçados por fibras e foi aplicado para o estudo de tendões por (WILCHEZ, 2012).

Mais tarde foi incluído o dano como uma variável interna responsável por diminuir a capacidade do material de armazenar energia elástica (FANELLO; VASSOLER, 2013). O dano está relacionado com a formação de vazios internos, ou seja, a diminuição da área resistente efetiva. A existência desta variável possibilita o registro das perdas de resistência do material em regiões próximas a ruptura como parte do histórico de deformações, o que torna este um modelo adequado para o tipo de experimento realizado neste trabalho.

2.3 Estrutura microscópica de tendões

Tendões são formados por moléculas longas estabilizadas por ligações fortes (covalentes e iônicas). Essas moléculas são diferentes em tamanho e em composição e parte das interações entre elas se dá através de ligações mais fracas (pontes de hidrogênio e forças de van der Waals), de maneira semelhante às moléculas de um líquido (NELSON; COX; CUCHILLO, 2009). O resultado disso é um material com forma definida, mas com uma certa viscosidade interna devido a heterogeneidade de sua composição.

A nível atômico os principais elementos constituintes do tecido são: hidrogênio, carbono, nitrogênio e oxigênio que por terem valores semelhantes de eletronegatividade resultam em ligações de elevado caráter covalente

(AVERILL; ELDREDGE, 2011). Também é possível encontrar elementos como sódio e cálcio, que com menores valores de eletronegatividade podem formar ligações mais iônicas e atuam em funções como o controle de potenciais osmóticos.

Em uma escala maior nota-se a presença de três fases distintas: A **matriz extracelular**, constituída basicamente por água, moléculas aniônicas (carregadas negativamente, podem formar ligação iônica com sódio) e glicoproteínas multiadesivas (se ligam às células, colágeno e outros constituintes mantendo o conjunto unido), as **fibras**, constituídas basicamente por colágeno, e uma pequena **parcela celular**, constituída por fibroblastos, células do sistema fagocitário mononuclear, mastócitos, plasmócitos, células adiposas e leucócitos (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2004). Por possuir uma quantidade pequena de células, e portanto um baixo metabolismo, os tendões (Fig. 2.1) são pouco irrigados por sangue, realizando parte significativa de suas trocas químicas por difusão.

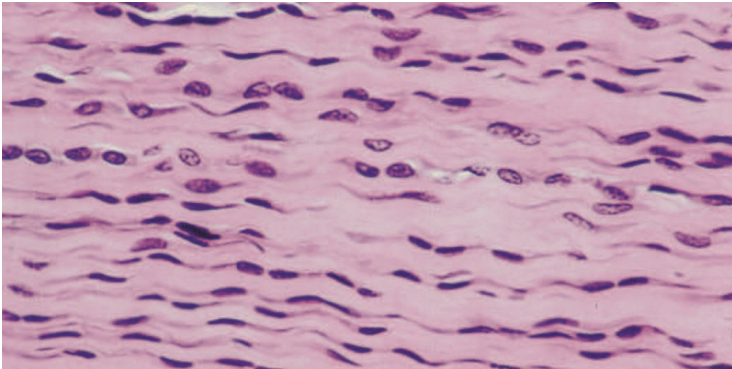


Figura 2.1: Corte histológico de um tendão colorido com a técnica hematoxilina-eosina vista em microscópio com aumento médio. É possível observar a ondulação das fibras de colágeno (região mais clara) e os núcleos alongados dos fibroblastos (pontos escuros) acompanhando a mesma ondulação. As fibras de colágeno encontram-se misturadas com a matriz extracelular, não é possível distinguir as duas fases nessa imagem. Imagem originalmente publicada por Junqueira e Carneiro (2004)

A substância fundamental atua como o meio pelo qual uma grande variedade de substâncias são trocadas e transportadas. É composta por ma-

cromoléculas como as glicosaminoglicanas e as proteoglicanas. A presença dessas macromoléculas altamente aniônicas resulta em um meio viscoso, hidrofílico, hipertônico e não neutro eletronicamente. A interação entre fibras, células e substância fundamental forma um material suscetível a diversas modificações internas que podem resultar em alterações nas propriedades mecânicas do tecido. Já foram observadas grandes alterações de comportamento mecânico entre tecidos com diferentes composições (HOLZAPFEL, 2001), e alguns casos de alterações provocadas diretamente pelo corpo, resultando na obtenção de uma propriedade mecânica diferente em uma parte do tecido conjuntivo para possibilitar alguma função do organismo como por exemplo o parto (ALPERIN; MOALLI, 2006).

As fibras do tendão, especialmente adaptadas para resistir a tração, são constituídas majoritariamente por fibrilas de colágeno tipo I, que são proteínas colágenas formadas por três cadeias polipeptídicas enroladas em uma hélice tripla. Existem mais de 20 tipos de colágeno com diferentes funções, e é comum encontrar em tendões outros tipos de colágeno (tipos: III, V, XII, XIV, ...) atuando como auxiliar do colágeno tipo I ou na manutenção da resistência do tecido em outras direções (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2004).

As células têm como principais funções a manutenção e adaptação do tendão. Fibroblastos são responsáveis pela sintetização do colágeno e de outras macromoléculas (glicosaminoglicanas, proteoglicanas e glicoproteínas multiadesivas), um processo ativado de forma a recuperar uma região danificada ou aumentar a concentração de fibras em uma região muito solicitada. Células do sistema fagocitário mononuclear tem como principal função consumir partes do tecido pouco solicitadas e corpos estranhos. Mastócitos, plasmócitos e leucócitos atuam como colaboradores das reações imunes e dos processos inflamatórios.

2.4 Colágeno

O colágeno (e outras proteínas) é formado pela união de aminoácidos através de uma ligação peptídica. Esta ligação especial ocorre por um processo chamado síntese por desidratação em que um dos aminoácidos perde uma hidroxila e o outro um oxigênio liberando uma molécula de água por ligação (Fig. 2.2). A cadeia resultante é linear e pode girar em torno do carbono alfa de cada aminoácido (o carbono que não possui ligação peptídica). A consequência disso é que proteínas podem assumir muitas formas diferentes (NELSON; COX; CUCHILLO, 2009).

O colágeno tipo I tem uma forma linear formada a partir de três po-

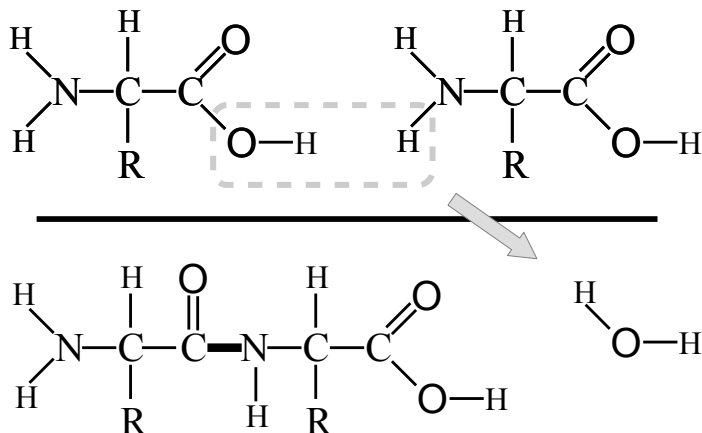


Figura 2.2: Síntese por desidratação, R representa a cadeia lateral que muda conforme o aminoácido e a linha grossa entre carbono e o nitrogênio representa a ligação peptídica

lipeptídeos (estruturas de aminoácidos polimerizados) enroladas formando uma configuração chamada de super hélice, com giro no sentido da regra da mão direita que estabiliza a molécula neste estado linear. Esta hélice tripla tem aproximadamente 8,6 nm de passo, 280 nm de comprimento e 1,5 nm de espessura (Fig. 2.5). Se estivessem agrupadas de forma compacta, essa proteína resultaria em um material mais resistente que alguns açós (NELSON; COX; CUCHILLO, 2009).

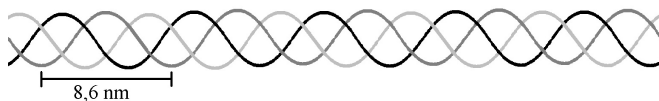


Figura 2.3: trecho da hélice tripla do colágeno.

As proteínas são agrupadas de forma paralela, formando longas filas com uma região de separação longitudinal entre cada proteína e uma região de separação transversal (Fig. 2.4). No trabalho de (CLEMMER et al., 2010) é mostrado que parte importante da deformação da fibra se deve ao aumento das regiões de separação e que a razão entre quanto de deformação vai para

a região sem vazios e quanto vai para a região com vazios depende da taxa de deformação. Isso aponta para uma relação entre o comportamento viscoso do material e as ligações químicas que regem a transmissão de força de uma proteína de colágeno para outra.

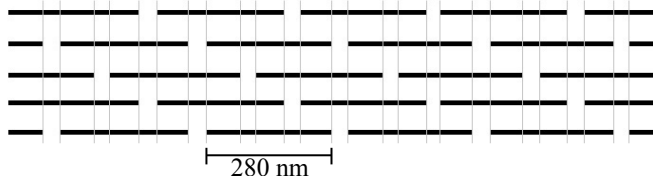


Figura 2.4: Representação do arranjo de proteínas de colágeno em uma fibrila de colágeno, a diferença entre as seções com vazios e as que não possuem vazios formam estrias visíveis em microscópio eletrônico.

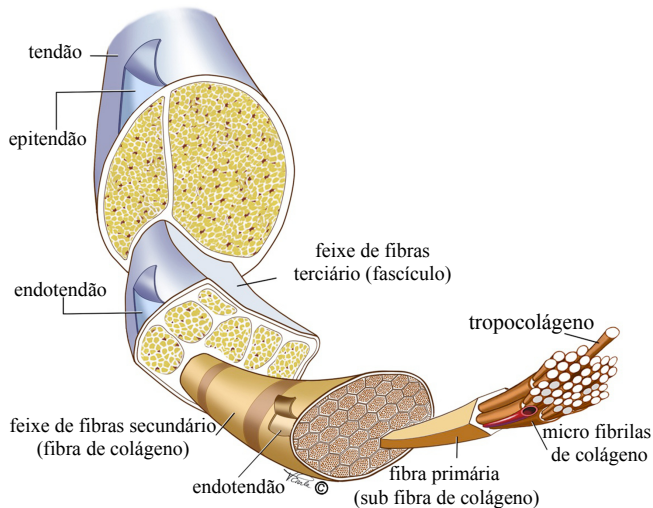


Figura 2.5: Representação da estrutura do tendão partindo da molécula de tropocolágeno, regiões em branco representam a matriz, em amarelo o colágeno e os pontos vermelho escuro representam os fibroblastos. Retirada do acervo virtual de Vicky Earle (EARLE, 2014)

A biossíntese (formação) do colágeno é iniciada no interior dos fibroblastos e terminada fora da célula onde o procolágeno é transformado em tropocolágeno e liberado para a matriz, que se organiza em diferentes níveis formando uma estrutura semelhante a da figura 2.5.

Espera-se uma correlação positiva entre carregamento e taxa de produção de colágeno, mas ainda não se tem uma explicação clara para esta relação químico mecânica. No trabalho de (HANNAFIN et al., 2006), por exemplo, demonstra-se uma correlação negativa entre o histórico de deformações do tecido e a produção de colágeno tipo I, quando sob deformações cíclicas de 5%. Por outro lado, (SCHWARTZ et al., 2013) propõe uma explicação alternativa para a maior resistência de tendões mais solicitados. Nesse artigo é verificada a relação entre diferentes valores de resistência de tendões para diferentes graus de organização das fibras de colágeno, indicando que maiores áreas transversais de tendões não necessariamente significam maior resistência a tração.

2.5 Tendão do músculo flexor profundo

O tendão do músculo flexor profundo do porco é um tendão particularmente longo, tem aproximadamente 200mm de comprimento e pode ser visto como um tronco principal que se divide conforme se aproxima das falanges. A primeira divisão gera dois trechos de pequena espessura (aproximadamente 2 mm) e a segunda gera mais dois trechos maiores (aproximadamente 4 mm) (Fig. 2.6). Além disto, o tronco principal possui um segundo trecho que parte do mesmo músculo e se une a região mais espessa após alguns centímetros .



Figura 2.6: O tendão do músculo flexor profundo e o tendão do músculo flexor superficial, o quadrado preto marca a ramificação que se une ao tronco principal, o amarelo marca a região em que um tendão perfura o outro.

O tendão do músculo flexor superficial encontra-se quase que parale-

lamente ao tendão do músculo flexor profundo, após a bifurcação o tendão do músculo flexor superficial passa a envolver o do músculo flexor profundo. O tendão do músculo flexor profundo passa por dentro de uma espécie de túnel criado pelo outro tendão. Este túnel cria um efeito de polia (GOODMAN; CHOUEKA, 2005) em uma região que se estende por todo o dedo do animal.

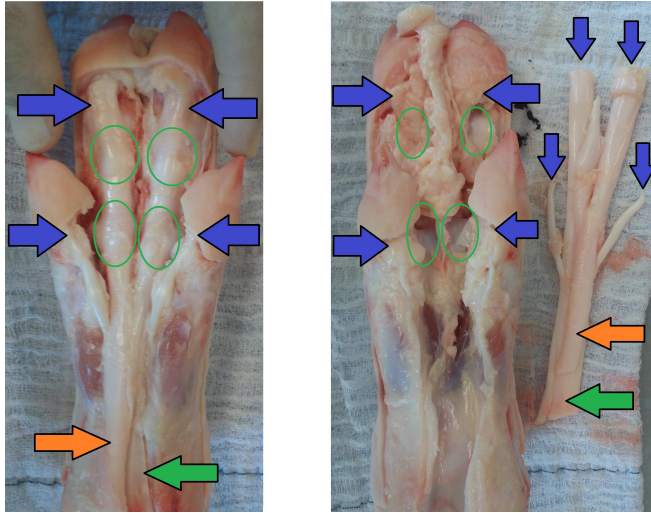


Figura 2.7: Posicionamento dos tendões dos músculos flexores profundo (seta verde) e superficial (seta alaranjada), inserções do tendão superficial profundo (setas azuis), e polias (circuladas em verde), para duas patas diferentes.

Ele está localizado na parte anterior das patas, com inserções nos quatro dedos, sendo duas inserções pequenas e duas maiores. As duas inserções maiores inserem-se na ultima falange dos dedos centrais, que são mais distais e, portanto, com maior alavanca durante o movimento do animal e mais críticos para a transmissão de força para o solo. A união deste tendão com o músculo flexor ocorre em um ponto mais proximal que a articulação do carpo (análoga ao pulso humano), resultando em um tendão longo e delgado com diversas polias (Fig. 2.7).

Esse tendão é análogo aos tendões flexores da mão humana, porém, diferente dos suínos, a mão humana possui um par de tendões (profundo e superficial) para cada dedo (AGUR; DALLEY, 2009) e os suínos possuem um par único para todos os quatro dedos (KÖNIG; LIEBICH et al., 2004). Assim como

outros tendões longos, este apresenta uma geometria relativamente uniforme em seu comprimento e baixa rigidez a flexão, o que resulta em uma estrutura semelhante a um cabo.

O material da superfície é bastante liso e escorregadio ao toque. A superfície apresenta uma camada fina de um tecido bastante deformável, essa membrana é facilmente identificável porém o processo de dissecação dessa membrana do tendão pode consumir bastante tempo. Ainda na superfície é possível notar um líquido pouco viscoso, semelhante ao líquido sinovial (NIGG; HERZOG, 2007) responsável pela lubrificação das articulações, o que explica o aspecto escorregadio da superfície. A cor do material é bastante próxima do branco, tanto na superfície quanto no corte transversal, o que indica um baixo nível de irrigação por vasos sanguíneos.

2.6 Fisiologia

A principal função de um tendão é a transmissão de força do tecido muscular para o tecido ósseo. Os músculos podem ser vistos como uma estrutura análoga a uma mola com comprimento inicial variável. Quando em repouso o músculo está com suas fibras alongadas mas com considerável resistência mecânica. Quando ativado pelos neurônios o músculo contrai, mudando seu comprimento inicial para um comprimento menor e mudando sua configuração química através da ligação de duas proteínas contráteis (actina e miosina). Os músculos podem se inserir nos ossos diretamente ou através de tendões e a existência destes permite que a contração ocorra sem que necessariamente a articulação se mova como observado por (YEADON et al., 2010).

A elevada resistência a tração dos tendões permite a estes transmitirem forças que foram produzidas pela contração de músculos com seções transversais muito maiores, e sua alta capacidade de armazenamento de energia elástica permite a existência de mecanismos de transmissão de energia como o do salto, em que inicialmente flexiona-se a articulação para então estimular os músculos extensores que por sua vez esticam os tendões da perna acumulando energia elástica e aumentando a rigidez do conjunto permitindo a liberação de mais energia e um salto maior. Outra função importante dos tendões é a de serem tensionados pelos músculos de forma a aumentar a rigidez de uma articulação. Um exemplo disso é a pré contração dos músculos dos membros inferiores antes do corpo aterrizar de um salto (YEADON et al., 2010).

Alguns tendões são capazes de transferir força de um músculo que está inserido em um certo osso para outro osso que está a várias articulações

de distância. Para isso existem as chamadas polias. Um dos tendões capazes de executar esta função é o tendão do músculo flexor profundo; o músculo encontra-se no antebraço e o tendão se insere na última falange de nossos dedos. Para transmitir adequadamente a força ele passa por muitas polias, sendo uma delas o túnel do carpo que está localizado próximo da articulação do pulso e permite a transmissão de força para a ponta dos dedos mesmo quando o pulso está dobrado (AGUR; DALLEY, 2009).

O tendão estudado neste trabalho é análogo a este e, assim como o humano, o tendão suíno passa por uma série de polias (KÖNIG; LIEBICH et al., 2004) sendo uma delas muito semelhante ao túnel do carpo (Fig. 2.7). Na pata do animal, esse tendão é responsável pelo movimento de seus quatro dedos (Fig. 2.8).



(a) Extensão.



(b) Flexão.

Figura 2.8: Tendão do músculo flexor profundo sendo ativado por uma pinça

2.7 Comportamento mecânico observado

Tendões exibem quatro importantes fenômenos em termos de comportamento mecânico: relaxação, fluência, sensibilidade a pré-condicionamentos (FUNG, 1993) e o efeito Mullins (PEÑA; PEÑA; DOBLARÉ, 2009). Os três primeiros se devem ao comportamento do material depender da taxa de

deformação e o último é um comportamento observado por Mullins (1947) em borrachas e esta relacionado com uma perda da rigidez do material dependente do histórico de deformações. Além destes comportamentos, tendões apresentam uma curva característica quando tracionados a velocidades baixas em ensaios monotônicos (CARLSTEDT, 1987) onde é possível identificar uma região de enrijecimento (I), uma região linear (II) e uma região não linear de perda de rigidez que se estende até a ruptura (III), como pode ser visto na figura 2.9, nela tem-se uma representação de resultados típicos de ensaios monotônicos de tecidos conjuntivos (FUNG, 1993; CARLSTEDT, 1987; WILCHEZ, 2012; FORMENTON, 2014).

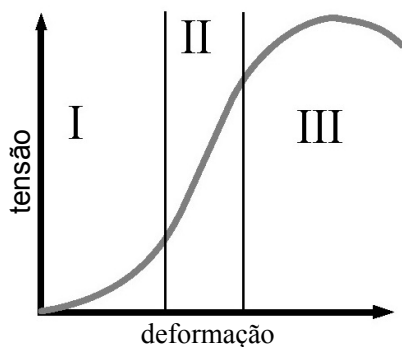


Figura 2.9: Ensaio monotônico, curva de resposta típica de tendões

Uma das formas de observar a sensibilidade ao tempo (efeitos viscosos) em um material é através de um ensaio de relaxação. Neste ensaio desloca-se as duas extremidades do corpo de prova com uma velocidade de afastamento de garras pré determinado até alcançar um nível de deformação definido. Neste momento a garra é parada subitamente e observa-se o comportamento da força no tempo com a máquina parada para uma deformação constante no tempo. Materiais que apresentam relaxamento irão apresentar uma variação na força que será negativa caso o material tenha alongado ou positiva caso tenha contraído. Um comportamento semelhante a esse foi observado durante os ensaios cíclicos (Fig. 2.10)

Fluência é um comportamento análogo à relaxação, onde ao invés de se observar o comportamento das tensões para uma deformação constante dada, são observados as deformações para um nível de tensão constante pré

determinado.

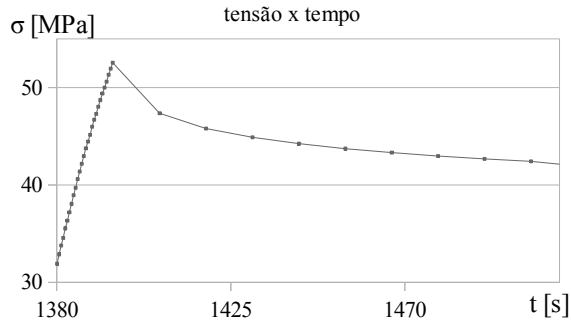


Figura 2.10: Comportamento semelhante ao relaxamento observado no tendão 4. O deslocamento da máquina foi mantido fixo por e pode-se observar um decréscimo da força característico deste fenômeno.

Pré-condicionamento é um comportamento observado em alguns materiais quando se realizam ensaios cíclicos. Nota-se que nestes casos os processos cíclicos convergem para uma solução repetitiva (FUNG, 1993). Na figura 2.12 é possível notar esta tendência. O carregamento imposto no material é idêntico entre um ciclo e outro (com exceção do primeiro) (Fig. 2.11) o que diferencia um ciclo do outro é o histórico de deformações do material. Caso o ciclo fosse modificado o material iria tender novamente a um ciclo de equilíbrio que muda conforme o ciclo de carregamento muda, originando uma nova etapa de pré-condicionamento (FUNG, 1993).

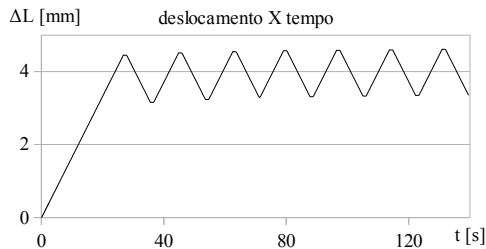


Figura 2.11: carregamento utilizado para o pré condicionamento mostrado na figura 2.12 picos em 250N e vales em 30N

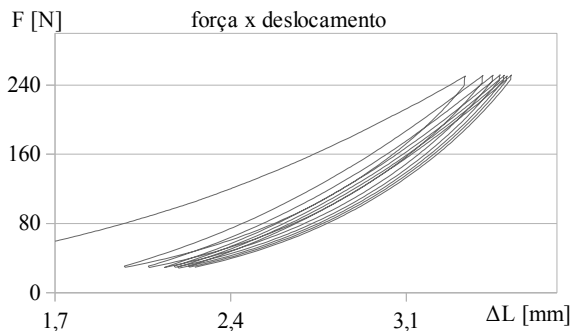


Figura 2.12: Pré-condicionamento realizado antes do ensaio do tendão 3. Ciclos realizados entre forças de 30N e 250N com rampas de velocidade aproximadamente constante de 10 mm/min.

O pré-condicionamento não necessita ser cíclico. Em outros materiais pode ser que seja necessário a proposição de carregamentos diferentes para que se chegue a um estado mais próximo ao estado real ou de uso do material.

O efeito Mullins foi descrito primeiramente por Mullins (1947) e está relacionado com uma perda de rigidez em um ciclo com carga progressiva (Fig. 2.13).

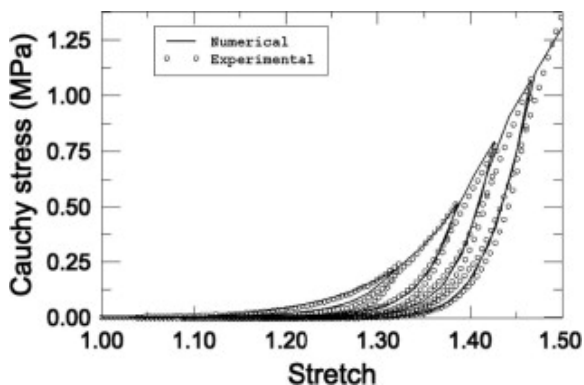


Figura 2.13: Efeito Mullins observado em tecido mole. Retirado do trabalho de Peña e Doblaré (2009)

Durante o ensaio cíclico após uma etapa de carga e descarga o material tende a apresentar uma perda na rigidez que em parte é atribuída a um processo irreversível semelhante a dano, fazendo com que o próximo ciclo de carga gere uma curva abaixo das cargas anteriores mas que tende a retornar a curva de carga anterior após superado o valor máximo de deslocamento do ciclo anterior. Este comportamento apresenta uma envoltória semelhante a do ensaio típico de tração monotônico visto na figura 2.9.

2.8 Fatores que influenciam o comportamento mecânico de tendões.

A observação do comportamento de tendões em escalas macroscópicas implica na abstração de um grande conjunto de fenômenos que ocorrem em escalas menores. Dessa forma, muitas informações a respeito de detalhes sobre o comportamento do material e o motivo para este comportamento a nível molecular ou mesmo atômico não são levadas em consideração. Porém, abordar o fenômeno desta forma permite a abstração destes efeitos e a construção de modelos de comportamento macroscópicos, que resultam em uma metodologia denominada fenomenológica.

Quando se cria um modelo macroscópico de comportamento de um material busca-se definir uma relação entre valores macroscópicos de deformação e tensão na tentativa de reproduzir os fenômenos envolvidos.

Materiais dissipativos apresentam uma resposta (tensão) que depende em termos genéricos da história da deformação sofrida até o instante considerado e de uma série de fatores com maior ou menor influência dependendo do material. No presente caso, o comportamento dos tendões pode apresentar variações quando se altera:

- A idade do sujeito (NACHEMSON; EVANS, 1968; HAUT; LANCASTER; DECAMP, 1992; KARAMANIDIS; ARAMPATZIS, 2006);
- A temperatura (VANHUYSE; DECRAEMER; RAMAN, 1989);
- A hidratação do tecido (HAUT; HAUTT, 1996; CIARLETTA et al., 2006; CLEMMER et al., 2010);
- A organização das fibras na inserção (HETTRICH et al., 2011; THOMOPOULOS et al., 2006);
- A quantidade e interação entre proteínas (AHMADZADEH et al., 2013);

Além destes alguns fatores exercem um certo papel adaptativo, ou seja, influenciam o comportamento do tecido a longo prazo, desencadeando processos que alteram a composição do material (COWIN; DOTY, 2007). Em geral estão vinculadas a estímulos nos fibroblastos que aumentam ou diminuem a taxa de produção de colágeno e outras proteínas. Alguns exemplos são:

- A concentração de ciproflaxina na substância fundamental (LONCAREK, 2002);
- Histórico de carregamentos do tecido (HANNAFIN et al., 2006; WANG, 2006; RIZZUTO et al., 2009; GARDNER; ARNO CZKY; LAVAGNINO, 2011; COUPPÉ et al., 2012; SCHWARTZ et al., 2013);
- Deformação (GARDNER; ARNO CZKY; LAVAGNINO, 2011);
- Hormônios (HANSEN et al., 2013);
- Diabetes tipo 2 (GONZALEZ et al., 2014);

2.9 Deformações finitas

Para a formulação adequada de um modelo constitutivo para tecidos moles é necessário utilizar medidas de deformações mais apropriadas. Para isso parte-se da hipótese de que o material é um meio contínuo, ou seja, que o material é formado por um número infinito de volumes infinitesimais que preenchem completamente o volume do corpo limitado por uma dada fronteira.

Essa hipótese implica em um tratamento do comportamento do material como sendo um comportamento médio de uma série de fenômenos que podem ou não ter uma origem discreta. O corpo pode ser descrito como uma região B limitada por uma fronteira (Fig 2.14).

Define-se então \mathbf{X} como sendo o vetor posição de um certo ponto do corpo na configuração de referência e \mathbf{x} como sendo o vetor posição de um certo ponto do corpo no instante de tempo t . O mapeamento dos pontos de \mathbf{X} para \mathbf{x} é feito por uma função bijetiva χ_t . Escreve-se então a coordenada \mathbf{x} como sendo uma função da posição na referência e do tempo t como $\mathbf{x} = \chi_t(\mathbf{X}, t)$.

