

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

METODOLOGIA NUMÉRICO-EXPERIMENTAL PARA CARACTERIZAÇÃO DE  
PAREDES ARTERIAIS

por

Ana Bárbara Krummenauer Formenton

Dissertação para obtenção do Título de  
Mestre em Engenharia

Porto Alegre, Abril de 2014

ESTUDO DE UMA METODOLOGIA NUMÉRICO-EXPERIMENTAL PARA  
CARACTERIZAÇÃO DE PAREDES ARTERIAIS

por

Ana Bárbara Krummenauer Formenton  
Engenheira Mecânica

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, da  
Escola de Engenharia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como parte dos  
requisitos necessários para a obtenção do Título de

Mestre em Engenharia

Área de Concentração: Mecânica Dos Sólidos

Orientador: Prof. Dr. Jakson Manfredini Vassoler

Co-orientador: Prof. Dr. Carlos Rodrigo Roesler

Avaliada por:

Prof. Dr. Eduardo Alberto Fancello, POSMEC / UFSC

Prof. Dr. Ignacio Iturrioz, PROMEC / UFRGS

Prof. Dr. Rogério José Marczak, PROMEC / UFRGS

Prof. Dr. Rogério José Marczak  
Coordenador do PROMEC

Porto Alegre, 28, Abril de 2014

*“A mente que se abre a uma nova idéia jamais voltará ao seu tamanho original”*  
(Oliver Wendell Holmes)

## **AGRADECIMENTOS**

Aos meus pais Dilson e Izolde, pelo carinho, compreensão e apoio incondicional.

A minha irmã Bruna, pela companhia, apoio e compreensão.

Ao Marcos, por estar sempre do meu lado, auxiliando, compreendendo e apoiando nos momentos mais difíceis.

Aos meus orientadores Jakson Manfredini Vassoler, Carlos Rodrigo Roesler e Jun Sérgio Ono Fonseca, pela contribuição acadêmica, paciência e incentivo durante o mestrado.

A todos os professores e bolsistas de graduação e pós-graduação do GMAp, por estarem sempre dispostos a ajudar.

A todos os integrantes do LEBm e ao Otávio, pela ajuda e contribuição em toda parte experimental.

A CAPES, pela oportunidade de concessão de bolsa de estudos.

Ao PROMEC, pela oportunidade e apoio.

## RESUMO

Análises numérico-experimentais são fundamentais na simulação numérica do comportamento de alguns tecidos biológicos ou mesmo de sua interação com outras estruturas, como o que acontece entre artérias e *stents*. Simulações numéricas podem auxiliar no projeto da estrutura tubular ou na escolha do modelo de *stent* mais adequado para uma dada indicação clínica, bem como no aprimoramento da técnica cirúrgica de posicionamento.

A obtenção de dados experimentais do comportamento mecânico de artérias é um desafio devido a fatores biológicos e experimentais, como a retirada da amostra, controle de temperatura e de umidade no armazenamento e manuseio dos corpos de prova. Outras dificuldades se apresentam na fixação da amostra e na realização de medições de deformação, além da mudança que pode ocorrer no tecido para diferentes indivíduos ou mesmo no mesmo indivíduo. Do ponto de vista numérico, é necessário um modelo de material capaz de reproduzir o comportamento experimental observado.

O objetivo do presente trabalho é estudar problemas envolvidos na caracterização numérico-experimental de paredes arteriais para então propor uma metodologia apropriada para ser aplicada em uma amostra de aorta de um suíno da raça Landrace. Modelos numéricos adequados para simular o comportamento do tecido em sua região fisiológica de deformação foram estudados, e através dos dados obtidos de procedimentos experimentais foi realizada a identificação de parâmetros do modelo escolhido.

Palavras-chave: Artérias; comportamento mecânico; modelos numéricos; ensaios experimentais.

## **ABSTRACT**

Numerical and experimental analyses are essential to understand the numerical simulation of the behavior of some biological tissues or even their interaction with other structures, such as what happens between arteries and stents. Numerical simulations can help in the tubular structure project or in the choice of the most suitable stent for a given clinical indication, as well as in the improvement of the surgical techniques in the positioning.

The experimental data acquisition of arteries' mechanical behavior is a challenge due to biological and experimental factors such as the removal of the sample, temperature and humidity control in the storage and handling of specimens. Other difficulties are the sample fixation and the strain measurements as well as the change that can occur in the tissue for different individuals or even in the same one. From the numerical point of view is necessary a material model capable to reproduce the observed experimental behavior.

The objective of this work is to study the issues involved in the numerical and experimental characterization of arterial walls and then propose a suitable methodology to be applied in a pig's aorta sample of Landrace's breed. Numerical models suitable for simulating the behavior of physiological tissue deformation were studied and, through the data from experimental procedures, parameters were identified to represent it.

**Keywords:** Arteries, mechanics behavior, numerical models, experimental tests.

## ÍNDICE

<b>1. INTRODUÇÃO</b> .....	14
<b>2. CONCEITOS BÁSICOS EM MECÂNICA DO CONTÍNUO</b> .....	17
2.1 Descrição do movimento .....	17
2.2 Medidas de deformação.....	18
2.3 Medidas de tensão .....	20
2.4 Relações constitutivas .....	22
2.4.1. HIPERELASTICIDADE.....	22
2.4.2. VISCOELASTICIDADE .....	31
<b>3. PAREDES ARTERIAIS</b> .....	36
<b>4. ENSAIOS MECÂNICOS PARA PAREDES ARTERIAS</b> .....	46
4.1 Revisão de métodos experimentais.....	47
<b>5. MODELOS CONSTITUTIVOS PARA PAREDES ARTERIAIS</b> .....	56
5.1 Exemplos Numéricos.....	60
<b>6. METODOLOGIA EXPERIMENTAL PROPOSTA</b> .....	74
6.1 Ensaio Mecânicos .....	74
6.2 Amostras .....	75
6.3 Definição dos Parâmetros de Ensaio .....	75
6.4 Metodologia final .....	78
6.5 Execução e Análise de Ensaio Mecânicos .....	79
6.6 Resultados.....	89
<b>7. CARACTERIZAÇÃO DO MODELO MATERIAL</b> .....	95
<b>8. DISCUSSÕES E CONCLUSÕES FINAIS</b> .....	98
<b>9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	102
<b>APÊNDICE A</b> .....	108
<b>APÊNDICE B</b> .....	115

## LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 – Movimento de um corpo. ....	17
Figura 2.2 – Vetores tração agindo em uma superfície infinitesimal. ....	20
Figura 2.3 – Modelo de Maxwell. ....	32
Figura 2.4 – Modelo de Kelvin-Voigt. ....	32
Figura 2.5 – Modelo de Reológico. ....	32
Figura 3.1 – Sistema circular sanguíneo. ....	37
Figura 3.2 – Divisão da artéria. ....	38
Figura 3.3 – Imagens microscópicas de uma aorta abdominal suína. ....	39
Figura 3.4 – Comportamento típico de tecidos moles. ....	40
Figura 3.5 – Magnitude de deformações residuais inelásticas. ....	41
Figura 3.6 – Curva tensão-deformação uniaxial típica de uma tira de artéria. ....	42
Figura 3.7 – Configuração livre de carregamento e configuração livre de tensões. ....	44
Figura 4.1 – Sistema de alongamento. ....	49
Figura 4.2 – Fixação da amostra nos grampos. ....	50
Figura 4.3 – Amostras prontas para os ensaios mecânicos. ....	51
Figura 5.1 – Ensaio de tração uniaxial e o ângulo das famílias de fibras. ....	61
Figura 5.2 – Comportamento da amostra conforme o tempo. ....	62
Figura 5.3 – Variação dos ângulos da amostra circunferencial. ....	63
Figura 5.4 – Variação dos ângulos da amostra longitudinal. ....	63
Figura 5.5 – Ensaio monotônico com variação de velocidade. ....	64
Figura 5.6 – Ensaio cíclico com variação de velocidade. ....	65
Figura 5.7 – Força axial e pressão interna. ....	66
Figura 5.8 – Curva pressão-alongamento e sua variação para diferentes ângulos. ....	69
Figura 5.9 – Curva pressão-alongamento sua variação para diferentes ângulos. ....	69
Figura 5.10 – Dispersão de fibra na orientação das fibras de colágeno. ....	70
Figura 5.11 – Curva pressão-alongamento incluindo dispersão de fibras. ....	71
Figura 5.12 – Curva pressão-alongamento incluindo dispersão de fibras. ....	71
Figura 5.13 – Dispersão de fibras em ensaios uniaxiais. ....	72
Figura 5.14 – Dispersão de fibras em ensaios uniaxiais. ....	73
Figura 6.1 – Amostras utilizadas no ensaio final. ....	75

Figura 6.2 – Aorta suína armazenada envolta de um pano umedecido e saco plástico.....	80
Figura 6.3 – Descongelamento da artéria ovina. ....	81
Figura 6.4 – Descongelamento da artéria suína.....	81
Figura 6.5 – Artéria presa em ambas as extremidades para medir o diâmetro.....	82
Figura 6.6 – Medição do diâmetro utilizando um paquímetro digital. ....	83
Figura 6.7 – Artéria aberta.....	84
Figura 6.8 – Dispositivo em formato de haltere. ....	85
Figura 6.9 – Corte da artéria em formato de haltere.....	85
Figura 6.10 – Artéria selecionada.....	86
Figura 6.11 – Medição da espessura com o sistema ótico da Bose. ....	86
Figura 6.12 – Dimensões da artéria no ensaio final. ....	87
Figura 6.13 – Garra utilizada nos ensaios.....	87
Figura 6.14 – Utilização de lixas para melhor fixação nas garras. ....	88
Figura 6.15 – Marcação da amostra.....	89
Figura 6.16 – Ensaios monotônicos.....	90
Figura 6.17 – Curvas tensão-deformação utilizadas na caracterização do material.....	90
Figura 6.18 – Força-deslocamento dos ensaios cíclicos.....	91
Figura 6.19 – Picos de força escolhidos. ....	92
Figura 6.20 – Curvas força-deslocamento sobrepostas da amostras circunferenciais.....	93
Figura 6.21 – Curvas força-deslocamento sobrepostas da amostras longitudinais. ....	93
Figura 7.1 – Ajuste de parâmetros.....	97

## LISTA DE TABELAS

Tabela 6.1	Ensaaios realizados.....	76
Tabela 6.2	Alternativas possíveis para os ensaios.....	76
Tabela 6.3	Espessura média de amostras.....	91
Tabela 6.4	Espessura média de amostras.....	92
Tabela 7.1	Parâmetros encontrados.....	96

## **LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS**

DIC	Correlação de Imagens Digitais
EMIC DL3000	Máquina de tração
PA2200	Microesferas de poliamida branca
PTFE	Politetrafluoretileno

## LISTA DE SÍMBOLOS

$\alpha$	Contração ou dilatação
$\beta$	Representação de um corpo
$\gamma$	Módulo relativo do modelo viscoelástico
$\delta$	Delta de Kronecker
$\eta$	Parâmetro de viscoelascidade do modelo material
$\theta$	Ângulo de abertura da artéria
$\kappa$	Coefficiente de dispersão da direção da família de fibras
$\lambda$	Alongamento
$\lambda_{a_0}$	Vetor alongamento na configura indeformada
$\sigma$	Tensor tensão de Cauchy
$\phi$	Ângulo da direção da fibra
$\tau$	Parâmetro de tempo de relaxação do modelo material
$\tau$	Tensor tensão de Kirchhoff
$\Psi$	Energia de deformação
$\mathbf{a}$	Direção da primeira família de fibras (vetor unitário)
$\mathbf{b}$	Tensor deformação de Cauchy-Green à esquerda
$c$	Parâmetro do modelo neo-Hookeano
$\mathbf{C}$	Tensor deformação de Cauchy-Green à direita
$\mathbb{c}$	Tensor elástico material
$d\mathbf{f}$	Diferencial de força
$dS$	Diferencial de área
$\mathbf{d}$	Campo de deslocamento (Descrição Euleriana)
$E$	Constantes da mola
$\mathbf{E}$	Tensor deformação de Green-Lagrange
$\mathbf{F}$	Tensor gradiente de deformação
$\mathbf{g}$	Direção da segunda família de fibras (vetor unitário)
$g$	Função de relaxação
$h$	Espessura da parede arterial na configuração deformada
$H$	Espessura da parede arterial na configuração indeformada

<b>H</b>	Variáveis internas
$I_i$	Invariantes
<b>I</b>	Tensor identidade
$J$	Jacobiano
$k$	Parâmetro do modelo material anisotrópico
<b>n</b>	Normal da configuração deformada
<b>N</b>	Normal da configuração indeformada
$p_i$	Pressão interna
<b>p</b>	Posição de um ponto
<b>P</b>	Primeiro tensor tensão de Piola-Kirchhoff
<b>Q</b>	Variáveis internas do modelo de viscoelasticidade
<b>R</b>	Tensor de rotação
$r$	Raio da artéria na configuração deformada
$R$	Raio da artéria na configuração indeformada
<b>S</b>	Segundo tensor tensão de Piola-Kirchhoff
$t$	Tempo
<b>t</b>	Vetor tração na configuração deformada
<b>T</b>	Vetor tração na configuração indeformada
<b>u</b>	Campo de deslocamento (Descrição Lagrangeana)
<b>U</b>	Tensor de alongamento à direita
<b>V</b>	Tensor de alongamento à esquerda
<b>x</b>	Vetor posição de partículas na configuração final
<b>X</b>	Vetor posição de partículas na configuração inicial

## 1. INTRODUÇÃO

O sistema vascular sanguíneo é composto por quatro estruturas, o coração, as veias, as artérias e os capilares. As artérias, que são vasos sanguíneos, possuem o importante papel de conduzir sangue a partir do coração para todas as partes do corpo, levando nutrientes e oxigênio [Junqueira, 2004]. Dentre as possíveis classificações, segundo a sua estrutura, as artérias podem ser divididas em elásticas e musculares, onde seus principais constituintes estruturais são as fibras de colágeno e as fibras de elastina, que junto com outros componentes, são organizadas em camadas, e devem proporcionar resistência mecânica para suportar as pressões internas do vaso.

As artérias estão sujeitas a várias patologias, onde as principais são a aterosclerose e o aneurisma. Aterosclerose geralmente afeta artérias de média ou grande dimensão e ocorre quando substância gorda, colesterol, resíduos celulares, cálcio e fibrina se acumulam no revestimento interior da parede arterial, causando estreitamento do lúmen do vaso e aumento na rigidez da parede [Waite e Fine, 2007]. Aneurisma, por sua vez, trata-se de uma patologia vascular que se refere ao alargamento ou abaulamento de uma parede arterial, que pode surgir no abdômen ou no cérebro [Waite e Fine, 2007].

Estas patologias geralmente podem ser tratadas com a utilização de endopróteses vasculares, também conhecidas como *stents*, que são inseridos através de intervenções cirúrgicas.

O *stent* consiste de uma malha tubular metálica ou polimérica, podendo ser ou não revestida com um tecido. Para o caso de aterosclerose, que limita ou impede o fluxo sanguíneo, o *stent* tem a função de manter a artéria aberta. Este é inserido tipicamente com um cateter de balão através da artéria femoral ou da artéria branquial, sendo guiado até a seção com estreitamento, onde é expandido [Waite e Fine, 2007]. Neste caso não há necessidade de revestimento com tecido ou usa-se revestimentos do tipo *drug delivery*. No caso de aneurismas a endoprótese é recoberta por um tecido, normalmente politetrafluoretileno (PTFE), para formar uma nova parede interna. A endoprótese acaba assumindo o papel de resistir mecanicamente à pressão na artéria, reduzindo a solicitação no trato da parede vascular com o aneurisma. O dispositivo médico implantável, no caso de aneurismas, é conhecido como endoprótese com enxerto ou *stent graft*.

Apesar da ampla utilização dos *stents* eventos adversos podem ocorrer, necessitando, se possível, novas cirurgias para sua correção. A má escolha das características geométricas

deste dispositivo ou a interação não prevista com o meio que o cerca, como por exemplo, do *stent* com a parede arterial, pode levar a complicações. Dentre os possíveis problemas pode-se citar vazamentos, deslocamento do dispositivo (migração), ruptura do implante, ou danificação do tecido da parede arterial [Blum *et al.*, 2001, Jacobs *et al.*, 2003, Zaris *et al.*, 2003, Kleinstreuer *et al.*, 2006, Corbett *et al.*, 2008, Bock *et al.*, 2012, Morris *et al.*, 2012].

Uma melhor compreensão da interação entre a parede arterial e endopróteses pode auxiliar no projeto da estrutura tubular ou na escolha do modelo de *stent* mais adequado para uma dada indicação clínica, bem como no aprimoramento da técnica cirúrgica de posicionamento [Holzapfel e Gasser, 2007, Wu *et al.*, 2007, Bock *et al.*, 2012].

Em vista disto, faz-se necessário conhecer o comportamento mecânico da parede arterial, para então representá-lo de forma adequada matematicamente. Devido a sua composição, as artérias apresentam um comportamento mecânico anisotrópico e fortemente não linear. Dependendo do tipo de artéria, o seu comportamento mecânico pode ser considerado como perfeitamente elástico, para artérias proximais do tipo elástica, ou viscoelástico, para artérias distais do tipo muscular [Holzapfel *et al.*, 2000a]. Além disto, estas podem apresentar danificação mecânica das fibras quando carregamentos acima da região fisiológica de deformação forem observados, como acontece em alguns tratamentos clínicos. Por exemplo, o procedimento de angioplastia pode dilatar a artéria a ponto de produzir efeitos inelásticos [Holzapfel *et al.*, 2000b]. Ainda pode-se observar um aumento de resistência proveniente de contrações no caso de artérias musculares. Assim, para o entendimento da interação *stent*/parede arterial, faz-se necessário a compreensão e o desenvolvimento de modelos matemáticos capazes de representar o comportamento observado nestes tecidos.

Existem várias dificuldades relacionadas a obtenção de dados para identificação de parâmetros dos modelos. O procedimento de ensaio mecânico de amostras de tecidos biológicos apresenta vários problemas que não são observados em outros tipos de materiais. A definição do procedimento envolvendo a retirada da amostra, controle de temperatura e de umidade no armazenamento e manuseio dos corpos de prova e o tempo para cada etapa devem ser adequados para não modificarem significativamente as propriedades mecânicas observadas *in vivo* [Holzapfel e Ogden, 2009b]. Também existem outros problemas relacionados com o procedimento de teste, como a dificuldade na fixação da amostra e na realização de medições de deformação, uma vez que é comum observar o escorregamento da amostra devido a sua umidade e rigidez. A dificuldade na caracterização experimental pode se tornar ainda maior considerando o fato que as propriedades mecânicas destes tecidos podem

mudar para diferentes indivíduos ou mesmo no mesmo indivíduo, dependendo da região na qual a artéria é retirada.

Na literatura encontram-se inúmeros trabalhos para caracterizar a resposta mecânica da parede arterial e há variação desta resposta no caso de doenças, ferimentos e durante o tratamento clínico, sendo exemplos os trabalhos de Rezakhaniha *et al.*, 2011, García-Herrera *et al.*, 2012, Maher *et al.*, 2012. Devido às inúmeras possibilidades de procedimentos, não existe na literatura uma metodologia numérica e/ou experimental consolidada.