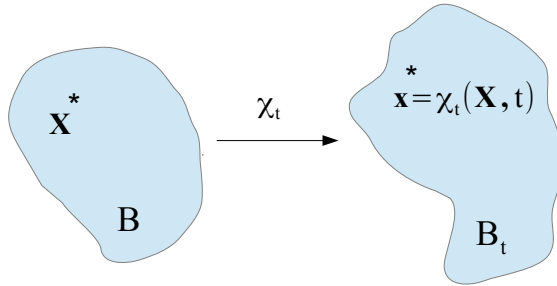


Figura 2.14: Corpo na configuração de referência e no instante t .

Quando se estuda a relação das forças atuantes em um corpo com a mudança na forma desse corpo é conveniente utilizar-se de medidas que não levem em conta deslocamentos de corpo rígido ou rotações para a definição do estado do material. Para isso define-se o gradiente de deformações $\mathbf{F}(\mathbf{X}, t)$ como $\mathbf{F} = \nabla \mathbf{x}$ ou em notação indicial

$$F_{ij} = \frac{\partial x_i}{\partial X_j}. \quad (2.1)$$

Esse tensor relaciona o vetor $d\mathbf{X}$, que une dois pontos da referência infinitamente próximos, com o vetor $d\mathbf{x}$, que une os mesmos dois pontos na configuração dita deformada $\mathbf{x} = \chi_t(\mathbf{X}, t)$, através da expressão $d\mathbf{x} = \mathbf{F}d\mathbf{X}$. Esse tensor ainda é sensível a rotações do corpo B , mas é possível definir grandezas insensíveis a tais rotações a partir de \mathbf{F} , uma dessas grandezas é o tensor de Cauchy-Green à direita $\mathbf{C} = \mathbf{F}^T \mathbf{F}$.

2.10 Considerações termodinâmicas

Abaixo descreve-se brevemente o procedimento de dedução das restrições termodinâmicas para um modelo de material puramente mecânico. Mais informações podem ser encontradas em livros clássicos sobre termodinâmica do contínuo (GURTIN; FRIED; ANAND, 2010).

Inicia-se com a primeira e segunda lei da termodinâmica e busca-se encontrar um formato para a relação entre tensões e deformações coerente com elas.

1ª lei da termodinâmica:

$$\rho \dot{e} = \boldsymbol{\sigma} : \mathbf{D} + [-div \mathbf{q} + q], \quad (2.2)$$

onde ρ representa a densidade do material em coordenadas espaciais, e a energia interna específica, $(\dot{\cdot})$ a derivada de (\cdot) em relação ao tempo, $\boldsymbol{\sigma}$ o tensor de tensões de Cauchy, \mathbf{D} a parte simétrica de $\mathbf{L} = \dot{\mathbf{F}}\mathbf{F}^{-1}$, \mathbf{q} o vetor fluxo de calor e q é um escalar referente à fontes de calor tais como radiação.

2ª lei da termodinâmica:

$$\Gamma = \rho \dot{s} + [div(\frac{\mathbf{q}}{\theta}) - \frac{q}{\theta}] \geq 0, \quad (2.3)$$

onde Γ é a densidade de produção líquida de entropia, s é a entropia específica e θ é a temperatura absoluta.

Aplica-se a regra da cadeia no termo entre colchetes em (2.3) e tem-se

$$-[div(\frac{\mathbf{q}}{\theta}) - \frac{q}{\theta}] = \frac{1}{\theta} [-div(\mathbf{q}) + q] + \frac{1}{\theta^2} \mathbf{q} \cdot \mathbf{g}, \quad (2.4)$$

onde $div(\cdot)$ é o divergente de (\cdot) e \mathbf{g} é o gradiente da temperatura θ ($\mathbf{g} = grad(\theta)$), substitui-se a relação (2.2) em (2.4)

$$-div(\frac{\mathbf{q}}{\theta}) + \frac{q}{\theta} = \frac{1}{\theta} [\rho \dot{e} - \boldsymbol{\sigma} : \mathbf{D}] + \frac{1}{\theta^2} \mathbf{q} \cdot \mathbf{g} \quad (2.5)$$

e (2.5) em (2.3) para que se obtenha a desigualdade abaixo

$$\Gamma = \rho \dot{s} + \frac{1}{\theta} [\boldsymbol{\sigma} : \mathbf{D} - \rho \dot{e}] - \frac{1}{\theta^2} \mathbf{q} \cdot \mathbf{g} \geq 0. \quad (2.6)$$

Multiplicando-se a relação acima por θ fica-se com

$$\Gamma \theta = \rho(\theta \dot{s} - \dot{e}) + \boldsymbol{\sigma} : \mathbf{D} - \frac{1}{\theta} \mathbf{q} \cdot \mathbf{g} \geq 0. \quad (2.7)$$

Utiliza-se a transformada de Legendre para definir uma energia conhecida como energia livre de Helmholtz W que consiste em uma transformação de e em que, sendo \mathbf{C} o tensor de deformações de Cauchy-Green à direita uma das variáveis de estado de e escreve-se $e = e(s, \mathbf{C}, \mathbf{g})$ e define-se uma nova medida de energia dependente de variáveis de estado mais convenientes $W = W(\theta, \mathbf{C}, grad(\theta))$ para isso define-se W como sendo $W = e - \theta s$

resultando em:

$$\dot{W} = \dot{e} - \theta \dot{s} - \dot{\theta} s \quad \longrightarrow \quad \dot{W} + \dot{\theta} s = \dot{e} - \theta \dot{s}, \quad (2.8)$$

que substituída em (2.7) resulta na conhecida desigualdade de Clausius-Duhem

$$\Gamma \theta = \boldsymbol{\sigma} : \mathbf{D} - \rho (\dot{W} + \dot{\theta} s) - \frac{1}{\theta} \mathbf{q} \cdot \mathbf{g} \geq 0. \quad (2.9)$$

É possível escrever (2.9) em coordenadas referenciais ficando-se com

$$\Gamma_R \theta = \mathbf{P} : \dot{\mathbf{F}} - (\dot{W}_R + \dot{\theta} s_R) - \frac{1}{\theta} \mathbf{q}_R \cdot \mathbf{G} \geq 0, \quad (2.10)$$

onde o subscrito $(\cdot)_R$ sinaliza a versão referencial de (\cdot) , \mathbf{P} é o primeiro tensor de Piola-Kirchhoff e a letra maiúscula em \mathbf{G} diz respeito ao gradiente de θ em relação às coordenadas referenciais. Ou de forma equivalente

$$\Gamma_R \theta = \frac{1}{2} \mathbf{S} : \dot{\mathbf{C}} - (\dot{W}_R + \dot{\theta} s_R) - \frac{1}{\theta} \mathbf{q}_R \cdot \mathbf{G} \geq 0, \quad (2.11)$$

onde \mathbf{S} é o segundo tensor de tensões de Piola-Kirchhoff. Partindo-se de $W_R = W_R(\theta, \mathbf{C}, \mathbf{g})$ tem-se a derivada total

$$\begin{aligned} \dot{W} = \frac{\partial W_R(\theta, \mathbf{C}, \mathbf{g})}{\partial \mathbf{C}} : \dot{\mathbf{C}} + \frac{\partial W_R(\theta, \mathbf{C}, \mathbf{g})}{\partial \theta} \dot{\theta} \\ + \frac{\partial W_R(\theta, \mathbf{C}, \mathbf{g})}{\partial \mathbf{g}} \cdot \dot{\mathbf{g}}, \end{aligned} \quad (2.12)$$

que substituída em (2.11) resulta em

$$\begin{aligned} \left(\frac{\partial W_R(\theta, \mathbf{C}, \mathbf{G})}{\partial \mathbf{C}} - \frac{1}{2} \mathbf{S}(\theta, \mathbf{C}, \mathbf{G}) \right) : \dot{\mathbf{C}} \\ + \left(\frac{\partial W_R(\theta, \mathbf{C}, \mathbf{G})}{\partial \theta} + s_R(\theta, \mathbf{C}, \mathbf{G}) \right) \dot{\theta} \\ + \frac{\partial W_R(\theta, \mathbf{C}, \mathbf{G})}{\partial \mathbf{G}} \cdot \dot{\mathbf{G}} \\ + \frac{1}{\theta} \mathbf{q}_R(\theta, \mathbf{C}, \mathbf{G}) \cdot \mathbf{G} \leq 0. \end{aligned} \quad (2.13)$$

Considerando para o caso puramente mecânico o campo de temperaturas θ constante no tempo e uniforme tem-se $\dot{\theta} = 0$, $\mathbf{G} = 0$ e $\dot{\mathbf{G}} = 0$ que

substituídos em (2.13) resulta em

$$\left(\frac{\partial W_R(\mathbf{C})}{\partial \mathbf{C}} - \frac{1}{2} \mathbf{S}(\mathbf{C}) \right) : \dot{\mathbf{C}} \leq 0 \quad (2.14)$$

A relação (2.14) deve ser satisfeita para todo processo termodinâmico, ou seja, em um dado estado, definido agora somente por \mathbf{C} , a taxa $\dot{\mathbf{C}}$ pode assumir qualquer valor. Para um dado valor de deformação \mathbf{C} tem-se seguindo-se o procedimento de Coleman-Noll (COLEMAN; NOLL, 1963) que:

$$\mathbf{S}(\mathbf{C}) = 2 \frac{\partial W_R(\mathbf{C})}{\partial \mathbf{C}}, \quad (2.15)$$

que é equivalente a

$$\mathbf{P}(\mathbf{C}) = 2\mathbf{F} \frac{\partial W_R(\mathbf{C})}{\partial \mathbf{C}}. \quad (2.16)$$

Como pode ser visto em (2.16) e em (2.15) a relação entre tensões e deformações é definida como a derivada de um campo escalar W . Definir a relação deste potencial com a medida de deformação utilizada define automaticamente um campo tensorial de tensões.

3 EXPERIMENTO

Um dos equipamentos mais utilizadas para a quantificação das propriedades mecânicas de materiais sólidos é a máquina de ensaio uniaxial. Ela é utilizada para impor um carregamento unidirecional em um corpo de prova enquanto o deslocamento, a força e o tempo são medidos de alguma forma.

Quando se realiza um ensaio uniaxial espera-se que o corpo de prova tenha algum grau de uniformidade geométrica e de propriedades, ou que as não uniformidades existentes sejam conhecidas ao ponto de ser possível tirar conclusões a respeito do campo de deformações e de tensões no material a partir dos dados obtidos no ensaio.

Foi escolhido estudar o comportamento mecânico de tendões por estes possuírem uma geometria e uma distribuição de propriedades relativamente uniforme quando comparados com outras estruturas do tecido conjuntivo. Eles transmitem força do músculo para o osso e alguns tendões possuem uma forma esbelta com longos trechos de seção relativamente uniforme o que é ideal para o ensaio uniaxial. Com este cenário, buscou-se dentre as possibilidades disponíveis o tendão com o trecho uniforme mais longo e com a superfície mais lisa.

O tendão do músculo flexor profundo de suínos possui longos trechos de seção aproximadamente uniforme (trechos com comprimento aproximadamente dez vezes maior que a maior espessura) quando comparado com outros tendões do suíno. Este tendão já foi utilizado de forma semelhante em trabalhos anteriores (WILCHEZ, 2012).

Parte-se de um procedimento anteriormente desenvolvido após uma grande sequência de testes realizados por Wilchez (2012), em que o tendão do músculo flexor profundo foi ensaiado monotonicamente e ciclicamente com diferentes métodos de fixação.

3.1 Procedimento de ensaio

3.1.1 Origem

Os tendões utilizados nos ensaios apresentados nesse trabalho tem como origem o Frigorífico Borussia-Osório/RS, que forneceu apenas a ponta do membro (cortado na união entre a parte mais distal da tíbia e os ossos do pé).

Os animais eram da raça Agro, com peso aproximado de 175kg e com idade aproximada de 5 meses. As peças foram transportadas em ambiente

resfriado e armazenados em congelador a -20°C , seguindo recomendações de Wilchez (2012), Dota et al. (2007) e Jones et al. (1995).

3.1.2 Dissecação

O procedimento de dissecação foi definido segundo a experiência deste autor durante a realização da retirada das amostras, com a orientação prévia de um cirurgião. Isto foi devido ao fato de que não se encontrou um procedimento específico na literatura para este tipo de ensaio. Assim, o processo de dissecação foi realizado com bisturi, após o descongelamento e seguiu a sequência de passos abaixo.

- Corte do contorno da pele da parte anterior da pata e do tecido abaixo da pele.
- Identificação dos tendões superficial e profundo, suas inserções e polias (Fig. 2.7).
- Realização de uma incisão ligeiramente ao lado do tendão do músculo flexor profundo e extensão da incisão realizando um longo corte por todo o contorno do tendão.
- Corte do tecido cartilaginoso das polias.
- Corte das inserções dos tendões.
- Separação do tendão superficial e profundo.
- Remoção de tecido superficial para a obtenção de uma superfície mais uniforme.
- Remoção das partes do tendão que não fazem parte do tronco principal.

Foi notado uma grande economia de tempo quando se seguiu os passos na ordem acima. Outro ponto importante é que os cortes eram consideravelmente mais fáceis e mais precisos quando o tecido estava ligeiramente resfriado. Após a realização desse procedimento os tendões foram embalados em embalagem plástica fechada e congelados novamente a -20°C .

3.1.3 Descongelamento e preparação

O processo de congelamento e a exposição ao ambiente do congelador (ainda que em embalagem plástica fechada) secaram visivelmente a superfície de alguns dos tendões dissecados. O procedimento de descongelamento utilizado nesses tendões consistiu em mergulhar o tendão por aproximadamente 10 segundos em água a temperatura ambiente e secá-los com papel toalha. Após isso o descongelamento prosseguiu no ar ambiente (DEFRATE et al., 2006; HAUT; LANCASTER; DECAMP, 1992).

Enquanto o descongelamento terminava aproveitou-se para a realização de uma segunda limpeza da superfície do tendão com pinça e bisturi.

Após o tendão atingir uma consistência mais mole, realizou-se a sutura de faixas de tecido nas extremidades a serem fixadas pelas garras. Essas suturas se mostraram importantes para a obtenção de uma superfície menos lisa e para restringir a deformação lateral do tendão no interior da garra (Fig. 3.1).



Figura 3.1: Extremidade esmagada de um tendão após o ensaio

Esse tecido em formato de fita foi costurado nas extremidades com uma grande folga para que o tendão possa se deformar lateralmente na garra mas não totalmente. A pressão exercida no tendão foi suficiente para romper esta faixa de tecido nos casos em que ela foi costurada muito justa ao tendão

(Fig. 3.2). A folga utilizada foi de aproximadamente metade da largura do tendão para cada lado.

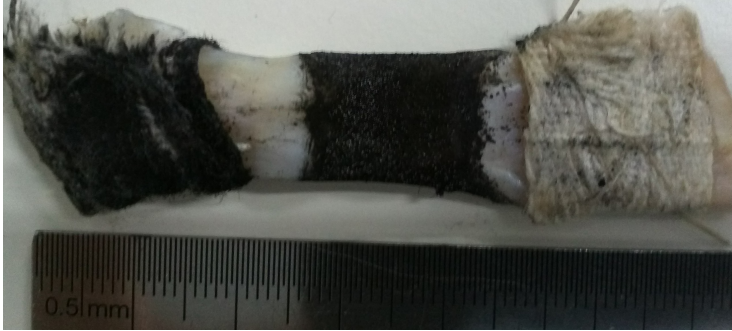


Figura 3.2: Ruptura no tecido suturado: Pode-se ver que a extremidade esquerda rompeu o tecido suturado no tendão o que em alguns casos aliviou as tensões na garra e provocou a má fixação do material.

3.1.4 Fixação na garra superior

Para facilitar o procedimento de pintura necessário para o emprego da técnica de medição de deformação por correlação de imagens retirou-se a garra superior da máquina e fixou-se o tendão nessa garra antes da pintura. Durante a fixação esmaga-se o tendão entre as duas placas da garra (Fig. 3.1) e como consequência tem-se a liberação de líquido. Nessa etapa esse líquido não prejudica a pintura, mas a liberação do líquido interno alivia as tensões na parte fixada na garra diminuindo a eficácia da fixação.

Para contornar isso realiza-se um aperto inicial e espera-se alguns segundos. Limpa-se o líquido e realiza-se um novo aperto, e assim sucessivamente até que não se note mais alívio na tensão sobre os parafusos da garra.

Outra forma de contornar o alívio na força de contato entre a garra e o tendão foi diminuir a rigidez do conjunto através do uso de arruelas de pressão. A adição dessas arruelas ao conjunto da garra diminuiu consideravelmente o número de ensaios finalizados devido ao escorregamento do material na garra e possibilitou os resultados demonstrados nesse trabalho (Fig. 3.3).



Figura 3.3: Garra utilizada para a fixação do tendão na máquina de ensaio.

3.1.5 Marcação

Para a realização do processo de medição de deslocamentos com o uso do método de correlação de imagens digitais, que será apresentado na seção 3.2, é necessário a existência de um padrão na superfície do material com o maior contraste possível (SUTTON; ORTEU; SCHREIER, 2009). Uma boa marcação é necessária para correlacionar regiões de interesse das imagens do ensaio. Para isso seguiu-se a proposta de Wilchez (2012) e utilizada no trabalho de Formenton (2014) que também adotaram essa técnica no estudo de tecidos biológicos. Cobriu-se completamente a superfície do tendão com um pó preto muito fino (*toner* retirado de um cartucho de impressora) e para obter o contraste desejado usou-se um pó branco (microesferas de poliamida).

A marcação foi aplicada antes da fixação final do material na máquina de ensaio utilizando um pincel. O resultado final é mostrado na figura 3.4.

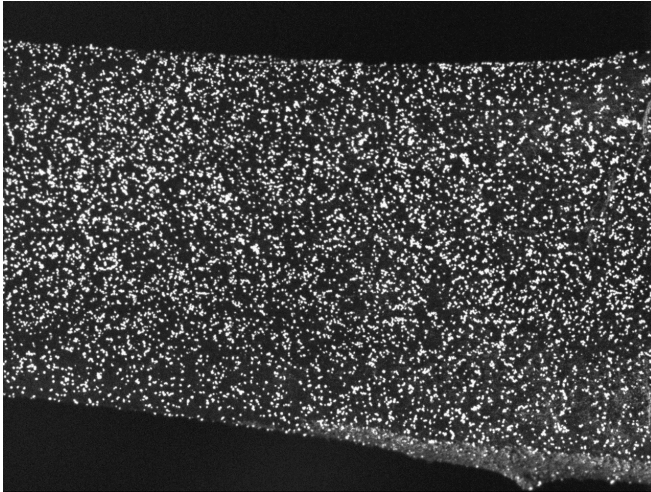


Figura 3.4: Imagem do tendão com a marcação.

3.1.6 Equipamento

A garra utilizada para a fixação do tendão na máquina foi uma garra simples fixada por parafusos. Ela consiste de duas placas paralelas com uma ranhura central e uma textura superficial feita com o auxílio de um rebolo de granulometria grossa fixado a um moto esmeril (Fig. 3.3).

Nesta garra é possível controlar o torque em cada um dos diversos parafusos e com isso controlar a distribuição da força na superfície de fixação dos tendões. Essa habilidade permite um certo grau de adaptabilidade da garra à grande variação de forma entre os corpos de prova utilizados. Por outro lado, por se tratar de um processo manual, a repetibilidade da forma de fixação é dificultada.

O ensaio foi realizado em uma máquina de ensaio universal EMIC modelo DL-3000. Os dados de força foram obtidos com uma célula de carga de 5000N modelo CCE5KN (resolução de leitura de 1N) e o deslocamento da garra foi medido pelo transdutor de deslocamento (sensor óptico (encoder), com resolução de 0,01 mm) acoplado ao sistema da máquina para ser utilizado como um dado secundário no processo de interpretação dos resultados. De forma paralela o campo de deslocamento também foi medido pelo método óptico de correlação de imagens digitais

3.1.7 Carregamento

Os ensaios feitos em tendões e ligamentos são geralmente ensaios uniaxiais de tração. Isso é feito pois a principal função desses tecidos é justamente suportar e transmitir esse tipo de esforço (MOW; HUISKES, 2005) e também pois se trata de um ensaio mais simples. Após a realização de alguns ensaios monotônicos preliminares, observou-se que os tendões utilizados rompem com cargas trativas da ordem de 2 kN, ou aproximadamente 60 MPa, o que é coerente com os valores de tensão máxima descritos por Holzapfel (2001).

Estabeleceu-se um ensaio de pré-condicionamento que consiste em uma sequência de rampas de carga e descarga com velocidade constante e limitadas por patamares de força (Fig. 2.11) buscando aproximar a faixa de carregamentos fisiológicos (FUNG, 1993). O carregamento inicia de um valor muito próximo de zero e desloca com velocidade constante de 10 mm/min até que o valor lido na célula de carga atinja 250N quando o ensaio é subitamente parado e a descida iniciada (também a 10 mm/min). Quando a leitura na célula de carga atingia 30N o ensaio era novamente parado subitamente e o ciclo de carga e descarga era reiniciado. Esse ciclo foi repetido sete vezes (Fig. 2.12).

Ao final do ensaio de pré-condicionamento inicia-se a segunda etapa do ensaio (figuras 3.6 e 3.5).

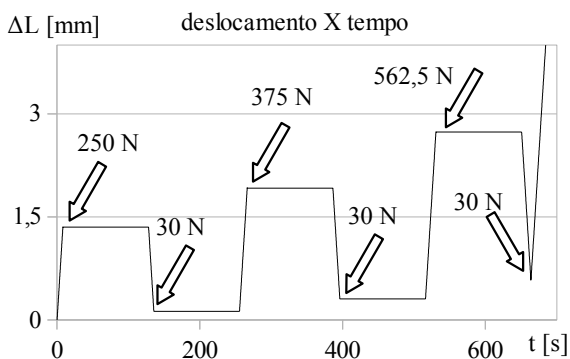


Figura 3.5: Tendão 2, deslocamento aplicado pela máquina durante o ensaio de carga progressiva

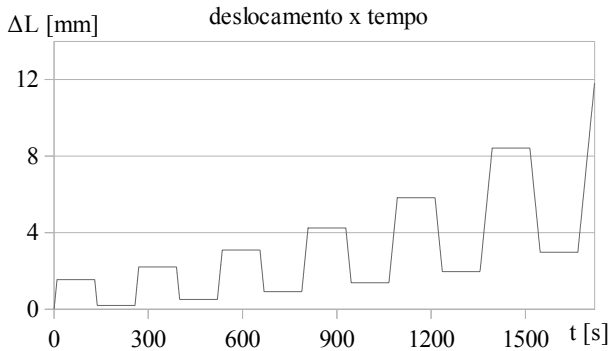


Figura 3.6: Tendão 4, deslocamento aplicado pela máquina durante o ensaio de carga progressiva

Nessa etapa realiza-se uma sucessão de ciclos semelhantes a etapa anterior com a diferença de que a carga máxima era progressivamente aumentada de maneira similar ao trabalho de Muñoz et al. (2008) e Peña e Doblare (2009), ao fim de cada rampa o deslocamento das garras era parado por 120 segundos.

A realização desse tipo de ensaio tem como finalidade capturar a sensibilidade do material ao tempo (viscosidade) e o efeito de perda de rigidez associada ao efeito Mullins simultaneamente. A carga máxima do primeiro ciclo foi de 250N e progrediu seguindo um fator de 1,5 (250N; 375N; 562,5N; até a ruptura para os tendões 1 e 2 e 250N; 375N; 562,5N; 843,75N; 1262,6N; 1,898N; até a ruptura para os tendões 3 e 4) O resultado apresentou um comportamento semelhante a uma sucessão de ensaios de relaxação (ver figuras B.3, B.13, B.24 e B.35 no apêndice 2).

3.1.8 Medição da deformação sem contato

O método utilizado para medir os deslocamentos foi uma combinação do transdutor de deslocamento acoplado a máquina e o método de correlação de imagens digitais. O primeiro consiste em um Transdutor Diferencial Variável Linear fixado ao braço da máquina e a barra móvel da máquina e o segundo em uma ou mais câmeras filmando uma ou mais regiões do material ensaiado.

O sistema de medição óptico por uma sequência de imagens digitais permite a obtenção de um campo de deslocamentos sem a necessidade de

contato com o material ensaiado. Essa vantagem é muito interessantes para o estudo de tecidos moles, visto que qualquer contato com o material poderia provocar elevadas distorções no campo de deslocamentos devido a baixa rigidez. Técnicas semelhantes podem ser vistas nos trabalhos de Zhang e Arola (2004), Cheng e Gan (2008), Wilchez (2012) e Formenton (2014).

Por mais que tendões apresentem uma composição relativamente homogênea quando comparados com outros tecidos moles, tendões possuem forma e composição pouco homogênea quando comparados com materiais mais comuns de engenharia (metais, cerâmicos industriais e polímeros industriais em geral), a medição de uma pequena região da superfície poderia fornecer uma informação incompleta do fenômeno e a medição de um único valor de deslocamento médio poderia encobrir informações locais importantes para o entendimento do comportamento do material.

Para a medição da deformação radial do material ensaiado utilizou-se uma câmera adicional rotacionada aproximadamente 90° em relação a câmera principal e posicionada na lateral do material. Os detalhes referentes ao processamento dessas imagens serão vistos na seção seguinte.

3.2 Correlação de imagens digitais

O método de correlação de imagens digitais é uma técnica de medição sem contato que mede o deslocamento pontos na imagem através do rastreamento de um padrão (SUTTON; ORTEU; SCHREIER, 2009). Para isso filma-se uma região enquanto ela se desloca e registra-se imagens em formato digital. Processa-se as imagens digitais de cada instante de tempo e se obtêm um conjunto de vetores deslocamentos que são utilizados para a obtenção de um campo vetorial de deslocamentos.

Mais detalhes sobre a formulação do processo de correlação de imagens digitais podem ser encontradas em (SUTTON; ORTEU; SCHREIER, 2009; PAN et al., 2009).

3.2.1 Método óptico

Para possibilitar o processamento do movimento de pontos utiliza-se de uma série de discretizações. A primeira discretização é temporal, transforma-se o movimento contínuo no tempo em uma sucessão de imagens (quadros) com um valor de tempo para cada. A segunda é a discretização espacial, transforma-se o domínio contínuo da imagem em uma distribuição discreta de regiões com um único valor de cor associada a uma escala, for-

mando uma malha regular de quadrados denominados pixels. A terceira é a discretização do espectro contínuo de cores em um espectro discreto, segundo uma escala de interesse, para que seja possível a representação de todo espectro com um número finito de bits.

O resultado deste procedimento é a transformação do movimento em um conjunto de imagens, onde cada imagem representa um instante de tempo, cada posição x , y na imagem representa um pixel e cada número representa a cor associada àquele pixel (para escala de cinza tem-se somente um valor por pixel, para cores tem-se geralmente três valores, um para cada cor da escala de vermelho, verde e azul (escala RGB *red, green, blue*) por exemplo).

Escolhe-se uma das imagens (geralmente a primeira) como a referência, e escolhe-se nela um conjunto de pontos a serem rastreados denominados *markers*. Ao redor de cada *marker* (marcação, marcador) define-se uma sub-região da imagem denominada *subset* (subconjunto). O próximo passo é buscar esses *subsets* na próxima imagem (próximo instante de tempo), para isso utilizou-se uma técnica de comparação de dados (medidas de correlação) denominada soma das diferenças quadráticas zero normalizadas. Que compara dois conjuntos de dados gerando um escalar denominado coeficiente de correlação (ZHANG; AROLA, 2004).

Uma vez encontrado o *subset* com a melhor correlação com o *subset* na imagem anterior, pode-se definir um vetor que representa o deslocamento em pixels do *marker* como sendo a distância ente o centro dos dois *subsets* (PAN et al., 2009).

O conjunto de vetores deslocamento dos vários *markers* pode ser utilizado diretamente para a construção de um campo vetorial contínuo aproximado a partir dos dados discretos de deslocamento. Uma das formas de se fazer isso é escolher uma função de interpolação para o campo de deslocamentos na região medida e encontrar os parâmetros que melhor ajustam esta função de superfície aos vetores deslocamento conhecidos, outra forma é dividir a região em sub-regiões e propor uma função de forma para cada região com restrição de continuidade na fronteira entre regiões. Em qualquer uma das possibilidades citadas obtêm-se uma aproximação do campo de deslocamentos que pode ser utilizado para a obtenção do gradiente de deformações **F**.

Obtidos os deslocamentos dos *markers* pode-se construir um campo de deslocamento contínuo utilizando para isso bases de funções parametrizadas usualmente adotadas na técnica de elementos finitos. No presente caso, dado que a grade define regiões quadrilaterais, optou-se por uma base de funções bilineares de elementos de 4 nós. O campo de deformações foi obtido pela

diferenciação do campo de deslocamentos parametrizados (Fig. 3.7).