O presente trabalho tem como principal objetivo estudar os problemas envolvidos na caracterização numérica-experimental de paredes arteriais, para então propor uma metodologia apropriada para ser aplicada em uma amostra da aorta de um suíno da raça Landrace, sendo esta metodologia apropriada para outras artérias assim como outros animais. Neste sentido pretende-se estudar modelos de material adequados para simular o comportamento do tecido em sua região fisiológica de deformação e definir um conjunto de procedimentos experimentais capazes de prover dados úteis para a identificação de parâmetros do modelo escolhido.

O capítulo 2 traz uma revisão da mecânica do contínuo com definições importantes para compreensão dos modelos estudados neste trabalho. Observa-se que este assunto pode ser visto dentro da atomística e técnicas multiescala, além da mecânica do contínuo.

No capítulo 3 se apresenta uma descrição morfológica detalhada da parede arterial e o comportamento mecânico esperado.

Uma revisão dos possíveis procedimentos experimentais para paredes arteriais é apresentado no capítulo 4.

Modelos constitutivos capazes de reproduzir o comportamento de paredes arteriais são apresentados no capítulo 5, onde também é mostrado o modelo escolhido para ser implementado na identificação de parâmetros, assim como testes numéricos referentes ao comportamento arterial.

No capítulo 6 apresenta-se a metodologia experimental adotada, assim como os detalhes de cada procedimento realizado.

No capítulo 7 é apresentada a identificação de parâmetros realizada a partir do modelo escolhido. Finalmente no capítulo 8 são apresentadas as conclusões, limitações encontradas e sugestões para trabalhos futuros.

## 2. CONCEITOS BÁSICOS EM MECÂNICA DO CONTÍNUO

No presente capítulo serão apresentados conceitos de mecânica do contínuo, como, hiperelasticidade isotrópica e anisotrópica, assim como viscoelasticidade. Estes assuntos são apresentados de forma sucinta a fim de permitir ao leitor compreensão dos modelos de material estudados. Maiores detalhes podem ser encontrados em Spencer, 2004, Holzapfel, 2000c, Neto *et al.*, 2008, e Simo, 1998.

### 2.1 Descrição do movimento

Dentro da mecânica do contínuo estuda-se o movimento dos corpos, sendo este conhecido por cinemática. Neste estudo admite-se a existência de um corpo  $\beta$  (Figura 2.1), que é tido como um conjunto de partículas. Cada partícula do conjunto ocupa um ponto de uma região  $\Omega$  em um espaço euclidiano tridimensional, em um dado instante de tempo  $t$ .

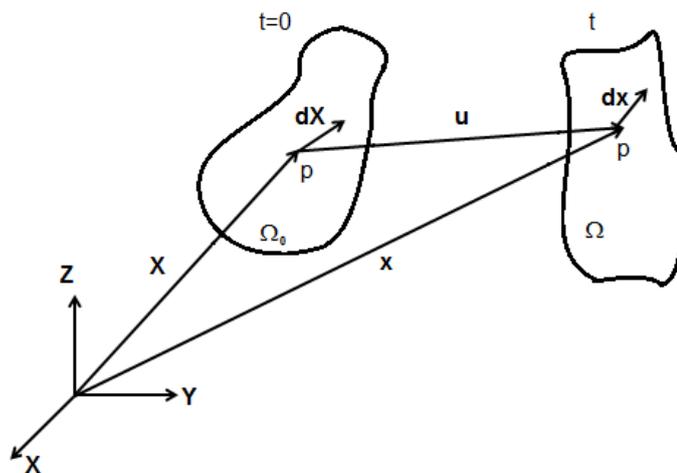


Figura 2.1 – Movimento de um corpo.

A região  $\Omega_0$  é referida como a configuração indeformada do corpo  $\beta$ , sendo a posição da partícula  $p$  dada pelo vetor  $\mathbf{X}$ , no instante  $t=0$ . Assumindo o movimento desse corpo, uma nova região  $\Omega$  é formada. Esta região é tida como a configuração deformada do corpo  $\beta$  com a posição de um ponto  $p$  determinado pelo vetor  $\mathbf{x}$ .

O movimento de um determinado ponto pode ser mapeado por:

$$\mathbf{x} = \chi(\mathbf{X}, t) \quad (2.1)$$

e a cada instante de tempo pode-se definir o deslocamento dos pontos através de

$$\mathbf{u}(\mathbf{X}, t) = \mathbf{x}(\mathbf{X}, t) - \mathbf{X} \quad (2.2)$$

que relaciona a posição  $\mathbf{X}$  na configuração indeformada com a posição  $\mathbf{x}$  na configuração deformada, no tempo  $t$ . O campo de deslocamento  $\mathbf{u}$  é uma função da posição referencial  $\mathbf{X}$  no tempo  $t$ , o que caracteriza a descrição material, ou seja, a descrição Lagrangeana. O campo de deslocamento na descrição espacial, indicado por  $\mathbf{d}$ , é uma função da posição atual  $\mathbf{x}$  no tempo  $t$ , ou seja, a descrição Euleriana,

$$\mathbf{d}(\mathbf{x}, t) = \mathbf{x} - \mathbf{X}(\mathbf{x}, t) \quad (2.3)$$

## 2.2 Medidas de deformação

As mudanças de tamanho e forma que ocorrem em um corpo quando este se move a partir da configuração de referência para a configuração atual são contabilizadas por medidas de deformação. A deformação pode ser medida tanto através de medidas lagrangeanas quanto de medidas eulerianas. As medidas de deformação mais usuais serão abordadas na sequência.

### Tensor gradiente de deformação

O tensor gradiente de deformação para um instante de tempo  $t$  é dado por:

$$\mathbf{F}(\mathbf{X}, t) = \frac{\partial \mathbf{x}(\mathbf{X}, t)}{\partial \mathbf{X}} = \text{Grad}_{\mathbf{x}}(\mathbf{X}, t) \quad (2.4)$$

ou em notação indicial,

$$F_{ij} = \frac{\partial x_i}{\partial X_j} = \delta_{ij} + \frac{\partial u_i}{\partial X_j} \quad (2.5)$$

O gradiente de deformação caracteriza mudanças (tamanho e forma) do elemento material durante o movimento. Entretanto sua matriz não é simétrica e não se anula em movimentos de corpo rígido.

A relação fundamental

$$d\mathbf{x} = \mathbf{F}d\mathbf{X} \quad (2.6)$$

é uma transformação linear que gera um vetor  $d\mathbf{x}$  pela ação de um tensor de segunda ordem  $\mathbf{F}$  no vetor  $d\mathbf{X}$ .

O determinante do gradiente de deformação representa localmente a relação entre o volume da configuração deformada e indeformada, sendo também chamado de Jacobiano  $J$ , e definido por

$$J = \det \mathbf{F} = \frac{dv}{dV} \quad (2.7)$$

Sendo que em qualquer configuração deformada de um corpo tem  $J > 0$ .

### Deformação Isocórica

Deformações isocóricas são aquelas que não produzem alterações no volume. Uma deformação isocórica local é caracterizada por

$$J = \det \mathbf{F} = 1 \quad (2.8)$$

### Deformação Volumétrica

Deformações volumétricas são deformações de contração ou dilatação de mesma magnitude em todas as direções, dada por

$$\mathbf{F} = \alpha \mathbf{I} \quad (2.9)$$

onde  $\alpha$  é um escalar que corresponde a contração ou dilatação e  $\mathbf{I}$  é um tensor identidade de segunda ordem.

### Decomposição Isocórica e Volumétrica do Gradiente de Deformação

O gradiente de deformação, assim como qualquer deformação, pode ser decomposta como uma deformação puramente volumétrica  $\mathbf{F}_{vol}$ , seguida por uma deformação isocórica  $\mathbf{F}_{iso}$  ou como uma deformação isocórica  $\mathbf{F}_{iso}$ , seguida por uma deformação puramente volumétrica  $\mathbf{F}_{vol}$ . A decomposição multiplicativa do gradiente de deformação é dada por:

$$\mathbf{F} = \mathbf{F}_{iso} \mathbf{F}_{vol} = \mathbf{F}_{vol} \mathbf{F}_{iso} \quad (2.10)$$

sendo

$$\mathbf{F}_{vol} = (\det \mathbf{F})^{1/3} \mathbf{I} \quad (2.11)$$

e

$$\mathbf{F}_{iso} = (\det \mathbf{F})^{-1/3} \mathbf{F} \quad (2.12)$$

Observando que o componente isocórico representa a preservação na mudança de volume, ou seja,  $\det \mathbf{F}_{iso} = 1$ , já o componente volumétrico corresponde a uma deformação puramente volumétrica, ou seja,  $\det \mathbf{F}_{vol} = \det \mathbf{F}$ .

### Decomposição Polar

O gradiente de deformação pode ser decomposto em um tensor simétrico positivo definido e em um tensor ortogonal, a qual é chamada de decomposição polar e é dada por:

$$\mathbf{F} = \mathbf{R}\mathbf{U} = \mathbf{V}\mathbf{R} \quad (2.13)$$

Onde o tensor ortogonal  $\mathbf{R}$  é o tensor rotação local e os tensores simétricos positivos definidos  $\mathbf{U}$  e  $\mathbf{V}$  são, respectivamente, os tensores de alongamento à direita e à esquerda.

### Tensores de deformação de Cauchy-Green

Com o intuito de obter medidas de deformação que não sejam sensíveis as rotações de corpo rígido e de eliminar a falta de simetria, foram definidos os tensores deformação de Cauchy-Green à Direita  $\mathbf{C}$  e à Esquerda  $\mathbf{b}$ ,

$$\mathbf{C} = \mathbf{F}^T \mathbf{F} = \mathbf{U}^T \mathbf{R}^T \mathbf{R} \mathbf{U} = \mathbf{U}^T \mathbf{U} = \mathbf{U}^2 \quad (2.14)$$

$$\mathbf{b} = \mathbf{F} \mathbf{F}^T = \mathbf{V} \mathbf{R} \mathbf{R}^T \mathbf{V}^T = \mathbf{V} \mathbf{V}^T = \mathbf{V}^2 \quad (2.15)$$

### Tensor deformação de Green-Lagrange

O tensor deformação de Green-Lagrange  $\mathbf{E}$  é uma medida lagrangeana e se anula quando não há deformações, sendo escrito em notação tensorial como:

$$\mathbf{E} = \frac{1}{2} (\mathbf{C} - \mathbf{I}) \quad (2.16)$$

Também é comumente escrito em função dos deslocamentos, ficando em notação indicial:

$$\mathbf{E} = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial u_i}{\partial X_j} + \frac{\partial u_j}{\partial X_i} - \frac{\partial u_k}{\partial X_i} \frac{\partial u_k}{\partial X_j} \right) \quad (2.17)$$

## 2.3 Medidas de tensão

As forças em qualquer superfície do corpo podem ser representadas por um campo vetorial definido sobre essa superfície, sendo estas as medidas de tensão. As medidas de tensão são definidas a partir dos vetores de tração mostrados na Figura 2.2.

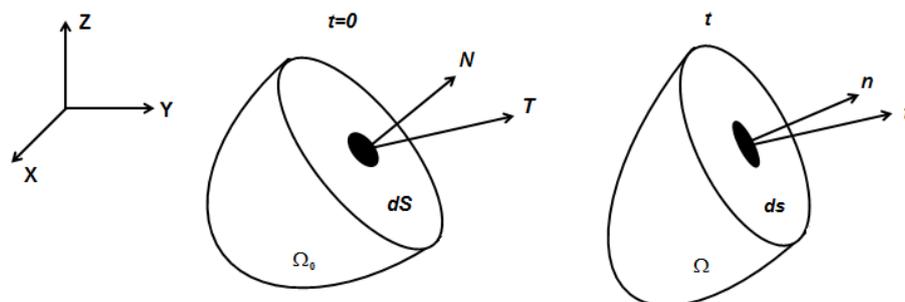


Figura 2.2 – Vetores tração agindo em uma superfície infinitesimal.

### Tensão de Cauchy

O vetor tração de Cauchy  $\mathbf{t}$  é uma medida de força por unidade de superfície  $ds$ , definida na configuração atual (deformada) com a normal  $\mathbf{n}$ .

O teorema de Cauchy é dado por:

$$\mathbf{t} = \boldsymbol{\sigma} \mathbf{n} \quad (2.18)$$

onde a tração superficial é combinada com o tensor tensão de Cauchy ( $\boldsymbol{\sigma}$ ), ou simplesmente tensão de Cauchy, o qual é um tensor espacial e simétrico.

### Tensor tensão de Kirchhoff

O tensor tensão de Kirchhoff difere do tensor tensão de Cauchy somente pela razão volumétrica, ou seja,

$$\boldsymbol{\tau} = J \boldsymbol{\sigma} \quad (2.19)$$

### Tensores tensão de Piola-Kirchhoff

As tensões de Piola-Kirchhoff são baseadas na geometria inicial, ou seja, são medidas de tensão lagrangeanas.

O primeiro tensor de Piola-Kirchhoff  $\mathbf{P}$  é definido como o vetor tração  $\mathbf{T}$  com a mesma direção de  $\mathbf{t}$ , atuando na área indeformada de norma unitária  $\mathbf{N}$ . Pode-se definir então um diferencial de força  $d\mathbf{f}$  e um diferencial de área  $dS$ :

$$d\mathbf{f} = \mathbf{t} ds = \mathbf{T} dS \quad (2.20)$$

onde,

$$\mathbf{T} = \frac{ds}{dS} \mathbf{t} \quad (2.21)$$

Definindo-se o primeiro tensor de Piola-Kirchhoff como:

$$\mathbf{T} = \mathbf{P} \mathbf{N} \quad (2.22)$$

Utilizando a fórmula de Nanson,

$$ds = J \mathbf{F}^{-T} dS \quad (2.23)$$

a qual relaciona a configuração atual e a de referência. O primeiro tensor de Piola-Kirchhoff pode ser escrito como:

$$\mathbf{P} = J \boldsymbol{\sigma} \mathbf{F}^{-T} \quad (2.24)$$

O primeiro tensor de Piola-Kirchhoff geralmente não é simétrico, portanto define-se o segundo tensor de Piola-Kirchhoff  $\mathbf{S}$ , onde a força sofre uma transformação de direção assim como a área. O segundo tensor de Piola-Kirchhoff fica:

$$\mathbf{S} = \mathbf{F}^{-1}\mathbf{P} = J\mathbf{F}^{-1}\boldsymbol{\sigma}\mathbf{F}^{-T} \quad (2.25)$$

## 2.4 Relações constitutivas

As grandezas abordadas nas seções anteriores quantificam a mudança de forma e os esforços internos. Estas podem ser usadas para determinar a resposta do material, sendo necessário o uso de equações adicionais na forma de leis constitutivas. As leis constitutivas devem aproximar o comportamento experimental observado de um material real sobre condições específicas de interesse.

Para estas leis geralmente utilizam-se as relações constitutivas, as quais completam a especificação das propriedades mecânicas de um material (particulares para cada material), relacionando as tensões com a deformação ou taxa de deformação.

No presente trabalho são apresentadas teorias constitutivas não lineares, adequadas para descrever fenômenos físicos envolvendo grandes deformações, que são as observadas no material de interesse deste trabalho, onde maior enfoque é dado para relações constitutivas hiperelásticas e viscoelásticas.

### 2.4.1. HIPERELASTICIDADE

Um material é considerado hiperelástico se o estado de tensão em cada instante de tempo depende apenas do estado de deformação naquele momento e não do histórico de deformação [Holzapfel, 2000c].

Um material hiperelástico postula a existência de uma função de energia de deformação que é função somente de uma medida de deformação, de forma que  $\Psi = \Psi(\mathbf{F})$ . Quando a função energia de deformação depende somente da medida de deformação, o material é dito homogêneo, entretanto quando o material depende adicionalmente da posição é considerado um material heterogêneo. Outra característica é que a energia de deformação deve ser a mesma, independente da medida de deformação escolhida, ou seja,  $\Psi = \Psi(\mathbf{F}) = \Psi(\mathbf{C}) = \Psi(\mathbf{b}) = \Psi(\mathbf{E})$ .

Em hiperelasticidade o primeiro tensor tensão de Piola Kirchhoff é então dado pela relação constitutiva:

$$\mathbf{P} = \frac{\partial \Psi(\mathbf{F})}{\partial \mathbf{F}} \quad (2.26)$$

sendo o tensor tensão de Cauchy dado por:

$$\boldsymbol{\sigma} = J^{-1} \frac{\partial \Psi(\mathbf{F})}{\partial \mathbf{F}} \mathbf{F}^T \quad (2.27)$$

A função de energia de deformação  $\Psi$  também pode ser expressa em função do tensor deformação de Cauchy-Green à direita  $\mathbf{C}$ . O primeiro tensor tensão de Piola Kirchhoff pode então ser reescrito como:

$$\mathbf{P} = 2\mathbf{F} \frac{\partial \Psi(\mathbf{C})}{\partial \mathbf{C}} \quad (2.28)$$

Já o segundo tensor tensão de Piola Kirchhoff fica:

$$\mathbf{S} = 2 \frac{\partial \Psi(\mathbf{C})}{\partial \mathbf{C}} = \frac{\partial \Psi(\mathbf{E})}{\partial \mathbf{E}} \quad (2.29)$$

E o tensor tensão de Cauchy:

$$\boldsymbol{\sigma} = 2J^{-1} \mathbf{F} \frac{\partial \Psi(\mathbf{C})}{\partial \mathbf{C}} \mathbf{F}^T \quad (2.30)$$

### **Materiais hiperelásticos isotrópicos**

Um material hiperelástico é dito isotrópico quando a resposta do material é a mesma em todas as direções e deve satisfazer a seguinte restrição [Holzapfel, 2000c], ou seja,

$$\Psi(\mathbf{F}) = \Psi(\mathbf{FR}) \quad (2.31)$$

onde  $\mathbf{R}$  é o tensor rotação.

Uma maneira de reescrever  $\Psi$  com medidas invariantes frente a mudanças no sistema de referência, é através de um conjunto de invariantes de deformação ( $I_a$ ,  $a=1,2,3$ ), ou seja,

$$\Psi = \Psi(\mathbf{C}) = \Psi[I_1(\mathbf{C}), I_2(\mathbf{C}), I_3(\mathbf{C})] = \Psi[I_1(\mathbf{b}), I_2(\mathbf{b}), I_3(\mathbf{b})] \quad (2.32)$$

A equação acima é usada para materiais hiperelásticos isotrópicos.