Para diminuir o tempo de processamento das imagens obtidas decidiu-se utilizar uma taxa de amostragem menor (aproximadamente 22 vezes mais lenta) para as regiões em que o deslocamento nas garras encontra-se parado (ver figuras 3.5 e 3.6).

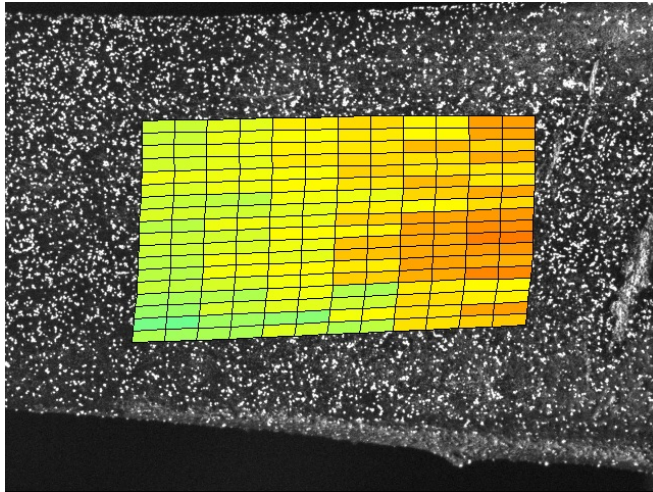


Figura 3.7: Campo de deformações do tendão 4 medido no instante $t=1092s$: cada polígono possui uma cor representando o valor de deformação longitudinal referente ao ponto de Gauss daquela região.

A curva tensão de Cauchy em função da deformação foi construída com o auxílio da medição da área instantânea do corpo de prova. Para isso posicionou-se uma segunda câmera com um ângulo de 90° em relação a primeira, de forma a capturar o perfil do corpo de prova durante o ensaio (Fig. 3.8).

Este posicionamento registrou o deslocamento das laterais dos corpos de prova e permitiu a aproximação da área transversal do tendão com uma elipse com diâmetros iguais às larguras capturadas pelas câmeras, de maneira similar ao procedimento realizado por Salate (2009).

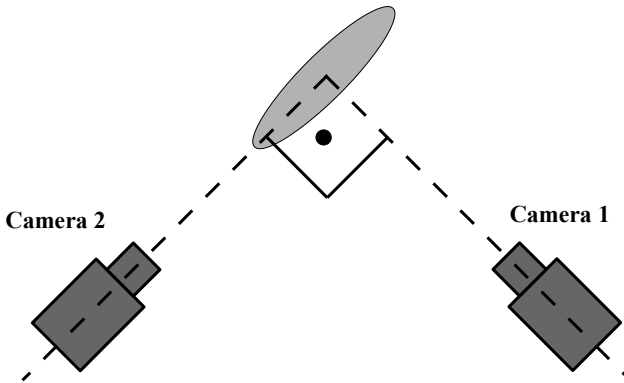


Figura 3.8: Posicionamento das câmeras em relação ao corpo de prova

O valor da largura é obtido de forma manual, busca-se visualmente três pontos na imagem em cada lateral do corpo de prova, calcula-se três larguras diferentes e retira-se a média. Para a obtenção do valor da área A em cada quadro utilizado, mediu-se a área nos quadros referentes aos picos e vales da deformação/deslocamento (Fig. 3.9) e interpolou-se linearmente uma função da área em relação a deformação longitudinal infinitesimal ε , para cada trecho tem-se $A = A(\varepsilon)$. Todos os outros valores de área foram obtidos através da função referente ao trecho em que o ponto se encontra.

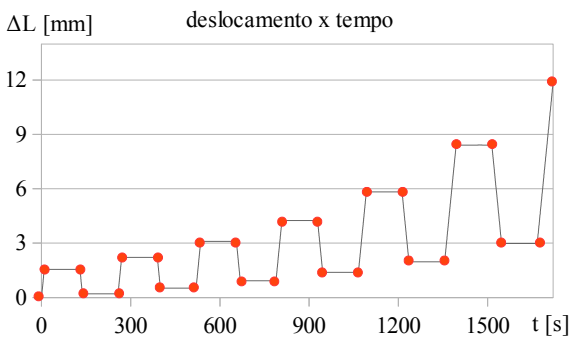


Figura 3.9: Medição da largura do corpo de prova: As imagens medidas foram as referentes aos pontos vermelhos na figura acima.

O campo de deslocamentos resultante desse processo é medido em pixels. Com ele é possível obter o campo de deformações associado, pois deformação é uma grandeza adimensional. Contudo, tensão não é uma medida adimensional. Para que seja possível utilizar o vetor de áreas A na construção do vetor de tensões de Cauchy é necessário converter a largura medida em cada seção de pixels para alguma unidade de medida conhecida. Isso foi feito através de um gabarito de calibração.

3.2.2 Calibração

A calibração das câmeras é uma etapa bastante simples mas que pode gerar grandes valores de erro se não planejada com cuidado. Isto porque esta etapa é muito sensível a fatores como a relação entre a distância focal das lentes, a profundidade de foco e outros (SUTTON; ORTEU; SCHREIER, 2009).

O campo de visão é basicamente um cone que parte da câmera e que define a região que a câmera conseguiria capturar. No caso de câmeras digitais este campo não é exatamente um cone pois o sensor de captura é retangular fazendo o campo de visão se aproximar de uma pirâmide de base retangular. O ângulo de abertura deste cone ou pirâmide esta relacionado com a distância focal do conjunto de lentes utilizado (quanto menor a distância focal maior o ângulo e consequentemente maior o campo de visão).

Escolhida uma configuração para as lentes, realiza-se o ensaio e a calibração com a mesma configuração. O procedimento usado é baseado no apresentado por Bouguet (2013). Compara-se a distância em pixels na imagem do alvo de calibração obtido pelas câmeras (Fig. 3.10) com a distância em milímetros conhecida e obtêm-se uma relação de conversão entre pixels e milímetros.

3.2.3 Pós processamento

Após o ensaio tem-se os históricos de força (obtidos pela célula de carga), o histórico campo tensorial do gradiente de deformações (obtido pela correlação de imagens digitais) e o histórico da área transversal (obtido pelo método ótico). Como estes resultados foram obtidos por diferentes métodos, eles precisaram ser sincronizados. Isso foi feito através de interpolação linear.

Uma vez que se conhece para cada instante de tempo (discretizado) o valor da área, força e deformação uniaxial. É possível dividir cada termo de força pela área respectiva resultando em um vetor tensão longitudinal de Cauchy e visualizar graficamente os pontos experimentais de tensão para cada deformação.

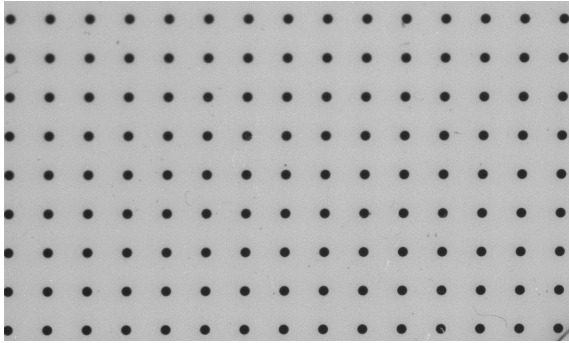


Figura 3.10: Uma das imagens utilizadas para calibrar a relação pixel/mm: Nesse alvo de calibração a distância entre os centros dos círculos pretos é de 1 mm (resolução 0,001 mm)

A obtenção dos dados de deformação passou ainda por um procedimento de suavização temporal da deformação uniaxial através do método de mínimos quadrados móveis com uma base de cinco termos e aproximação linear (LANCASTER; SALKAUSKAS, 1981). Essa é uma etapa importante pois pequenos erros nesses dados podem resultar em grandes erros no cálculo da deformação longitudinal e comprometer o procedimento de ajuste de parâmetros. A necessidade desse tipo de procedimento é apresentada em outros trabalhos como os de Pan et al. (2009) e Castro (2012).

3.3 Procedimento simplificado

Após as alterações acima o procedimento de ensaio ficou dividido em duas partes. A primeira diz respeito as preparações no corpo de prova e na máquina de ensaio utilizada e a segunda diz respeito a preparação do sistema de aquisição. Essa divisão foi feita pois parte do ensaio foi realizado por duas pessoas, o que possibilitou a realização em paralelo de algumas etapas. As etapas para preparação do corpo de prova e da máquina de ensaio foram as seguintes:

1. Dissecar os tendões a partir das patas.
2. Cortar as partes que não serão utilizadas e retirar membranas da superfície.

3. Embalar os tendões em embalagens plásticas fechadas e colocar no congelador (-20°C).
4. Retirar o tendão da embalagem e mergulhá-lo em água por alguns segundos (10s – 20s), deixando-o descongelar ao ambiente.
5. Costurar uma fita de tecido nas extremidades que serão presas nas garras.
6. Fixar o tendão na garra superior da máquina (fora da máquina).
7. Aplicar o pó negro uniformemente com o auxílio de um pincel e a borda da garra.
8. Aplicar o pó branco buscando obter o máximo de contraste possível com uma densidade de pontos adequada.
9. Fixar o conjunto (garra superior + tendão) na máquina com cuidado para não estragar a marcação.
10. Posicionar a garra superior de forma a permitir a fixação do tendão na garra inferior.
11. Fixar o tendão na garra inferior.
12. Ajuste das garras e procurar por possíveis gotas de líquido na região próxima a garra superior.
13. Esperar até que sistema de aquisição esteja ajustado.
14. Pré-condicionamento.
15. Ensaio.

O procedimento de preparação do sistema de aquisição inicia-se junto com o procedimento de descongelamento. O início da aquisição das imagens se dá simultaneamente ao início do ensaio mecânico (após o pré-condicionamento) seguindo as etapas abaixo.

1. Montar o sistema de cobertura e instalação das câmeras no suporte.
2. Fixar algo com geometria semelhante ao tendão na garra inferior da máquina.

3. Posicionar as câmeras com o auxílio das mesas giratórias do suporte e referências como régua e esquadros.
4. Escolher o conjunto de lentes a ser utilizado.
5. Primeiro ajuste de foco.
6. Ajustar a cobertura, ajustar o fundo, mudar a abertura das cortinas e as luzes do laboratório visando a obtenção de uma boa iluminação.
7. Esperar etapas 9, 10, 11 e 12 do procedimento de ensaio.
8. Segundo ajuste de foco e segundo ajuste de diafragma e cobertura.
9. Iniciar aquisição instantes antes do início do ensaio (etapa 16 do procedimento de ensaio)
10. Esperar fim do ensaio e finalizar aquisição de imagens.
11. Retirar fotos da referência para posterior calibração.

Algumas imagens dos procedimentos acima podem ser vistas no apêndice 1.

3.4 Resultados

Foram realizados diversos ensaios pilotos (de teste) para o desenvolvimento do método experimental. Destes resultados, quatro são apresentados por serem resultados de experimentos que não apresentaram falhas na execução.

Os resultados foram divididos em três grupos. O tendão 1 sofreu três ciclos de carga sem pré-condicionamento, o tendão 2 sofreu três ciclos de carga com pré-condicionamento e os tendões 3 e 4 sofreram 6 ciclos de carga com pré-condicionamento. Todos os ciclos foram feitos com velocidade de deslocamento da máquina constante de aproximadamente 10mm/min formando uma sequência de rampas separadas por patamares com 120 segundos de duração (Fig. 3.6). Durante o pré condicionamento o carregamento não possuía patamares (Fig. 2.11).

Como os picos e os vales dos ciclos foram controlados por limites de força, cada ensaio apresentou uma curva diferente de deslocamento e de força (ver apêndice 2). As curvas citadas acima foram obtidas pela leitura do sensor de deslocamento acoplado na máquina e dizem respeito ao carregamento

aplicado nas extremidades do corpo de prova. Os gráficos de tensão experimental σ_e (MPa) deformação infinitesimal ε encontram-se nas figuras 3.12, 3.14, 3.16 e 3.18.

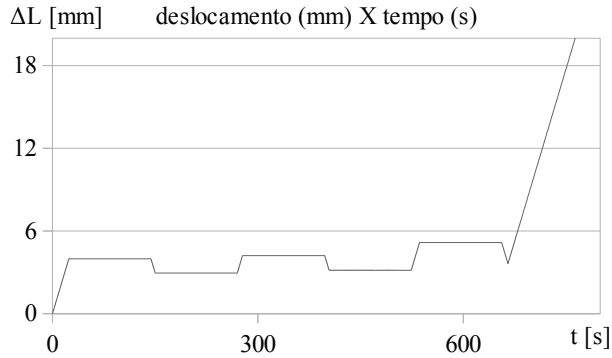


Figura 3.11: Deslocamento da garra medido pelo sistema de aquisição da máquina de ensaio para o tendão 1.

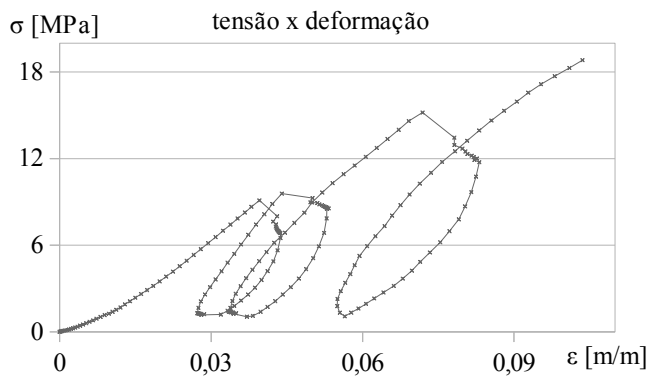


Figura 3.12: Resultados experimentais obtidos para o tendão 1 utilizando o carregamento mostrado na figura 3.11. Nota-se uma tendência do material de se alongar continuamente buscando uma configuração condicionada.

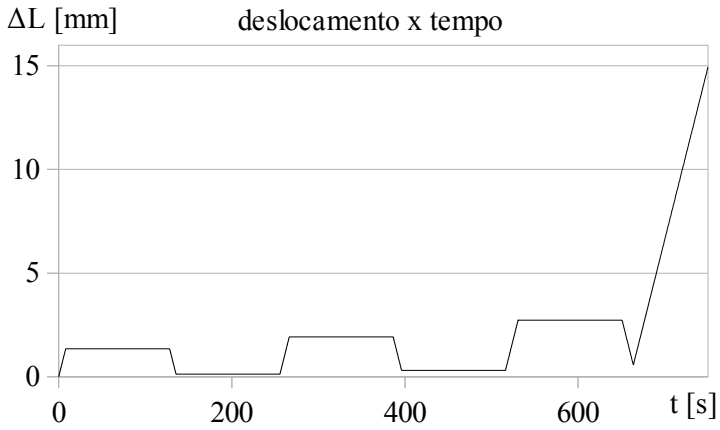


Figura 3.13: Deslocamento da garra medido pelo sistema de aquisição da máquina de ensaio para o tendão 2.

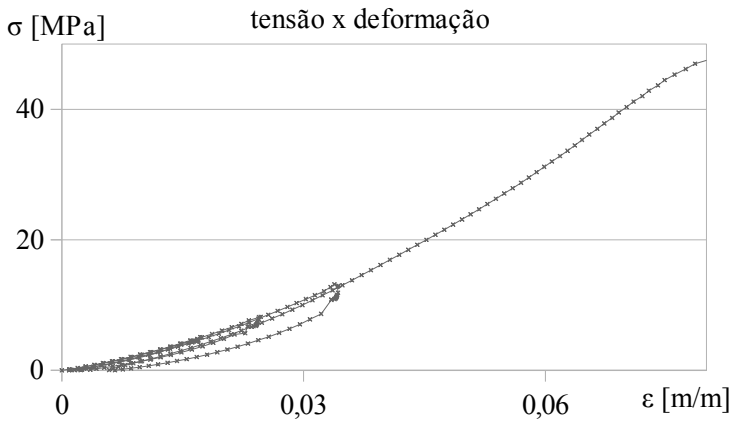


Figura 3.14: Resultados experimentais obtidos para o tendão 2 utilizando o carregamento mostrado na figura 3.13.

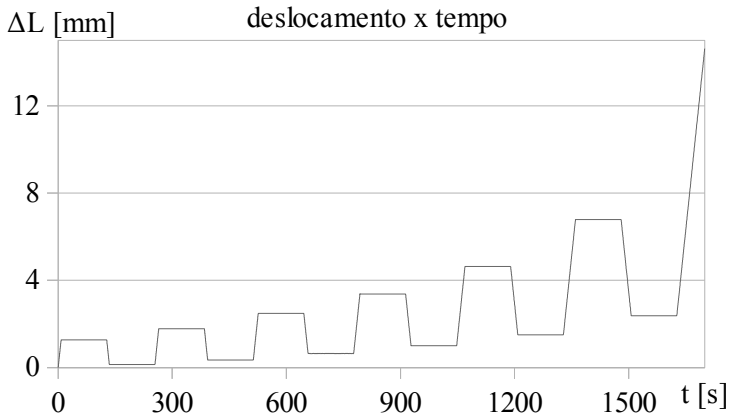


Figura 3.15: Deslocamento da garra medido pelo sistema de aquisição da máquina de ensaio para o tendão 3.

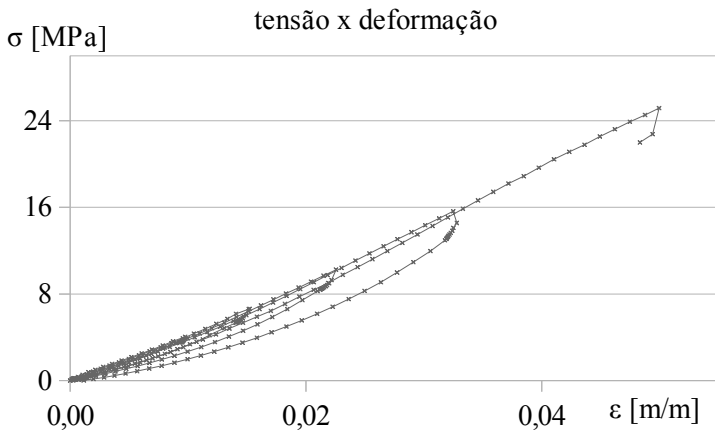


Figura 3.16: Resultados experimentais obtidos para o tendão 3 utilizando o carregamento mostrado na figura 3.15.

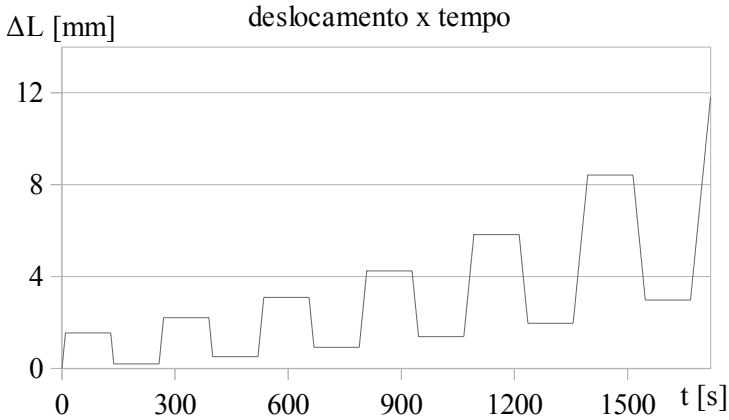


Figura 3.17: Deslocamento da garra medido pelo sistema de aquisição da máquina de ensaio para o tendão 4.

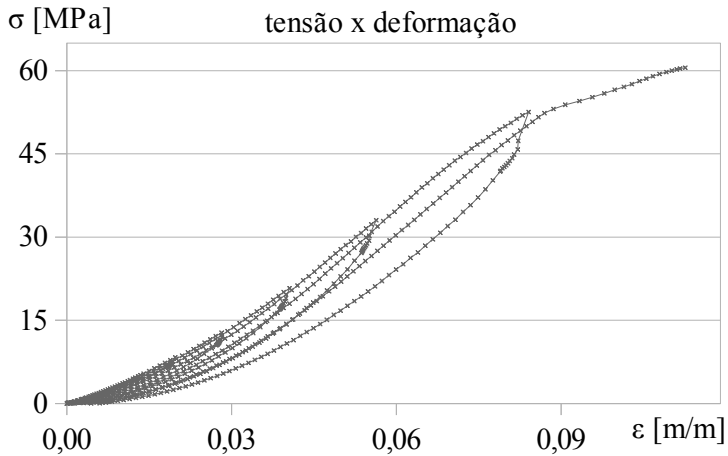


Figura 3.18: Resultados experimentais obtidos para o tendão 4 utilizando o carregamento mostrado na figura 3.17.

Os gráficos de deformação em função do tempo e tensão em função

do tempo referentes aos pontos dos gráficos acima encontram-se no apêndice 2 junto a outros dados obtidos através desses ensaios.

3.5 Discussões

Os dados considerados válidos para serem apresentados nas figuras 3.12, 3.14, 3.16 e 3.18 se estendem até onde foi possível medir com o método óptico. No caso do tendão 3, grande parte dos dados foram descartadas devido à impossibilidade de obtenção do deslocamento por essa técnica. A marcação utilizada nos ensaios 2 e 4 se mostrou satisfatória e resultou em uma filmagem limpa que possibilitou a correlação das imagens em quase todo o ensaio.

Observa-se no resultado obtido com o tendão 1 (Fig. 3.12) uma alteração brusca do comportamento entre ciclos, isso era esperado pois neste ensaio não foi realizado nenhum pré-condicionamento e pode-se notar uma especie de pré-condicionamento inicial até que a tensão do ciclo varia bastante e o material busca se condicionar a outro tipo de ciclo.

O tendão 2 apresentou bons resultados e foi o primeiro resultado útil obtido com pré-condicionamento e com a medição óptica. Na figura 3.14 é possível notar que a presença do efeito Mullins é pouco significativa.

Os tendões 3 e 4 apresentam resultados muito semelhantes. Ambos foram realizados com uma técnica similar ao 2 mas possuem um maior número de ciclos o que possibilitou a observação de um comportamento similar o efeito Mullins e a visualização do relaxamento entre rampas no final de cada ciclo. Isso resultou em uma pequena região com uma queda na tensão quase vertical no final dos ciclos de subida e um aumento na tensão também quase vertical no final dos ciclos de decida (ver figuras do apêndice 2 para mais detalhes).

Foi possível observar uma envoltória nos resultados obtidos por carregamentos cíclicos (ver figuras 3.14, 3.16, 3.18 e 2.9). Esse fenômeno é semelhante ao descrito por Mullins (1947) e nota-se uma grande semelhança entre as envoltórias dos ensaios cíclicos e o ensaio monotônico típico de tendões.

Não foi possível registrar com a técnica de medição utilizada as deformações na região rompida em nenhum dos experimentos, pois em todos eles a ruptura ocorreu fora da região filmada.

Não foi feito nenhum estudo estatístico dos dados utilizados.

Os resultados experimentais obtidos com os experimentos 2, 3 e 4 não apresentaram escorregamentos visíveis nas regiões próximas as garras e podem ser utilizados para a obtenção de propriedades aproximadas de tendões semelhantes em suínos.

O cálculo da deformação a partir do deslocamento medido pela máquina apresenta resultados diferentes dos obtidos pelo DIC, como pode ser visto na figura 3.19. Este fenômeno pôde indicar a existência de algum tipo de localização ou redistribuição de força, mas também pode ser devido a escorregamentos das fibras internas (não visíveis) do material em relação à garra.

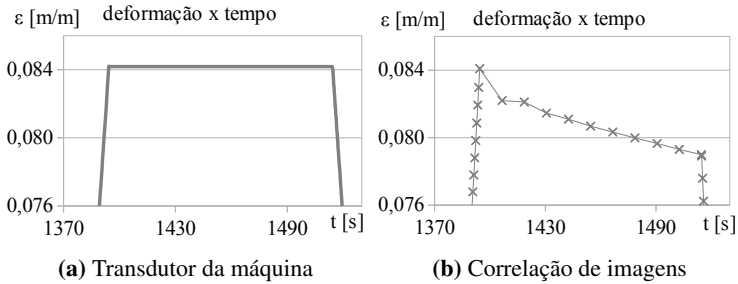


Figura 3.19: Diferença entre resultados de medição com correlação de imagens e com o transdutor da máquina

Todos os tendões que romperam (2, 3 e 4), romperam apenas parcialmente em regiões próximas a garra. Isso indica que é possível atingir valores de tensões ainda maiores que os mostrados acima pois uma melhor técnica de fixação poderia levar a uma distribuição mais uniforme dos esforços.

4 MODELO

Neste capítulo apresenta-se de forma sucinta o modelo constitutivo utilizado para representar o comportamento do tecido estudado. Este modelo resulta dos desenvolvimentos publicados em Fancello, Vassoler e Stainier (2008), Fancello, Ponthot e Stainier (2006) e Vassoler, Reips e Fancello (2012) e incorpora os fenômenos de anisotropia, viscoelasticidade e dano, sendo este último responsável de capturar o efeito Mullins comentado nos capítulos anteriores.

4.1 Abordagem variacional

Modelos de materiais hiperelásticos são aqueles definidos por uma função de energia livre W (escalar) dependente apenas de algum tensor de deformações, cujo a derivada em relação a um componente da deformação determina a componente de tensão correspondente (MALVERN, 1969). Assim, utilizando-se como medida de deformação o gradiente de deformações \mathbf{F} ou o tensor de Cauchy-Green $\mathbf{C} = \mathbf{F}^T \mathbf{F}$, é possível obter o tensor de tensões de Piola-Kirchhoff \mathbf{P} através da derivação de W com relação a \mathbf{F} ou \mathbf{C} através de

$$\mathbf{P} = \frac{\partial W(\mathbf{F})}{\partial \mathbf{F}} = 2\mathbf{F} \frac{\partial W(\mathbf{C})}{\partial \mathbf{C}}, \quad (4.1)$$

Admitindo um mapeamento $\mathbf{x}(\mathbf{X}, t)$ com gradiente de deformação $\mathbf{F} = \nabla \mathbf{x}$ o problema de equilíbrio pode ser definido como a minimização em relação ao argumento \mathbf{x} da energia potencial \mathcal{H} descrita na configuração indeformada B com fronteira ∂B (Fig. 2.14):

$$\mathbf{x}^* = \arg \min_{\mathbf{x} \in \mathcal{X}} \mathcal{H}(\mathbf{x}) \quad (4.2)$$

$$\mathcal{H}(\mathbf{x}) = \int_B W(\mathbf{F}(\mathbf{x})) d\mathbf{B} - \left[\int_B \mathbf{b}_0 \cdot \mathbf{x} d\mathbf{B} + \int_{\partial B} \mathbf{f}_0 \cdot \mathbf{x} d\partial B \right],$$

onde \mathbf{b}_0 e \mathbf{f}_0 são as forças de corpo e de superfície na configuração de referência e \mathcal{X} é o conjunto de mapeamentos $\mathbf{x}(\mathbf{X}, t)$ admissíveis. Verifica-se que a condição de otimalidade deste problema corresponde a expressão conhecida como Princípio dos Trabalhos Virtuais, correspondente a determinar

o campo $\mathbf{x}(\mathbf{X}, t)$ tal que satisfaz

$$\int_{\mathbf{B}} \mathbf{P}(\mathbf{F}(\mathbf{x})) : \nabla \delta \mathbf{x} \, d\mathbf{B} - \left[\int_{\mathbf{B}} \mathbf{b}_0 \cdot \delta \mathbf{x} \, d\mathbf{B} + \int_{\partial \mathbf{B}} \mathbf{f}_0 \cdot \delta \mathbf{x} \, d\partial \mathbf{B} \right] = 0 \quad (4.3)$$

$$\forall \delta \mathbf{x} \in \mathcal{V},$$

para um dado t , sendo \mathcal{V} o conjunto dos mapeamentos virtuais admissíveis e $\delta \mathbf{x}$ o vetor de deslocamentos virtuais.

O material aqui estudado, entretanto não pode ser descrito por um modelo hiperelástico dado que apresenta fenômenos dissipativos. O modelo constitutivo deverá depender não apenas da deformação total, mas também do histórico de deformações. No presente estudo se utiliza a abordagem variacional proposta por Ortiz e Stainier (1999) e Radovitzky e Ortiz (1999) onde se propõe a definição de um pseudo-potencial de energia interna Ψ que resulta em

$$\mathbf{P}_{n+1} = \frac{\partial \Psi(\mathbf{F}_{n+1}; \xi_n)}{\partial \mathbf{F}_{n+1}} = 2\mathbf{F}_{n+1} \frac{\partial \Psi(\mathbf{C}_{n+1}; \xi_n)}{\partial \mathbf{C}_{n+1}}. \quad (4.4)$$

O conjunto $\xi = \{\mathbf{F}, \mathbf{F}^v, \mathbf{Q}\}$ inclui a variável externa \mathbf{F} e as variáveis internas \mathbf{F}^i , \mathbf{Q} e os subíndices $(\cdot)_n$ e $(\cdot)_{n+1}$ os instantes de avaliação dessas variáveis no tempo. Aqui, quando aplicável (braços viscoelásticos), utiliza-se a decomposição multiplicativa do gradiente de deformações $\mathbf{F} = \mathbf{F}^e \mathbf{F}^i$, que resulta na definição de medidas de deformação elásticas $(\cdot)^e$ e inelásticas $(\cdot)^i$. Inclui-se em \mathbf{Q} todas as variáveis internas restantes que venham a existir (por exemplo: dano). Em (ORTIZ; STAINIER, 1999) é mostrado que Ψ pode ser escrito como uma função da energia livre de Helmholtz W e um pseudo-potencial de dissipação ψ :

$$\Psi(\mathbf{F}_{n+1}; \xi_n) = \min_{\mathbf{F}_{n+1}^i, \mathbf{Q}_{n+1}} \{W(\xi_{n+1}) - W(\xi_n) + \Delta t \psi(\dot{\mathbf{F}}^i, \dot{\mathbf{Q}}; \xi_{n+\alpha})\}. \quad (4.5)$$

O potencial ψ é necessário para a descrição da evolução das variáveis internas e para incluir a dependência da tensão em relação as taxas $\dot{\mathbf{F}}^i$ e $\dot{\mathbf{Q}}$. O subscrito $n + \alpha$ representa uma posição intermediária no tempo entre n e $n + 1$.

Utiliza-se (4.5) para encontrar os valores de \mathbf{F}_{n+1}^i e \mathbf{Q}_{n+1} . Com essas informações tem-se o estado ξ_{n+1} completamente definido e pode-se calcular \mathbf{P}_{n+1} através de (4.4).

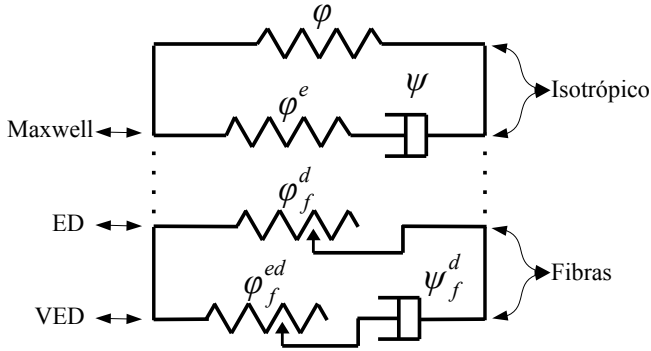


Figura 4.1: Modelo reológico simplificado

4.2 Modelo anisotrópico viscoelástico com dano

Nesse modelo propõe-se a decomposição aditiva de Ψ em uma parcela isotrópica e outra relacionada com a direção das fibras, como proposto em (HOLZAPFEL; GASSER; OGDEN, 2000; WEISS; MAKER; GOVINDJEE, 1996; SPENCER et al., 1984). Fica-se com

$$\Psi = \Psi_{iso} + \Psi_f. \quad (4.6)$$

Utiliza-se aqui a definição de Ψ_{iso} proposta por Fanello, Ponthot e Stainier (2006) e a definição de Ψ_f proposta por Vassoler, Reips e Fanello (2012). Para que seja possível a inclusão do dano no modelo de fibras, modifica-se o potencial Ψ_f tornando-o dependente de duas variáveis adicionais diretamente relacionada com a perda de rigidez do material (FANCELLO; VASSOLER, 2013). O resultado obtido é um conjunto decomposto em seis potenciais; dois associados a componentes elásticos da tensão, dois associados a parcela danificável e dois associados a parcela viscosa (Fig. 4.1).

4.2.1 Potencial incremental isotrópico viscoelástico

No trabalho de (FANCELLO; PONTHOT; STAINIER, 2006) é proposta uma expressão para o potencial isotrópico dependente da decomposição do gradiente de deformações em uma parcela isocórica e outra volumétrica $\hat{\mathbf{F}} = \mathbf{F}J^{-1}$, onde $J = \det(\mathbf{F})$ e $(\hat{\cdot})$ representa a parcela isocórica de (\cdot) . Decompõe-se o tensor isocórico $\hat{\mathbf{F}}$ multiplicativamente em uma parte elástica $\hat{\mathbf{F}}^e$ e outra vis-

cosa $\hat{\mathbf{F}}^v$. A energia livre W em (4.5) é decomposta em dois termos:

$$W = \varphi(\hat{\mathbf{C}}) + \varphi^e(\hat{\mathbf{C}}^e), \quad \hat{\mathbf{C}} = \hat{\mathbf{F}}^T \hat{\mathbf{F}}, \quad \hat{\mathbf{C}}^e = \hat{\mathbf{F}}^{eT} \hat{\mathbf{F}}^e. \quad (4.7)$$

O potencial φ associado ao primeiro braço da figura 4.1, armazena parte da energia elástica do material e depende somente da deformação total $\hat{\mathbf{C}}$. O potencial $\varphi^e(\hat{\mathbf{C}}^e)$ representa a energia elástica acumulada no braço de Maxwell do modelo (segundo braço da figura 4.1).

O potencial dissipativo ψ em (4.5) depende da taxa de deformação viscosa \mathbf{D}^v , permitindo escrever

$$\psi = \psi(\mathbf{D}^v), \quad \mathbf{D}^v = \text{Sym}(\mathbf{L}^v) = \mathbf{L}^v = \dot{\mathbf{F}}^v \mathbf{F}^{v-1}, \quad (4.8)$$

onde \mathbf{D}^v é expresso convenientemente através de sua decomposição espectral. Em t_{n+1} tem-se $\mathbf{D}_{n+1}^v = \sum_{j=1}^3 \frac{\Delta q_j}{\Delta t} \mathbf{M}_j$, onde $\Delta q_j / \Delta t$ e \mathbf{M}_j são os autovalores e autovetores de \mathbf{D}_{n+1}^v . Substituindo em (4.5) fica-se com o seguinte problema de minimização local

$$\Psi_{iso}(\mathbf{F}_{n+1}; \xi_n) = \Delta\varphi(\hat{\mathbf{C}}_{n+1}) + \Delta U(J_{n+1}) + \min_{\mathbf{M}_j, \Delta q_j} \left\{ \Delta\varphi^e(\hat{\mathbf{C}}_{n+1}^e) + \Delta t \psi(\mathbf{D}_{n+1}^v) \right\}, \quad (4.9)$$

onde U está relacionada a variação de volume. O problema acima esta sujeito a um conjunto de restrições que mantêm o alongamento viscoso isocórico:

$$\Delta q_j \in K_Q = \{p_j \in \mathbb{R} \Rightarrow p_1 + p_2 + p_3 = 0\}, \quad (4.10)$$

$$\mathbf{M}_j \in K_M = \{\mathbf{N}_j \in \text{Sym} \Rightarrow \mathbf{N}_j \cdot \mathbf{N}_j = 1, \mathbf{N}_i \cdot \mathbf{N}_j = 0, i \neq j\}. \quad (4.11)$$

Na equação (4.9) foi usada a notação

$$\Delta\cdot_{n+1} = \cdot_{n+1} - \cdot_n.$$

É possível provar que a minimização de (4.9) com respeito a \mathbf{M}_j resulta em $\mathbf{M}_j = \mathbf{E}_j^{pr}$, onde $j = 1, 2, 3$, e $(\cdot)^{pr}$ é a versão preditora de (\cdot) (FANCELLO; PONTHOT; STAINIER, 2006; FANCELLO; VASSOLER; STAINIER, 2008), sendo c_j e \mathbf{E}_j os autovalores e autovetores do tensor de deformações $\hat{\mathbf{C}}$ e $\hat{\mathbf{F}}^{pr} = \hat{\mathbf{F}}_{n+1} \mathbf{F}_n^{-1}$.

A minimização em (4.9) com respeito a Δq_j^v leva a um sistema

equações:

$$\frac{\partial \varphi^e}{\partial \varepsilon_j^e} - \frac{\partial \Psi}{\partial d_j^v} + \lambda = 0, \quad j = 1, 2, 3, \quad (4.12)$$

$$\Delta q_1 + \Delta q_2 + \Delta q_3 = 0, \quad (4.13)$$

onde o multiplicador de Lagrange λ diz respeito a restrição de igualdade em (4.10), ε_j^e corresponde a deformação logarítmica seguindo a relação $\varepsilon_j^e = \ln(c_j^e)/2$, c_j^e corresponde aos autovalores de $\hat{\mathbf{C}}^e$ e d_j^v corresponde aos autovalores de \mathbf{D}^v . Mais detalhes sobre essa parte do modelo e as operações apresentadas encontram-se no trabalho de Fancello, Ponthot e Stainier (2006).

4.2.2 Potencial de dano viscoelástico para as fibras

O potencial Ψ_f obedece à mesma estrutura proposta por Vassoler, Reips e Fancello (2012) e é representado na figura 4.1 pelos braços ED e VED. A abordagem utilizada para fazer com que Ψ_f seja sensível apenas às deformações na direção das fibras, consiste no uso de uma variável auxiliar denominada tensor estrutural definido como $\mathbf{A}_f = \mathbf{a}_f \otimes \mathbf{a}_f$, onde \mathbf{a}_f é um vetor unitário da direção das fibras. Como consequência tem-se a definição de I_f :

$$I_f = \text{tr}[\hat{\mathbf{C}}\mathbf{A}_f] = \hat{\mathbf{C}} : \mathbf{A}_f = \mathbf{a}_f \cdot \hat{\mathbf{C}}\mathbf{a}_f = \lambda_f^2, \quad (4.14)$$

onde se utilizou o subscrito $(\cdot)_f$ para representar a versão de (\cdot) para as fibras.

Uma vez obtido I_f tem-se λ_f^2 que é o alongamento ao quadrado na direção das fibras e é utilizado para definir as diversas medidas de deformação utilizadas neste potencial, como:

$$\varepsilon_f = \ln \lambda_f, \quad \varepsilon_f^e = \ln \lambda_f^e, \quad \varepsilon_f^v = \ln \lambda_f^v, \quad d_f^v = \dot{\lambda}_f^v / \lambda_f^v. \quad (4.15)$$

Os alongamentos λ_f^e e λ_f^v representam as parcelas elásticas e viscosas da decomposição multiplicativa de λ_f dada por $\lambda_f = \lambda_f^e \lambda_f^v$. Após o mapeamento exponencial tem-se as seguintes definições:

$$\lambda_{f_{n+1}}^v = \exp(\Delta t d_f^v) \lambda_{f_n}^v, \quad \text{or} \quad d_f^v = \frac{1}{\Delta t} \ln \left(\frac{\lambda_{f_{n+1}}^v}{\lambda_{f_n}^v} \right). \quad (4.16)$$

Diferente do proposto por Vassoler, Reips e Fancello (2012) aqui se

inclui duas variáveis internas adicionais η e η^e (FANCELLO; VASSOLER, 2013). Ambas representam o dano e são definidas de forma que se tenha:

$$\eta, \eta^e \in K_D = \{D \in \mathbb{R} \Rightarrow 0 \leq D \leq 1, \dot{D} \geq 0\}. \quad (4.17)$$

A energia livre das fibras é dividida em dois termos (ver 4.1) ambos afetados pelas variáveis de dano através de

$$W_f = \varphi_f^d(\lambda_f, \eta) + \varphi_f^{ed}(\lambda_f^e, \eta^e) = (1 - \eta)\varphi_f(\lambda_f) + (1 - \eta^e)\varphi_f^e(\lambda_f^e), \quad (4.18)$$

onde o primeiro termo esta relacionado com a deformação total e o segundo com a parcela elástica do braço viscoso, de maneira análoga a (4.7). Cada um dos termos possui uma variável de dano associada. Quando alguma destas variáveis é diferente de zero, a energia elástica que W_f acumulada por uma dada deformação diminui. Isso diminui a tensão aparente do material para uma dada deformação e diz-se que o material esta danificado. A função de dissipação fica com a forma

$$\psi = \psi_f(d_f^v) + Y(\dot{\eta}; \eta) + Y^e(\dot{\eta}^e; \eta^e),$$

que completa o modelo provendo as informações necessárias para a definição da evolução das variáveis internas λ_f^v, η e η^e .

Substituindo todos os potenciais citados em (4.5) e rearranjando os termos, o potencial incremental Ψ_f é dividido de forma aditiva

$$\Psi_f = \Psi_f^{ED} + \Psi_f^{VED}, \quad (4.19)$$

onde Ψ_f^{ED} representa o braço elástico com dano e Ψ_f^{VED} o braço viscoelástico com dano

$$\Psi_f^{ED}(\lambda_{f_{n+1}}) = \min_{\eta_{n+1}} \underbrace{\left\{ \Delta \varphi_f^d(\lambda_{f_{n+1}}) + \Delta t Y(\dot{\eta}; \eta_{n+\alpha}) \right\}}_{\tilde{\Psi}_f^D(\lambda_{f_{n+1}}, \eta_{n+1})}, \quad (4.20)$$

$$\Psi_f^{VED}(\lambda_{f_{n+1}}) = \min_{\lambda_{f_{n+1}}^v, \eta_{n+1}} \underbrace{\left\{ \Delta \varphi_f^{ed}(\lambda_{f_{n+1}}^e, \eta_{n+1}^e) + \Delta t \psi_f(d_{f_{n+1}}^v) + \Delta t Y^e(\dot{\eta}^e; \eta_{n+\alpha}^e) \right\}}_{\tilde{\Psi}_f^{VD}(\lambda_{f_{n+1}}, \lambda_{f_{n+1}}^v, \eta_{n+1})}, \quad (4.21)$$

$$\Delta\varphi_f^d = (1 - \eta_{n+1})\varphi_f(\lambda_{f_{n+1}}) - (1 - \eta_n)\varphi_f(\lambda_{f_n}), \quad (4.22)$$

$$\Delta\varphi_f^{ed} = (1 - \eta_{n+1}^e)\varphi_f^e(\lambda_{f_{n+1}}^e) - (1 - \eta_n^e)\varphi_f^e(\lambda_{f_n}^e), \quad (4.23)$$

$$\dot{\eta} = \frac{\Delta\eta}{\Delta t} = \frac{\eta_{n+1} - \eta_n}{\Delta t}, \quad \dot{\eta}^e = \frac{\Delta\eta^e}{\Delta t} = \frac{\eta_{n+1}^e - \eta_n^e}{\Delta t}. \quad (4.24)$$

A decomposição (4.19) refere-se aos dois braços inferiores mostrados na figura 4.1. O primeiro incorpora um acoplamento elasticidade-dano e é capaz de representar o efeito Mullins (MULLINS, 1947) enquanto o segundo incorpora um acoplamento viscoelasticidade-dano. Ambos os braços não absorvem energia em compressão pois os potenciais são nulos para alongamentos menores que a unidade:

$$\varphi_f = \begin{cases} \bar{\varphi}_f(\lambda_f) & \text{if } \lambda_f > 1 \\ 0 & \text{if } \lambda_f \leq 1 \end{cases}, \quad \varphi_f^e = \begin{cases} \bar{\varphi}_f^e(\lambda_f^e) & \text{if } \lambda_f^e > 1 \\ 0 & \text{if } \lambda_f^e \leq 1 \end{cases}, \quad (4.25)$$

onde $(\bar{\cdot})$ representa a versão não penalizada de (\cdot) .

Se faz algo similar com ψ_f , o que resulta na desativação da componente de tensão do braço viscoso da fibra em etapas do ciclo onde a taxa de deformação é negativa, resultando em:

$$\psi_f = \begin{cases} \bar{\psi}_f(d_f^v) & \text{if } d_f^v > 0 \\ 0 & \text{if } d_f^v \leq 0. \end{cases} \quad (4.26)$$

Os potenciais dissipativos Y e Y^e são propostos como funções homogêneas de grau um em relação a $\dot{\eta}$ e $\dot{\eta}^e$ respectivamente. Esta característica torna a resposta do modelo independente das taxas de dano. Incorpora-se uma penalização ao potencial de dissipação para que seja satisfeita a restrição da taxa de dano não negativa em (4.17) com o formato:

$$Y(\dot{\eta}; \eta) = \begin{cases} \bar{Y}(\eta)\dot{\eta} & \text{if } \dot{\eta} \geq 0 \\ +\infty & \text{if } \dot{\eta} < 0 \end{cases}, \quad (4.27)$$

$$Y^e(\dot{\eta}^e; \eta^e) = \begin{cases} \bar{Y}^e(\eta^e)\dot{\eta}^e & \text{if } \dot{\eta}^e \geq 0 \\ +\infty & \text{if } \dot{\eta}^e < 0 \end{cases}. \quad (4.28)$$

As funções (4.27 e 4.28) e suas variáveis são avaliadas em (4.20) e (4.21) no instante intermediário $n + \alpha$, $\alpha \in [0, 1]$ entre n e $n + 1$. As funções

são aproximadas nestes pontos por

$$\bar{Y}(\eta_{n+\alpha}) \simeq \bar{Y}_\alpha(\eta_{n+1}) = (1 - \alpha)\bar{Y}(\eta_n) + \alpha\bar{Y}(\eta_{n+1}), \quad (4.29)$$

$$\bar{Y}^e(\eta_{n+\alpha}) \simeq \bar{Y}_\alpha^e(\eta_{n+1}^e) = (1 - \alpha^e)\bar{Y}^e(\eta_n^e) + \alpha^e\bar{Y}^e(\eta_{n+1}^e). \quad (4.30)$$

Conforme o parâmetro α varia de $\alpha = 0$ até $\alpha = 1$ o algoritmo de integração temporal muda de totalmente explícito até totalmente implícito. Busca-se o valor de α que minimiza o erro de integração com uma técnica semelhante a mostrada em (BRASSART; STAINIER, 2012) o que implica na satisfação das seguintes condições

$$\bar{Y}(\eta_{n+1}) = \bar{Y}_\alpha(\eta_{n+1}) + \alpha \frac{\partial \bar{Y}(\eta_{n+1})}{\partial \eta_{n+1}} \Delta \eta, \quad (4.31)$$

$$\bar{Y}^e(\eta_{n+1}^e) = \bar{Y}_\alpha^e(\eta_{n+1}^e) + \alpha^e \frac{\partial \bar{Y}^e(\eta_{n+1}^e)}{\partial \eta_{n+1}^e} \Delta \eta^e. \quad (4.32)$$

Definido a forma do potencial incremental e de seus termos é necessário agora derivar as equações que quando satisfeitas resultam na minimização dos pseudo-potenciais (4.20) e (4.21).

Inicia-se com a solução para o problema de mínimo (4.20) com a restrição $\Delta \eta \geq 0$. Para isso calcula-se a derivada de Ψ_f^D na origem $\eta_{n+1} = \eta_n$. Se o valor for não negativo, o mínimo é atingido para $\Delta \eta = 0$:

$$y_D = \left. \frac{\partial \tilde{\Psi}_f^D}{\partial \eta_{n+1}} \right|_{\eta_{n+1} = \eta_n} = -\varphi_f(\lambda_{f_{n+1}}) + \bar{Y}(\eta_n)$$

se $y_D > 0$ então, $\Delta \eta = 0$ (4.33)

A condição acima resulta em uma relação semelhante a avaliação de uma função limite de escoamento. Se em (4.33) $y_D \leq 0$, então existe $\Delta \eta$ estritamente positivo que torna $\tilde{\Psi}_f^D(\lambda_{f_{n+1}}, \eta_n + \Delta \eta)$ estacionário que soluciona

$$\begin{aligned} r(\eta_{n+1}) &= \frac{\partial \tilde{\Psi}_f^D}{\partial \eta_{n+1}} = -\varphi_f(\lambda_{f_{n+1}}) + \Delta t \frac{\partial Y(\eta_{n+1})}{\partial \eta_{n+1}} \\ &= -\varphi_f(\lambda_{f_{n+1}}) + \bar{Y}_\alpha + \frac{\partial \bar{Y}_\alpha}{\partial \eta_{n+1}} \Delta \eta = 0. \end{aligned} \quad (4.34)$$

Para encontrar $z = \eta_{n+1}$ que soluciona a relação não linear acima

utilizou-se o método de Newton que leva a seguinte formula recursiva

$$z^{k+1} = z^k + \Delta z, \quad Z^k \Delta z = -r^k \quad (4.35)$$

$$Z(\eta_{n+1}) = \frac{\partial r}{\partial \eta_{n+1}} = 2 \frac{\partial \bar{Y}_\alpha}{\partial \eta_{n+1}} + \Delta \eta \frac{\partial^2 \bar{Y}_\alpha}{\partial \eta_{n+1}^2}. \quad (4.36)$$

O problema de minimização associado com o braço VED (4.21) envolve um problema de minimização com duas variáveis: $\lambda_{f_{n+1}}^v = \lambda_{f_n}^v + \Delta \lambda^v$ e $\eta_{n+1}^e = \eta_n^e + \Delta \eta^e$, com a restrição $\Delta \eta^e \geq 0$. Assumindo-se que (4.21) é convexo em relação a seus argumentos inicia-se o procedimento de minimização fixando-se $\eta_{n+1}^e = \eta_n^e$ ($\Delta \eta = 0$) e com a definição de um alongamento viscoso predictor $\bar{\lambda}_{f_{n+1}}^v$ dado por:

$$\bar{\lambda}_{f_{n+1}}^v = \arg \min_{\lambda_{f_{n+1}}^v} \left\{ \Delta \varphi_f^{ed} \left(\lambda_{f_{n+1}}^e, \eta_n^e \right) + \Delta t \psi_f \left(d_{f_{n+1}}^v \right) \right\}. \quad (4.37)$$

Uma vez encontrado o valor de $\bar{\lambda}_{f_{n+1}}^v$ que soluciona o problema acima, calcula-se a derivada de $\tilde{\Psi}_f^{VD}$ em relação a η_{n+1}^e resultando em uma expressão equivalente à (4.33):

$$y_{VD} = \left. \frac{\partial \tilde{\Psi}_f^{VD}}{\partial \eta_{n+1}^e} \right|_{\eta_{n+1}^e = \eta_n^e} = -\varphi_f^e(\bar{\lambda}_{f_{n+1}}^v) + \bar{Y}^e(\eta_n^e) = 0$$

se $y_{VD} < 0$ então, $\Delta \eta^e > 0$ senão, $\Delta \eta^e = 0$. (4.38)

Novamente caso y_{VD} seja positivo tem-se a seguinte solução para a evolução das variáveis internas: $\lambda_{f_{n+1}}^v = \bar{\lambda}_{f_{n+1}}^v$ e $\eta_{n+1}^e = \eta_n^e$. Caso contrário ($y_{VD} < 0$), então existe $\Delta \eta^e > 0$ que satisfaz a solução de (4.21) e as condições

de otimalidade são dadas pelas seguintes relações:

$$\begin{aligned} r_1 &= \frac{\partial \tilde{\Psi}_f^{VD}}{\partial \lambda_{f_{n+1}}^v} = (1 - \eta_{n+1}^e) \frac{\partial \varphi_f^e(\lambda_{f_{n+1}}^e)}{\partial \lambda_{f_{n+1}}^v} + \Delta t \frac{\psi_f(d_{f_{n+1}}^v)}{\partial \lambda_{f_{n+1}}^v} \\ &= (1 - \eta_{n+1}^e) \frac{\partial \varphi_f^e}{\partial \lambda_{f_{n+1}}^e} \left(-\frac{\lambda_{f_{n+1}}}{\lambda_{f_{n+1}}^v{}^2} \right) + \frac{\psi_f}{\partial d_{f_{n+1}}^v} \frac{1}{\lambda_{f_{n+1}}^v} = 0, \end{aligned} \quad (4.39)$$

$$r_2 = \frac{\partial \tilde{\Psi}_f^{VD}}{\partial \eta_{n+1}^e} = -\varphi_f^e(\lambda_{f_{n+1}}^e) + \bar{Y}_\alpha^e + \alpha \frac{\partial \bar{Y}^e(\eta_{n+1}^e)}{\partial \eta_{n+1}^e} \Delta \eta^e = 0. \quad (4.40)$$

Definindo $\mathbf{r} = \{r_1, r_2\}$ e utilizando novamente o método de Newton para encontrar as raízes $\mathbf{z} = \{\lambda_{f_{n+1}}^v, \eta_{n+1}^e\}$ chega-se na formula recursiva

$$\mathbf{z}^{k+1} = \mathbf{z}^k + \Delta \mathbf{z}, \quad \mathbf{Z}^k \Delta \mathbf{z} = -\mathbf{r}^k, \quad (4.41)$$

onde \mathbf{Z} é a matriz tangente com a forma

$$\mathbf{Z} = \begin{bmatrix} Z_{11} & H \\ H & Z_{22} \end{bmatrix}, \quad (4.42)$$

$$Z_{11} = \frac{\partial r_1}{\partial \lambda_{f_{n+1}}^v} = (1 - \eta_{n+1}^e) \left[\frac{\partial^2 \varphi_f^e}{\partial \lambda_{f_{n+1}}^e{}^2} \frac{\lambda_{f_{n+1}}}{\lambda_{f_{n+1}}^v{}^3} + \frac{\partial \varphi_f^e}{\partial \lambda_{f_{n+1}}^e} \frac{\lambda_{f_{n+1}}}{\lambda_{f_{n+1}}^v{}^2} \right] + \frac{\partial^2 \psi_f}{\partial d_{f_{n+1}}^v{}^2} \frac{1}{\Delta t} \frac{1}{\lambda_{f_{n+1}}^v}, \quad (4.43)$$

$$Z_{22} = \frac{\partial r_2}{\partial \eta_{n+1}^e} = 2\alpha \frac{\partial \bar{Y}^e(\eta_{n+1}^e)}{\partial \eta_{n+1}^e} + \alpha \frac{\partial^2 \bar{Y}^e(\eta_{n+1}^e)}{\partial \eta_{n+1}^e{}^2} \Delta \eta^e, \quad (4.44)$$

$$H = \frac{\partial r_1}{\partial \eta_{n+1}^e} = \frac{\partial r_2}{\partial \lambda_{f_{n+1}}^v} = -\frac{\partial \varphi_f^e}{\partial \lambda_{f_{n+1}}^e} \frac{\lambda_{f_{n+1}}}{\lambda_{f_{n+1}}^v{}^2}. \quad (4.45)$$

Como dito, uma vez obtido a solução de todas as variáveis internas substitui-se essas no potencial $\Psi(\mathbf{F}_{n+1}; \xi_n)$ e obtêm-se as tensões através da

expressão

$$\begin{aligned} \mathbf{P}_{n+1} &= 2\mathbf{F}_{n+1} \frac{\partial \Psi(\mathbf{C}_{n+1}; \xi_n)}{\partial \mathbf{C}_{n+1}} \\ &= \mathbf{F}_{n+1} \left[2J_{n+1}^{-2/3} \text{DEV} \left(\frac{\partial}{\partial \hat{\mathbf{C}}_{n+1}} \left(\varphi + \varphi^e + \varphi_f^d + \varphi_f^{ed} \right) \right) \right], \end{aligned} \quad (4.46)$$

onde $\text{DEV}(\cdot) = (\cdot) - 1/3[(\cdot) : \mathbf{C}]\mathbf{C}^{-1}$.

4.2.3 Potenciais utilizados

Uma vez definido o formato do modelo através das expressões (4.9), (4.20) e (4.21), é possível modelar diferentes tipos de comportamento bastando para isso alterar as expressões dos potenciais utilizados.

Optou-se pela utilização de um modelo elástico mais simples para modelar a matriz e um conjunto de potenciais mais complexos para as fibras. Os três potenciais referentes as fibras foram construídos utilizando-se das expressões clássicas de Hencky para hiperelasticidade

$$\varphi = \mu \sum_{j=1}^3 (\varepsilon_j)^2, \quad \varphi^e = \mu^e \sum_{j=1}^3 (\varepsilon_j^e)^2, \quad \psi = \eta^v \sum_{j=1}^3 (d_j^v)^2, \quad (4.47)$$

onde μ, μ^e e η^v são parâmetros a serem definidos.