Como  $\mathbf{C}$  e  $\mathbf{b}$  possuem os mesmos autovalores, que são os quadrados dos principais alongamentos  $\lambda_a^2$ ,  $a = 1,2,3$ , pode-se concluir que:

$$I_1(\mathbf{C}) = I_1(\mathbf{b}) \quad (2.33)$$

$$I_2(\mathbf{C}) = I_2(\mathbf{b}) \quad (2.34)$$

$$I_3(\mathbf{C}) = I_3(\mathbf{b}) \quad (2.35)$$

onde os principais invariantes são dados por:

$$I_1(\mathbf{C}) = \text{tr}\mathbf{C} = \lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3 \quad (2.36)$$

$$I_2(\mathbf{C}) = \frac{1}{2} [(\text{tr}\mathbf{C})^2 - \text{tr}(\mathbf{C}^2)] = \text{tr}\mathbf{C}^{-1} \det\mathbf{C} = \lambda_1\lambda_2 + \lambda_1\lambda_3 + \lambda_2\lambda_3 \quad (2.37)$$

$$I_3(\mathbf{C}) = \det\mathbf{C} = \lambda_1\lambda_2\lambda_3 \quad (2.38)$$

Para determinar uma equação constitutiva de materiais hiperelásticos isotrópicos em termos dos invariantes de deformação, pode-se usar a diferenciação de  $\Psi(\mathbf{C}) = \Psi(I_1, I_2, I_3)$  em relação ao tensor  $\mathbf{C}$ . Assumindo que  $\Psi(\mathbf{C})$  tem derivada contínua em relação aos principais invariantes  $(I_1, I_2, I_3)$  e por meio da regra da cadeia, encontra-se:

$$\frac{\partial \Psi(\mathbf{C})}{\partial \mathbf{C}} = \frac{\partial \Psi}{\partial I_1} \frac{\partial I_1}{\partial \mathbf{C}} + \frac{\partial \Psi}{\partial I_2} \frac{\partial I_2}{\partial \mathbf{C}} + \frac{\partial \Psi}{\partial I_3} \frac{\partial I_3}{\partial \mathbf{C}} \quad (2.39)$$

Onde as derivadas do primeiro, segundo e terceiro invariante em relação à  $\mathbf{C}$  são dadas por:

$$\frac{\partial I_1}{\partial \mathbf{C}} = \frac{\partial \text{tr} \mathbf{C}}{\partial \mathbf{C}} = \mathbf{I} \quad (2.40)$$

$$\frac{\partial I_2}{\partial \mathbf{C}} = \frac{1}{2} \left( 2 \text{tr} \mathbf{C} \mathbf{I} - \frac{\partial \text{tr}(\mathbf{C}^2)}{\partial \mathbf{C}} \right) = I_1 \mathbf{I} - \mathbf{C} \quad (2.41)$$

$$\frac{\partial I_3}{\partial \mathbf{C}} = I_3 \mathbf{C}^{-1} \quad (2.42)$$

A forma mais geral da relação de tensão em termos dos três invariantes é:

$$\mathbf{S} = 2 \frac{\partial \Psi(\mathbf{C})}{\partial \mathbf{C}} = 2 \left[ \left( \frac{\partial \Psi}{\partial I_1} + I_1 \frac{\partial \Psi}{\partial I_2} \right) \mathbf{I} - \frac{\partial \Psi}{\partial I_2} \mathbf{C} + I_3 \frac{\partial \Psi}{\partial I_3} \mathbf{C}^{-1} \right] \quad (2.43)$$

sendo apropriado usar quantidades que se referem a configuração inicial, utilizando então o  $\mathbf{C}$ .

A função energia de deformação  $\Psi$  também pode ser reescrita em função dos alongamentos principais, ou seja,

$$\Psi = \Psi(\mathbf{C}) = \Psi(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) \quad (2.44)$$

As tensões principais em um material isotrópico hiperelástico dependem somente dos principais alongamentos, então os principais tensores de Cauchy ( $\sigma_a$ ,  $a=1,2,3$ ) podem ser expressos como:

$$\sigma_a = J^{-1} \lambda_a \frac{\partial \Psi}{\partial \lambda_a} \quad (2.45)$$

sendo que o Jacobiano é dado por:

$$J = \lambda_1 \lambda_2 \lambda_3 \quad (2.46)$$

Relações equivalentes para as três tensões principais de Piola-Kirchoff  $P_a$  e  $S_a$ , ficam:

$$P_a = \frac{\partial \Psi}{\partial \lambda_a} \quad \text{e} \quad S_a = \frac{1}{\lambda_a} \frac{\partial \Psi}{\partial \lambda_a} \quad a=1,2,3 \quad (2.47)$$

Para o caso onde  $\lambda_1 \neq \lambda_2 \neq \lambda_3 \neq \lambda_1$  obtém-se equações constitutivas na forma espectral, sendo estas diagonalizadas, portanto:

$$\boldsymbol{\sigma} = \sum_{a=1}^3 \sigma_a \hat{\mathbf{n}}_a \otimes \hat{\mathbf{n}}_a \quad (2.48)$$

$$\mathbf{P} = \sum_{a=1}^3 P_a \hat{\mathbf{n}}_a \otimes \hat{\mathbf{N}}_a \quad (2.49)$$

$$\mathbf{S} = \sum_{a=1}^3 S_a \hat{\mathbf{N}}_a \otimes \hat{\mathbf{N}}_a \quad (2.50)$$

onde o operador  $\otimes$  corresponde ao produto tensorial e  $\hat{\mathbf{n}}_a = \mathbf{R}\hat{\mathbf{N}}_a$  e  $\hat{\mathbf{N}}_a$ ,  $a = 1, 2, 3$ , são vetores ortonormais que expressam as direções espaciais e referenciais principais.

### Materiais hiperelásticos incompressíveis

Materiais incompressíveis são aqueles que permitem somente movimentos isocóricos e possuem a restrição apresentada pela Equação (2.8).

Com o intuito de derivar equações constitutivas gerais para materiais hiperelásticos incompressíveis, chega-se na função energia de deformação como:

$$\Psi = \Psi(\mathbf{F}) - p(J - 1) \quad (2.51)$$

Onde a energia de deformação  $\Psi$  é definida por  $J = \det \mathbf{F} = 1$ . O escalar  $p$  é identificado como uma pressão hidrostática e somente pode ser determinado a partir das equações de equilíbrio e condições de contorno.

As equações para o primeiro tensor de Piola-Kirchhoff, para o segundo tensor de Piola-Kirchhoff e para o tensor de Cauchy ficam, respectivamente,

$$\mathbf{P} = -p\mathbf{F}^{-T} + \frac{\partial \Psi(\mathbf{F})}{\partial \mathbf{F}} \quad (2.52)$$

$$\mathbf{S} = -p\mathbf{F}^{-1}\mathbf{F}^{-T} + \mathbf{F}^{-1} \frac{\partial \Psi(\mathbf{F})}{\partial \mathbf{F}} = -p\mathbf{C}^{-1} + 2 \frac{\partial \Psi(\mathbf{C})}{\partial \mathbf{C}} \quad (2.53)$$

$$\boldsymbol{\sigma} = -p\mathbf{I} + \frac{\partial \Psi(\mathbf{F})}{\partial \mathbf{F}} \mathbf{F}^T = -p\mathbf{I} + \mathbf{F} \left( \frac{\partial \Psi(\mathbf{F})}{\partial \mathbf{F}} \right)^T \quad (2.54)$$

Quando o material, além de ser incompressível é isotrópico, a restrição a ele imposta está presente em:

$$I_3 = \det \mathbf{C} = \det \mathbf{b} = 1 \quad (2.55)$$

Portanto as duas variáveis de deformação independentes são  $I_1$  e  $I_2$ .

### Materiais hiperelásticos compressíveis

Um material que apresenta mudança de volume é dito compressível, e a única restrição imposta a este material está na razão de volume  $J$ , que precisa ser positiva.

Para hiperelasticidade compressível a deformação é decomposta em duas partes, uma volumétrica e uma isocórica, ou seja, em vez de lidar diretamente com  $\mathbf{C}$  e  $\mathbf{F}$  é realizada uma decomposição multiplicativa de  $\mathbf{F}$  em duas partes, uma com mudança de volume (envolvendo dilatação) e outra sem mudança de volume (envolvendo distorção), ficando,

$$\mathbf{F} = (J^{1/3}\mathbf{I})\bar{\mathbf{F}} = J^{1/3}\bar{\mathbf{F}} \quad (2.56)$$

$$\mathbf{C} = (J^{2/3}\mathbf{I})\bar{\mathbf{C}} = J^{2/3}\bar{\mathbf{C}} \quad (2.57)$$

Os termos  $J^{1/3}\mathbf{I}$  e  $J^{2/3}\mathbf{I}$  estão associados a deformações com mudanças de volume, enquanto  $\bar{\mathbf{F}}$  e  $\bar{\mathbf{C}}$  estão associados a deformações com preservação de volume, então:

$$\det\bar{\mathbf{F}} = \bar{\lambda}_1\bar{\lambda}_2\bar{\lambda}_3 = 1 \quad (2.58)$$

e

$$\det\bar{\mathbf{C}} = (\det\bar{\mathbf{F}})^2 = 1 \quad (2.59)$$

onde

$$\bar{\lambda}_a = J^{-1/3}\lambda_a \quad a=1,2,3 \quad (2.60)$$

Sendo que  $\bar{\lambda}_a$  são os alongamentos principais modificados,  $\bar{\mathbf{F}}$  é o gradiente de deformação modificado e  $\bar{\mathbf{C}}$  é o tensor direito de Cauchy-Green modificado.

Assumindo-se uma decomposição aditiva, supõe-se uma única decomposição da função de energia de deformação  $\Psi$  em:

$$\Psi(\mathbf{C}) = \Psi_{\text{vol}}(J) + \Psi_{\text{iso}}(\bar{\mathbf{C}}) \quad (2.61)$$

onde  $\Psi_{\text{vol}}(J)$  e  $\Psi_{\text{iso}}(\bar{\mathbf{C}})$  são funções apenas de  $J$  ou  $\bar{\mathbf{C}}$ , e descrevem, respectivamente, a resposta elástica volumétrica e a resposta elástica isocórica do material, de forma desacoplada.

O segundo tensor de Piola Kirchhoff possui uma contribuição puramente volumétrica e uma contribuição puramente isocórica, então:

$$\mathbf{S} = 2 \frac{\partial \Psi(\mathbf{C})}{\partial \mathbf{C}} = \mathbf{S}_{\text{vol}} + \mathbf{S}_{\text{iso}} \quad (2.62)$$

A parte puramente isocórica é dada por:

$$\mathbf{S}_{\text{iso}} = 2 \frac{\partial \Psi_{\text{iso}}(\bar{\mathbf{C}})}{\partial \bar{\mathbf{C}}} = J^{-2/3} \text{DEV}\bar{\mathbf{S}} \quad (2.63)$$

e a parte puramente volumétrica fica:

$$\mathbf{s}_{\text{vol}} = 2 \frac{\partial \Psi_{\text{vol}}(J)}{\partial \mathbf{C}} = J \frac{\partial \Psi_{\text{vol}}(J)}{\partial J} \mathbf{C}^{-1} = J p \mathbf{C}^{-1} \quad (2.64)$$

Para materiais isotrópicos compressíveis a decomposição adequada da função energia de deformação fica análoga a Equação (2.61), então:

$$\Psi(\mathbf{b}) = \Psi_{\text{vol}}(J) + \Psi_{\text{iso}}(\bar{\mathbf{b}}) \quad (2.65)$$

onde  $\bar{\mathbf{b}}$  é o tensor esquerdo de Cauchy-Green modificado.

Assim como na Equação (2.61) e na Equação (2.65), a decomposição também pode ser feita em termos dos invariantes, ficando:

$$\Psi = \Psi_{\text{vol}}(J) + \Psi_{\text{iso}}[\bar{I}_1(\bar{\mathbf{C}}), \bar{I}_2(\bar{\mathbf{C}})] = \Psi_{\text{vol}}(J) + \Psi_{\text{iso}}[\bar{I}_1(\bar{\mathbf{b}}), \bar{I}_2(\bar{\mathbf{b}})] \quad (2.66)$$

onde  $\bar{I}_1$  e  $\bar{I}_2$  são os invariantes de deformação modificados e são definidos por:

$$\bar{I}_1 = \text{tr} \bar{\mathbf{C}} = \text{tr} \bar{\mathbf{b}} \quad (2.67)$$

$$\bar{I}_2 = \frac{1}{2} [(\text{tr} \bar{\mathbf{C}})^2 - \text{tr} \bar{\mathbf{C}}^2] = \frac{1}{2} [(\text{tr} \bar{\mathbf{b}})^2 - \text{tr} \bar{\mathbf{b}}^2] \quad (2.68)$$

O segundo tensor de Piola Kirchhoff fica então:

$$\mathbf{S} = 2 \frac{\partial \Psi(\bar{I}_1, \bar{I}_2, J)}{\partial \mathbf{C}} = 2 \left( \frac{\partial \Psi}{\partial \bar{I}_1} + \bar{I}_1 \frac{\partial \Psi}{\partial \bar{I}_2} \right) \mathbf{I} - 2 \frac{\partial \Psi}{\partial \bar{I}_2} \mathbf{C} + J \frac{\partial \Psi_{\text{vol}}(J)}{\partial J} \mathbf{C}^{-1} \quad (2.69)$$

A estrutura hiperelástica apresentada até este ponto é adequada para tecidos biológicos considerados isotrópicos, e servem de base para a extensão a comportamentos anisotrópicos.

### **Materiais hiperelásticos anisotrópicos**

Muitos materiais são compostos de uma ou mais família de fibras, sendo chamados de materiais compósitos ou compósitos de fibra-reforçada, onde estes têm propriedades direcionais.

Os materiais que são reforçados por apenas uma família de fibras possuem uma direção preferencial. A rigidez deste tipo de material é muito maior na direção da fibra do que na direção perpendicular a ela. Este é o tipo mais simples de material anisotrópico, sendo chamado de transversalmente isotrópico em relação a direção preferencial da família de fibras. Neste caso particular observa-se que a resposta ao longo das direções perpendiculares a direção preferencial (plano transversal) é isotrópica [Holzapfel, 2000c].

Se  $\mathbf{a}_0 \cdot \mathbf{g}_0 = 0$ , as famílias de fibras tem direções ortogonais, então o material é dito ortotrópico na configuração de referencia com respeito aos planos normais as fibras e a superfície na qual estão inseridas [Holzapfel, 2000c].

No tratamento matemático apresentado neste trabalho se assume idealmente que se tratam de fibras longas uniformemente distribuídas e todos os pontos do material se comportam da mesma forma.

### **Materiais transversalmente isotrópicos**

Para um material que é reforçado por uma única família de fibras, a tensão em um ponto material depende não somente do gradiente de deformação  $\mathbf{F}$ , mas também da direção da fibra [Holzapfel, 2000c].

A direção da fibra no ponto  $\mathbf{X} \in \Omega_0$  é definida por um vetor unitário  $\mathbf{a}_0(\mathbf{X})$ , onde  $|\mathbf{a}_0| = 1$ . A fibra submetida à deformação se move com o ponto material do corpo contínuo e chega à configuração deformada  $\Omega$ , sendo a nova direção da fibra no ponto associado  $\mathbf{x} \in \Omega$ , definida por  $\mathbf{a}(\mathbf{x}, t)$ ,  $|\mathbf{a}| = 1$ .

A mudança do comprimento das fibras é determinada através do alongamento  $\lambda$  da fibra ao longo da direção  $\mathbf{a}_0$ , sendo definida como uma relação entre o comprimento da fibra na configuração deformada e na configuração indeformada:

$$\lambda \mathbf{a}(\mathbf{x}, t) = \mathbf{F}(\mathbf{X}, t) \mathbf{a}_0(\mathbf{X}) \quad (2.70)$$

Podendo ser representada também por:

$$\lambda^2 = \mathbf{a}_0 \cdot \mathbf{F}^T \mathbf{F} \mathbf{a}_0 = \mathbf{a}_0 \cdot \mathbf{C} \mathbf{a}_0 \quad (2.71)$$

A energia de deformação pode ser escrita em função de  $\mathbf{C}$  e do produto tensorial  $\mathbf{a}_0 \otimes \mathbf{a}_0$ , então:

$$\Psi = \Psi(\mathbf{C}, \mathbf{a}_0 \otimes \mathbf{a}_0) \quad (2.72)$$

Com a inclusão da anisotropia na função energia de deformação surgem dois pseudo-invariantes  $I_4$  e  $I_5$  [Holzapfel, 2000c].

$$I_4(\mathbf{C}, \mathbf{a}_0) = \mathbf{a}_0 \cdot \mathbf{C} \mathbf{a}_0 = \mathbf{C} : \mathbf{a}_0 \otimes \mathbf{a}_0 = \lambda^2 \quad (2.73)$$

$$I_5(\mathbf{C}, \mathbf{a}_0) = \mathbf{a}_0 \cdot \mathbf{C}^2 \mathbf{a}_0 \quad (2.74)$$

Estes pseudo-invariantes descrevem as propriedades da família de fibras e sua interação com os outros constituintes materiais [Holzapfel, 2000c].

Para um material transversalmente isotrópico, a energia de deformação pode ser então escrita em termos dos cinco invariantes,

$$\Psi = \Psi[I_1(\mathbf{C}), I_2(\mathbf{C}), I_3(\mathbf{C}), I_4(\mathbf{C}, \mathbf{a}_0), I_5(\mathbf{C}, \mathbf{a}_0)] \quad (2.75)$$

assim como o segundo tensor de Piola-Kirchhoff

$$\mathbf{S} = 2 \frac{\partial \Psi(\mathbf{C}, \mathbf{a}_0 \otimes \mathbf{a}_0)}{\partial \mathbf{C}} = 2 \sum_{a=1}^5 \frac{\partial \Psi(\mathbf{C}, \mathbf{a}_0 \otimes \mathbf{a}_0)}{\partial I_a} \frac{\partial I_a}{\partial \mathbf{C}} \quad (2.76)$$

A derivada do invariante  $I_4$  e do invariante  $I_5$  em relação à  $\mathbf{C}$  é dada por:

$$\frac{\partial I_4}{\partial \mathbf{C}} = \mathbf{a}_0 \otimes \mathbf{a}_0 \quad (2.77)$$

$$\frac{\partial I_5}{\partial \mathbf{C}} = \mathbf{a}_0 \otimes \mathbf{C} \mathbf{a}_0 + \mathbf{a}_0 \mathbf{C} \otimes \mathbf{a}_0 \quad (2.78)$$

Através das equações (2.76), (2.40), (2.41), (2.42), (2.77) e (2.78) chega-se a:

$$\begin{aligned} \mathbf{S} = 2 \left[ \left( \frac{\partial \Psi}{\partial I_1} + I_1 \frac{\partial \Psi}{\partial I_2} \right) \mathbf{I} - \frac{\partial \Psi}{\partial I_2} \mathbf{C} + I_3 \frac{\partial \Psi}{\partial I_3} \mathbf{C}^{-1} + \frac{\partial \Psi}{\partial I_4} \mathbf{a}_0 \otimes \mathbf{a}_0 \right. \\ \left. + \frac{\partial \Psi}{\partial I_5} (\mathbf{a}_0 \otimes \mathbf{C} \mathbf{a}_0 + \mathbf{a}_0 \mathbf{C} \otimes \mathbf{a}_0) \right] \quad (2.79) \end{aligned}$$

O tensor de Cauchy pode ser expresso por:

$$\begin{aligned} \boldsymbol{\sigma} = \frac{1}{J} \mathbf{F} \mathbf{S} \mathbf{F}^T = 2J^{-1} \left[ I_3 \frac{\partial \Psi}{\partial I_3} \mathbf{I} + \left( \frac{\partial \Psi}{\partial I_1} + I_1 \frac{\partial \Psi}{\partial I_2} \right) \mathbf{b} - \frac{\partial \Psi}{\partial I_2} \mathbf{b}^2 \right. \\ \left. + I_4 \frac{\partial \Psi}{\partial I_4} \mathbf{a} \otimes \mathbf{a} + I_4 \frac{\partial \Psi}{\partial I_5} (\mathbf{a} \otimes \mathbf{b} \mathbf{a} + \mathbf{a} \mathbf{b} \otimes \mathbf{a}) \right] \quad (2.80) \end{aligned}$$

Quando a matriz isotrópica do material é considerada incompressível a restrição que se aplica é  $I_3 = 1$ . Nesses materiais as fibras incorporadas podem ser extensíveis ou inextensíveis. Quando são inextensíveis,  $\lambda = 1$ .