Para a contribuição elástica das fibras optou-se pelo conhecido modelo proposto por Holzapfel e Gasser (2001)

$$\bar{\varphi}_f = \frac{k_1}{2k_2} \{ \exp[k_2(I_f - 1)^2] - 1 \}, \quad \bar{\varphi}_f^e = \frac{k_1^e}{2k_2^e} \{ \exp[k_2^e(I_f^e - 1)^2] - 1 \}, \quad (4.48)$$

onde k_1, k_2, k_2^e, k_1^e são parâmetros a serem definidos e $I_f = \lambda_f^2, I_f^e = (\lambda_f^e)^2$.

Para o potencial dissipativo ψ_f optou-se por um modelo semelhante utilizado em 4.47 em que o expoente é um parâmetro adicional p

$$\psi_f = \begin{cases} \eta^v \sum_{j=1}^3 (d_j^v)^p & \text{if } d_j^v > 0 \\ 0 & \text{if } d_j^v \leq 0 \end{cases}, \quad (4.49)$$

onde η^v e p são parâmetros a serem definidos.

A determinação de como as variáveis de dano irão evoluir é uma consequência do procedimento de minimização proposto e da definição dos po-

tenciais dissipativos Y e Y^e e conseqüentemente das funções $\bar{Y}(\eta)$ e $\bar{Y}^e(\eta^e)$ que foram definidas como

$$\bar{Y}(\eta) = \eta\gamma + \frac{\eta^{p+1}\zeta}{p+1}, \quad (4.50)$$

onde ζ , γ e p são parâmetros a do material a serem definidos. Em todos os casos analisados foi utilizado o valor $\gamma = 0$ resultando em um modelo de material que se danifica com qualquer valor de deformação maior que zero.

4.3 Exemplos

Definida a decomposição aditiva do potencial Ψ dada pelas equações (4.6), (4.7) e (4.19), o cálculo das tensões resulta na soma de quatro derivadas (4.46). A representação esquemática dessa soma pode ser vista na figura 4.1.

Foram listados abaixo exemplos de comportamentos para os braços vistos na figura 4.1. Em todos os casos abaixo foram utilizados como dados de entrada um carregamento cíclico trapezoidal (Fig. 4.2) semelhante ao medido no ensaio do tendão 4 pelo sistema de correlação de imagens digitais (Fig. B.39).

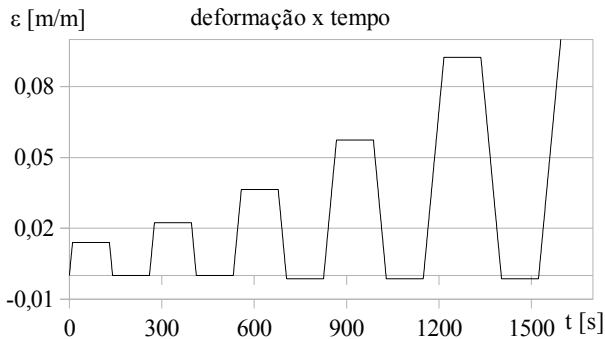


Figura 4.2: Carregamento utilizado para a construção dos exemplos.

4.3.1 Braço viscoelástico isotrópico e braço elástico isotrópico

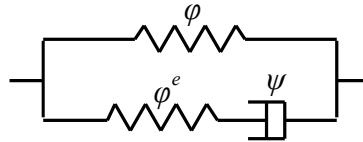


Figura 4.3: Braço viscoelástico isotrópico

Nesse braço a componente puramente elástica pode ser vista como um comportamento médio, enquanto a componente viscosa dependente da taxa de deformação e resulta em variações entre os caminhos de subida (maiores tensões) e descida (menores tensões). É importante notar que o componente viscoso é capaz de resultar em tensões negativas mesmo com alongamento positivo o que resulta em uma redução da tensão proveniente de outros braços. Esse efeito pode ser visto com mais clareza na região próxima a origem na figura 4.4. O resultado abaixo foi obtido com o carregamento mostrado na figura 4.2.

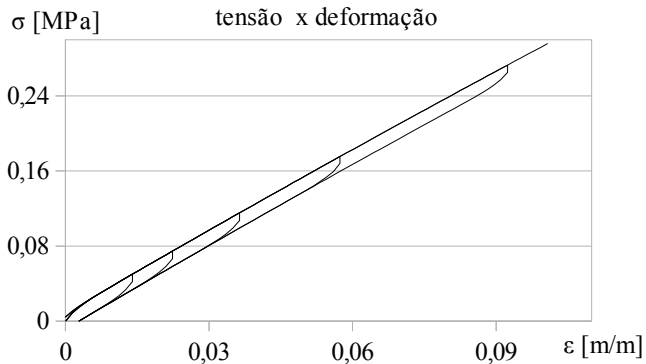


Figura 4.4: Braço viscoelástico isotrópico

Tabela 4.1: Parâmetros da figura 4.4

Potencial	Modelo	Parâmetros
φ	Hencky	$\mu = 1 \text{ MPa}$
φ^e	Hencky	$\mu^e = 2 \text{ MPa}$
ψ	Hencky	$\eta^v = 1 \text{ MPa}\cdot\text{s}^{-1}$

4.3.2 Braço elástico com dano transversalmente isotrópico

**Figura 4.5:** Braço elástico com dano transversalmente isotrópico

Esse é o braço que em geral contribuiu mais para as tensões nos casos estudados. O que faz sentido pois se trata do braço que representa a relação entre tensões e deformações nas fibras de colágeno. Utilizando-se de parâmetros que minimizem o efeito do dano, é possível observar a relação do parâmetro k_1 com a inclinação do gráfico e do parâmetro k_2 com a curvatura (figuras 4.6 e 4.7). Alterando-se os valores dos parâmetros de dano é possível observar o efeito do parâmetro ζ (figuras 4.7 e 4.8) e do parâmetro p (figuras 4.8 e 4.9). Baixos valores de ζ aumentam o dano de maneira geral e valores elevados de p aumentam a importância do dano em pequenos valores de deformação. Todos os resultados abaixo foram obtidos utilizando-se o carregamento da figura 4.2.

Tabela 4.2: Parâmetros da figura 4.6

Potencial	Modelo	Parâmetros
φ_f	Holzappel	$k_1 = 20 \text{ MPa}$ e $k_2 = 10$
Y	Eq.(4.50)	$\zeta = 1E + 10 \text{ MPa}$ e $p = 1$

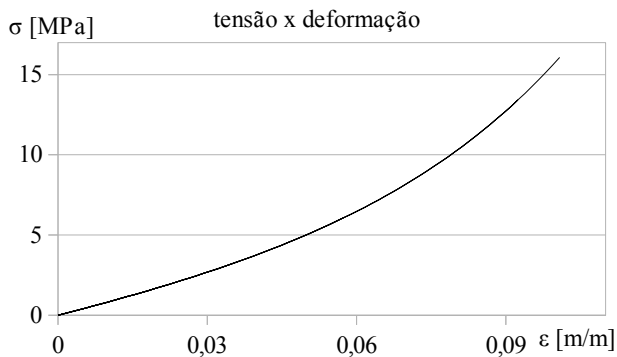


Figura 4.6: Braço elástico com dano transversalmente isotrópico

Tabela 4.3: Parâmetros da figura 4.7

Potencial	Modelo	Parâmetros
φ_f Y	Holzappel Eq.(4.50)	$k_1 = 20$ MPa e $k_2 = 100$ $\zeta = 1E + 10$ MPa e $p = 1$

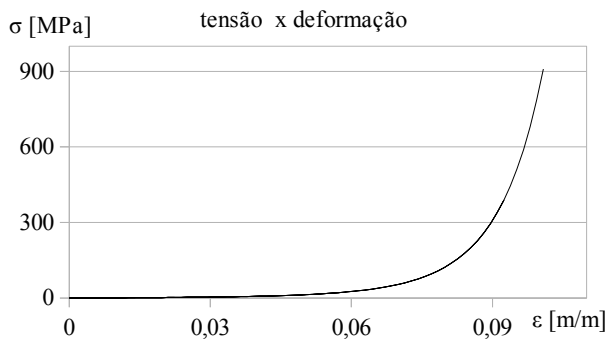


Figura 4.7: Braço elástico com dano transversalmente isotrópico

Tabela 4.4: Parâmetros da figura 4.8

Potencial	Modelo	Parâmetros
φ_f	Holzapfel	$k_1 = 20 \text{ MPa}$ e $k_2 = 10$
Y	Eq.(4.50)	$\zeta = 1 \text{ MPa}$ e $p = 1$

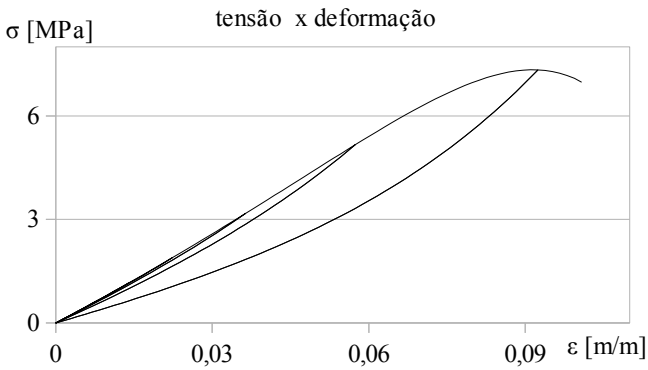
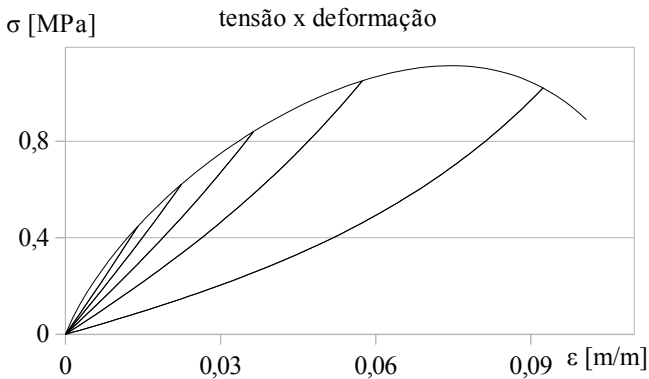
**Figura 4.8:** Braço elástico com dano transversalmente isotrópico**Figura 4.9:** Braço elástico com dano transversalmente isotrópico

Tabela 4.5: Parâmetros da figura 4.9

Potencial	Modelo	Parâmetros
φ_f	Holzapfel	$k_1 = 20$ MPa e $k_2 = 10$
Y	Eq.(4.50)	$\zeta = 1$ MPa e $p = 10$

4.3.3 Braço viscoelástico com dano transversalmente isotrópico

**Figura 4.10:** Braço viscoelástico com dano transversalmente isotrópico

Esse braço acrescenta algumas capacidades ao modelo. A primeira que se nota é a capacidade de representar viscosidade e ao mesmo tempo ser incapaz de gerar valores negativos de tensão (figuras 4.11, 4.12, 4.13 e 4.14), nenhum dos gráficos abaixo esta cortado. Esse comportamento é coerente com a instabilidade do tecido a compressão que resulta em um comportamento semelhante a um cabo. Outro ponto importante é a capacidade de gerar comportamentos côncavos e convexos (figuras 4.11 e 4.12) sem a necessidade de existência de dano. Quando o dano existe, ele pode levar esse braço a não contribuir mais para as tensões sem comprometer os outros braços (Fig. 4.13) ou de maneira mais gradual (Fig. 4.14), o que é coerente com a perda de viscosidade do material observada após um grande conjunto de ciclos. Esse fenômeno de perda de viscoelasticidade já foi observada por (HAUT; HAUTT, 1996; CHIMICH et al., 1992) e Wilchez (2012). Todos os resultados abaixo foram obtidos utilizando-se o carregamento da figura 4.2.

Tabela 4.6: Parâmetros da figura 4.11

Potencial	Modelo	Parâmetros
φ_f^e	Holzapfel	$k_1 = 70$ MPa e $k_2 = 5$
ψ_f	Eq.(4.49)	$\eta_f^v = 1E + 4$ MPa.s ⁻¹ e $p = 2$
Y^e	Eq.(4.50)	$\zeta = 1E + 5$ MPa e $p = 1$

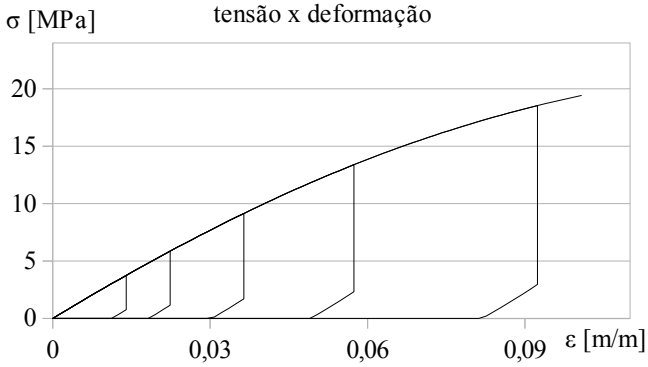


Figura 4.11: Braço viscoelástico com dano transversalmente isotrópico

Tabela 4.7: Parâmetros da figura 4.12

Potencial	Model	Parameters
φ_f^e	Holzapfel	$k_1 = 10 \text{ MPa e } k_2 = 5$
ψ_f	Eq.(4.49)	$\eta_f^v = 1E + 4 \text{ MPa}\cdot\text{s}^{-1} \text{ e } p = 2$
Y^e	Eq.(4.50)	$\zeta = 1E + 5 \text{ MPa e } p = 1$

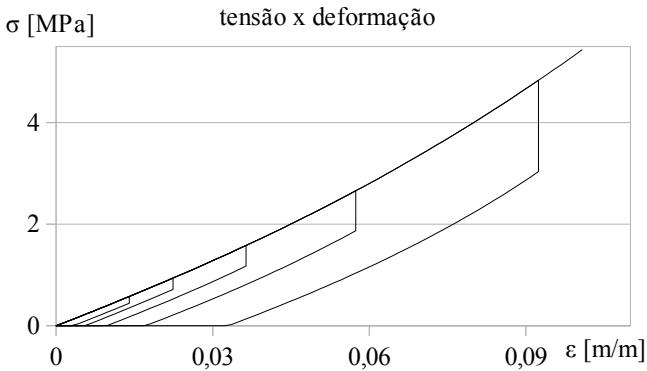


Figura 4.12: Braço viscoelástico com dano transversalmente isotrópico

Tabela 4.8: Parâmetros da figura 4.13

Potencial	Modelo	Parâmetros
φ_f^e	Holzappel	$k_1 = 10 \text{ MPa}$ e $k_2 = 5$
ψ_f	Eq.(4.49)	$\eta_f^v = 1E + 4 \text{ MPa}\cdot\text{s}^{-1}$ e $p = 2$
Y^e	Eq.(4.50)	$\zeta = 0,15 \text{ MPa}$ e $p = 1$

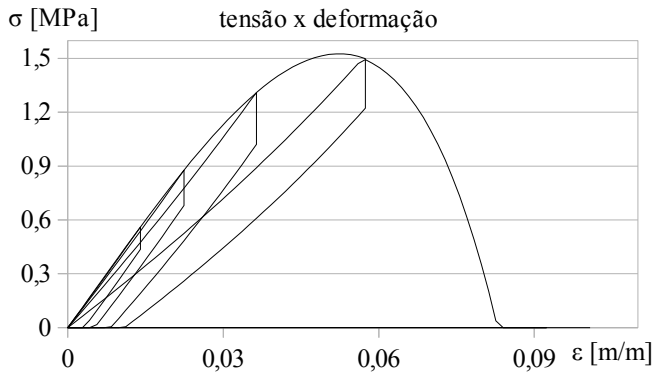
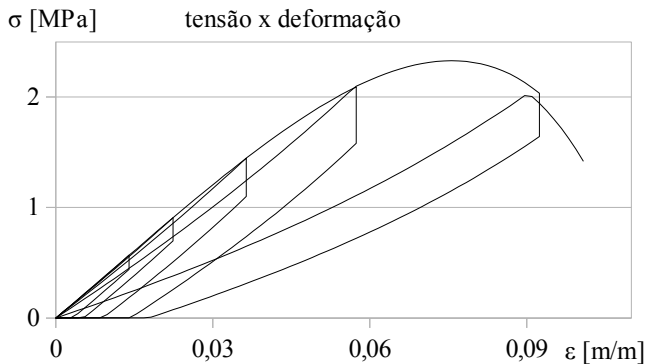
**Figura 4.13:** Braço viscoelástico com dano transversalmente isotrópico**Figura 4.14:** Braço viscoelástico com dano transversalmente isotrópico

Tabela 4.9: Parâmetros da figura 4.14

Potencial	Modelo	Parâmetros
ϕ_f^e	Holzapfel	$k_1 = 10 \text{ MPa}$ e $k_2 = 5$
ψ_f	Eq.(4.49)	$\eta_f^v = 1E + 4 \text{ MPa}\cdot\text{s}^{-1}$ e $p = 2$
γ^e	Eq.(4.50)	$\zeta = 0,3 \text{ MPa}$ e $p = 1$

5 AJUSTE DE PARÂMETROS E RESULTADOS FINAIS

Representar o comportamento de um material através de um modelo matemático resulta em uma ferramenta que permite a previsão de como este material irá se comportar frente a uma situação que pode ser igual ou diferente da observada em um experimento. O primeiro passo portanto é a observação do comportamento do material e a criação de um conjunto de hipóteses a respeito de seu comportamento. Isso possibilita reduzir o número de variáveis presentes no modelo. O que gera um conjunto de variáveis pequeno o suficiente para que seja possível a obtenção de uma solução e grande o suficiente para que seja possível a reprodução do comportamento do material dentro de um espaço de situações satisfatoriamente amplo.

Modelos viscoelásticos com dano utilizam como variáveis a serem observadas o comportamento da deformação e da tensão no material como função do tempo. Isto ao mesmo tempo implica em dizer que o modelo não considera nenhuma outra variável como: temperatura, umidade do ar, idade do animal, peso do animal, proporção de colágeno no material, grau de hidratação do tecido, concentração de NaCl e outras moléculas, etc. Apesar de todas serem conhecida e variáveis que influenciam no comportamento do material, a influência destas não está sendo considerada neste estudo, e pode ou não estar sendo incluída através das variáveis internas propostas para o modelo.

Para o procedimento de identificação de parâmetros as variáveis observadas são as deformações, as tensões e suas evoluções no tempo. A medida adotada para as deformações foi o tensor de Cauchy-Green. Considerou-se por hipótese que a deformação ocorreu de forma a manter o volume constante durante todo o ensaio e que o tensor está alinhado com a direção do ensaio. O tensor de tensões utilizado foi o tensor de Cauchy σ_e , construído utilizando-se dos valores de força medidos pela célula de carga e dos valores de área transversal obtido pela medição óptica.

Para a formação do gradiente de deformações utilizou-se somente da informação do alongamento λ . O restante do tensor foi construído de forma a representar uma deformação isocórica alinhada com as direções principais da forma

$$\hat{\mathbf{F}} = \begin{vmatrix} \lambda & 0 & 0 \\ 0 & (\lambda)^{-0,5} & 0 \\ 0 & 0 & (\lambda)^{-0,5} \end{vmatrix} \quad \lambda = \frac{\partial \mathbf{x}_i}{\partial \mathbf{X}_i}$$

sendo \mathbf{x}_x a componente na direção longitudinal x do vetor de coordenadas espaciais cujo campo foi aproximado e \mathbf{X}_x é a componente longitudinal do vetor de coordenadas materiais.

5.1 Procedimento de cálculo

Uma vez obtido as curvas experimentais de tensão em função da deformação, inicia-se o procedimento de ajuste de parâmetros. O método utilizado para encontrar os parâmetros que melhor ajustam o comportamento experimental consiste na definição de uma função erro entre a tensão calculada pelo modelo σ_m e a tensão experimental σ_e em cada ponto e busca-se as variáveis \mathbf{k} que minimizam o erro quadrático entre estas duas funções, ou seja,

$$\min_{\mathbf{k}} \sum (\sigma_m(t_i, \mathbf{k}) - \sigma_e(t_i))^2, \quad (5.1)$$

onde \mathbf{k} são os parâmetros do modelo a serem determinados. Para o procedimento de identificações de parâmetros foi utilizada a função *lsqcurvefit* do software MATLAB (MATLAB, 2010)

Com o objetivo de limitar o espaço de solução utiliza-se um conjunto de restrições de desigualdade que limitam os valores máximos e mínimos de cada uma das variáveis \mathbf{k} .

Os passos acima foram repetidos para os dados dos tendões 2, 3 e 4. Cada um deles passou por um processo de identificação de parâmetros gerando três conjuntos distintos de parâmetros para tendões do músculo flexor profundo provenientes de três animais diferentes. Os resultados finais obtidos com a metodologia descrita neste trabalho encontram-se abaixo.

Tabela 5.1: Parâmetros do tendão 2

Potencial	Modelo	Parâmetros
φ	Hencky	$\mu = 10,53 \text{ MPa}$
φ^e	Hencky	$\mu^e = 2,526 \text{ MPa}$
ψ	Hencky	$\eta^v = 2,246 \text{ MPa}\cdot\text{s}^{-1}$
φ_f	Holzapfel	$k_1 = 98,217 \text{ MPa}$ e $k_2 = 76,013$
Y	Eq.(4.50)	$\zeta = 8,203 \text{ MPa}$ e $p = 9,504$
φ_f^e	Holzapfel	$k_1 = 31,93 \text{ MPa}$ e $k_2 = 99,50$
ψ_f	Eq.(4.49)	$\eta_f^v = 9808,7 \text{ MPa}\cdot\text{s}^{-1}$ e $p = 1,991$
Y^e	Eq.(4.50)	$\zeta = 27,332 \text{ MPa}$ e $p = 1,863$

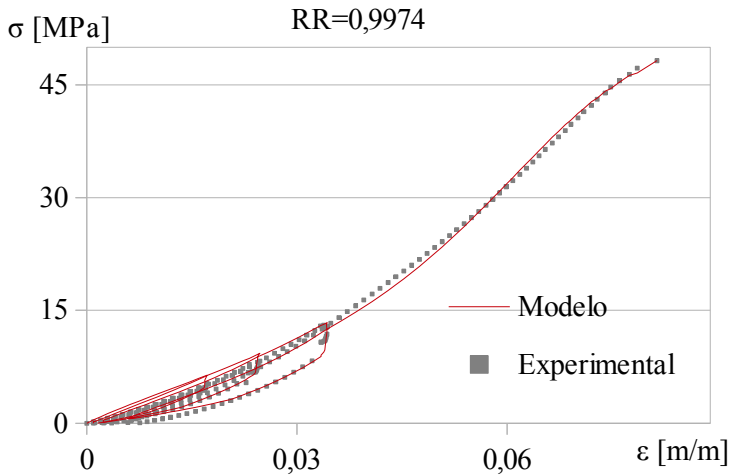


Figura 5.1: Resultado obtido pelo ajuste utilizando os dados do tendão 2

Tabela 5.2: Parâmetros do tendão 3

Potencial	Modelo	Parâmetros
φ	Hencky	$\mu = 40,7$ MPa
φ^e	Hencky	$\mu^e = 1$ MPa
ψ	Hencky	$\eta^v = 1,4$ MPa.s ⁻¹
φ_f	Holzapfel	$k_1 = 145,2$ MPa e $k_2 = 133$
Y	Eq.(4.50)	$\zeta = 5,273$ MPa e $p = 7,88$
φ_f^e	Holzapfel	$k_1 = 1,951$ MPa e $k_2 = 3307$
ψ_f	Eq.(4.49)	$\eta_f^v = 3327$ MPa.s ⁻¹ e $p = 2,403$
Y^e	Eq.(4.50)	$\zeta = 24,03$ MPa e $p = 2,585$

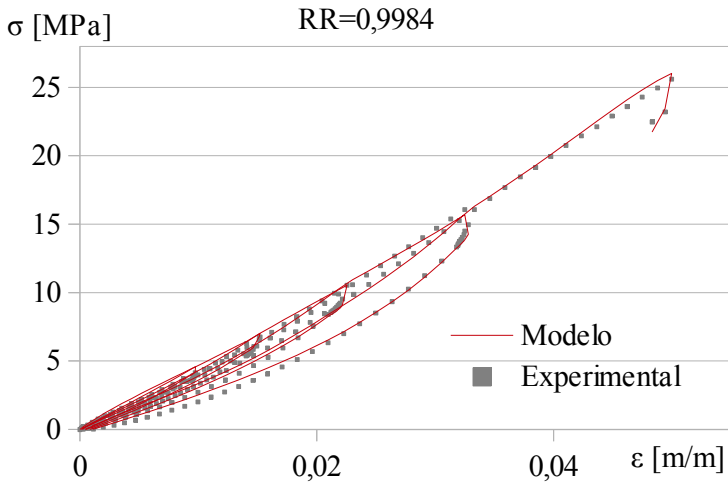


Figura 5.2: Resultado obtido pelo ajuste utilizando os dados do tendão 3

Tabela 5.3: Parâmetros do tendão 4

Potencial	Modelo	Parâmetros
φ	Hencky	$\mu = 1\text{E}-5$ MPa
φ^e	Hencky	$\mu^e = 5,4531\text{E}-2$ MPa
ψ	Hencky	$\eta^v = 2,874$ MPa.s ⁻¹
φ_f	Holzapfel	$k_1 = 47,46$ MPa e $k_2 = 27,92$
Y	Eq.(4.50)	$\zeta = 851,3$ MPa e $p = 100$
φ_f^e	Holzapfel	$k_1 = 53,95$ MPa e $k_2 = 28,95$
ψ_f	Eq.(4.49)	$\eta_f^v = 6,082\text{E}+6$ MPa.s ⁻¹ e $p = 2,529$
Y^e	Eq.(4.50)	$\zeta = 1,096$ MPa e $p = 6,728$

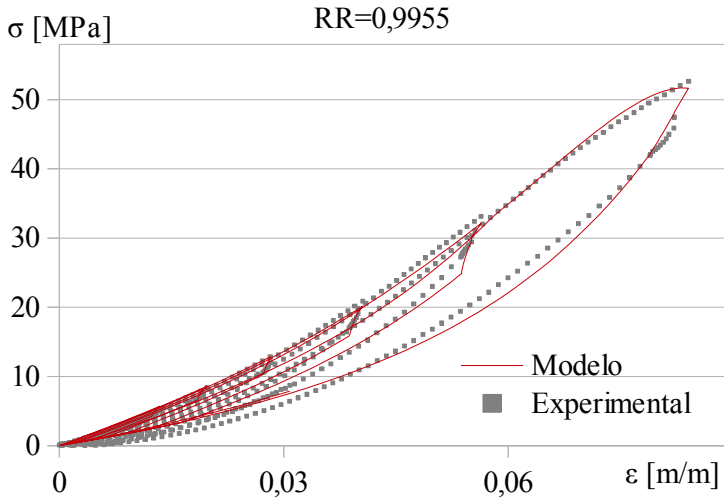


Figura 5.3: Resultado obtido pelo ajuste utilizando os dados do tendão 4

5.2 Discussões

Notou-se uma excelente correlação entre o modelo utilizado e os dados experimentais. Contudo notou-se também uma grande diferença entre o conjunto de parâmetros obtidos para cada tendão.

Cabe ressaltar que o comportamento volumétrico dado a partir do cálculo do Jacobiano J apresentou uma variação significativa entre [0.84-1.04]. Esta observação pode indicar que haja uma grande variação volumétrica no tecido, como já notada por Hewitt et al. (2001), Yin e Elliott (2004), Cheng e Screen (2007) e Chernak e Thelen (2012). Porém, os dados de deformação transversal carecem de maior estudo experimental devido ao método utilizado para sua medição. Neste trabalho o cálculo das tensões numéricas (tensões do modelo) não levou em considerações a mudança volumétrica, que necessita ser explorada em trabalhos futuros.

6 DISCUSSÕES FINAIS E CONCLUSÕES

Nesse trabalho foi realizado o estudo de diversos aspectos relacionados com o processo de caracterização de materiais como: a composição do tendão e sua microestrutura, o comportamento típico e a relação desse com as funções do tendão, a forma de obtenção e preparação do material, o procedimento de ensaio, a formulação de modelos matemáticos e a relação desses com os dados experimentais.

Com relação aos objetivos específicos desse trabalho é possível dizer que:

- Foi realizado com sucesso 4 ensaios experimentais com tendões utilizando carregamento com ciclos progressivos até a ruptura.
- Todos os ensaios realizados tiveram como fonte primária de dados de deslocamento uma técnica de medição sem contato.
- Foi realizado o procedimento de identificação de parâmetros do modelo escolhido, o comportamento resultante disso apresentou boa correlação com os dados experimentais.
- Os passos do procedimento utilizado encontram-se relatados nesse trabalho, mas acredita-se ser possível tornar o procedimento consideravelmente mais eficiente.
- Os resultados foram discutidos e algumas sugestões de melhorias podem ser encontradas no decorrer do texto e no capítulo 7.