Nos materiais anisotrópicos quase-incompressíveis, a mesma decomposição volumétrica e desviadora usada anteriormente pode ser admitida. Assim, o segundo tensor de Piola-Kirchhoff, fica:

$$\begin{aligned} \mathbf{S} = 2 \frac{\partial \Psi(\bar{I}_1, \bar{I}_2, \bar{I}_4, \bar{I}_5, J)}{\partial \mathbf{C}} = 2 \left( \frac{\partial \Psi}{\partial \bar{I}_1} + \bar{I}_1 \frac{\partial \Psi}{\partial \bar{I}_2} \right) \mathbf{I} - 2 \frac{\partial \Psi}{\partial \bar{I}_2} \mathbf{C} \\ + 2 \frac{\partial \Psi}{\partial \bar{I}_4} \mathbf{a}_0 \otimes \mathbf{a}_0 + 2 \frac{\partial \Psi}{\partial \bar{I}_5} \mathbf{a}_0 \otimes \mathbf{a}_0 + J \frac{\partial \Psi_{\text{vol}}(J)}{\partial J} \mathbf{C}^{-1} \quad (2.81) \end{aligned}$$

O tensor de Cauchy

$$\begin{aligned} \boldsymbol{\sigma} = 2J^{-1} \frac{\partial \Psi(\bar{I}_1, \bar{I}_2, \bar{I}_4, \bar{I}_5, J)}{\partial \mathbf{C}} = 2J^{-1} \left( \frac{\partial \Psi}{\partial \bar{I}_1} + \bar{I}_1 \frac{\partial \Psi}{\partial \bar{I}_2} \right) \mathbf{b} - 2J^{-1} \frac{\partial \Psi}{\partial \bar{I}_2} \mathbf{b}^2 \\ + 2J^{-1} \bar{I}_4 \frac{\partial \Psi}{\partial \bar{I}_4} \mathbf{a} \otimes \mathbf{a} + 2J^{-1} \bar{I}_4 \frac{\partial \Psi}{\partial \bar{I}_5} \mathbf{a} \otimes \mathbf{a} + \frac{\partial \Psi_{\text{vol}}(J)}{\partial J} \mathbf{I} \quad (2.82) \end{aligned}$$

Este modelo será apresentado com mais detalhes no Capítulo 5.

### Materiais compósitos com duas famílias de fibras

Um corpo com duas ou mais famílias de fibras considera cada uma destas como unidirecional com a direção preferencial de cada família. Neste caso se faz uma extensão do modelo anisotrópico apresentado anteriormente. As direções preferenciais das fibras nas configurações referenciais e atuais são simbolizadas pelos campos vetoriais unitários  $\mathbf{a}_0$  e  $\mathbf{g}_0$  e  $\mathbf{a}$  e  $\mathbf{g}$ . Assim como na Equação (2.72) a energia de deformação pode ser escrita como:

$$\Psi = \Psi(\mathbf{C}, \mathbf{A}_0, \mathbf{G}_0) \quad (2.83)$$

sendo  $\mathbf{A}_0 = \mathbf{a}_0 \otimes \mathbf{a}_0$  e  $\mathbf{G}_0 = \mathbf{g}_0 \otimes \mathbf{g}_0$ . Estes são chamados de tensores estruturais [Holzapfel, 2000c].

Para materiais com duas famílias de fibras surgem novos pseudo-invariantes, além dos já apresentados anteriormente [Holzapfel, 2000c],

$$I_6(\mathbf{C}, \mathbf{g}_0) = \mathbf{g}_0 \cdot \mathbf{C} \mathbf{g}_0 \quad (2.84)$$

$$I_7(\mathbf{C}, \mathbf{g}_0) = \mathbf{g}_0 \cdot \mathbf{C}^2 \mathbf{g}_0 \quad (2.85)$$

$$I_8(\mathbf{C}, \mathbf{a}_0, \mathbf{g}_0) = \mathbf{a}_0 \cdot \mathbf{C} \mathbf{g}_0 \quad (2.86)$$

$$I_9(\mathbf{a}_0, \mathbf{g}_0) = (\mathbf{a}_0 \cdot \mathbf{g}_0)^2 \quad (2.87)$$

O produto interno,  $\mathbf{a}_0 \cdot \mathbf{g}_0$ , é uma constante geométrica determinando o cosseno do ângulo entre as duas direções das fibras na configuração referencial. Portanto o invariante  $I_9$  não depende da deformação e não necessita ser considerado na energia de deformação  $\Psi$  [Holzapfel, 2000c].

O segundo tensor de Piola-Kirchhoff é dado pela diferenciação da Equação (2.83) em relação ao  $\mathbf{C}$ , ficando:

$$\mathbf{S} = 2 \frac{\partial \Psi(\mathbf{C}, \mathbf{A}_0, \mathbf{G}_0)}{\partial \mathbf{C}} = 2 \sum_{a=1}^8 \frac{\partial \Psi(I_1, \dots, I_8)}{\partial I_a} \frac{\partial I_a}{\partial \mathbf{C}} \quad (2.88)$$

As derivadas dos pseudo-invariantes  $I_6$ ,  $I_7$  e  $I_8$  ficam:

$$\frac{\partial I_6}{\partial \mathbf{C}} = \mathbf{G}_0 \quad (2.89)$$

$$\frac{\partial I_7}{\partial \mathbf{C}} = \mathbf{g}_0 \otimes \mathbf{C} \mathbf{g}_0 + \mathbf{g}_0 \mathbf{C} \otimes \mathbf{g}_0 \quad (2.90)$$

$$\frac{\partial I_8}{\partial \mathbf{C}} = \frac{1}{2} (\mathbf{a}_0 \otimes \mathbf{g}_0 + \mathbf{g}_0 \otimes \mathbf{a}_0) \quad (2.91)$$

Vale lembrar que estes modelos consideram a existência de famílias de fibras longas com uma direção de alinhamento única para cada família. Uma modificação na proposta das funções de energia  $\Psi$  será apresentada na seção 5.1 para considerar uma possível dispersão de fibras [Gasser *et al.*, 2006].

## Materiais ortotrópicos

Se  $\mathbf{a}_0 \cdot \mathbf{g}_0 = 0$  as duas famílias de fibras tem direções ortogonais, então o material é dito ortotrópico na configuração referencial com respeito aos planos normais das fibras e da superfície que estas se encontram.

Para materiais ortotrópicos somente os sete primeiro invariantes estão presentes na energia de deformação. Se o material ortotrópico assumir uma matriz material isotrópica incompressível e com fibras inextensíveis, o número de invariantes diminui ainda mais, já que  $I_3 = 1$ ,  $I_4 = 1$  e  $I_6 = 1$ , sendo dependente somente de  $I_1$ ,  $I_2$ ,  $I_5$  e  $I_7$ .

Mais detalhes das funções de energia são apresentados na revisão do estado da arte dos modelos utilizados em paredes arteriais.

### 2.4.2. VISCOELASTICIDADE

Os modelos hiperelásticos conseguem descrever a resposta mecânica de um material uma vez que se conhece o estado atual de deformação, entretanto não conseguem descrever fenômenos não elásticos. Para descrever os fenômenos dependentes do tempo pode-se utilizar os conceitos de viscoelasticidade, onde são levados em conta fenômenos dissipativos, os quais introduzem a dependência da velocidade em que a deformação ocorre.

O comportamento viscoelástico de um material pode ser caracterizado por diferentes respostas para diferentes velocidades de deformação ou por laços de histereses, onde as curvas de carregamento e descarregamento não coincidem. Isto representa uma energia dissipada.

Os dois modelos de viscoelasticidade linear mais conhecidos são o modelo de Maxwell (Figura 2.3) e o modelo de Kelvin-Voigt (Figura 2.4). Ambos são interpretados como arranjos de componentes mecânicos, como molas e amortecedores, para formular as equações que descrevem o problema. O modelo de Maxwell é constituído de uma mola com rigidez  $E$  e um amortecedor com viscosidade  $\eta$ , arranjos em série. O modelo de Kelvin-Voigt possui uma mola e um amortecedor arranjos em paralelo. Estes modelos combinam comportamento elástico com viscoso através da interação destes componentes mecânicos.

Sobre a ação de uma deformação constante é suposto que o modelo de Maxwell tenha resposta instantânea da mola e uma tensão exponencial de relaxação devido ao amortecedor, no modelo de Kelvin-Voigt a deformação será criada com o tempo, de acordo com a função exponencial.



Figura 2.3 –Modelo de Maxwell.

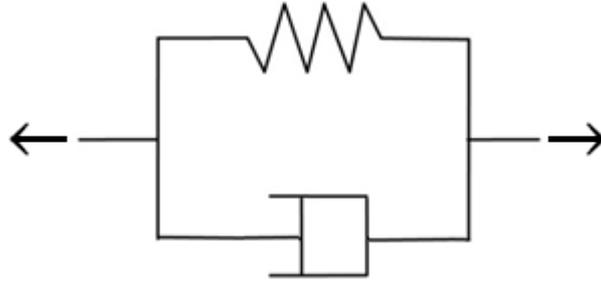


Figura 2.4 – Modelo de Kelvin-Voigt.

Nenhum deles é adequado para representar o comportamento mecânico de materiais sólidos submetidos a um histórico de deformações generalizado. Estes funcionam apenas para algumas situações específicas de carregamento.

### Viscoelasticidade não linear

A formulação mais geral para modelos constitutivos não lineares pode ser baseada no dispositivo apresentado na Figura 2.5. Neste dispositivo é combinada uma mola não linear (mola principal), com um braço de Maxwell (mola e amortecedor em série). Outros braços de Maxwell podem ser adicionados neste modelo reológico.

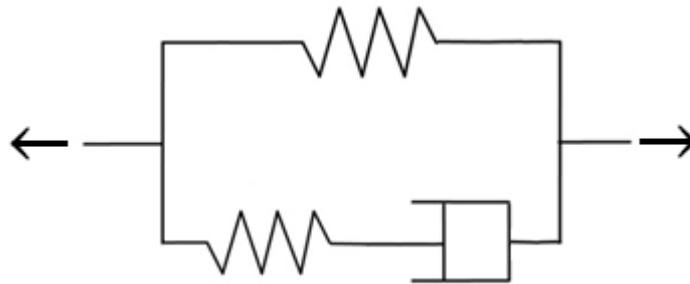


Figura 2.5 – Modelo de Reológico.

Como apresentado em modelos hiperelásticos isotrópicos, nos modelos viscoelásticos para grandes deformações, a função de deformação elástica também pode ser decomposta em uma parte volumétrica e uma desviadora, ficando:

$$\Psi = U(J) + \bar{\Psi}(\bar{\mathbf{C}}) \quad (2.92)$$

A viscosidade acaba interagindo apenas com a parcela desviadora. No modelo viscoelástico, para o regime de grandes deformações a tensão é calculada por:

$$\begin{aligned} \mathbf{S}(t) &= JU'^o(J)\mathbf{C}^{-1} + \bar{\mathbf{S}}^o - J^{-\frac{2}{3}}\text{DEV} \left[ \sum_{i=1}^N \mathbf{Q}_i(t) \right] \\ &= \mathbf{S}^o(t) - J^{-\frac{2}{3}}\text{DEV} \left[ \sum_{i=1}^N \mathbf{Q}_i(t) \right] \end{aligned} \quad (2.93)$$

sendo que  $\mathbf{S}^o(t)$  é dado por:

$$\bar{\mathbf{S}}^o := J^{-\frac{2}{3}} \left\{ 2\partial_{\bar{\mathbf{C}}} \bar{\Psi}^o(\bar{\mathbf{C}}) - \frac{1}{3} [2\partial_{\bar{\mathbf{C}}} \bar{\Psi}^o(\bar{\mathbf{C}}) : \bar{\mathbf{C}}] \bar{\mathbf{C}}^{-1} \right\} \quad (2.94)$$

$$\mathbf{S}^o := 2\partial_{\mathbf{C}} \Psi^o(\mathbf{C}) = JU'^o(J)\mathbf{C}^{-1} + \bar{\mathbf{S}}^o \quad (2.95)$$

e  $\mathbf{C} = \mathbf{C}(t)$ , i. e., a deformação é em função do tempo.

$\mathbf{Q}_i(t)$ ,  $i = 1, 2, \dots, N$ , são variáveis internas que permanecem inalteradas sobre movimentos de corpo rígido. O índice  $i$  representa a quantidade de braços de Maxwell no modelo reológico da Figura 2.5.

A evolução de cada variável interna  $\mathbf{Q}_i(t)$ , de cada braço de Maxwell, é governada pela seguinte equação:

$$\dot{\mathbf{Q}}_i(t) + \frac{1}{\tau_i} \mathbf{Q}_i(t) = \frac{\gamma_i}{\tau_i} \text{DEV} \{ 2\partial_{\bar{\mathbf{C}}} \bar{\Psi}^o[\bar{\mathbf{C}}(t)] \} \quad (2.96)$$

$$\lim_{t \rightarrow -\infty} \mathbf{Q}_i(t) = 0$$

onde  $\tau_i$ ,  $\gamma_i$  e  $\gamma_\infty$  são parâmetros do material. Nesta representação  $\tau_i$  é o tempo de relaxação e  $\gamma_i$  e  $\gamma_\infty$  são os módulos relativos adimensionais, que são razões de proporção da rigidez das molas não lineares do modelo reológico. O parâmetro  $\gamma_\infty$  é a proporção de rigidez atuando sobre a mola principal e o parâmetro  $\gamma_i$  é a proporção de rigidez atuando sobre a mola do braço de Maxwell.

O módulo relativo  $\gamma_i \in [0,1]$  e o tempo de relaxação  $\tau_i > 0$  estão sujeitos à restrição,

$$\sum_{i=1}^N \gamma_i = 1 - \gamma_\infty \quad (2.97)$$

com  $\gamma_\infty \in [0,1)$ .

Os modelos viscoelásticos podem ser calculados através de integrais de convolução ou por processos incrementais. A Equação (2.96) leva explicitamente para a representação por convolução:

$$\mathbf{Q}_i(t) = \frac{\gamma_i}{\tau_i} \int_{-\infty}^t \exp[-(t-s)/\tau_i] \text{DEV}\{2\partial_{\bar{\mathbf{c}}}\bar{\Psi}^o[\bar{\mathbf{C}}(s)]\} ds \quad (2.98)$$

Como o presente estudo utilizou o processo incremental, seguindo a ordem de cálculo estabelecida por Simo, 1998, este será detalhado a seguir. Para detalhes sobre a representação por convolução, ver Simo, 1998, e Holzapfel, 2000.

### Representação incremental

Sendo o tempo discretizado em intervalos de  $[t_n, t_{n+1}]$ , as expressões complementares para o cálculo de tensão são dadas por [Simo, 1998]:

$$\mathbf{H}_{n+1}^{(i)} := \exp(-\Delta t_n/\tau_i) \mathbf{H}_n^{(i)} + \exp(-\Delta t_n/2\tau_i) (\tilde{\mathbf{S}}_{n+1}^o - \tilde{\mathbf{S}}_n^o) \quad (2.99)$$

$$\tilde{\mathbf{S}}_{n+1}^o := \text{DEV}_{n+1}\{2\partial_{\bar{\mathbf{c}}}\bar{\Psi}^o[\bar{\mathbf{C}}_n]\} \quad (2.100)$$

$$\tilde{\mathbf{S}}_n^o := \text{DEV}_n\{2\partial_{\bar{\mathbf{c}}}\bar{\Psi}^o[\bar{\mathbf{C}}_n]\} \quad (2.101)$$

sendo  $\text{DEV}_{n+1}[\blacksquare]$  e  $\text{DEV}_n[\blacksquare]$  calculadas com  $\mathbf{C}_{n+1}$  e  $\mathbf{C}_n$ , e dadas por:

$$\text{DEV}_{n+1}[\blacksquare] = (\blacksquare) - \frac{1}{3} [(\blacksquare): \mathbf{C}_{n+1}] \mathbf{C}_{n+1}^{-1} \quad (2.102)$$

A Equação (2.102) também é utilizada para os tensores  $\bar{\mathbf{C}}_{n+1}$  e  $\bar{\mathbf{C}}_n$ .

Para o cálculo do segundo tensor tensão de Piola-Kirchhoff é utilizado o algoritmo de aproximação [Simo, 1998]:

$$\mathbf{S}_{n+1} = J_{n+1} U^{o'}(J_{n+1}) \mathbf{C}_{n+1}^{-1} + \gamma_\infty \bar{\mathbf{S}}_{n+1}^o + \sum_{i=1}^N \gamma_i J_{n+1}^{-\frac{2}{3}} \text{DEV}_{n+1}[\mathbf{H}_{n+1}^{(i)}] \quad (2.103)$$

sendo que  $\bar{\mathbf{S}}_{n+1}^o$  é dado por

$$\bar{\mathbf{S}}_{n+1}^o = J_{n+1}^{-\frac{2}{3}} \tilde{\mathbf{S}}_{n+1}^o = J_{n+1}^{-\frac{2}{3}} \text{DEV}_{n+1}[2\partial_{\bar{\mathbf{c}}}\bar{\Psi}^o[\bar{\mathbf{C}}_{n+1}]] \quad (2.104)$$

e  $\mathbf{H}_{n+1}^{(i)}$  é dado pela fórmula de atualização, Equação (2.99).

O tensor tensão espacial de Kirchhoff no instante atual é obtido através da transformação:

$$\boldsymbol{\tau}_{n+1} = \mathbf{F}_{n+1} \mathbf{S}_{n+1} \mathbf{F}_{n+1}^T \quad (2.105)$$

Utilizando as relações:

$$\mathbf{F}_{n+1} \mathbf{C}_{n+1}^{-1} \mathbf{F}_{n+1}^T = \mathbf{1} \quad (2.106)$$

$$\text{dev}[\bar{\mathbf{F}}_{n+1}(\blacksquare) \bar{\mathbf{F}}_{n+1}^T] = J_{n+1}^{-\frac{2}{3}} \mathbf{F}_{n+1} [\text{DEV}_{n+1}(\blacksquare)] \mathbf{F}_{n+1}^T \quad (2.107)$$

$$\bar{\mathbf{F}}_{n+1} := J_{n+1}^{-\frac{1}{3}} \mathbf{F}_{n+1}, \quad (2.108)$$

$$\text{dev}(\blacksquare) = (\blacksquare) - \frac{1}{3}\text{tr}(\blacksquare)\mathbf{I} \quad (2.109)$$

encontra-se a fórmula de atualização para o tensor de Kirchhoff [Simo, 1998]:

$$\begin{aligned} \boldsymbol{\tau}_{n+1} = & J_{n+1} U^{o'}(J_{n+1}) \mathbf{1} + \gamma_{\infty} \text{dev}[2\bar{\mathbf{F}}_{n+1} \partial_{\bar{\mathbf{C}}} \bar{\Psi}^o[\bar{\mathbf{C}}_{n+1}] \bar{\mathbf{F}}_{n+1}^T] \\ & + \sum_{i=1}^N \gamma_i \text{dev}[\bar{\mathbf{F}}_{n+1} \mathbf{H}_{n+1}^{(i)} \bar{\mathbf{F}}_{n+1}^T] \end{aligned} \quad (2.110)$$

Deve-se notar que esta formulação é válida apenas para descrever o comportamento visco-hiperelástico isotrópico. Assim, esta atua apenas na parcela isotrópica e a parcela anisotrópica continua sendo representada através da hiperelasticidade. Com esta tratativa não é possível representar o comportamento viscoelástico na fibra.