6.1 Discussões finais

Com a metodologia estudada e desenvolvida neste trabalho foi possível realizar uma caracterização numérico experimental de três tendões. O modelo utilizado baseia-se em conceitos de mecânica do contínuo sem a necessidade de adotar a hipótese simplificadora de deslocamentos e deformações infinitesimais e leva em consideração as principais características mecânicas do material: não linearidade da resposta mecânica, anisotropia na direção da fibra, viscosidade e dano mecânico.

O modelo utilizado neste trabalho se mostrou capaz de reproduzir o comportamento de tendões sob carregamento axial e a inserção da variável dano se mostrou importante especialmente nas faixas elevadas de

deformação. A proposta de existência de algum fenômeno relacionado com uma perda parcial de rigidez representado no modelo através do dano apresentou uma boa correlação com o dado experimental e indica ser esta a origem deste comportamento.

Os ensaios experimentais realizados forneceram dados úteis para o procedimento de identificação de parâmetros do modelo estudado. Foi possível observar efeitos viscosos e dano.

Três dos ensaios realizados apresentaram bons resultados para carregamentos progressivos, apesar de eles terem sofrido a ruptura acredita-se que o comportamento observado foi afetado pelo método de fixação do material na máquina. Essa observação se deve ao fato de todas as rupturas terem ocorrido nas proximidades das garras, onde se espera pouca uniformidade de tensões e deformações.

A técnica de medição utilizada não envolveu contato com a superfície do material em nenhum momento, isso reduziu a interferência do equipamento de medição no valor da medida. O uso da técnica de correlação de imagens digitais possibilitou a medição do campo de deslocamentos na superfície do corpo de prova em diversos pontos, o que possibilitou a medição de um campo de deformações.

O estudo aprofundado das características do modelo estudado e da sua implementação viabilizou a obtenção dos parâmetros mostrados nesse trabalho e possibilitou discussões como a que resultou na mudança do ensaio para um perfil trapezoidal de carregamento que excita os fenômenos internos previstos no modelo.

Nota-se na Eq. (5.1) que o erro é medido de forma absoluta ponto a ponto, elevado ao quadrado e então somado, isso resulta em um procedimento que não diferencia o valor do erro absoluto na faixa de pequenas tensões e na faixa de grandes tensões, dessa forma acaba-se indiretamente dando maior valor a minimização do erro relativo (percentual) na faixa de grandes tensões. Outro ponto importante é que essa medida de erro é sensível ao número de pontos utilizada para representar uma certa região do experimento, nos casos estudados a taxa de amostragem não é constante (figuras B.17, B.28 e B.39), o que seguramente influenciou os resultados obtidos para o ajuste de parâmetros.

O procedimento citado nesse trabalho ainda precisa ser melhorado para que se torne algo com maior repetibilidade e confiabilidade.

6.2 Observações adicionais

O uso de um método de medição do deslocamento superficial sem contato se mostrou importante para observar fenômenos relacionados com a heterogeneidade estrutural do material que de outra forma estariam encobertos. Entretanto a diferença de comportamento entre uma região e outra pode estar indevidamente aumentada pela forma de fixação utilizada ou por algum efeito puramente superficial, como a liberação de líquido. A quantificação desta influência e sua eliminação são objetos para trabalhos futuros.

A validade destes dados para tendões humanos é ainda limitada pois, apesar de tendões serem compostos basicamente pelos mesmos constituintes, a diferença de concentração destes constituintes na matriz pode variar bastante entre sujeitos de espécies diferentes ou mesmo entre sujeitos da mesma espécie (HAUT; LANCASTER; DECAMP, 1992; CHANDRASHEKAR; SLAUTERBECK; HASHEMI, 2012).

Foi observada uma perda de líquido do material durante o ensaio decorrente do estado de tensões do material. A avaliação deste efeito nas propriedades do material, principalmente em carregamentos cíclicos, está fora do escopo do presente trabalho. Alguns trabalhos informam valores de coeficiente de Poisson da ordem de 1,0 ou mesmo maiores para tecidos moles (REESE; MAAS; WEISS, 2010; CHENG; SCREEN, 2007; HEWITT et al., 2001). A observação da perda de líquido do material durante o ensaio pode ser parte da explicação para estes valores (WELLEN et al., 2004; YIN; ELLIOTT, 2004).

7 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Duas partes do procedimento experimental proposto aqui que particularmente precisam de melhorias são:

- O método utilizado para o cálculo da área transversal.
- A técnica utilizada para fixar os tendões na garra.

A primeira parte consome muito tempo do operador na etapa de pós processamento, e poderia ser automatizada utilizando-se de técnicas existentes de detecção de contorno (JAIN, 1989). A segunda ainda necessita de aprimoramentos. Uma proposta que esta sendo estudada é o uso de garras termoelétricas, que congelam parcialmente o tecido na região de contato com a garra. Esse tipo de equipamento já foi utilizado por alguns autores como: Sharkey, Smith e Lundmark (1995), Rincón et al. (2001), Haut Donahue et al. (2002), Lepetit et al. (2004), Wieloch et al. (2004), Ramachandran et al. (2005) e Kiss et al. (2009). Outra proposta, também em estudo, é o uso de um modelo de garra com pressão circunferencial.

Uma proposta natural que surge é a aplicação dos conceitos e técnicas utilizadas neste trabalho para a obtenção de resultados semelhantes com outros tecidos.

A técnica de pintura utilizada encontra-se em um estágio relativamente artesanal e necessita de algum tipo de padronização para que se torne mais repetitiva. Também seria interessante a adoção de medidas para quantificar a qualidade da marcação, como já feito por outros autores (LIONELLO; CRISTOFOLINI, 2014).

Já se encontra em andamento a observação de cortes histológicos do material ensaiado em microscópio ótico e o estudo da relação entre o que se vê no microscópio e o carregamento utilizado em cada ensaio. Espera-se poder traçar uma relação que permita a aproximação do histórico de carregamentos em um tecido *postmortem* através da observação de amostras histológicas.

REFERÊNCIAS

- AGUR, A. M. R.; DALLEY, A. F. **Grant's atlas of anatomy**. [S.l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2009.
- AHMADZADEH, H. et al. Determining the contribution of glycosaminoglycans to tendon mechanical properties with a modified shear-lag model. **J. Biomech.**, Elsevier, v. 46, n. 14, p. 2497–503, set. 2013. ISSN 1873-2380. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23932185>>.
- ALPERIN, M.; MOALLI, P. a. Remodeling of vaginal connective tissue in patients with prolapse. **Curr. Opin. Obstet. Gynecol.**, v. 18, n. 5, p. 544–50, out. 2006. ISSN 1040-872X. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16932050>>.
- AVERILL, B.; ELSDREDGE, P. **General chemistry: principles, patterns, and applications**. 2011.
- BERGSTRÖM, J.; BOYCE, M. Constitutive modeling of the time-dependent and cyclic loading of elastomers and application to soft biological tissues. **Mech. Mater.**, v. 33, n. 9, p. 523–530, set. 2001. ISSN 01676636. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0167663601000709>>.
- BERTOCCI, G.; PIERCE, M. C. Applications of Biomechanics Aiding in the Diagnosis of Child Abuse. **Clin. Pediatr. Emerg. Med.**, v. 7, n. 3, p. 194–199, set. 2006. ISSN 15228401. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1522840106000498>>.
- BOUGUET, J.-Y. **Camera Calibration Toolbox for Matlab**. 2013. Disponível em: <http://www.vision.caltech.edu/bouguetj/calib_doc/>.
- BRASSART, L.; STAINIER, L. On convergence properties of variational constitutive updates for elasto-visco-plasticity. **GAMM-Mitteilungen**, v. 35, n. 1, p. 26–42, mar. 2012. ISSN 09367195. Disponível em: <<http://doi.wiley.com/10.1002/gamm.201210003>>.
- BURTON, J. et al. Biomechanical analysis and injury prevention in off-highway vehicular crashes - biomed 2010. **Biomed. Sci. Instrum.**, v. 46, n. April, p. 446–52, jan. 2010. ISSN 0067-8856. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20467121>>.

- CALVO, B. et al. On modelling damage process in vaginal tissue. **J. Biomech.**, v. 42, n. 5, p. 642–51, mar. 2009. ISSN 1873-2380. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19162267>>.
- CARDOSO, A. et al. Computer simulation of breast reduction surgery. **Aesthetic Plast. Surg.**, v. 37, n. 1, p. 68–76, fev. 2013. ISSN 1432-5241. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23238648>>.
- CARLSTEDT, C. a. **Mechanical and chemical factors in tendon healing. Effects of indomethacin and surgery in the rabbit.** [s.n.], 1987. 1–75 p. ISSN 0300-8827. ISBN 8716063961. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3314319>>.
- CASTRO, P. B. de. **Identification of constitutive parameters by using full-field measurements.** Tese (Doutorado) — UFSC-Universidade Federal de Santa Catarina, 2012.
- CHANDRASHEKAR, N.; SLAUTERBECK, J.; HASHEMI, J. Effects of cyclic loading on the tensile properties of human patellar tendon. **Knee**, Elsevier B.V., v. 19, n. 1, p. 65–8, jan. 2012. ISSN 1873-5800. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21216601>>.
- CHEN, W.-M. et al. Role of gastrocnemius-soleus muscle in forefoot force transmission at heel rise - A 3D finite element analysis. **J. Biomech.**, Elsevier, v. 45, n. 10, p. 1783–9, jun. 2012. ISSN 1873-2380. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22578743>>.
- CHENG, T.; GAN, R. Z. Experimental measurement and modeling analysis on mechanical properties of tensor tympani tendon. **Med. Eng. Phys.**, v. 30, n. 3, p. 358–66, abr. 2008. ISSN 1350-4533. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17553724>>.
- CHENG, V. W. T.; SCREEN, H. R. C. The micro-structural strain response of tendon. **J. Mater. Sci.**, v. 42, n. 21, p. 8957–8965, jul. 2007. ISSN 0022-2461. Disponível em: <<http://link.springer.com/10.1007/s10853-007-1653-3>>.
- CHERNAK, L. a.; THELEN, D. G. Tendon motion and strain patterns evaluated with two-dimensional ultrasound elastography. **J. Biomech.**, Elsevier, v. 45, n. 15, p. 2618–23, out. 2012. ISSN 1873-2380. Disponível em: <<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3462278>>.

- CHIMICH, D. et al. WATER CONTENT ALTERS VISCOELASTIC BEHAVIOUR OF THE NORMAL ADOLESCENT RABBIT MEDIAL COLLATERAL LIGAMENT. v. 25, n. 8, 1992.
- CIARLETTA, P. et al. A novel microstructural approach in tendon viscoelastic modelling at the fibrillar level. **J. Biomech.**, v. 39, n. 11, p. 2034–42, jan. 2006. ISSN 0021-9290. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16214153>>.
- CLEMMER, J. et al. A mechanistic study for strain rate sensitivity of rabbit patellar tendon. **J. Biomech.**, v. 43, n. 14, p. 2785–91, out. 2010. ISSN 1873-2380. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20678772>>.
- COLEMAN, B. D.; NOLL, W. The thermodynamics of elastic materials with heat conduction and viscosity. **Arch. Ration. Mech. Anal.**, Springer, v. 13, n. 1, p. 167–178, 1963.
- COUPPÉ, C. et al. The effects of immobilization on the mechanical properties of the patellar tendon in younger and older men. **Clin. Biomech. (Bristol, Avon)**, Elsevier Ltd, v. 27, n. 9, p. 949–54, nov. 2012. ISSN 1879-1271. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22770908>>.
- COWIN, S. C.; DOTY, S. B. **Tissue mechanics**. [S.l.]: Springer, 2007.
- DECRAEMER, W. F.; MAES, M. a.; VANHUYSE, V. J. An elastic stress-strain relation for soft biological tissues based on a structural model. **J. Biomech.**, v. 13, n. 6, p. 463–8, jan. 1980. ISSN 0021-9290. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7400174>>.
- DEFRATE, L. E. et al. The measurement of the variation in the surface strains of Achilles tendon grafts using imaging techniques. **J. Biomech.**, v. 39, n. 3, p. 399–405, jan. 2006. ISSN 0021-9290. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16389080>>.
- DOTA, A. F. et al. Estudo das propriedades mecânicas do ligamento cruzado posterior e do ligamento patelar de cadáveres de seres humanos após utilização de radiofrequência. v. 15, p. 138–142, 2007.
- EARLE, V. **Vicky Earle Medical Illustration**. 2014. Disponível em: <<http://ubcmedicalart.wordpress.com/>>.

- EHRET, A. E.; BÖL, M.; ITSKOV, M. A continuum constitutive model for the active behaviour of skeletal muscle. **J. Mech. Phys. Solids**, v. 59, n. 3, p. 625–636, mar. 2011. ISSN 00225096. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022509610002486>>.
- EL SAYED, T. et al. A variational constitutive model for soft biological tissues. **J. Biomech.**, v. 41, n. 7, p. 1458–66, jan. 2008. ISSN 0021-9290. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.02.023>>.
- FANCELLO, E.; PONTHOT, J.-P.; STAINIER, L. A variational formulation of constitutive models and updates in non-linear finite viscoelasticity. **Int. J. Numer. Methods Eng.**, v. 65, n. 11, p. 1831–1864, mar. 2006. ISSN 0029-5981. Disponível em: <<http://doi.wiley.com/10.1002/nme.1525>>.
- FANCELLO, E. A.; VASSOLER, J. M. A Constitutive Model for Anisotropic Soft Biological Tissue Subject to Mechanical Damage. **MecSol2013**, p. 1–10, 2013.
- FANCELLO, E. A.; VASSOLER, J. M.; STAINIER, L. A variational constitutive update algorithm for a set of isotropic hyperelastic viscoplastic material models. **Comput. Methods Appl. Mech. Eng.**, v. 197, p. 4132–4148, 2008.
- FORMENTON, A. B. K. **Metodologia numérico-experimental para caracterização de paredes arteriais**. 2014.
- FUNG, Y. C. Elasticity of soft tissues in simple elongation. **Am. J. Physiol.**, v. 213, n. 6, p. 1532, 1967.
- FUNG, Y. C. **Biomechanics: mechanical properties of living tissues**. [S.l.]: Springer-Verlag, New York, 1993.
- GARDNER, K.; ARNOCKY, S. P.; LAVAGNINO, M. Effect of in vitro stress-deprivation and cyclic loading on the length of tendon cell cilia in situ. **J. Orthop. Res.**, v. 29, n. 4, p. 582–7, abr. 2011. ISSN 1554-527X. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20957738>>.
- GEORGIU, a. P.; CUNNINGHAM, J. L. Accurate diagnosis of hip prosthesis loosening using a vibrational technique. **Clin. Biomech. (Bristol)**,

- Avon), v. 16, n. 4, p. 315–23, maio 2001. ISSN 0268-0033. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11358619>>.
- GONZALEZ, A. D. et al. Multiscale analysis of morphology and mechanics in tail tendon from the ZDSD rat model of type 2 diabetes. **J. Biomech.**, Elsevier, v. 47, n. 3, p. 681–6, fev. 2014. ISSN 1873-2380. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24360194>>.
- GOODMAN, H. J.; CHOUEKA, J. Biomechanics of the flexor tendons. **Hand Clin.**, v. 21, n. 2, p. 129–49, maio 2005. ISSN 0749-0712. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15882592>>.
- GREEN, A. E.; ADKINS, J. E. **Large elastic deformations and non-linear continuum mechanics**. [S.l.]: Clarendon Press Oxford, 1960.
- GURTIN, M. E.; FRIED, E.; ANAND, L. **The mechanics and thermodynamics of continua**. [S.l.]: Cambridge University Press, 2010.
- HANNAFIN, J. a. et al. Effect of cyclic strain and plating matrix on cell proliferation and integrin expression by ligament fibroblasts. **J. Orthop. Res.**, v. 24, n. 2, p. 149–58, fev. 2006. ISSN 0736-0266. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16435352>>.
- HANSEN, M. et al. Local administration of insulin-like growth factor-I (IGF-I) stimulates tendon collagen synthesis in humans. **Scand. J. Med. Sci. Sports**, v. 23, n. 5, p. 614–9, out. 2013. ISSN 1600-0838. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22288768>>.
- HAUT DONAHUE, T. L. et al. A biomechanical evaluation of anterior and posterior tibialis tendons as suitable single-loop anterior cruciate ligament grafts. **Arthrosc. J. Arthrosc. Relat. Surg.**, v. 18, n. 6, p. 589–597, jul. 2002. ISSN 07498063. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0749806302000038>>.
- HAUT, R. C.; LANCASTER, R. L.; DECAMP, C. E. Mechanical properties of the canine patellar tendon: some correlations with age and the content of collagen. **J. Biomech.**, v. 25, n. 2, p. 163–73, fev. 1992. ISSN 0021-9290. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1733992>>.
- HAUT, T. L.; HAUTT, R. C. The state of tissue hydration determines the strain-rate-sensitive stiffness of human patellar tendon. v. 30, n. 1, p. 79–81, 1996.

- HETTRICH, C. M. et al. The effect of muscle paralysis using Botox on the healing of tendon to bone in a rat model. **J. Shoulder Elbow Surg.**, Elsevier Ltd, v. 20, n. 5, p. 688–97, jul. 2011. ISSN 1532-6500. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21194973>>.
- HEWITT, J. et al. Regional material properties of the human hip joint capsule ligaments. **J. Orthop. Res.**, v. 19, p. 359–364, 2001.
- HOLZAPFEL, G. Chapter 18 Computational Biomechanics of Soft Biological Tissue. v. 2, p. 605–635, 2004.
- HOLZAPFEL, G. A. **Handbook of Materials Behavior Models Seção 10.11 Biomechanics of Soft Tissue**. [S.l.: s.n.], 2001. 1057–1071 p. ISBN 0124433413.
- HOLZAPFEL, G. A. *Biomechanics of Soft Tissues with Application to Arterial Walls*. 2002.
- HOLZAPFEL, G. A.; GASSER, T. C. A viscoelastic model for fiber-reinforced composites at finite strains: Continuum basis. computational aspects and applications. v. 190, 2001.
- HOLZAPFEL, G. A.; GASSER, T. C.; OGDEN, R. A. Y. W. A New Constitutive Framework for Arterial Wall Mechanics and a Comparative Study of Material Models. **J. Elast.**, p. 1–48, 2000.
- HOY, M. G.; ZAJAC, F. E.; GORDON, M. E. A musculoskeletal model of the human lower extremity: the effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee, and ankle. **J. Biomech.**, v. 23, n. 2, p. 157–69, jan. 1990. ISSN 0021-9290. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2312520>>.
- JAIN, A. K. **Fundamentals of digital image processing**. [S.l.]: Prentice-Hall, Inc., 1989.
- JONES, R. S. et al. Mechanical properties of the human anterior cruciate ligament. v. 10, n. 7, p. 339–344, 1995.
- JUNQUEIRA, L. C.; CARNEIRO, J. *Histologia básica*. In: **Histol. básica**. [S.l.]: Guanabara Koogan, 2004.

- KARAMANIDIS, K.; ARAMPATZIS, A. Mechanical and morphological properties of human quadriceps femoris and triceps surae muscle-tendon unit in relation to aging and running. **J. Biomech.**, v. 39, n. 3, p. 406–17, jan. 2006. ISSN 0021-9290. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16389081>>.
- KISS, M.-O. et al. A low-cost thermoelectrically cooled tissue clamp for in vitro cyclic loading and load-to-failure testing of muscles and tendons. **Med. Eng. Phys.**, v. 31, n. 9, p. 1182–6, nov. 2009. ISSN 1873-4030. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19625205>>.
- KOMI, P. V. Relevance of in vivo force measurements to human biomechanics. 1987.
- KÖNIG, H. E.; LIEBICH, H.-G.; OTHERS. **Veterinary anatomy of domestic mammals: textbook and colour atlas**. [S.l.]: Schattauer GmbH, 2004.
- LANCASTER, P.; SALKAUSKAS, K. Surfaces generated by moving least squares methods. **Math. Comput.**, v. 37, n. 155, p. 141–158, 1981.
- LAVAGNINO, M. et al. Isolated fibrillar damage in tendons stimulates local collagenase mRNA expression and protein synthesis. **J. Biomech.**, v. 39, n. 13, p. 2355–62, jan. 2006. ISSN 0021-9290. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16256123>>.
- LEPETIT, J. et al. A simple cryogenic holder for tensile testing of soft biological tissues. **J. Biomech.**, v. 37, n. 4, p. 557–62, abr. 2004. ISSN 0021-9290. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14996568>>.
- LIONELLO, G.; CRISTOFOLINI, L. A practical approach to optimizing the preparation of speckle patterns for digital-image correlation. **Meas. Sci. Technol.**, v. 25, n. 10, p. 107001, out. 2014. ISSN 0957-0233. Disponível em: <<http://stacks.iop.org/0957-0233/25/i=10/a=107001?key=crossref.25eb7294030b31023d4096405014af43>>.
- LONCAREK, K. Sports medicine update. **Scand. J. Med. Sci. Sports**, v. 12, n. 5, p. 323, out. 2002. ISSN 0905-7188. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23572098>>.
- MALVERN, L. E. **Introduction to the Mechanics of a Continuous Medium**. [S.l.: s.n.], 1969.

- MARTUFI, G.; GASSER, T. C. A constitutive model for vascular tissue that integrates fibril, fiber and continuum levels with application to the isotropic and passive properties of the infrarenal aorta. **J. Biomech.**, v. 44, n. 14, p. 2544–50, set. 2011. ISSN 1873-2380. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21862020>>.
- MATLAB. **version 7.10.0 (R2010a)**. Natick, Massachusetts: The MathWorks Inc., 2010.
- MOONEY, M. A theory of large elastic deformation. **J. Appl. Phys.**, 1940.
- MOW, V. C.; HUISKES, R. **Basic orthopaedic biomechanics & mechanobiology**. [S.l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
- MULLINS, L. Effect of stretching on the properties of rubber. **Rubber res.**, n. 16, p. 257–289, 1947.
- MUÑOZ, M. J. M. et al. An experimental study of the mouse skin behaviour: damage and inelastic aspects. **J. Biomech.**, v. 41, n. 1, p. 93–9, jan. 2008. ISSN 0021-9290. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17826784>>.
- NACHEMSON, A.; EVANS, J. Some mechanical properties of the third human lumbar interlaminar ligament (ligamentum flavum). **J. Biomech.**, I, 1968. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0021929068900067>>.
- NELSON, D. L.; COX, M. M.; CUCHILLO, C. **Lehninger princípios de bioquímica**. [S.l.]: Omega, 2009.
- NIGG, B. M.; HERZOG, W. **Biomechanics of the musculo-skeletal system**. 3. ed. [S.l.]: Wiley New York, 2007.
- ORTIZ, M.; STAINIER, L. The variational formulation of viscoplastic constitutive updates. **Comput. Methods Appl. Mech. Eng.**, v. 171, p. 419–444, 1999.
- PAN, B. et al. Two-dimensional digital image correlation for in-plane displacement and strain measurement: a review. **Meas. Sci. Technol.**, v. 20, n. 6, p. 062001—, 2009. ISSN 0957-0233.
- PEÑA, E. P.; DOBLARÉ, M. An anisotropic pseudo-elastic approach for modelling Mullins effect in fibrous biological materials.

- Mech. Res. Commun.**, v. 36, n. 7, p. 784–790, out. 2009. ISSN 00936413. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0093641309000822>>.
- PEÑA, E. P.; PEÑA, J. A. P.; DOBLARÉ, M. On the Mullins effect and hysteresis of fibered biological materials: A comparison between continuous and discontinuous damage models. **Int. J. Solids Struct.**, Elsevier Ltd, v. 46, n. 7-8, p. 1727–1735, abr. 2009. ISSN 00207683. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0020768308005179>>.
- PIOLETTI, D. P.; RAKOTOMANANA, L. R. Non-linear viscoelastic laws for soft biological tissues. **Eur. J. Mech. - A/Solids**, v. 19, n. 5, p. 749–759, 2000. ISSN 0997-7538.
- RADOVITZKY, R.; ORTIZ, M. Error estimation and adaptive meshing in strongly nonlinear dynamic problems. **Comput. Methods Appl. Mech. Eng.**, v. 172, n. 1-4, p. 203–240, 1999. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/B6V29-3WV9GR5-W/2/436a1453c67096db4673aea43a1950b8>>.
- RAMACHANDRAN, N. et al. Dual cryogenic fixation for mechanical testing of soft musculoskeletal tissues. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, v. 52, n. 10, p. 1792–5, out. 2005. ISSN 0018-9294. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16235666>>.
- REESE, S. P.; MAAS, S. a.; WEISS, J. a. Micromechanical models of helical superstructures in ligament and tendon fibers predict large Poisson's ratios. **J. Biomech.**, v. 43, n. 7, p. 1394–400, maio 2010. ISSN 1873-2380. Disponível em: <<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2881222>>.
- REIPS, L. **Modelo constitutivo para materiais viscoelaásticos reforçados por fibras adequado a simulacao de tecidos conectivos**. Tese (Doutorado) — Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2008.
- RINCÓN, L. et al. Design and evaluation of a cryogenic soft tissue fixation device – load tolerances and thermal aspects. **J. Biomech.**, v. 34, n. 3, p. 393–7, mar. 2001. ISSN 0021-9290. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11182132>>.

- RIVLIN, R. S. Large elastic deformations of isotropic materials. IV. Further developments of the general theory. **Philos. Trans. R. Soc. London. Ser. A, Math. Phys. Sci.**, The Royal Society, v. 241, n. 835, p. 379–397, 1948.
- RIZZUTO, E. et al. Measuring tendon properties in mdx mice: cell viability and viscoelastic characteristics. **J. Biomech.**, v. 42, n. 14, p. 2243–8, out. 2009. ISSN 1873-2380. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19665133>>.
- SALATE, A. C. B. **Efeito da colocação de um ponto simples em tendão flexor de coelho em região vascularizada e avascularizada. Análise das propriedades mecânicas e histopatológicas.** Tese (Doutorado) — Unesp, 2009.
- SCHWARTZ, a. G. et al. Muscle loading is necessary for the formation of a functional tendon enthesis. **Bone**, v. 55, n. 1, p. 44–51, jul. 2013. ISSN 1873-2763. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23542869>>.
- SCHWERDT, H.; CONSTANTINESCO, a.; CHAMBRON, J. Dynamic viscoelastic behaviour of the human tendon in vitro. **J. Biomech.**, v. 13, n. 11, p. 913–22, jan. 1980. ISSN 0021-9290. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7275998>>.
- SHARKEY, N. A.; SMITH, T. S.; LUNDMARK, D. C. **Freeze Calmping Musculo-Tendinous Junctions For In Vitro Simulation of Joint Mechanics.** [S.l.], 1995. 5 p.
- SPENCER, A. J. M.; OTHERS. **Continuum theory of the mechanics of fibre-reinforced composites.** [S.l.]: Springer, 1984.
- SUTTON, M. A.; ORTEU, J.-J.; SCHREIER, H. W. Image correlation for shape, motion and deformation measurements. **Springer, New York, doi**, Springer, v. 10, p. 970–978, 2009.
- THOMOPOULOS, S. et al. Collagen fiber orientation at the tendon to bone insertion and its influence on stress concentrations. **J. Biomech.**, v. 39, n. 10, p. 1842–51, jan. 2006. ISSN 0021-9290. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16024026>>.