### Algoritmo utilizado:

O processo incremental sobre as parcelas isotrópicas do modelo de usado, inicia-se com  $\tilde{\mathbf{S}}_n^o = 0$  e com o algoritmo de variáveis internas  $\mathbf{H}_n^{(i)} = 0$ ,  $i = 1, 2, \dots, N$ .

As configurações de atualização são calculadas por:

$$J_{n+1} = \det[\mathbf{F}_{n+1}] \quad (2.111)$$

$$\mathbf{C}_{n+1} = \mathbf{F}_{n+1} \mathbf{F}_{n+1}^T \quad (2.112)$$

$$\bar{\mathbf{C}}_{n+1} = J_{n+1}^{-\frac{2}{3}} \mathbf{C}_{n+1} \quad (2.113)$$

Juntamente com a Equação (2.106), apresentada anteriormente.

O tensor de Kirchhoff inicial é então calculado:

$$\bar{\boldsymbol{\tau}}_{n+1}^o = \text{dev}[2\bar{\mathbf{F}}_{n+1} \partial_{\bar{\mathbf{C}}} \bar{\Psi}^o[\bar{\mathbf{C}}_{n+1}] \bar{\mathbf{F}}_{n+1}^T] \quad (2.114)$$

As variáveis internas são atualizadas através das equações (2.99), (2.100), (2.101) e (2.114) podendo então ser calculado o tensor tensão de Kirchhoff através da Equação (2.110).

### 3. PAREDES ARTERIAIS

O sistema circulatório (Figura 3.1), assim como os outros sistemas do corpo humano (sistema muscular, sistema nervoso, sistema respiratório e outros), realiza uma função mais complexa que qualquer órgão isoladamente. Sua principal função é o transporte, mas contribui também para regular a temperatura e na defesa ou imunidade do corpo [Thibodeau e Patton, 2002]. O sangue contido nesse sistema é bombeado pelo coração através de um circuito fechado de vasos (artérias, veias e capilares) transitando por todo o corpo.

Os vasos capilares são vasos sanguíneos de pequeno calibre que formam uma rede complexa de túbulos finos que se bifurcam e se recombina em vários pontos. Através da parede desses vasos ocorre o intercâmbio entre o sangue e os tecidos adjacentes, transferindo oxigênio, gás carbônico, substratos e metabólito [Junqueira, 2004].

As veias resultam da convergência dos vasos capilares em um sistema de canais que se tornam cada vez mais amplos a medida que se aproximam do coração. Esses vasos, juntamente com a contração do músculo esquelético, que circunda as veias, têm a função de carregar o sangue venoso (pobre em oxigênio e rico em dióxido de carbono) de volta para o coração.

As artérias são vasos sanguíneos que fazem a função inversa das veias, ou seja, conduzem o sangue com nutrientes e oxigênio para os tecidos [Junqueira, 2004]. As artérias se tornam menores a medida que se ramificam.

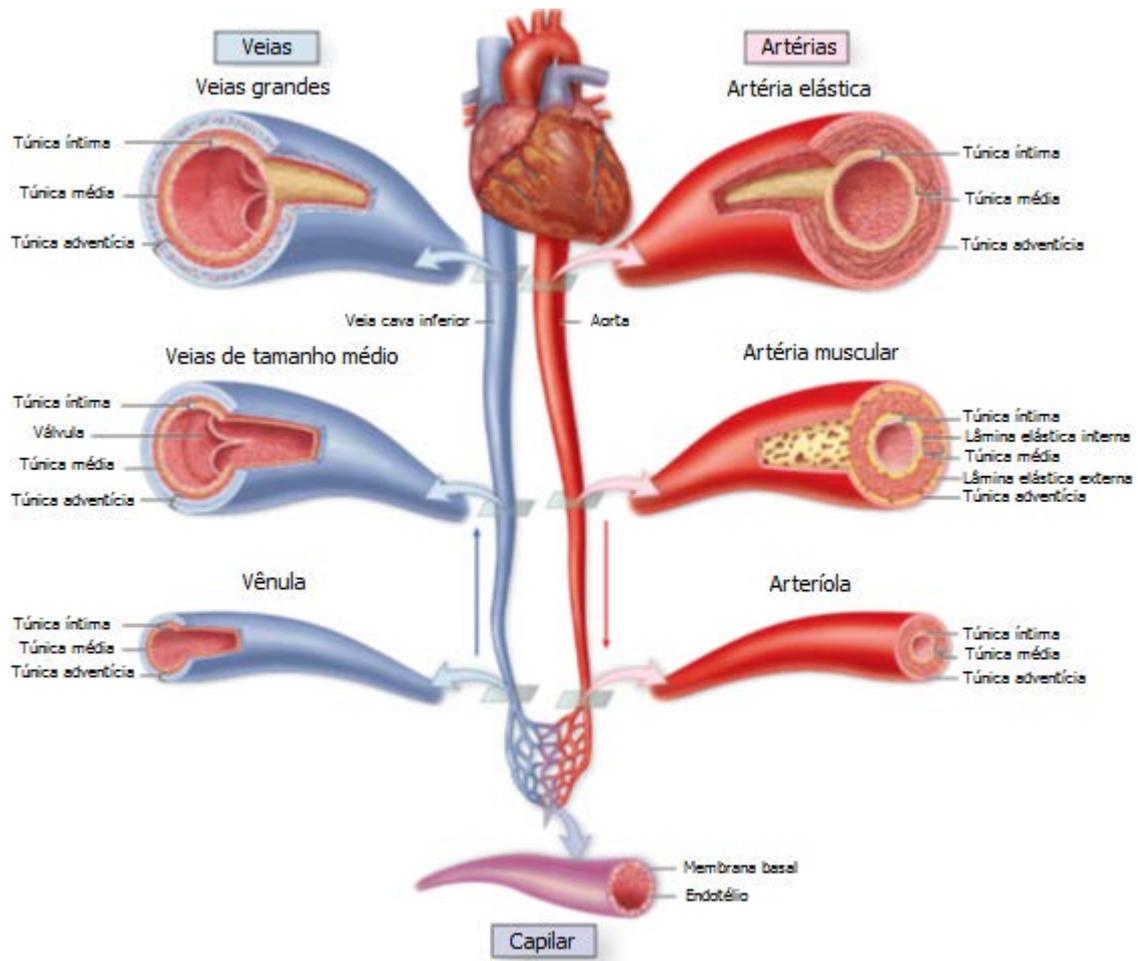


Figura 3.1 – Sistema circulatório sanguíneo [Mesher, 2010].

Segundo Junqueira, 2004, os vasos sanguíneos de um modo geral são compostos de três camadas ou túnicas, conforme pode ser visto na Figura 3.1. A túnica íntima, camada mais interna do vaso, possui uma camada de células endoteliais apoiada em uma camada de tecido conjuntivo frouxo. A túnica média, camada do meio, é constituída principalmente por camadas concêntricas de células musculares lisas organizadas helicoidalmente e interpostas entre as células musculares lisas existem quantidades variáveis de fibras e lamelas elásticas, fibras reticulares (colágeno do tipo III), proteoglicanas e glicoproteínas. A adventícia, camada mais externa, consiste principalmente de colágeno tipo I e fibras elásticas.

As artérias são classificadas de acordo com sua estrutura e tamanho (Figura 3.1), geralmente são divididas em elásticas, musculares e arteríolas [Waite e Fine, 2007, Junqueira, 2004]. As artérias elásticas, que incluem a aorta, possuem maior diâmetro e maior número de fibras elásticas, sendo estas localizadas perto do coração. Artérias musculares possuem

diâmetro médio. Arteríolas são as artérias de menor diâmetro e possuem poucas camadas de tecido muscular liso e quase nenhum tecido conjuntivo.

Como mencionado anteriormente as artérias são divididas em três camadas e possuem lâminas elásticas entre essas camadas, o que pode ser visto com maior detalhe na Figura 3.2. Dependendo da classificação da artéria as características de cada camada pode mudar.

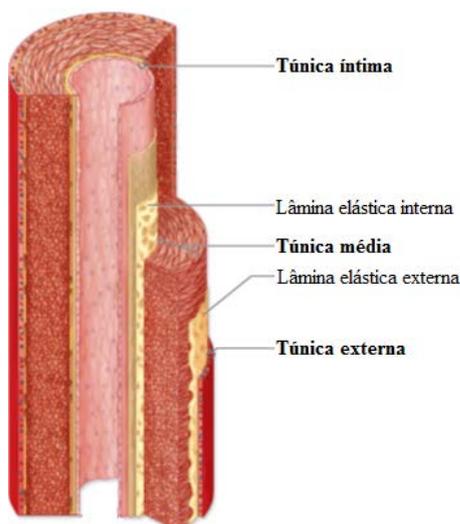


Figura 3.2 – Divisão da artéria [Mesher, 2010].

Segundo Junqueira, 2004, nas artérias musculares a túnica média é formada essencialmente por células musculares lisas, a íntima possui uma camada subendotelial um pouco mais espessa que aquela das arteríolas e existe uma lâmina elástica interna proeminente (componente mais externo da íntima). Nestas artérias existe também uma lâmina elástica externa (último componente da túnica média), presente somente nas artérias musculares maiores e a adventícia consiste em tecido conjuntivo frouxo.

Conforme Junqueira, 2004, nas artérias elásticas a íntima, rica em fibras elásticas é mais espessa que a túnica correspondente de uma artéria muscular, existe uma lâmina elástica interna (entre a camada íntima e a média), entretanto pode não ser facilmente distinguida e a túnica média consiste de uma série de lâminas elásticas perfuradas, concentricamente organizadas. Entre as lâminas elásticas presentes da túnica média se encontram células musculares lisas, fibras de colágeno, proteoglicanas e glicoproteínas. A túnica adventícia dessas artérias é relativamente pouco desenvolvida.

Pode-se realizar considerações a respeito de cada camada da artéria. Em indivíduos jovens e saudáveis a íntima é muito fina e tem uma insignificante contribuição mecânica na parede arterial [Holzapfel *et al.*, 2000a]. A contribuição da íntima pode se tornar significativa

com a idade (ex.: aparecimento de aterosclerose) [Holzapfel *et al.*, 2000a]. A camada média proporciona a maior parte da resistência mecânica necessária para manter a integridade estrutural [Peterson e Bronzino, 2008, Holzapfel *et al.*, 2000a].

Beenakker *et al.*, 2012, realizaram imagens microscópicas de uma aorta abdominal suína, mostrando a diferença entre suas camadas (Figura 3.3). Na Figura 3.3 pode ser visto que a parede da íntima é fina e contém células endoteliais que estão em contato com o lúmen, a média consiste de células de elastina (azul escuro/preto) e de músculo liso (vermelho) e a adventícia contém principalmente colágeno (marrom). Os proteoglicanos (azul claro), como podem ser visto na Figura 3.3, estão presentes na íntima e na média.

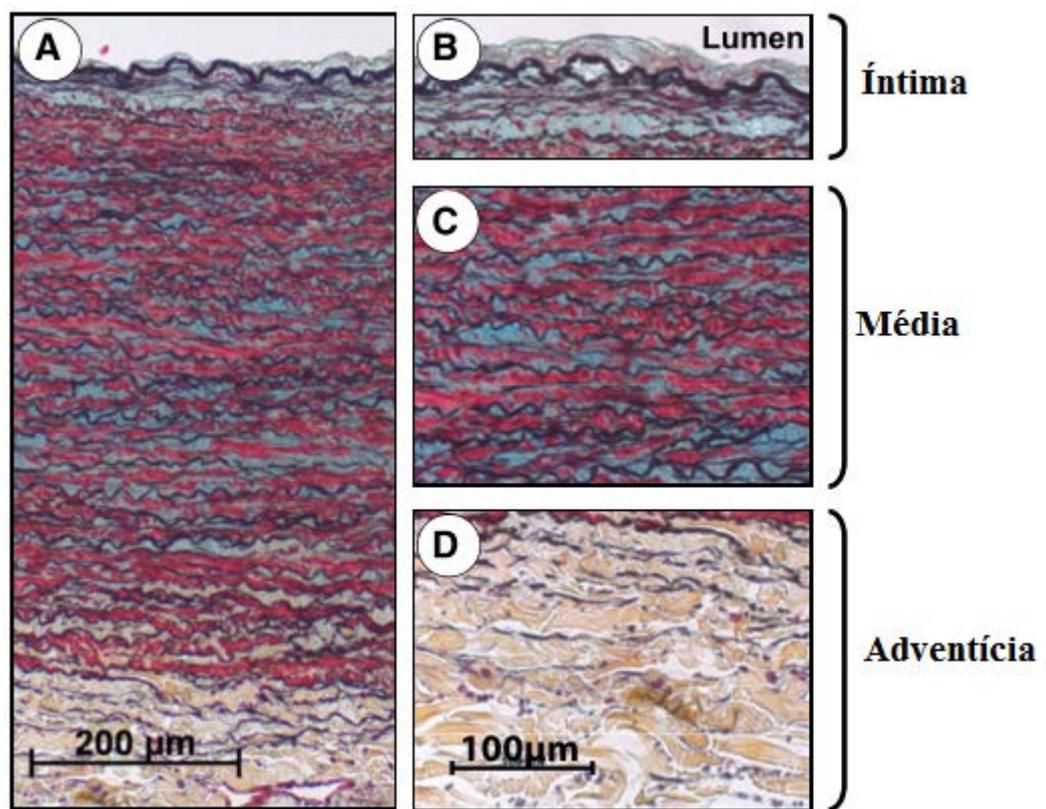


Figura 3.3 – Imagens microscópicas de uma aorta abdominal suína [Beenakker *et al.*, 2012].

### Comportamento Mecânico de Artérias

Segundo Holzapfel e Ogden, 2009b, tecidos moles formados por fibras possuem características mecânicas distintas, podendo ser observadas com um simples teste de tração, onde o tecido mostra uma grande extensão com baixos níveis de força, seguido por um rápido enrijecimento. Este enrijecimento ocorre quando as fibras vão deixando de ser onduladas e alcançam seu comprimento natural, ficando alinhadas com a direção da tensão. Este

comportamento ocorre devido a rigidez das fibras que é muito maior do que o material no qual estão inseridas. Outro estudo que mostra este comportamento foi o realizado por Sellaro *et al.*, 2006, onde foi identificado que as mudanças na resistência mecânica dependem significativamente da direção do carregamento. Quando o carregamento é paralelo à direção preferencial das fibras de colágeno, ocorre a redução das ondulações das fibras e sua reorientação, entretanto quando o carregamento é perpendicular à direção preferencial das fibras de colágeno, o comportamento predominante é o de reorientação das fibras. A Figura 3.4 apresenta o comportamento típico de tensão-deformação em tecidos moles que possuem fibras em sua composição.

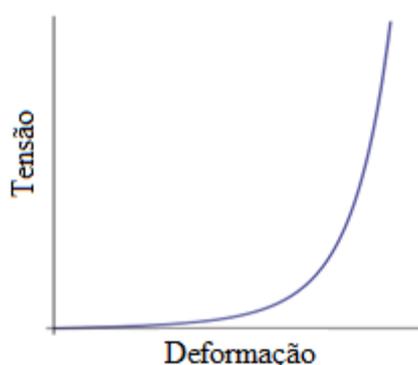


Figura 3.4 – Comportamento típico de tecidos moles.

Este mesmo comportamento foi observado em um dos primeiros trabalhos com paredes arteriais [Bergel, 1961], onde foi realizada uma comparação entre o comportamento de diferentes artérias provenientes de cachorros (aorta torácica, aorta abdominal, femoral e carótida).

O efeito de enrijecimento descrito na Figura 3.4 também retrata o comportamento mecânico anisotrópico característico das artérias, que possuem as fibras de colágeno onduladas e arranjadas em estruturas helicoidais e servem para reforçar a parede arterial [Holzapfel *et al.*, 2000a].

Segundo Holzapfel e Ogden, 2009b, as paredes arteriais possuem duas distribuições distintas de fibras de colágeno que são associadas com duas direções preferenciais, desta maneira podem ser consideradas mecanicamente como ortotrópicas. Ao contrário do que ocorre, por exemplo, em tendões e ligamentos onde o tecido possui uma única direção preferencial, podendo ser tratado como transversalmente isotrópico [Holzapfel e Ogden, 2009b].

A resposta mecânica arterial pode apresentar tanto uma contribuição do tipo ativa, sendo que este comportamento surge da ativação do músculo liso que contrai sobre estímulos

e interage com as fibras de colágeno e de elastina e uma passiva [Holzapfel e Ogden, 2009b], sendo este comportamento governado principalmente pelas fibras de colágeno e de elastina [Cox, 1978 *apud* Holzapfel e Ogden, 2009b].

As artérias proximais (localizadas próximas do coração) podem ser tratadas como puramente elásticas, já a resposta das artérias distais apresentam um comportamento viscoelástico [Holzapfel e Ogden, 2009b].

Um estudo realizado por Maher *et al.*, 2012, investigou o comportamento inelástico anisotrópico de artérias. Ensaios cíclicos de compressão foram realizados para investigar a diferença no comportamento inelástico para as artérias carótida, aorta, femoral e coronária de suínos, enquanto o comportamento anisotrópico da aorta e carótida foi determinado utilizando ensaios de tração cíclicos na direção longitudinal e circunferencial. Verificando-se que as maiores deformações inelásticas ocorrem nas artérias musculares (coronária) e as menores deformações inelásticas foram observadas na aorta (Figura 3.5). Deformações inelásticas com menores magnitudes foram observadas na direção da tensão circunferencial do que na direção da tensão longitudinal ou compressão radial [Maher *et al.*, 2012].

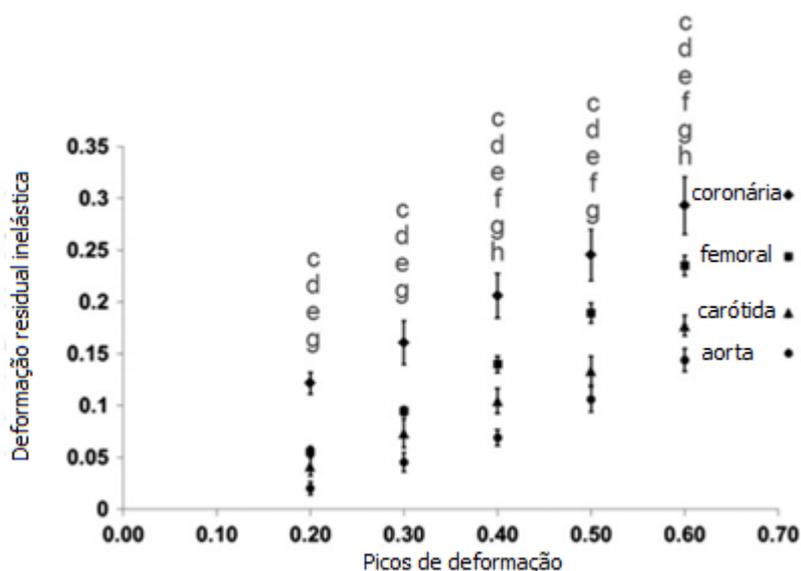


Figura 3.5 – Magnitude de deformações residuais inelásticas. As letras *c*, *d* e *e* indicam diferenças estatísticas entre amostras da coronária e da femoral, carótida ou aorta, já as letras *f* e *g* indicam as diferenças estatísticas entre a femoral e a carótida ou aorta e *h* indica as diferenças estatísticas entre a carótida e aorta na descarga de uma determinada carga máxima [Maher *et al.*, 2012].

Os carregamentos além do limite elástico das artérias caracterizam o comportamento viscoelástico, sendo que estes frequentemente ocorrem durante tratamentos cirúrgicos como na angioplastia transluminal percutânea [Holzapfel *et al.*, 2000a]. A Figura 3.6 ilustra os limites elásticos e não elásticos em uma curva tensão-deformação apresentando a região de deformação fisiológica, onde o tecido normalmente trabalha. A linha mais espessa presente na Figura 3.6 indica a resposta de engenharia aproximada do material, sendo esta obtida após a realização de pré-condicionamento (ciclos de carga e descarga) [Holzapfel *et al.*, 2000a].

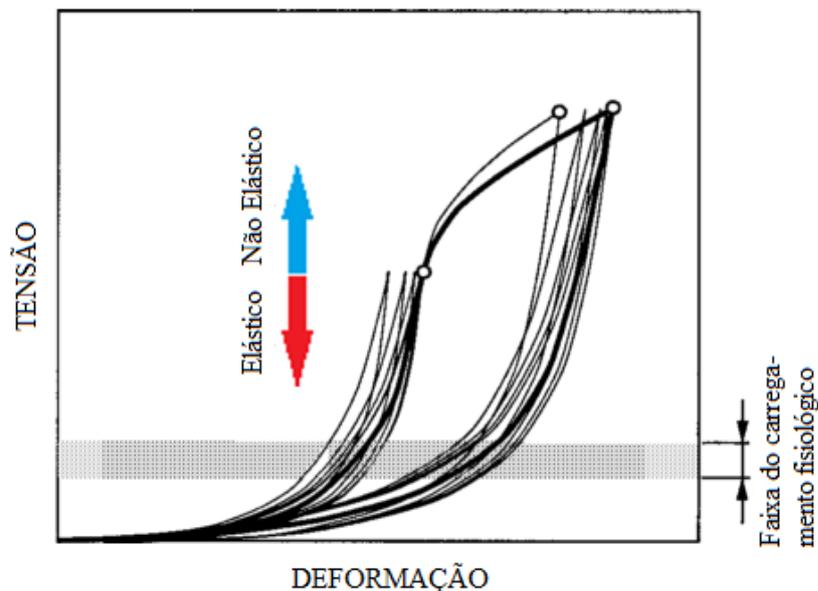


Figura 3.6 – Curva tensão-deformação uniaxial típica de uma tira de artéria [Holzapfel *et al.*, 2000a].

Outros fatores, além dos já observados, devem ser levados em consideração na caracterização de paredes arteriais.

García-Herrera *et al.*, 2012, realizaram um estudo do comportamento mecânico e das condições de ruptura da aorta ascendente humana e sua relação com a idade e patologias. Estes obtiveram resultados mostrando que a idade provoca uma redução significativa nas propriedades mecânica do tecido saudável da aorta ascendente e que não houve diferenças significativas entre a resistência mecânica de amostras da aorta com aneurismas e o grupo de controle correspondente com a mesma idade. Learoyd e Taylor, 1966, realizaram um estudo similar ao de Bergel, 1961, mas fazendo o uso de artérias humanas, onde compararam o comportamento de diferentes artérias e também retrataram o enfraquecimento do tecido da parede arterial conforme o envelhecimento. Fatores químicos e físicos, como a temperatura,

pressão osmótica, pH, entre outros, também podem modificar o comportamento mecânico da parede arterial [Holzapfel *et al.*, 2000a].

Cada componente presente no tecido arterial pode influenciar suas propriedades mecânicas e um estudo realizado por Beenakker *et al.*, 2012, procurou analisar este fato. Neste estudo os elementos da parede arterial foram removidos seletivamente, conseguindo medir a contribuição de cada um para as propriedades mecânicas de todo tecido. Um fator interessante encontrado pelo estudo é que mesmo removendo o colágeno, um elemento chave da matriz extracelular que fez a rigidez local ser reduzida em até 50 vezes, o tecido remanescente ainda formou uma rede coerente.

Além de cada componente do tecido influenciar nas propriedades mecânicas, a localização da artéria no corpo também modifica suas propriedades, entretanto as características mecânicas gerais exibidas pela parede arterial são as mesmas [Holzapfel *et al.*, 2000a]. As propriedades mecânicas entre artérias humanas e artérias animais também variam [Holzapfel e Ogden, 2009b]. Uma das variações é o considerável enrijecimento mecânico que ocorre na íntima das artérias humanas conforme o envelhecimento [Holzapfel e Ogden, 2009b].

Sabe-se que *in vivo* o tecido está pré-estirado devido a existência de uma pressão interna. Assim, devido a possível existência de efeitos viscosos, este pode apresentar uma condição inicial de ensaio diferente da encontrada *in vivo*.

Muitos autores consideraram que a artéria está livre de tensões quando é removida do corpo [Humphrey e Yin, 1989, Vito, 1973, entre outros], ou seja, quando não existe força axial nem pressão intravascular e extravascular. Vaishnav e Vossoughi, 1987, investigaram o grau de validade da afirmação feita anteriormente com anéis de artérias bovinas e suínas, mostrando experimentalmente o erro implícito nessa suposição, concluindo que apesar do nível de tensão residual não ser grande em comparação com as tensões *in vivo*, estas devem ser levadas em conta quando for feita uma análise detalhada de tensão.

Muitos estudos buscam caracterizar o estado livre de tensões através de um parâmetro geométrico medido após o corte da parede arterial [Delfino *et al.*, 1997, Zullinger *et al.*, 2004, Fonck *et al.*, 2007, Sommer *et al.*, 2010], conhecido como ângulo de abertura ( $\theta$ ). A Figura 3.7 ilustra a configuração livre de carregamento e a configuração livre de tensões de uma artéria.

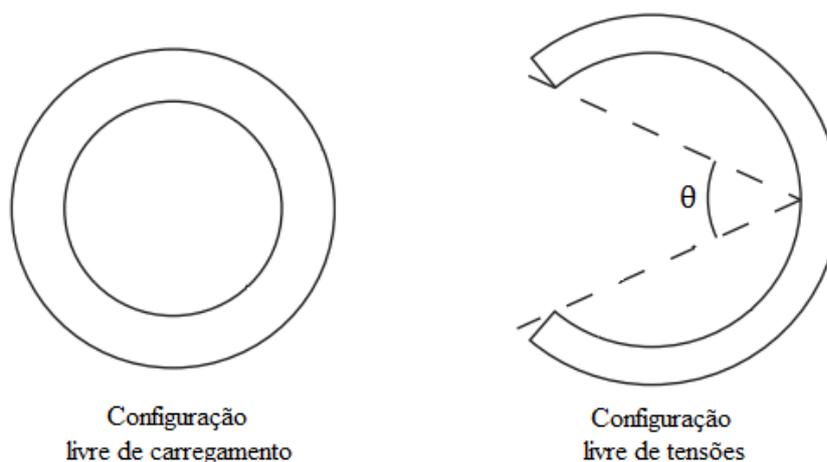


Figura 3.7 – Configuração livre de carregamento e configuração livre de tensões.

Outra questão é que as tensões residuais também estão presentes na direção axial e podem variar bastante ao longo da parede arterial [Fung e Liu, 1989]. Em um trabalho feito por Holzapfel *et al.*, 2007, as deformações residuais foram estudadas na artéria intacta e em cada camada separadamente (íntima, média, adventícia), mostrando que as tensões residuais são tridimensionais e não podem ser descritas por um parâmetro único, com o ângulo de abertura. Assim, são necessários mais parâmetros para caracterizar tensões residuais na parede *in vivo*. Em Holzapfel *et al.*, 2007, por exemplo, são usados parâmetros de flexão e alongamento, que são axialmente dependentes e específicos para cada camada.

O comportamento da parede arterial pode ser analisado em um único instante ou conforme as propriedades do material e seus campos de tensões evoluem. Essa evolução é devido ao desenvolvimento normal assim como em resposta a carregamentos, doenças, ferimento ou tratamento. Segundo Holzapfel e Ogden, 2009b, nas últimas quatro décadas houve muitos avanços na biomecânica do contínuo de tecidos e células, entretanto a maioria das relações constitutivas e análises de tensão têm focado na condição de um único instante ao invés de acompanhar o comportamento de crescimento e remodelamento do tecido (capacidade do tecido crescer e se remodelar em resposta a doenças, lesões e condições de carregamento). Atualmente existem várias linhas de pesquisa focando no desenvolvimento, extensão e aplicação de teorias de mecânica do contínuo para modelar processos biomecânicos que se manifestam no nível de tecidos ou células, como mudanças na estrutura, funções, e propriedades biomecânicas, destacando principalmente a biomecânica vascular [Holzapfel e Ogden, 2009b]. Conforme as teorias avançam na capacidade de representação do real comportamento de tecidos biológicos, maior a complexidade dos modelos, e mais

importante é a necessidade de dados adequados para a sua caracterização. Porém, a obtenção destes dados tem se demonstrado muito laboriosa. O comportamento de paredes arteriais envolve diversos fenômenos mecânicos, que por sua vez podem mudar devido a características fisiológicas.

Não há dúvidas que a completa caracterização numérico-experimental de um tecido com a resposta mecânica descrita acima é uma tarefa morosa e talvez impossível tanto do ponto de vista numérico quanto experimental devido a complexibilidade necessária dos modelos e dos dados adequados para levar em conta todos os possíveis parâmetros que levam a modificações na resposta mecânica de uma parede arterial. No atual estágio que se encontra o estado da arte, apenas algumas destas respostas podem ser caracterizadas.

#### 4. ENSAIOS MECÂNICOS PARA PAREDES ARTERIAS

O comportamento mecânico de paredes arteriais deve ser caracterizado através de testes experimentais adequados, sendo que estes podem ser *in vivo* ou *in vitro* [Holzapfel *et al.*, 2000a]. A execução de ensaios mecânicos nestes materiais não é uma tarefa trivial. Estes estão sujeitos a dificuldades não presentes na maioria dos ensaios de materiais usados em engenharia, como por exemplo, na obtenção das amostras (uniformidade geométrica e material homogêneo), no armazenamento (umidade, temperatura, tempo para degradação), na fixação para ensaio (fenômeno de escorregamento), na medição de deformações (material muito flexível e úmido), entre outros.

Nos testes *in vivo* pode-se observar o comportamento real de uma artéria, que está sob influência de muitos fatores, sendo exemplos a pulsação e os hormônios. Masson *et al.*, 2008, e Masson *et al.*, 2011, são exemplos de autores que utilizaram métodos não invasivos para realizar seus estudos. Porém, estes testes são de difícil concepção quando se deseja utilizar seus resultados para caracterizar um modelo constitutivo.

Os testes *in vitro*, por outro lado, são mais simples do ponto de vista experimental e tentam simular as condições ambientais e de carregamento fisiológico (ou excedê-las), podendo caracterizar totalmente a artéria através da imposição de condições de contorno específicas [Holzapfel *et al.*, 2000a]. Dentro das possibilidades para a realização de testes *in vitro* estão os testes uniaxiais, que podem ser vistos nos trabalhos de Zhang e Arola, 2004, e Stemper *et al.*, 2005, testes de inflação pura em Bader, 1967, e testes multiaxiais (extensão-inflação) encontrados em trabalhos como o de Kasyanov *et al.*, 2003, Sommer *et al.*, 2010, e Kim e Baek, 2011. Os testes *in vitro* são os mais utilizados.

Algumas hipóteses auxiliam na simplificação dos procedimentos experimentais. Devido a sua composição, as artérias podem ser consideradas incompressíveis [Carew *et al.*, 1968], dessa forma as propriedades mecânicas de amostras tridimensionais podem ser determinadas através de testes bidimensionais [Lanir e Fung, 1974]. Por outro lado, existem complicações frente a condição na qual a artéria encontra-se *in vivo*.

Após serem removidas do corpo as artérias sofrem retração. Bergel, 1961, apresentou valores dessa retração em artérias caninas. Se a retração observada quiser ser reproduzida, esta deve ser feita como um pré-alongamento, nos ensaios *in vitro* [Learoyd e Taylor, 1966].

Devido à textura, rigidez, umidade e tamanho dos tecidos, durante o ensaio *in vitro* podem ocorrer problemas de fixação. É muito comum se observar o escorregamento das

amostras nas garras. Para tentar contornar este problema, diferentes tipos de garras e métodos de fixação distintos são utilizados, os quais serão apresentados posteriormente.

Fatores geométricos, como não uniformidade longitudinal da espessura da parede ou ainda segmentos não axissimétricas (com aterosclerose ou com bifurcação) [Holzapfel *et al.*, 2004], são uma complicação a parte, por exemplo, na reprodução de resultados.

Em frente a todas estas dificuldades em seguida são apresentados os cuidados necessários para uma proposta adequada de uma metodologia de ensaio de paredes arteriais.

#### **4.1 Revisão de métodos experimentais**

Diferentes fatores influenciam nas propriedades mecânicas que são medidas em testes experimentais. A fixação da amostra, a temperatura, a taxa de deformação, a técnica de armazenamento e conservação do tecido, o pré-alongamento (pré-condicionamento) e a técnica de medição da deformação são alguns desses elementos. Portanto a metodologia experimental a ser empregada necessita contemplar os fatores citados e deve apresentar critérios para cada um deles. A seguir é realizada uma revisão dos métodos empregados na literatura para artérias.

##### **Coleta de amostras**

A coleta de amostras geralmente é realizada o mais rápido possível, após a morte do animal ou do ser humano, sendo então realizado o ensaio experimental ou o armazenamento correto das amostras. Apesar de este fator ser importante, poucos estudos citam quanto tempo após a morte do animal foram extraídas as amostras.

No trabalho de Beenakker *et al.*, 2012, as amostras (aortas de suínos) foram coletadas dentro de 18h após o abate. Em Zoumi *et al.*, 2004, cinco corações de suínos, obtidos do abatedouro local, foram transportados para o laboratório em solução de Krebs a 4°C até 15 minutos após o sacrifício do animal, sendo utilizadas amostras da coronária. Em Zhang e Arola, 2004, as amostras foram obtidas de uma aorta bovina, sendo coletadas dentro de 1/2 hora após a morte do animal. No trabalho de Holzapfel, 2005, foram utilizadas amostras de um cadáver humano, onde a aorta abdominal foi excisada durante a autópsia dentro de 24 h após a morte.

## Armazenagem e conservação das amostras

O armazenamento correto de amostras deve ser realizado devido à degradação que as artérias sofrem em condições *ex vivo* [Holzapfel *et al.*, 2000a]. Cada autor apresenta o armazenamento de uma forma diferente, assim como a temperatura em que as amostras são armazenadas difere. Beenakker *et al.*, 2012, cortaram a aorta suína em pedaços de 15mm, congelando-os rapidamente em pentano líquido. O tecido foi armazenado a -80 °C até ser utilizado. Em Sommer *et al.*, 2010, a bifurcação carótida foi congelada e armazenada a -80 °C imediatamente após a excisão.

No trabalho de Stemper *et al.*, 2004, a amostra foi obtida de uma carótida interna humana, a qual foi congelada em solução de Ringer's com lactato até 24h antes do teste.

Alguns trabalhos, como o de Zhang e Arola, 2004, e Holzapfel, 2005, não congelam as amostras, realizando os testes experimentais logo após a excisão.

O trabalho de Zemanek *et al.*, 2009, analisa a influência do processo de congelamento em aortas torácicas suínas, onde amostras frescas foram testadas dentro de duas horas após sua preparação e foram então refrigeradas a -20 °C, sendo testadas novamente a noite sob as mesmas condições. Os autores concluíram que as amostras que sofreram o processo de refrigeração e descongelamento não mostraram mudanças significantes na resistência mecânica comparadas com aquela que não sofreram este processo, sendo que a influência da refrigeração por um período mais longo, em semanas ou meses, não foi testada.

Após armazenar o tecido em temperaturas inferiores a 0°C estes necessitam ser descongelados, sendo que este processo às vezes não é mencionado pelos autores, como ocorre em Beenakker *et al.*, 2012.

Em trabalhos como o de Sommer *et al.*, 2010, as amostras foram lentamente descongeladas a 4°C e então, preparadas a temperatura da sala (20°C), antes dos testes experimentais. Todos os testes foram feitos dentro de 24 horas depois do descongelamento e todas as amostras foram testadas dentro de 14 dias depois da excisão.

Rendal *et al.*, 2004, investigaram os efeitos do descongelamento rápido e lento na ocorrência de rupturas e mudanças na estrutura de aortas abdominais e torácicas de quinze suínos. Os resultados obtidos sugerem que comparado com o descongelamento lento, o descongelamento rápido produz danos mais severos nas artérias, devendo assim ser evitado.

### Fixação das amostras nas garras

A fixação das amostras irá depender do tipo de ensaio a ser realizado, sendo que muitos dispositivos são desenvolvidos para melhor simular a condição *in vivo* nos ensaios *in vitro*, onde o tecido geralmente é canulado a uma máquina [Sommer *et al.*, 2010]. Alguns experimentos fazem uso de grampos, outros desenvolvem maneiras para evitar o deslizamento da amostra na garra e há os que nem possuem fixação nas extremidades, conforme será melhor detalhado a seguir.

Em Sommer *et al.*, 2010, o ensaio de extensão-inflação foi realizado em um dispositivo experimental onde as artérias foram canuladas nos dois extremos com tubos conectores especiais, que correspondem ao diâmetro do vaso, e inseridos na máquina de teste. O dispositivo experimental é descrito no trabalho de Shulze-Bauer *et al.*, 2002.

No trabalho de Gundiah *et al.*, 2009, os testes experimentais biaxiais foram realizados em um dispositivo descrito em Gundiah *et al.*, 2007, sendo as amostras fixadas na máquina com grampos Delrin® retangulares de 2 cm. O sistema de alongamento usado pode ser visto na Figura 4.1.

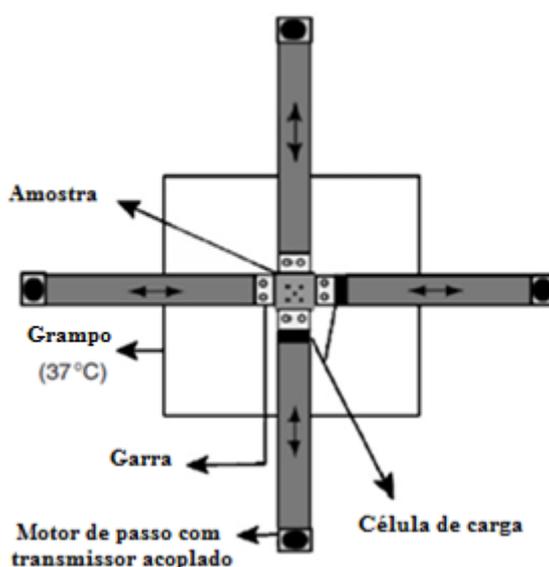


Figura 4.1 – Sistema de alongamento [Gundiah *et al.*, 2007].

Zoumi *et al.*, 2004, utilizaram um cateter tipo balão, feito sob medida, para realizar os testes experimentais (inflação). O balão tinha área superficial em excesso, sendo toda a carga de pressão transmitida para a parede arterial, isto é, nenhuma tensão é feita pelo próprio balão.