- VANHUYSE, V. J.; DECRAEMER, W. F.; RAMAN, E. R. A thermodynamically consistent constitutive equation for the elastic force-length relation of soft biological materials. *v. 22, n. 1, p. 1203–1208, 1989.*
- VASSOLER, J. M.; REIPS, L.; FANCELLO, E. A. A variational framework for fiber-reinforced viscoelastic soft tissues. **Int. J. Numer. Methods Eng.**, v. 89, n. 13, p. 1691–1706, 2012.
- VENTURA, J. D.; KLUTE, G. K.; NEPTUNE, R. R. The effects of prosthetic ankle dorsiflexion and energy return on below-knee amputee leg loading. **Clin. Biomech. (Bristol, Avon)**, Elsevier Ltd, v. 26, n. 3, p. 298–303, mar. 2011. ISSN 1879-1271. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21093131>>.
- WANG, J. H.-C. Mechanobiology of tendon. **J. Biomech.**, v. 39, n. 9, p. 1563–82, jan. 2006. ISSN 0021-9290. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16000201>>.
- WEISS, J. A.; MAKER, B. N.; GOVINDJEE, S. Finite element implementation of incompressible, transversely isotropic hyperelasticity. **Comput. Methods Appl. Mech. Eng.**, v. 135, n. 1-2, p. 107–128, ago. 1996. ISSN 00457825. Disponível em: <[http://dx.doi.org/10.1016/0045-7825\(96\)01035-3](http://dx.doi.org/10.1016/0045-7825(96)01035-3)>.
- WELLEN, J. et al. Application of porous-media theory to the investigation of water ADC changes in rabbit Achilles tendon caused by tensile loading. **J. Magn. Reson.**, v. 170, n. 1, p. 49–55, set. 2004. ISSN 1090-7807. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15324757>>.
- WIELOCH, P. et al. A cryo-jaw designed for in vitro tensile testing of the healing Achilles tendons in rats. **J. Biomech.**, v. 37, n. 11, p. 1719–22, nov. 2004. ISSN 0021-9290. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15388314>>.
- WILCHEZ, D. F. T. Dissertação (Mestrado), **Estudo do comportamento mecânico de ligamentos e tendões utilizando medição ótica**. 2012.
- WOO, S. L. Y.; THOMAS, M.; CHAN SAW, S. S. Contribution of biomechanics, orthopaedics and rehabilitation: the past present and future. **Surgeon**, v. 2, n. 3, p. 125–36, jun. 2004. ISSN 1479-666X. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15570813>>.

- YEADON, M. R. et al. The need for muscle co-contraction prior to a landing. **J. Biomech.**, Elsevier, v. 43, n. 2, p. 364–9, jan. 2010. ISSN 1873-2380. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19840881>>.
- YIN, L.; ELLIOTT, D. M. A biphasic and transversely isotropic mechanical model for tendon: application to mouse tail fascicles in uniaxial tension. **J. Biomech.**, v. 37, n. 6, p. 907–16, jun. 2004. ISSN 0021-9290. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15111078>>.
- YLLERA, B. M. et al. Development and Calibration of a Finite Element Model for the Biomechanical Behaviour of the Human Lumbosacral Spine. In: **Sci. Comput. Appl. to Med. Healthc.** 1. ed. Petrópolis: [s.n.], 2012. p. 1–27.
- ZHANG, D.; AROLA, D. D. Applications of digital image correlation to biological tissues. **J. Biomed. Opt.**, SPIE, v. 9, n. 4, p. 691–699, 2004. Disponível em: <<http://link.aip.org/link/?JBO/9/691/1>>.
- ZHONG, Y. et al. Soft tissue deformation with reaction-diffusion process for surgery simulation. **J. Vis. Lang. Comput.**, Elsevier, v. 23, n. 1, p. 1–12, fev. 2012. ISSN 1045926X. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1045926X11000322>>.
- ZHU, Y. et al. A finite viscoelastic plastic model for describing the uniaxial ratchetting of soft biological tissues. **J. Biomech.**, v. 47, p. 996–1003, 2014. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929014000177>>.

APÊNDICE A – PROCEDIMENTO DE ENSAIO EM IMAGENS



Figura A.1: Inicia-se o procedimento com uma pata inteira: vista da região anterior.

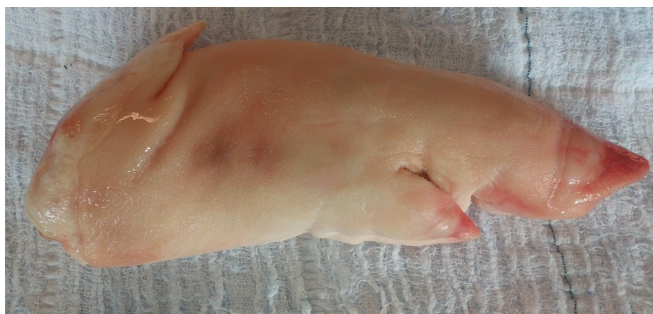


Figura A.2: Inicia-se o procedimento com uma pata inteira: vista da região lateral.



Figura A.3: Corta-se a pele para facilitar a localização dos tendões.



Figura A.4: Caso entenda-se necessário, a remoção de alguns tecidos do entorno dos tendões torna a localização ainda mais fácil.



Figura A.5: Disseca-se os tendões dos músculos flexores superficial e profundo com o auxílio de bisturi e pinça.

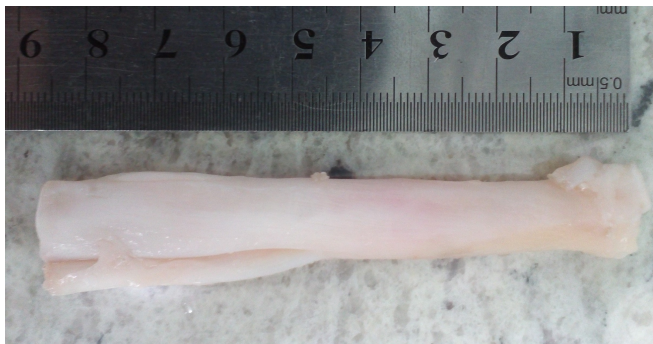


Figura A.6: Separa-se o tendão do músculo flexor profundo, corta-se a região bifurcada (mais distal) e as duas pequenas saliências laterais (mais proximais). Além disso realiza-se a remoção de tecidos da superfície do tendão para a obtenção de uma superfície mais lisa e uniforme

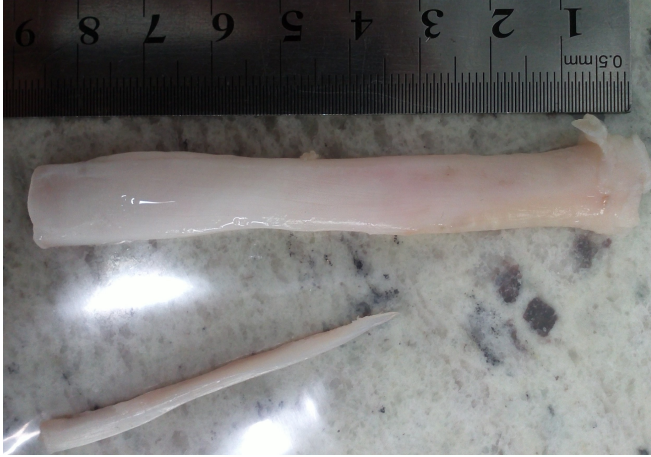


Figura A.7: Finalmente remove-se a parte lateral da região mais proximal do tendão, essa região estava originalmente inserida no músculo flexor profundo assim como o tronco principal do tendão.

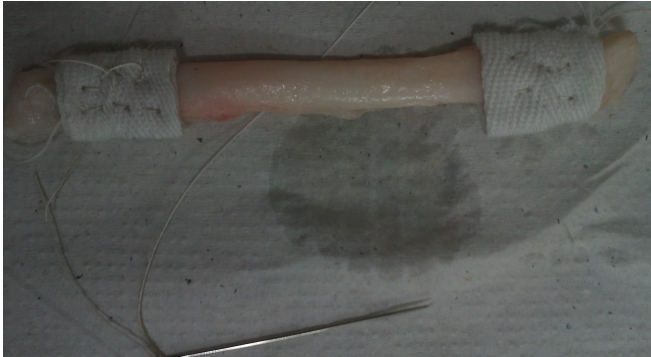


Figura A.8: Sutura-se nas extremidades uma fita de tecido com linha de costura 100% algodão, nota-se uma folga lateral entre o tecido e o tendão, os melhores resultados foram obtidos com folgas ligeiramente maiores que a desta imagem.



Figura A.9: Procurou-se realizar a sutura de maneira que a linha seguisse um caminho paralelo a direção longitudinal do tendão para evitar que a linha se rompesse devido à deformação lateral do material durante a fixação nas garras.



Figura A.10: Para a criação do contraste utilizou-se de pó de impressora (preto) para o fundo e microesferas de poliamida (branco) para o contraste. Ambos foram aplicados com o auxílio de um pincel que era batido acima do material criando uma nuvem descendente.



Figura A.11: O material é pintado após ser fixado na garra superior (fora da máquina). O padrão observado é semelhante ao da figura acima. Ganha-se muita qualidade de contraste com um controle correto de luz e lentes (comparar com imagem abaixo).



Figura A.12: Após a realização da pintura instala-se a garra superior na máquina de ensaio. Nota-se que a região superior encontra-se umedecida, caso não se dê a devida atenção a esta região, gotas de líquido podem escorrer pelo material arruinando o trabalho de pintura. Isso é evitado com pequenos pedaços de papel toalha.

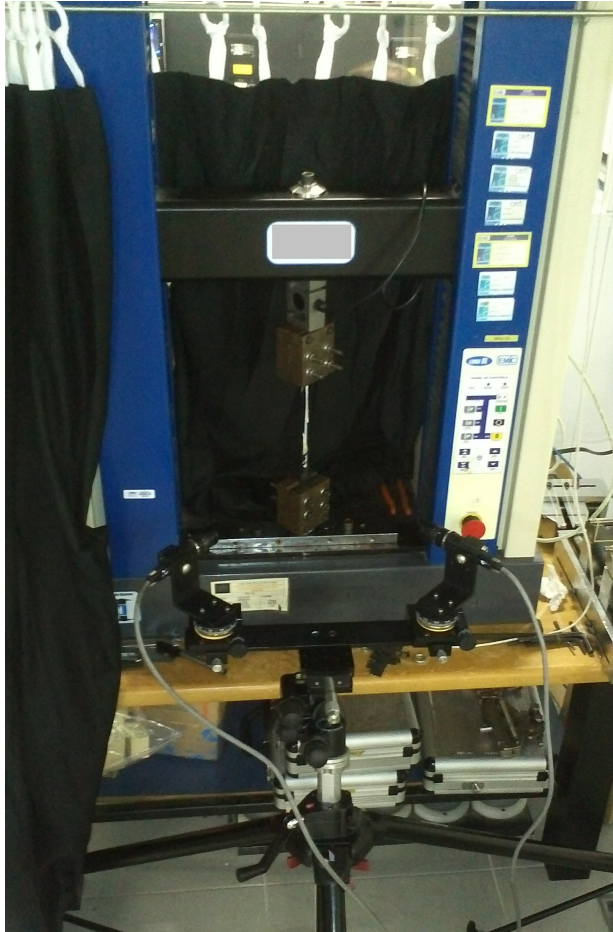


Figura A.13: O sistema de filmagem consiste de duas câmeras montadas em um tripé e um conjunto de cortinas pretas para controlar a luminosidade. O sinal da célula de carga e do transdutor de deslocamentos é captado por um computador e os vídeos são gravados por outro.

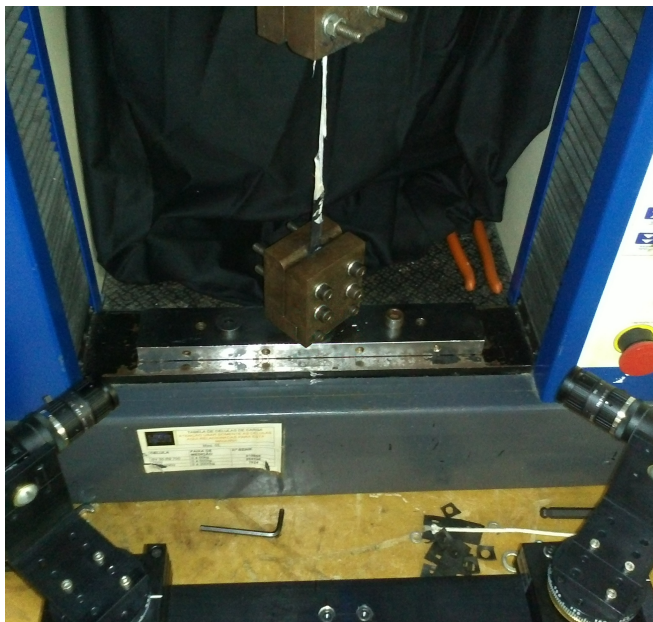


Figura A.14: Para permitir a filmagem do corpo de prova pela frente e pela lateral simultaneamente, realiza-se o ensaio com as garras rotacionadas 45 graus em relação a base da máquina de ensaio.

APÊNDICE B – RESULTADOS DO EXPERIMENTO.

Para poupar espaço do texto principal decidiu-se colocar todos os resultados nesse apêndice e colocar no texto principal somente os resultados considerados mais importantes.

B.1 Tendão 1

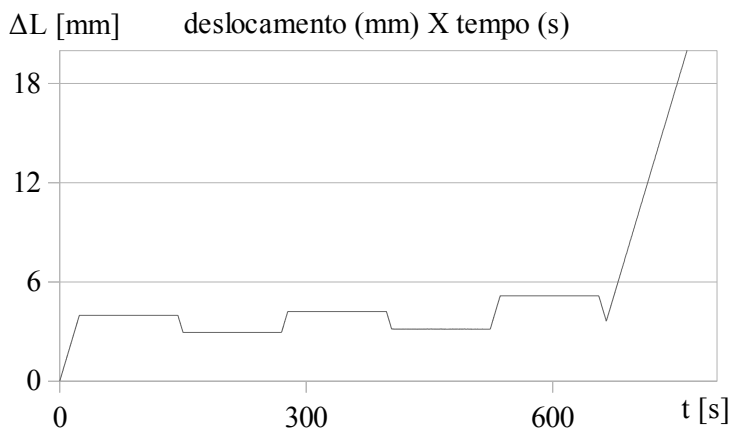


Figura B.1: Tendão 1, deslocamento aplicado pela máquina

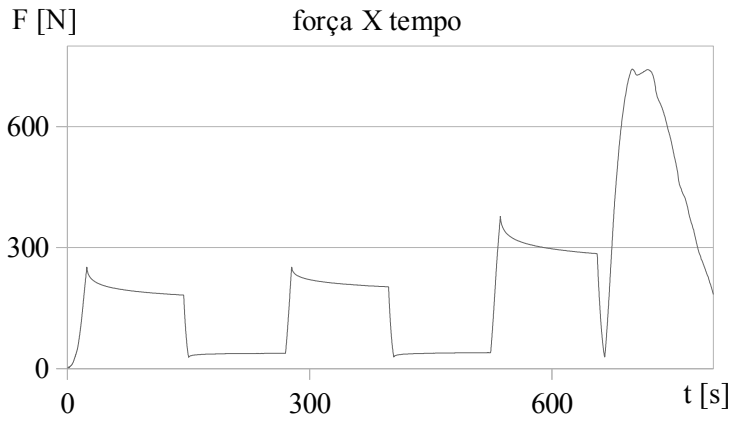


Figura B.2: Tendão 1, força lida na célula de carga

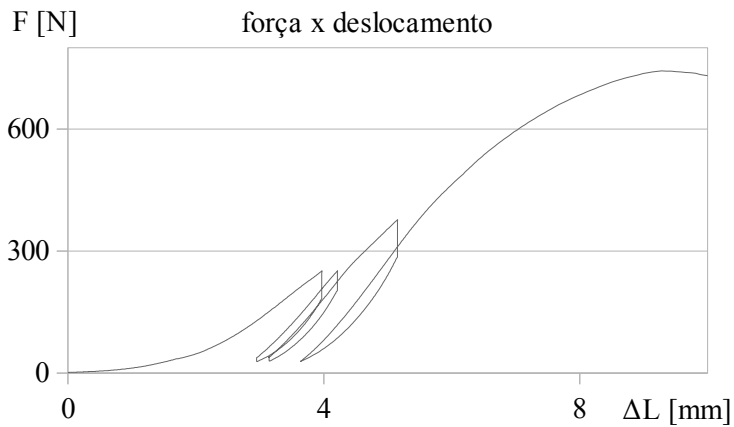


Figura B.3: Tendão 1, gráfico força X deslocamento

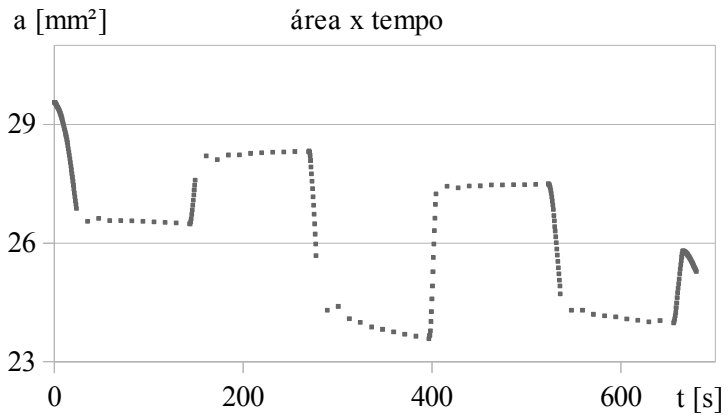


Figura B.4: Tendão 1, gráfico área X deslocamento

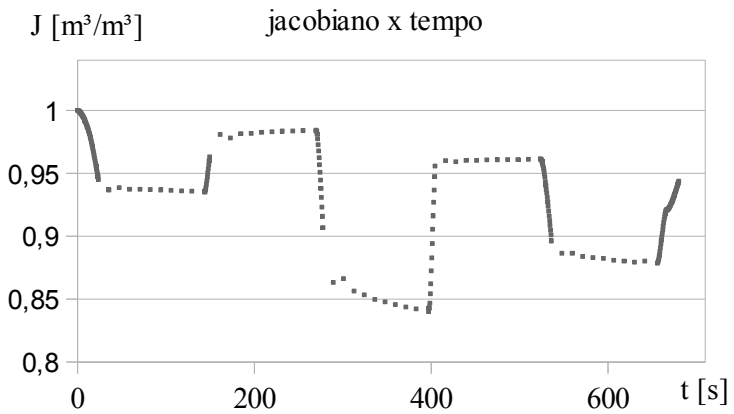


Figura B.5: Tendão 1, gráfico jacobiano X deslocamento

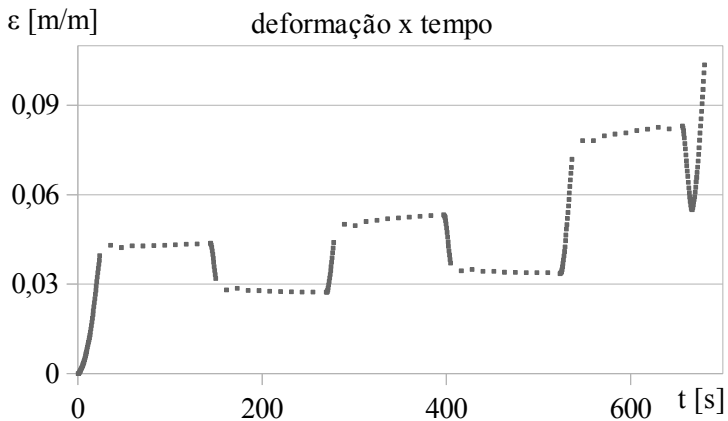


Figura B.6: Tendão 1, deformação obtida pela técnica de correlação de imagens

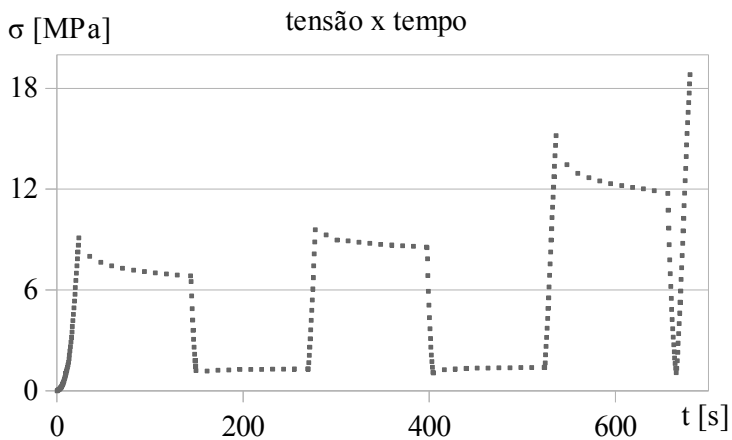


Figura B.7: Tendão 1, tensão calculada com a técnica de medição de área descrita no texto.

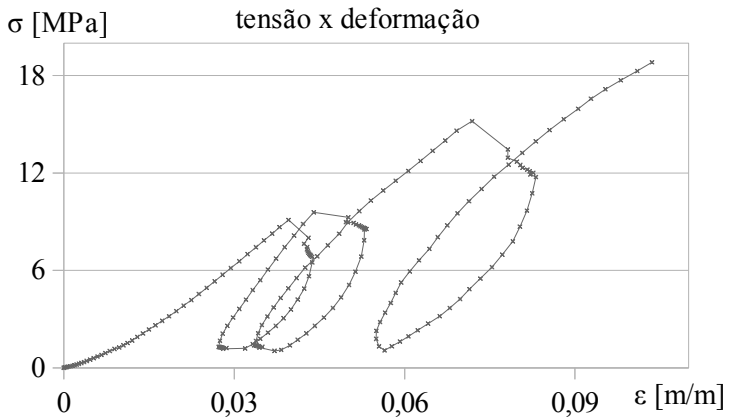


Figura B.8: Tendão 1, Tensão X deformação apresentando comportamento não pré condicionado

B.2 Tendão 2

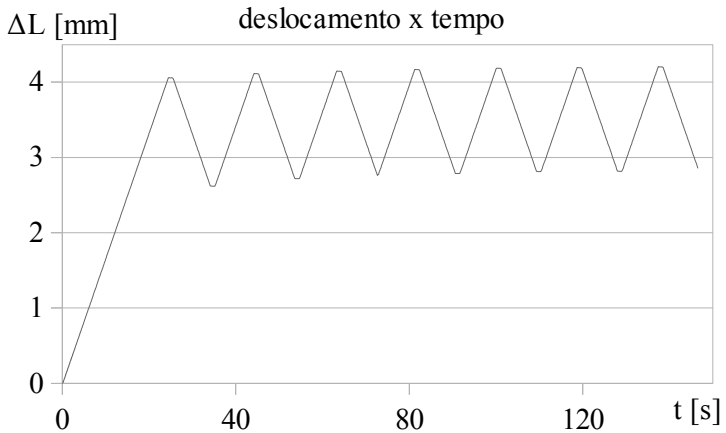


Figura B.9: Tendão 2, deslocamento aplicado pela máquina durante pré condicionamento

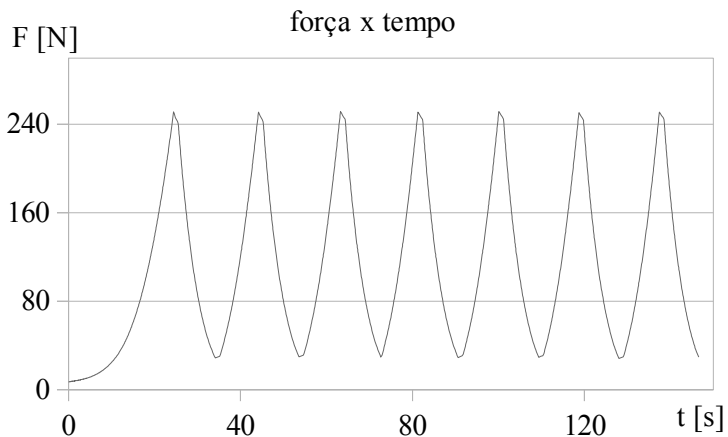


Figura B.10: Tendão 2, força lida na célula de carga durante pré condicionamento

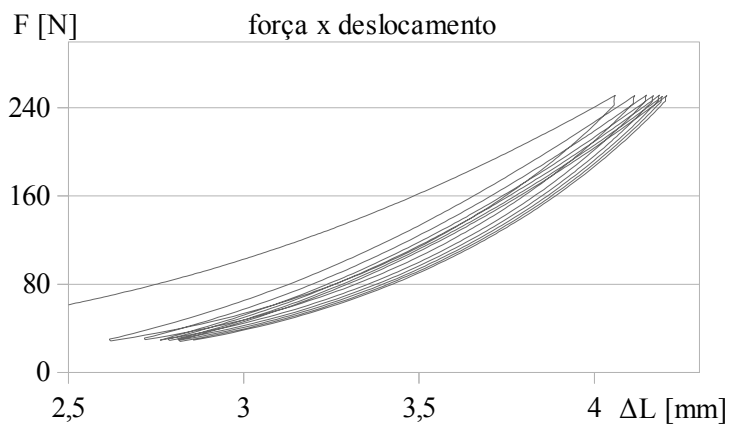


Figura B.11: Tendão 2, gráfico força X deslocamento durante pré condicionamento

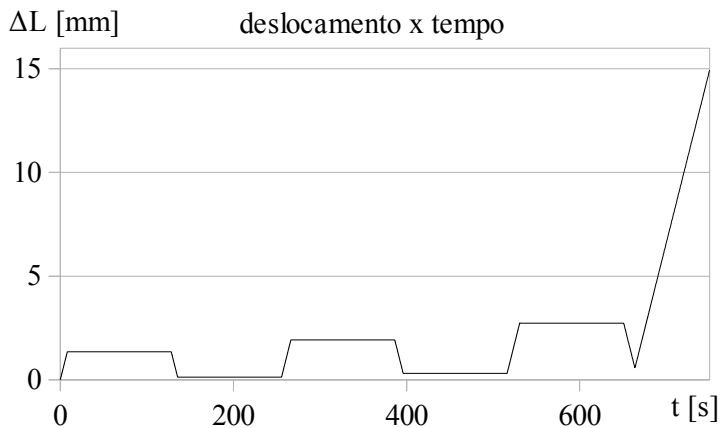


Figura B.12: Tendão 2, deslocamento aplicado pela máquina

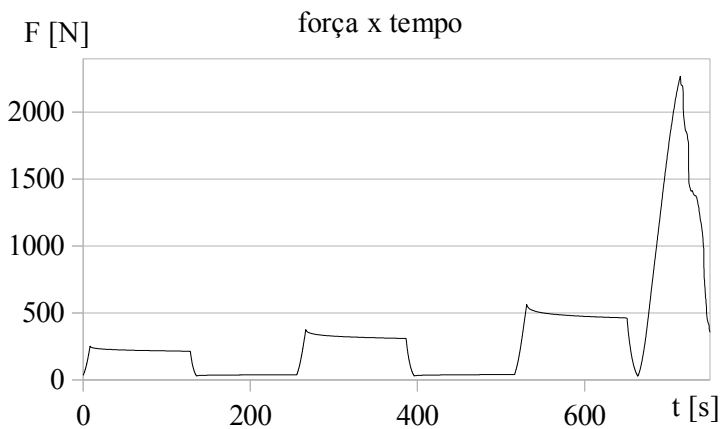


Figura B.13: Tendão 2, força lida na célula de carga

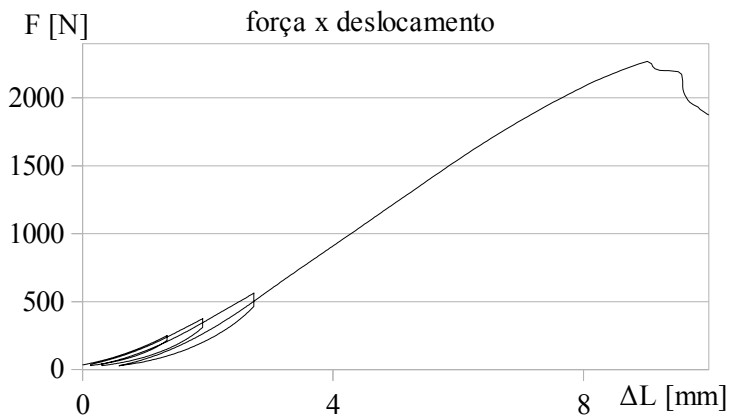


Figura B.14: Tendão 24, gráfico força X deslocamento

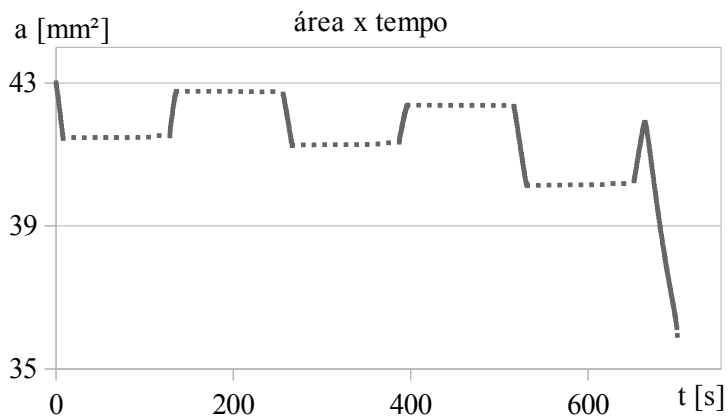


Figura B.15: Tendão 2, gráfico área X deslocamento

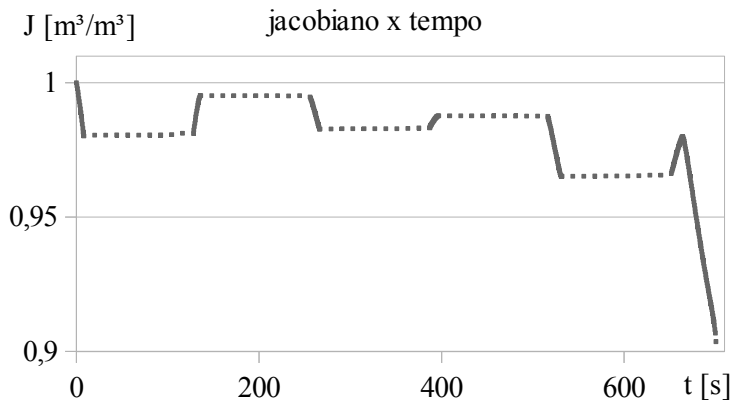


Figura B.16: Tendão 2, gráfico jacobiano X deslocamento

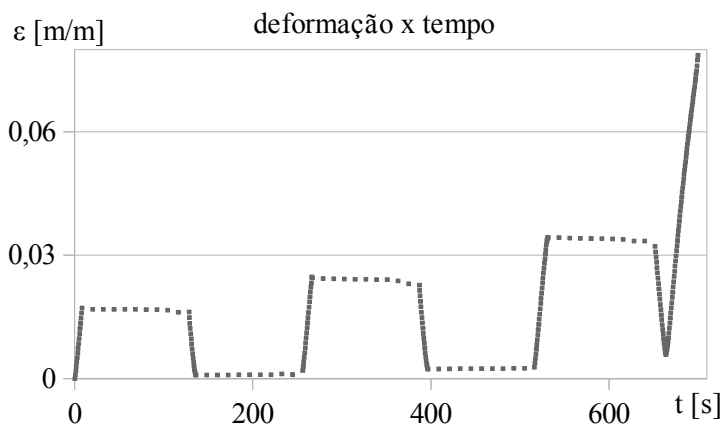


Figura B.17: Tendão 2, deformação obtida pela técnica de correlação de imagens

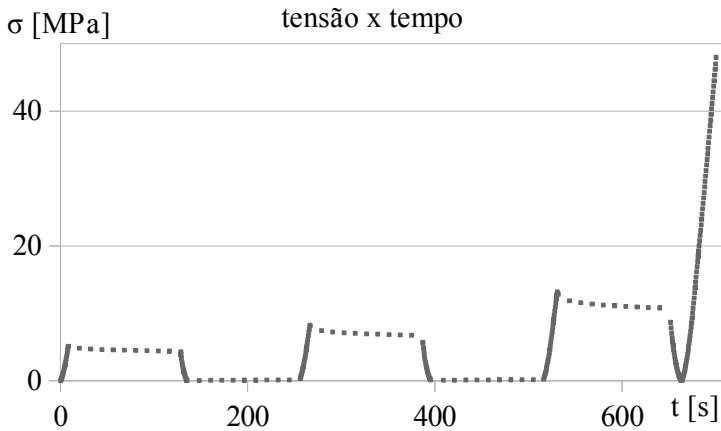


Figura B.18: Tendão 2, tensão calculada com a técnica de medição de área descrita no texto.