Em Stemper *et al.*, 2004, a amostra foi fixada na máquina pelas extremidades (caudal e cefálica) utilizando garras feitas para evitar o deslizamento. As garras consistem em dois blocos de metal unidos para fixar as extremidades superior e inferior. Uma malha de arame

foi colocada nas bordas internas dos blocos para segurar as amostras. A fixação inferior foi anexada à estrutura de teste e a superior foi anexada ao pistão para aplicar carga axial (longitudinal).

No trabalho de Zemanek *et al.*, 2009, as amostras foram fixadas por 2 ou quatro grampos para garantir uma distribuição uniforme da carga ao longo da largura da amostra. Os espaçamentos foram garantidos por moldes plásticos. A Figura 4.2 mostra a fixação das amostras.

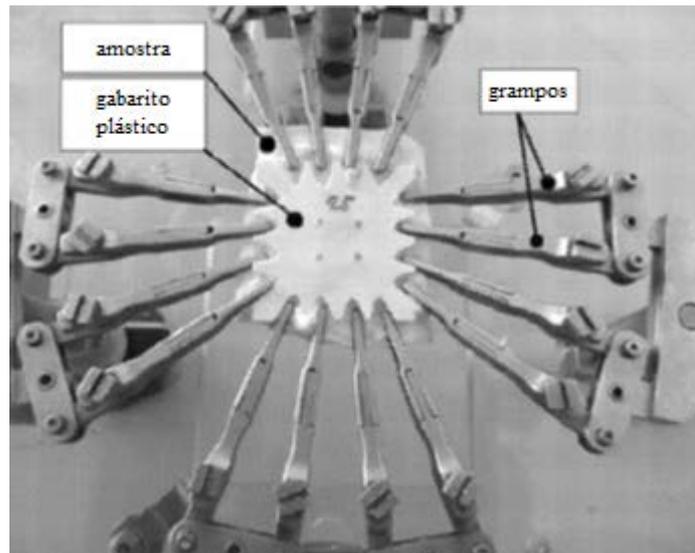


Figura 4.2– Fixação da amostra nos grampos [Zemanek *et al.*, 2009].

Em Zhang e Arola, 2004, as amostras foram presas, em ambas as extremidades, por grampos de compressão. Em Holzapfel e Ogden, 2009b, pedaços de lixa foram colocados nas extremidades das amostras com gel superadesivo para facilitar o aperto na máquina e para prevenir escorregamento durante o teste. A Figura 4.3 mostra os corpos de prova prontos para serem fixados no dispositivo.

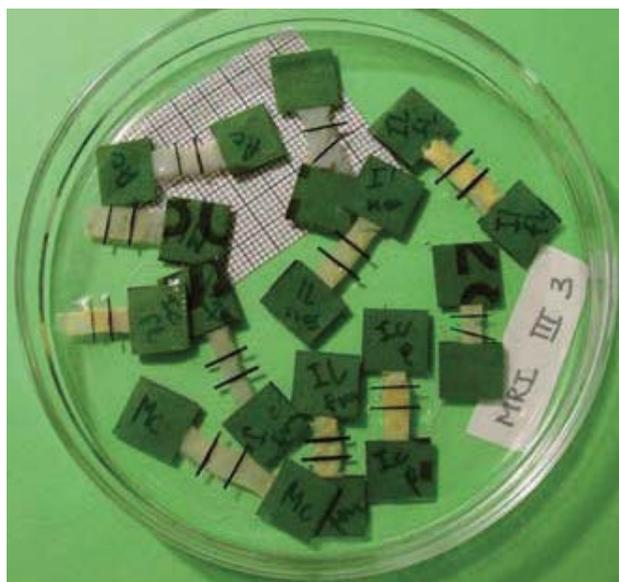


Figura 4.3– Amostras prontas para os ensaios mecânicos [Holzapfel e Ogden, 2009b].

### Condição de ensaio

Tratando-se de tecidos biológicos, a temperatura e a hidratação são fatores importantes, portanto antes ou durante os testes, as amostras são mantidas em soluções para manter o tecido hidratado com temperatura específica, quando possível.

No trabalho de Holzapfel e Ogden, 2009b, e de Sommer *et al.*, 2010, as amostras foram mantidas em solução salina de 0,9% livre de cálcio a 37 °C, diferindo somente no tempo de permanência antes dos testes, onde em Holzapfel e Ogden, 2009b, ficou entre 30 e 60 minutos e em Sommer *et al.*, 2010, foi de aproximadamente 10 minutos.

Em Gundiah *et al.*, 2009, as amostras foram mantidas em uma bandeja de acrílico contendo água destilada a 37°C para manter o tecido hidratado.

No trabalho de Zemanek *et al.*, 2009, os corpos de prova foram testados em duas temperaturas diferentes, 30 °C e 37 °C, depois de ter equilibrado sua temperatura por vários minutos em solução salina fisiológica. Concluíram que o aumento da temperatura em 1°C resulta em uma diminuição de aproximadamente 5% na rigidez, estes valores correspondem ao encontrado na literatura (Fung, 1993 *apud* Zemanek *et al.*, 2009).

Guinea *et al.*, 2005, estudaram a influência da temperatura no comportamento passivo de artérias carótidas humanas por meio de testes de inflação. Concluíram que o efeito combinado de temperatura e da pressão tem uma notável influência sobre o coeficiente de dilatação da parede arterial da carótida humana, que pode mudar de positivo para negativo dependendo do estado de tensão. Por outro lado, a rigidez estrutural das artérias carótidas

parece não alterar consideravelmente dentro da gama de temperaturas testadas (17, 27, 37 e 42°C).

### **Velocidade de carregamento**

A velocidade de carregamento difere para cada ensaio reportado na literatura, sendo realizada através da velocidade constante de aplicação de pressão em ensaios de inflação ou de deslocamento em ensaios uniaxiais e biaxiais.

Em Holzapfel e Ogden, 2009b, a velocidade do carregamento utilizada foi de 1 mm/min, a mesma do pré-condicionamento, sendo que as amostras possuíam aproximadamente 7,2 mm de comprimento e 2,8 mm de largura. No trabalho de Sommer *et al.*, 2010, a velocidade do alongamento axial durante o pré-condicionamento foi de 1 mm/min e a velocidade de inflação e deflação durante o ciclo de pré-condicionamento foi de 16,7 kPa/min, a mesma utilizada para o ciclo de medição, a altura da amostra utilizada foi de aproximadamente 37 mm. Em Stemper *et al.*, 2004, as amostras foram carregadas quase estaticamente na velocidade de 0,1 mm/s até o rompimento da artéria, sendo que estas possuíam cerca de 32 mm de comprimento.

### **Pré-carregamento e pré-condicionamento**

O pré-carregamento/condicionamento é realizado por vários autores, e segundo os mesmos, serve para alinhar as fibras e para tentar restaurar o quanto for possível o estado que amostra possuía quando se encontrava *in vivo*, assim como para obter curvas tensão-deformação repetidas. Diferentes métodos são utilizados na literatura.

Para obter curvas de tensão-deformação cíclicas Holzapfel e Ogden, 2009b, realiza um pré-condicionamento da amostra através de cinco ciclos de carregamento e descarregamento em velocidade constante de 1 mm/min. No trabalho de Sommer *et al.*, 2010, a pressão variou de 0 a 33,3 kPa em vários alongamentos axiais que variaram de 1,0 a 1,3 com incrementos de 0,05. Antes de cada incremento de alongamento axial a parede arterial era pré-condicionada axialmente e circunferencialmente. Primeiro axialmente, através de cinco ciclos de alongamento, variando da condição inicial até o alongamento axial desejado. Mantendo-se no alongamento axial desejado, a artéria era pré-condicionada circunferencialmente através de cinco ciclos de extensão-inflação, variando de 0 até 33,3 kPa. Após o pré-condicionamento axial e circunferencial a artéria era inflada e deflacionada mais uma vez para obter o “ciclo de medição”.

Em Gundiah *et al.*, 2009, as amostras foram pré-condicionadas em 10% do alongamento por dez ciclos em uma onda triangular de 0,05 Hz, tanto na direção axial quanto na direção circunferencial. Este procedimento foi realizado para diferentes alongamentos incrementais, sendo aplicado em todas as amostras. Os dados retirados foram sempre seguintes ao pré-condicionamento e os alongamentos foram realizados em porcentagens e diferentes para cada amostra.

Em Stemper *et al.*, 2004, as amostras foram pré-condicionadas com cinco ciclos na velocidade de 0,1 mm/s até aproximadamente o comprimento *in situ* (comprimento que a artéria possuía antes de ser excisada). Isto foi feito para restaurar a amostra, o quão fosse possível, ao seu estado *in vivo*.

Zemanek *et al.*, 2009, descreve o pré-condicionamento como ciclos de carregamento e descarregamento até diminuir o efeito de variação de tensão e o material exibir um comportamento de ciclo quase repetido. Os autores mencionam também que mudanças no comportamento do material durante o pré-condicionamento são relacionados com um alinhamento nítido das fibras de colágeno em relação a força aplicada.

O trabalho de Zemanek *et al.*, 2009, analisa a influência do pré-condicionamento em amostras submetidas a testes de tensão uniaxial, planar e equibiaxial, concluíram que para os testes uniaxiais e planares o pré-condicionamento é importante, já para o teste de tensão equibiaxial o pré-condicionamento não é necessário. Neste trabalho os autores determinaram como necessários seis ciclos de pré-condicionamento. Por outro lado, também no trabalho de Zemanek *et al.*, 2009, amostras foram submetidas apenas a uma pré-carga de no máximo 0,5N, sendo que após essa pré-carga o carregamento ocorreu a uma taxa de deformação constante.

### **Medição geométrica das amostras**

As medições geométricas diferem muito devido ao tipo de ensaio a ser realizado e das medidas necessárias para a caracterização do tecido.

No caso de testes uniaxiais as medidas geométricas são de comprimento e espessura, além de ser possível fazer o reconhecimento das bordas. No trabalho de Holzapfel e Ogden, 2009b, as medições de comprimento e espessura foram realizadas opticamente, utilizando um vídeo extensômetro que emprega uma câmera com dispositivo de carga acoplada. Já para os ensaios de extensão-inflação, além das medidas de comprimento e espessura, são necessárias as medidas do diâmetro.

Em Sommer *et al.*, 2010, as amostras utilizadas para os ensaios de extensão-inflação possuíam segmentos com aproximadamente 50 mm de comprimento. Para medir a espessura e para obter a configuração livre de tensões de cada camada os autores utilizaram outro segmento desta mesma artéria, sendo que este possuía cerca de 15 mm de comprimento. A descrição de como foram realizadas as medições de comprimento, diâmetro externo, pressão e dos carregamentos axiais são descritas no trabalho de Shulze-Bauer *et al.*, 2002. Onde é relatada a utilização de um vídeo extensômetro juntamente com uma câmera para a medição do comprimento e do diâmetro externo, para a medição da pressão utilizaram um transdutor de pressão e para a medição dos carregamentos axiais empregou-se uma célula de carga.

Em Gundiah *et al.*, 2009, a espessura do tecido foi medida com compasso de espessura, onde a amostra ficou encaixada suavemente entre dois vidros. As amostras possuíam 25,4 mm por 25,4 mm de dimensão e foram orientadas nas direções principais do tecido, circunferencial e axial.

Em Zoumi *et al.*, 2004, a espessura das amostras e o diâmetro do lúmen foram medidos através de um microscópio óptico.

No trabalho de Stemper *et al.*, 2004, a largura e a espessura da amostra foram medidas com o paquímetro digital, assim como a distância entre os dispositivos de fixação superiores e inferiores.

### **Medição de deformação**

A medição de deformação em tecidos biológicos requer atenção especial, pois é comum que este escorregue suavemente da garra durante o ensaio. Dentre as possíveis técnicas de medição, a que mais se ajusta a medição de deslocamentos e deformações em tecidos biológicos são as técnicas sem contato, como a medição óptica. O método mais difundido neste campo para tecidos biológicos é o de correlação de imagens digitais (DIC). O DIC tem sido largamente aceito e comumente usado como uma ferramenta poderosa e flexível para medição de deformação superficial no campo de mecânica dos sólidos experimental, fornecendo deslocamentos e deformações integrais da área por meio da comparação de imagens digitais da superfície da amostra na configuração indeformada e deformada [Pan *et al.*, 2009].

Para realizar a medição a superfície da amostra necessita de uma marcação adequada, ou seja, deve possuir um padrão de manchas aleatórias, que deforma juntamente com a superfície do corpo de prova. Estas manchas podem ser encontradas na textura natural da

amostra ou produzidas artificialmente através de borrifos de tinta ou outras técnicas. Para mais detalhes do método DIC ver Pan *et al.*, 2009. Para maiores detalhes do funcionamento do DIC, como a função de mapeamento, o critério de correlação, o método de interpolação, entre outros, ver Pan *et al.*, 2009.

As marcações artificiais podem ser realizadas de diferentes maneiras. No trabalho de Zhang e Arola, 2004, amostras de aorta bovina foram retiradas da solução e secadas gentilmente com toalhas de papel, sendo então pulverizadas diretamente com tinta esmalte preta (Rustoleum), gerando um padrão de manchas de alto contraste já que a superfície da íntima é branco fosco. O esmalte utilizado tem solventes que afetam as propriedades do tecido, contudo, o autor assumiu que a camada possuía uma espessura fina e o período de tempo de ensaio ( $t < 30$  min) foi curto, ignorando a influência sobre o tecido. No trabalho de Sutton *et al.*, 2008, foi utilizado toner em pó (tamanho da partícula de 3-10  $\mu\text{m}$ , Ricoh) para revestir a superfície da amostra (artéria carótida de ratos), criando um padrão de manchas no exterior do corpo de prova. Diferentes padrões de manchas em artérias de rato são demonstrados por Ning *et al.*, 2011, sendo utilizado microesferas fluorescentes ou brometo de etídeo. Em Wilchez, 2012, utilizou-se microesferas de poliamida brancas (PA2200) sobre uma camada de toner preto para criar contraste nas amostras de tendão a serem medidas pelo DIC.

## 5. MODELOS CONSTITUTIVOS PARA PAREDES ARTERIAIS

Através dos testes experimentais são obtidos dados para determinar as funções constitutivas. Entretanto é necessário ter modelos constitutivos adequados para avaliar e reproduzir estes dados. Somente assim seria possível modelar a mecânica do tecido em condições normais e patológicas, e para simular e melhor entender os efeitos mecânicos dos procedimentos clínicos [Holzapfel e Ogden, 2009b]. Como os tecidos biológicos possuem uma microestrutura complexa (colágeno, elastina, proteoglicanos, entre outros), muitos dos modelos apresentados a seguir fazem uso das informações microestruturais para construir os modelos.

Alguns estudos assumiam que a parede arterial era homogênea e anisotrópica, como é o caso do trabalho de Vaishnav *et al.*, 1972 e de Cox, 1975. Em trabalho subsequente Maltzahn *et al.*, 1981, propuseram um modelo cilíndrico de duas camadas para descrever as propriedades não lineares das artérias carótidas. Entretanto somente no trabalho de Lanir, 1983, a aproximação de que fibras de colágeno estão inseridas em uma matriz isotrópica foi feita. Um primeiro exemplo de modelo que considera toda a parede arterial como uma estrutura fibrosa, com as fibras arrançadas helicoidalmente, foi feito por Tözeren, 1984, *apud* Holzapfel e Ogden, 2009b.

Com o passar dos anos surgiram muitos modelos que tentam descrever da melhor maneira o comportamento arterial. As considerações para os modelos são diversas, podendo ser viscoelásticas, hiperelásticas, elasto-plásticas, considerar dano, dispersão de fibras, tensões residuais, entre outros. Alguns modelos encontrados na literatura serão descritos a seguir para melhor ilustrar as afirmações anteriores.

Delfino *et al.*, 1997, construíram um modelo em elementos finitos tridimensional, da bifurcação arterial carótida, para determinar o campo de tensão e avaliar a modificação do campo de tensão quando tensões residuais são levadas em conta. O modelo construído leva em consideração a variação de espessura da artéria ao longo da bifurcação e considera o material como sendo hiperelástico, incompressível, homogêneo e isotrópico.

Holzapfel *et al.*, 2000a, apresenta uma lei constitutiva específica para descrever a resposta mecânica passiva do tecido arterial. Modelando a artéria como um tubo cilíndrico circular de paredes grossas, não linear e elástico, consistindo de duas camadas, que correspondem a média e a adventícia. Cada camada é tratada como um material reforçado por

fibras, correspondendo aos componentes colágenos do material que são simetricamente distribuídos com respeito ao eixo do cilindro.

Holzapfel e Gasser, 2001, apresentam um modelo viscoelástico para tensões totalmente tridimensionais e a resposta de deformação de compósitos com reforço de fibras que sofre deformações finitas. Este modelo é reforçado por duas famílias de fibras, então as propriedades mecânicas do compósito dependem da direção das fibras.

Holzapfel *et al.*, 2002, propõem um modelo estrutural tridimensional, capaz de simular o comportamento mecânico passivo (sem estímulo) de paredes arteriais saudáveis em regime viscoelástico de grandes deformações. Esse modelo permite que os parâmetros materiais sejam associados com os constituintes de cada camada arterial mecanicamente relevante e requerer detalhes da direção de organização das fibras de colágeno, como geralmente observada com um microscópio.

Gasser e Holzapfel, 2002, desenvolveram um modelo constitutivo elastoplástico para materiais biológicos, compósitos e quase incompressíveis. Este modelo é adequado para descrever o comportamento mecânico de compósitos biológicos de fibra reforçada em domínio de deformações finita, elástica e plástica.

Hokanson e Yazdani, 1997, desenvolveram um modelo para dano anisotrópico, com interesse de aplicação para artérias coronárias humanas submetidas a angioplastia.

Calvo *et al.*, 2007, apresentam um modelo estrutural de dano com deformações finitas totalmente tridimensional para tecido fibroso mole, capaz de capturar o comportamento típico de tensão-deformação observado em artérias.

Balzani *et al.*, 2012, propõem um modelo material para descrever a tensão de relaxação observada em testes de tração cíclicos de tecidos moles colagenosos, como as artérias, para carregamentos além do limite fisiológico, caracterizando o dano mecânico sofrido pelo tecido.

Ehret *et al.*, 2009, propõem um modelo constitutivo capaz de descrever tanto relaxação quanto deformação permanente no carregamento cíclico. O modelo também leva em conta a dependência do pré-condicionamento nos limites de carregamento. O modelo proposto é totalmente anisotrópico, tridimensional e termodinamicamente consistente.

Modelos, como o de Holzapfel *et al.*, 2000a, assumem que as fibras de colágeno são perfeitamente alinhadas, o que funciona bem para a camada íntima mas não reflete o comportamento da média e da íntima, que possuem dispersão significativa de fibras [Gasser *et*

*al.*, 2006, Holzapfel e Ogden, 2009b], então um modelo capaz de representar a dispersão das fibras de colágeno foi desenvolvido por Gasser *et al.*, 2006.

Holzapfel e Ogden, 2010, realizaram uma revisão sobre os modelos constitutivos de propriedades elásticas anisotrópicas e altamente não lineares da parede arterial. Focando principalmente nos desenvolvimentos das últimas décadas, na teoria dos invariantes de deformação, em particular os invariantes que capturam os aspectos estruturais do tecido, especificamente a orientação das fibras de colágeno, a dispersão na orientação e a anisotropia associada as propriedades dos materiais, assim como a aplicação de modelos constitutivos em artérias saudáveis e doentes. Em Holzapfel e Ogden, 2009b, uma revisão de modelos constitutivos também é apresentada, onde uma pesquisa abrangente sobre os modelos constitutivos foi realizada, citando sua evolução e peculiaridades.