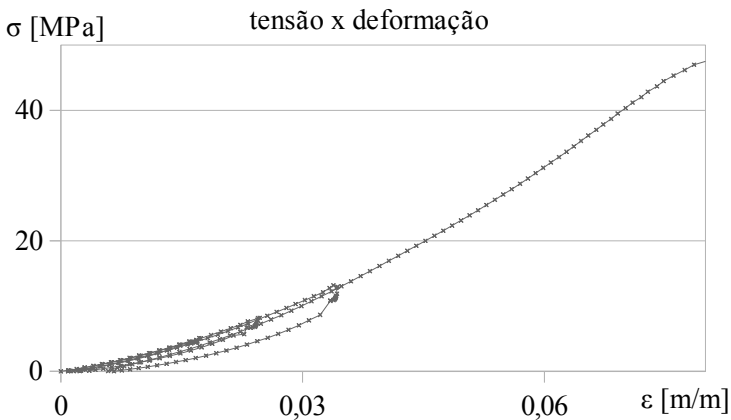


Figura B.19: Tendão 2, Tensão X deformação, primeiro resultado utilizado para ajuste

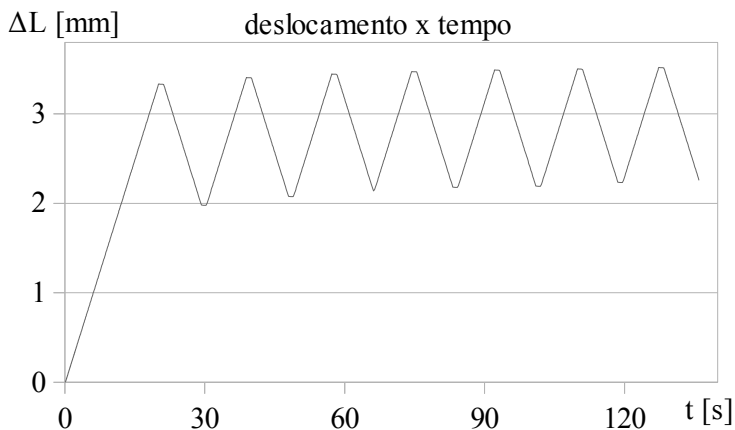
B.3 Tendão 3

Figura B.20: Tendão 3, deslocamento aplicado pela máquina durante pré condicionamento

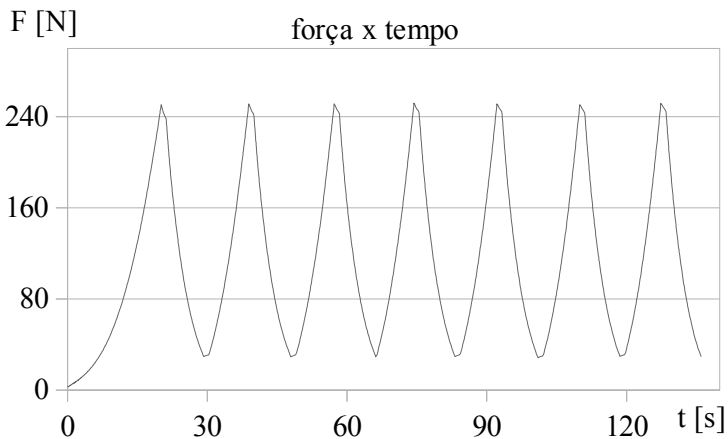


Figura B.21: Tendão 3, força lida na célula de carga durante pré condicionamento

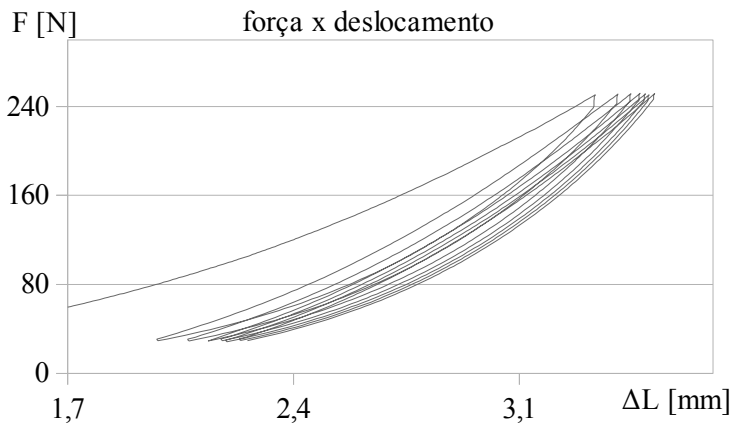


Figura B.22: Tendão 3, gráfico força X deslocamento durante pré condicionamento

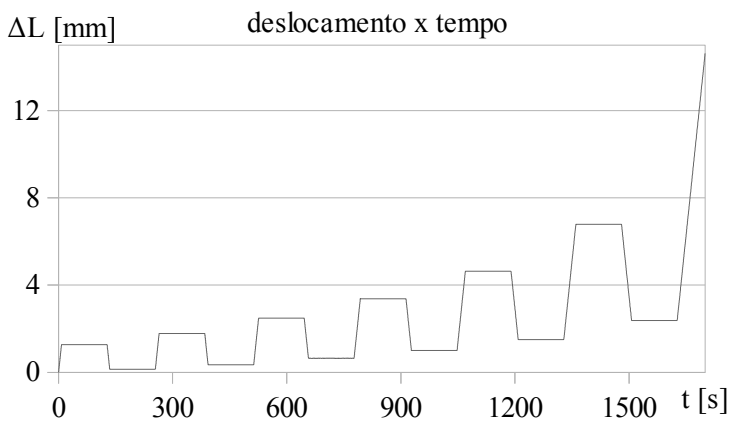


Figura B.23: Tendão 3, deslocamento aplicado pela maquina

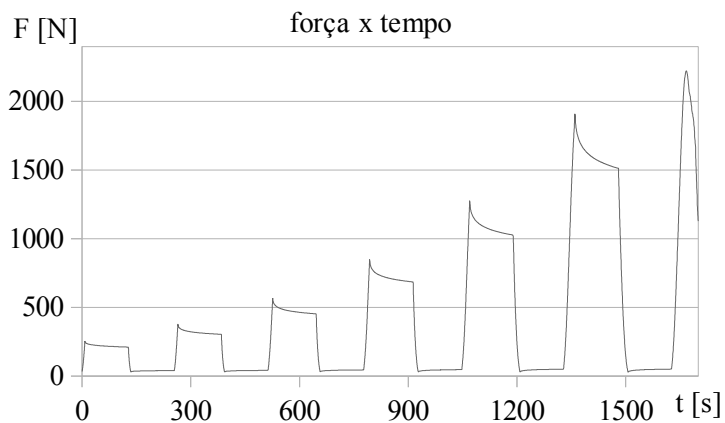


Figura B.24: Tendão 3, força lida na célula de carga

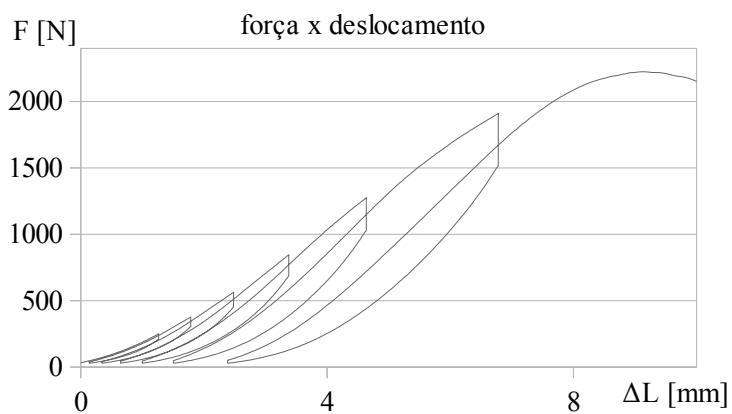


Figura B.25: Tendão 3, gráfico força X deslocamento

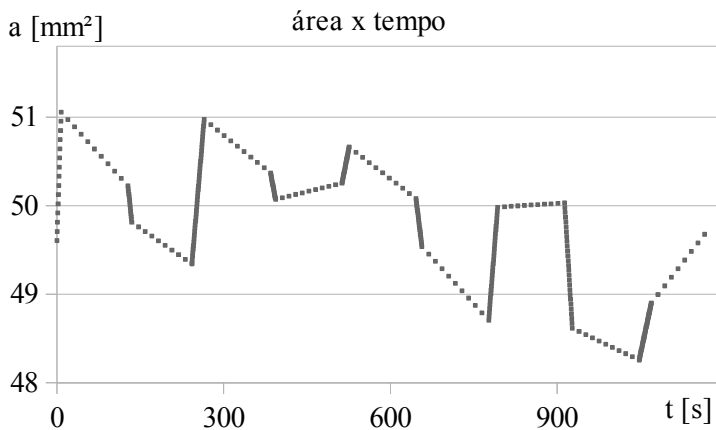


Figura B.26: Tendão 3, gráfico área X deslocamento

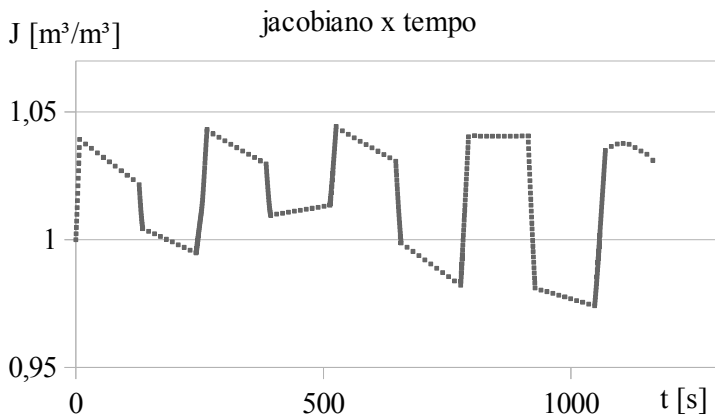


Figura B.27: Tendão 3, gráfico jacobiano X deslocamento

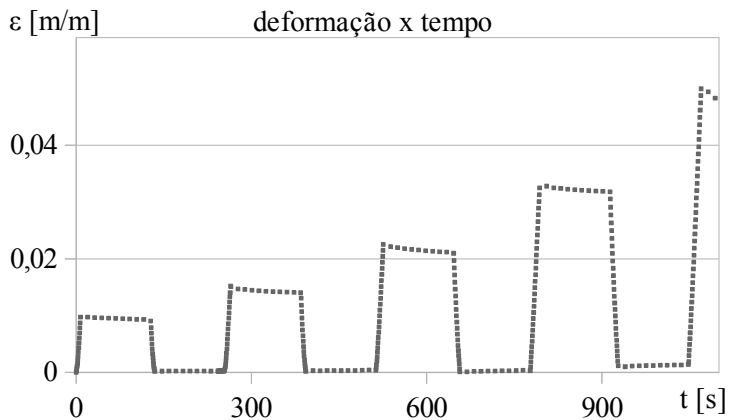


Figura B.28: Tendão 3, deformação obtida pela técnica de correlação de imagens

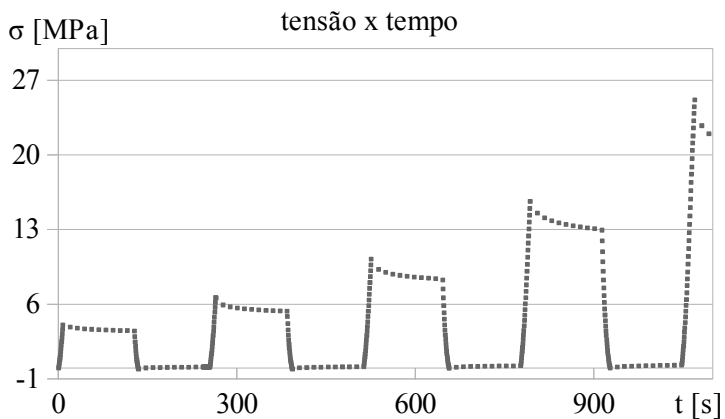


Figura B.29: Tendão 3, tensão calculada com a técnica de medição de área descrita no texto

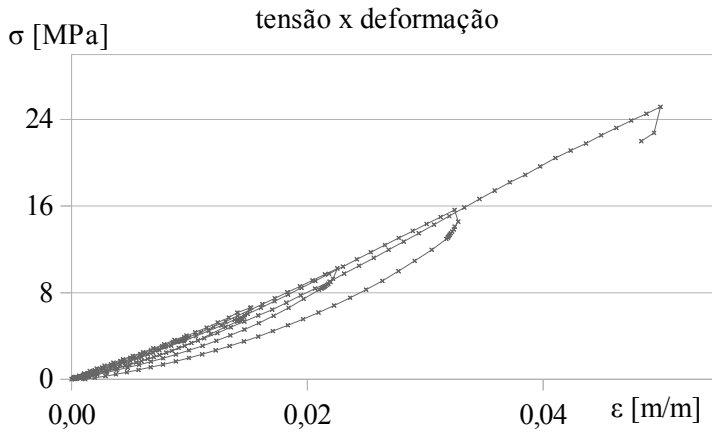


Figura B.30: Tendão 3, Tensão X deformação, segundo resultado utilizado para ajuste, não foi possível obter mais pontos pois a marcação apresentou imperfeições no final do ensaio

B.4 Tendão 4

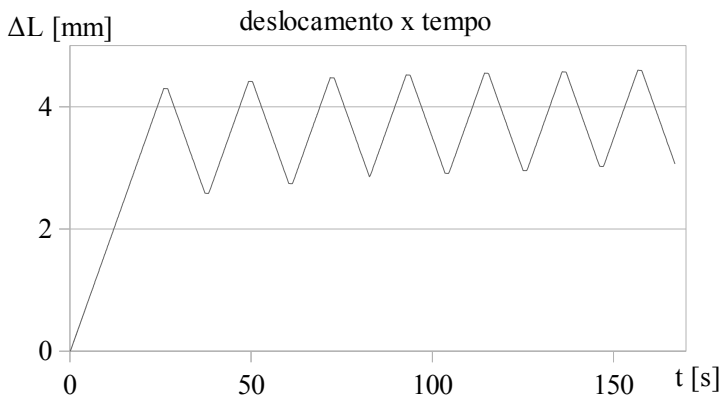


Figura B.31: Tendão 4, deslocamento aplicado pela máquina

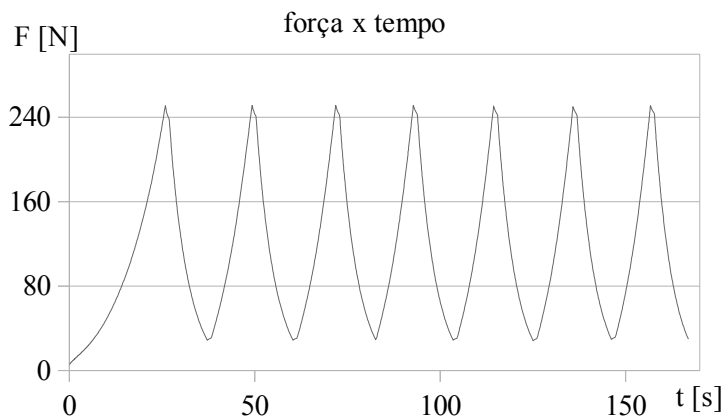


Figura B.32: Tendão 4, força lida na célula de carga durante pré condicionamento

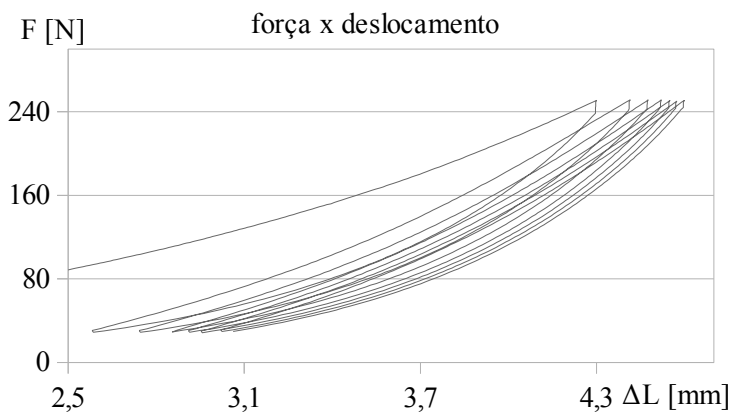


Figura B.33: Tendão 4, gráfico força X deslocamento durante pré condicionamento

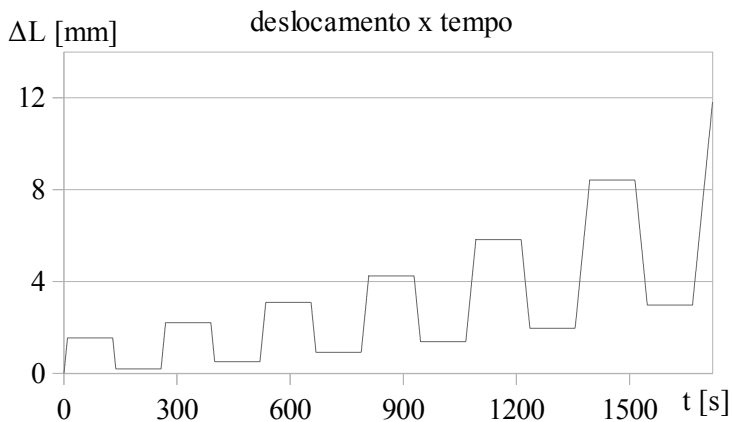


Figura B.34: Tendão 4, deslocamento aplicado pela máquina

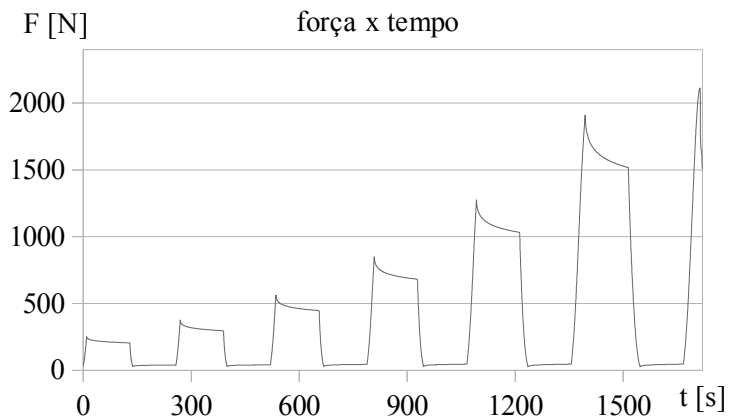


Figura B.35: Tendão 4, força lida na célula de carga

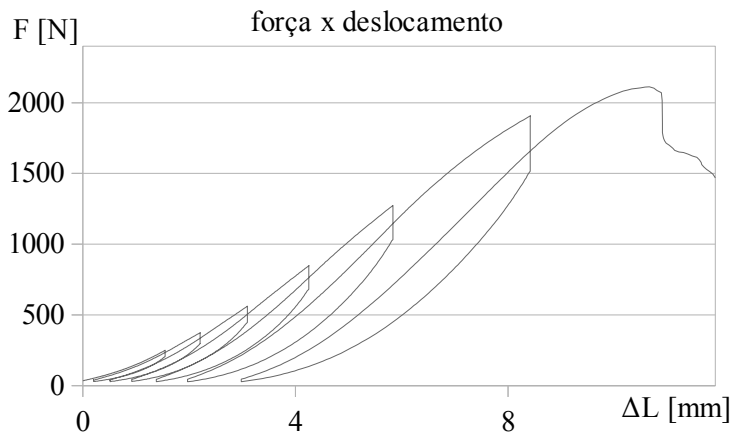


Figura B.36: Tendão 4, gráfico força X deslocamento

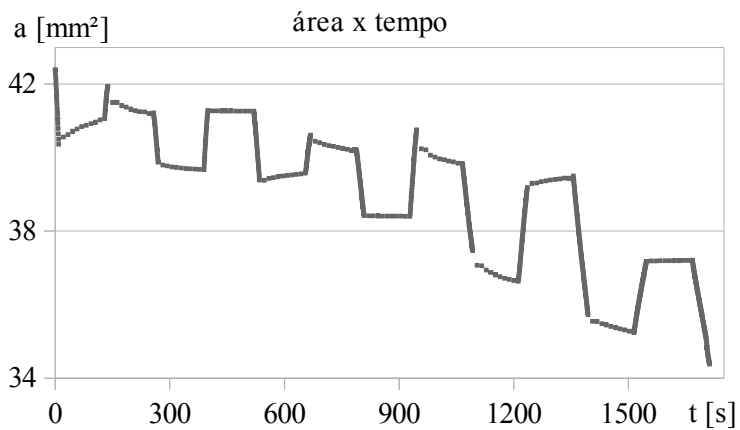


Figura B.37: Tendão 4, gráfico área X deslocamento

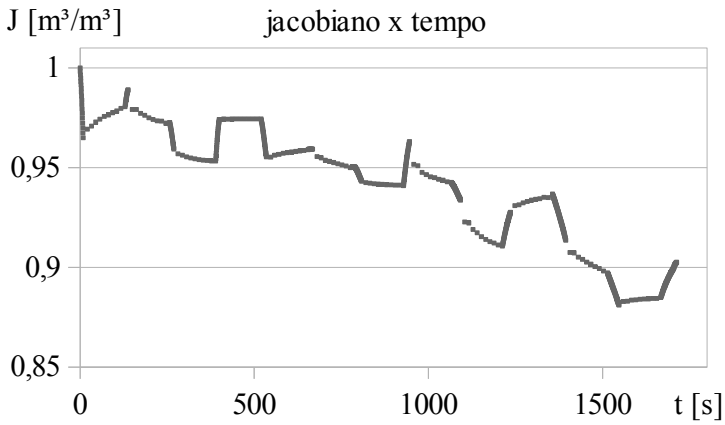


Figura B.38: Tendão 4, gráfico jacobiano X deslocamento

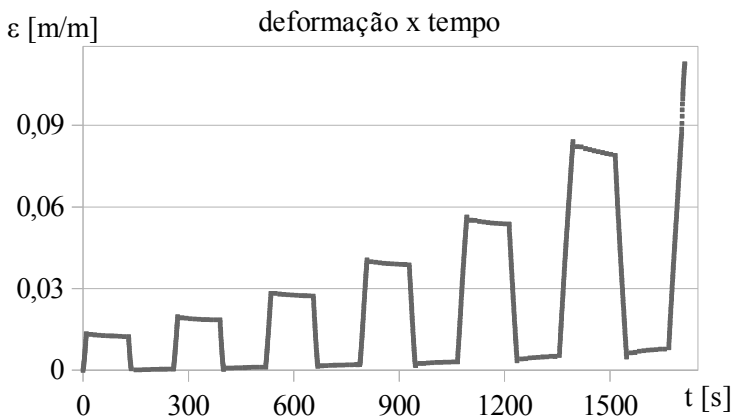


Figura B.39: Tendão 4, deformação obtida pela técnica de correlação de imagens

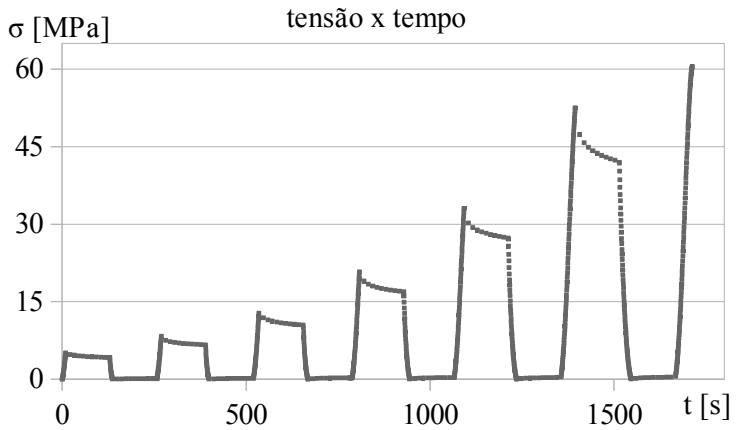


Figura B.40: Tendão 4, tensão calculada com a técnica de medição de área descrita no texto.

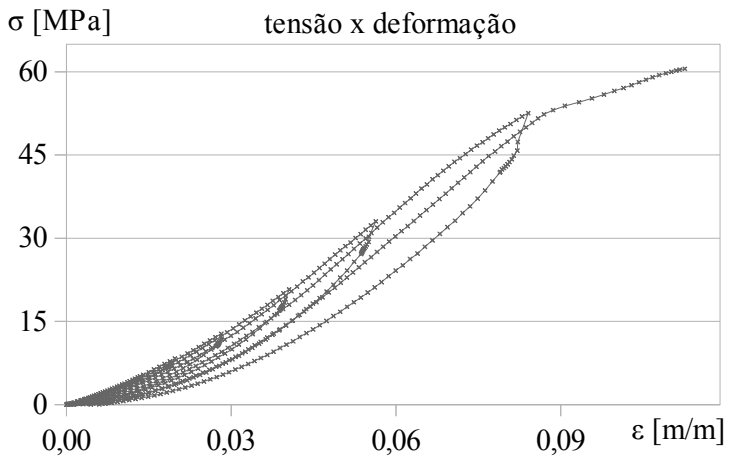


Figura B.41: Tendão 4, Tensão X deformação, o melhor resultado obtido neste trabalho, utilizou-se somente alguns dos pontos acima para a etapa de ajuste