O modelo escolhido para os testes numéricos no presente trabalho é amplamente utilizado e foi proposto por Holzapfel *et al.*, 2000a, onde alguns parâmetros envolvidos podem ser associados com a estrutura histológica da parede arterial (ex.: direções das fibras). O modelo é baseado na teoria de compósitos com fibras-reforçadas e emprega a simetria de um material ortotrópico cilíndrico.

O modelo proposto por Holzapfel *et al.*, 2000a, fez uma divisão adicional na parte isocórica da função energia de deformação, consistindo uma parte isotrópica e uma anisotrópica, proveniente da contribuição de famílias de fibras. Desde que as fibras de colágeno, presentes na parede arterial não ficam ativas a baixas pressões, a parte isotrópica da energia de deformação é associada com a resposta não colágena da matriz material, assumindo ser isotrópica. A resistência do alongamento a altas pressões é quase totalmente devido a fibras colágenas [Roach e Burton, 1957, apud Holzapfel *et al.*, 2000a] e essa resposta mecânica é considerada como sendo governada pela parte anisotrópica da energia. A energia de deformação, assumindo a existência de duas famílias de fibras, é então escrita por:

$$\bar{\Psi}(\bar{\mathbf{C}}, \mathbf{a}_{01}, \mathbf{a}_{02}) = \bar{\Psi}_{iso}(\bar{\mathbf{C}}) + \bar{\Psi}_{aniso}(\bar{\mathbf{C}}, \mathbf{a}_{01}, \mathbf{a}_{02}) \quad (5.1)$$

Sendo as duas famílias de fibras colágenas caracterizadas pelos dois vetores  $\mathbf{a}_{0i}$ ,  $i=1,2$ , com  $|\mathbf{a}_{0i}| = 1$  que indicam suas direções.

A energia pode ser expressa em termos de invariantes como:

$$\bar{\Psi}(\bar{\mathbf{C}}, \mathbf{A}_1, \mathbf{A}_2) = \bar{\Psi}_{iso}(\bar{I}_1, \bar{I}_2) + \bar{\Psi}_{aniso}(\bar{I}_4, \bar{I}_6) \quad (5.2)$$

onde a parte anisotrópica dependente somente dos invariantes  $\bar{I}_4 = \mathbf{a}_{01} \cdot \bar{\mathbf{C}}\mathbf{a}_{01}$  e  $\bar{I}_6 = \mathbf{a}_{02} \cdot \bar{\mathbf{C}}\mathbf{a}_{02}$ , pois é considerada suficiente para capturar a resposta típica da parede arterial. Nesta

tratativa o pseudo-invariante  $\bar{I}_6$  corresponde ao mesmo pseudo-invariante  $\bar{I}_4$ , porém com outra direção da família de fibras [Holzapfel *et al.*, 2000a].

Na proposta original, para a parte isotrópica do modelo, foi utilizado o modelo neo-Hookeano clássico, sendo:

$$\bar{\Psi}_{iso}(\bar{I}_1) = \frac{c}{2}(\bar{I}_1 - 3) \quad (5.3)$$

onde  $c > 0$  é um parâmetro do material. Porém, é possível utilizar qualquer modelo hiperelástico clássico, como o modelo de Mooney-Rivlin,

$$\bar{\Psi}_{iso}(\bar{I}_1) = \frac{c_1}{2}(\bar{I}_1 - 3) + \frac{c_2}{2}(\bar{I}_2 - 3) \quad (5.4)$$

que será empregado nos exemplos numéricos.

Na parte anisotrópica da energia livre de deformação foi proposta como uma função exponencial, conhecido como modelo de Holzapfel:

$$\bar{\Psi}_{aniso}(\bar{I}_4, \bar{I}_6) = \frac{k_1}{2k_2} \sum_{i=4,6} \{exp[k_2(\bar{I}_i - 1)^2] - 1\} \quad (5.5)$$

onde  $k_1 > 0$  é um parâmetro de rigidez do material e  $k_2 > 0$  é um parâmetro adimensional. Uma escolha apropriada de  $k_1$  e  $k_2$  permite que as fibras de colágeno não influenciem na resposta mecânica da artéria em baixas pressões para ser modelada [Roach e Burton, 1957, apud Holzapfel *et al.*, 2000]. Para garantir que as fibras não contribuam quando sujeitas a deformações compressivas impõe-se as seguintes restrições  $\bar{I}_4 \geq 1$  e  $\bar{I}_6 \geq 1$ .

O tensor tensão de Cauchy isocórico, para o modelo neo-Hookeano, é dado por:

$$\bar{\sigma} = c \operatorname{dev} \bar{\mathbf{b}} + \sum_{i=4,6} 2\bar{\Psi}_i \operatorname{dev}(\mathbf{a}_i \otimes \mathbf{a}_i) \quad (5.6)$$

e segundo tensor de Piola-Kirchhoff é dado por:

$$\bar{\mathbf{S}} = J^{-2/3} \operatorname{DEV} \left( \frac{\partial \bar{\Psi}}{\partial \bar{\mathbf{E}}} \right) \quad (5.7)$$

Sendo que

$$\bar{\Psi}_4 = \frac{\partial \bar{\Psi}_{aniso}}{\partial \bar{I}_4} \quad (5.8)$$

e

$$\bar{\Psi}_6 = \frac{\partial \bar{\Psi}_{aniso}}{\partial \bar{I}_6} \quad (5.9)$$

indicam um escalar.

## 5.1 Exemplos Numéricos

Alguns exemplos numéricos foram implementados em MATLAB com o intuito de testar o modelo escolhido em diferentes situações. Uma vez que o objetivo do trabalho é estudar uma metodologia de caracterização é necessário compreender a capacidade representativa do modelo. Estas implementações depois serviram para a montagem do procedimento de identificação de parâmetros do modelo.

Dentre os possíveis testes para paredes arteriais, os mais difundidos em literatura são os testes uniaxiais e os testes biaxiais. O segundo particularmente é realizado simulando a inflação de uma parede tubular delgada, representando a aplicação de pressão interna no vaso sanguíneo. Apesar de parecerem testes triviais, devido a característica anisotrópica do material são necessárias estratégias para calcular deformações transversais. Assim, nesta seção, são apresentados diferentes testes numéricos explorando o modelo, com o objetivo de compreender a sua capacidade e de verificar a sua implementação.

### Teste Uniaxial

No teste de tração parte-se do princípio que o estado de tensões é uniaxial, ou seja, apenas a componente uniaxial está presente, como:

$$\boldsymbol{\sigma} = \begin{bmatrix} \sigma_{11} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (5.10)$$

Porém, diferentemente dos materiais isotrópicos, as deformações transversais podem ser diferentes dependendo da direção atribuída a fibra. Assim, na aplicação de uma deformação longitudinal por meio de incrementos, que seria a deformação aplicada por uma máquina de ensaio, o gradiente de deformações fica representado por:

$$\mathbf{F} = \begin{bmatrix} \lambda_1 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3 \end{bmatrix} \quad (5.11)$$

onde  $\lambda_1$  é o alongamento longitudinal e  $\lambda_2$  e  $\lambda_3$  são os alongamentos transversais. Deve-se notar que  $\lambda_2$  será igual a  $\lambda_3$  somente quando todas as fibras estejam alinhadas com a aplicação da carga ou perpendiculares. De outro modo, a relação entre as deformações transversais deve ser informada ou calculada. Em um teste uniaxial (Figura 5.1), onde tem-se apenas a resposta longitudinal, é necessário calcular a tensão uniaxial e pelo menos uma das deformações transversais (assumindo incompressibilidade), através de um método numérico. O método mais empregado nestas aplicações é o método de elementos finitos, observando-se que outros

métodos também podem ser empregados. Para os exemplos apresentados nesta seção, utilizou-se o código de elementos finitos não linear para hiperelasticidade, disponibilizado por Bower, 2009, e implementou-se o modelo escolhido.

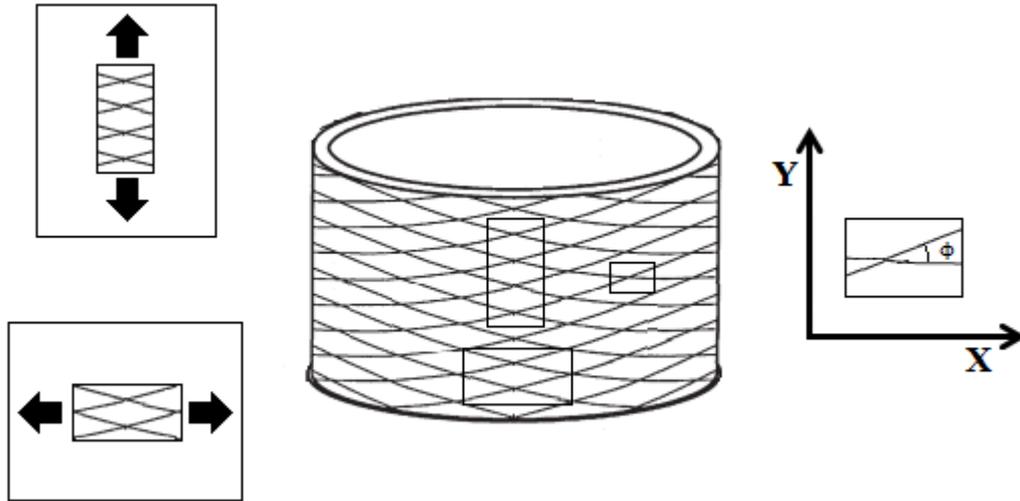


Figura 5.1– Ensaio de tração uniaxial na direção longitudinal (esquerda acima), direção circunferencial (esquerda abaixo) e o ângulo das famílias de fibras (direita).

### Teste uniaxial com o modelo hiperelástico

O primeiro teste foi realizado com o objetivo de simular o comportamento das amostras quando submetidas a ensaios uniaxiais. Neste teste utilizou-se os dados de uma amostra circunferencial, submetida a uma velocidade de deslocamento de 1 mm/min. Foi utilizado o modelo Neo-Hookeano e o modelo de Holzapfel [Holzapfel, 2000a]. A parede arterial foi considerada como uma camada única, o ângulo escolhido foi de  $33^\circ$  e os parâmetros do material utilizados foram  $c_1 = 1\text{kPa}$ ,  $k_1 = 10\text{ kPa}$  e  $k_2 = 0,8$ . Estas escolhas foram feitas com o propósito único de avaliar o modelo, não se baseando em nenhum material encontrado na literatura.

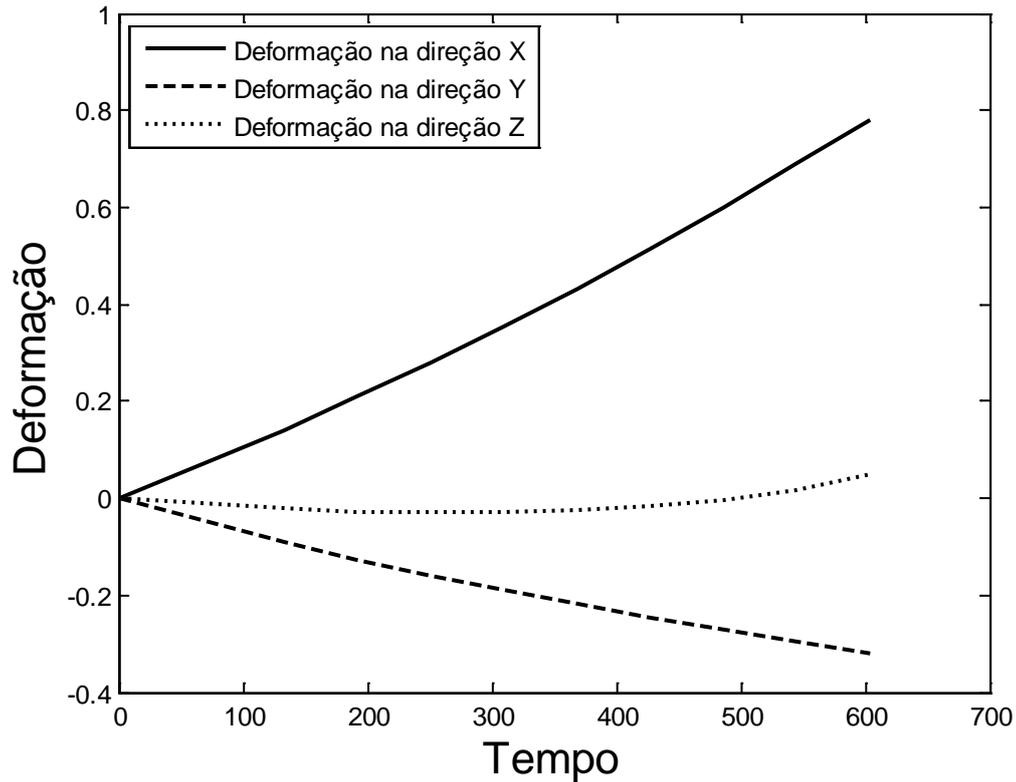


Figura 5.2–Comportamento da amostra conforme o tempo na direção longitudinal (Y), circunferencial (X) e na espessura (Z).

Na Figura 5.2 pode ser observado que a deformação varia de maneira diferente nas três direções e que existe uma deformação transversal positiva que ocorre devido à rotação das fibras na direção em que está sendo aplicada a carga, conforme descrito em Gasser *et al.*, 2006.

Um segundo teste realizado pretende analisar a influência do ângulo das famílias de fibras na resposta do material. Para este teste o modelo isotrópico foi trocado para Mooney-Rivlin (Equação (5.4)), entretanto essa escolha não modificará a análise para a influência do ângulo. Os parâmetros do material utilizados foram  $c_1 = 1\text{kPa}$ ,  $k_1 = 1\text{ kPa}$  e  $k_2 = 0,1$ , além da inclusão de  $c_2 = 1\text{kPa}$ , os ângulos escolhidos foram  $30^\circ$ ,  $40^\circ$ ,  $50^\circ$  e  $60^\circ$ . Os dados de entrada aqui utilizados pertencem aos dados da máquina para o ensaio monotônico com velocidade de  $1\text{mm/min}$  (da amostra circunferencial e longitudinal). O comportamento da amostra circunferencial na variação de ângulo pode ser visto na Figura 5.3, assim como da amostra longitudinal pode ser visto na Figura 5.4.

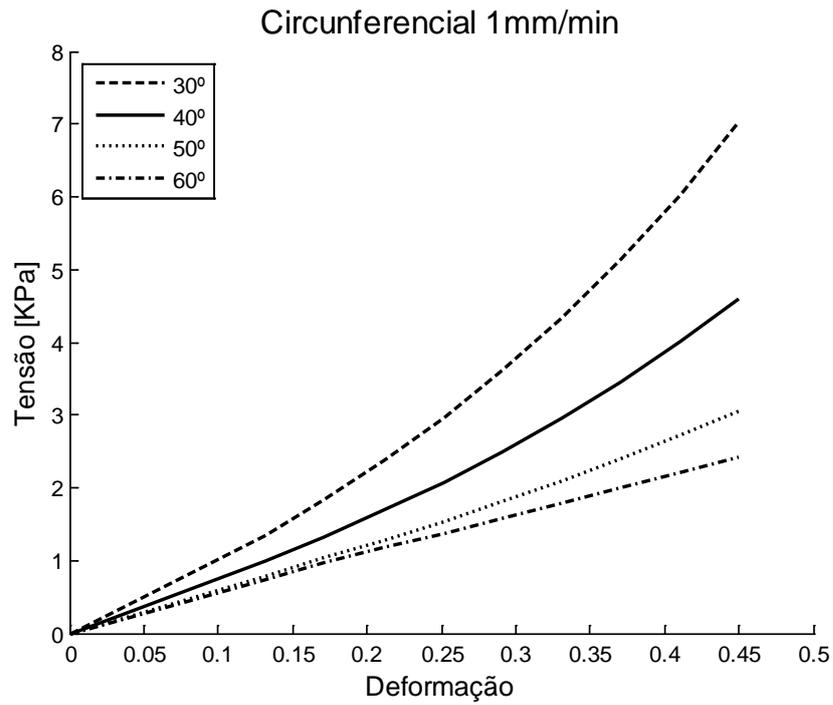


Figura 5.3—Variação dos ângulos da amostra circunferencial.

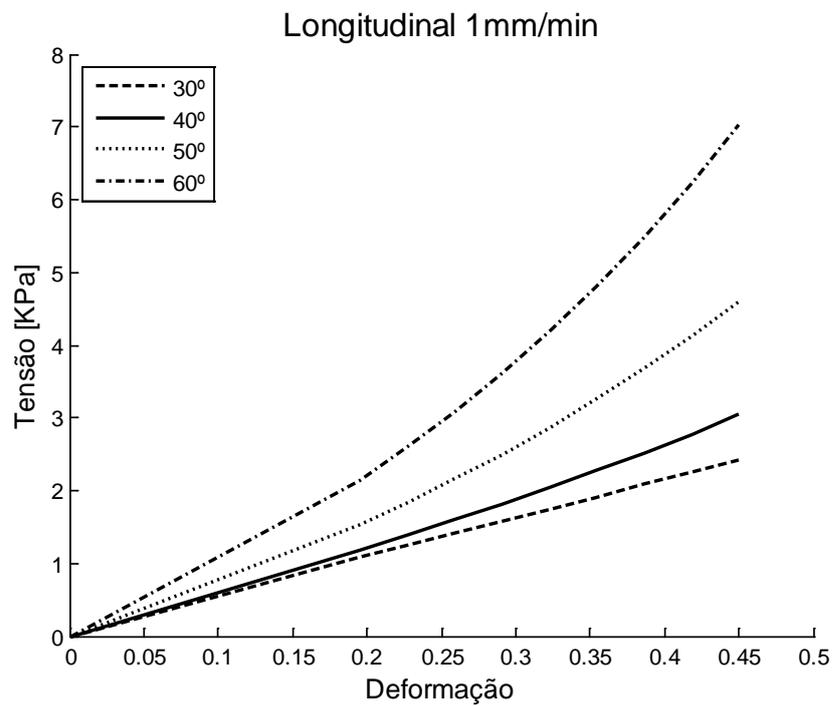


Figura 5.4—Variação dos ângulos da amostra longitudinal.

Como pode ser visto nas figuras 5.3 e 5.4, o ângulo das famílias de fibras tem grande influência no comportamento das amostras. Muitos artigos fazem análises das artérias com

microscópio para estimar o ângulo das famílias de fibras, entretanto o trabalho aqui apresentado não realizou esta abordagem experimental.

### Teste uniaxial viscoelástico

Para visualizar o efeito viscoelástico incluído na parte isotrópica testes foram realizados com duas velocidades. Neste teste o modelo isotrópico utilizado foi o de Mooney-Rivlin e o anisotrópico foi o mesmo dos testes anteriores. Os parâmetros do material utilizados foram  $c_1 = 100$  kPa,  $c_2 = 1$  kPa,  $k_1 = 1$  kPa,  $k_2 = 0,1$ ,  $\gamma_1 = 0,6$  e  $\tau_1 = 6$ , com ângulo de  $40^\circ$ . Os parâmetros foram escolhidos novamente de maneira aleatória, somente para verificação do modelo e para que a variação de velocidade ficasse visível.

O teste monotônico tem por objetivo a verificação da resposta do material conforme a mudança da velocidade. Os resultados são apresentados na Figura 5.5.

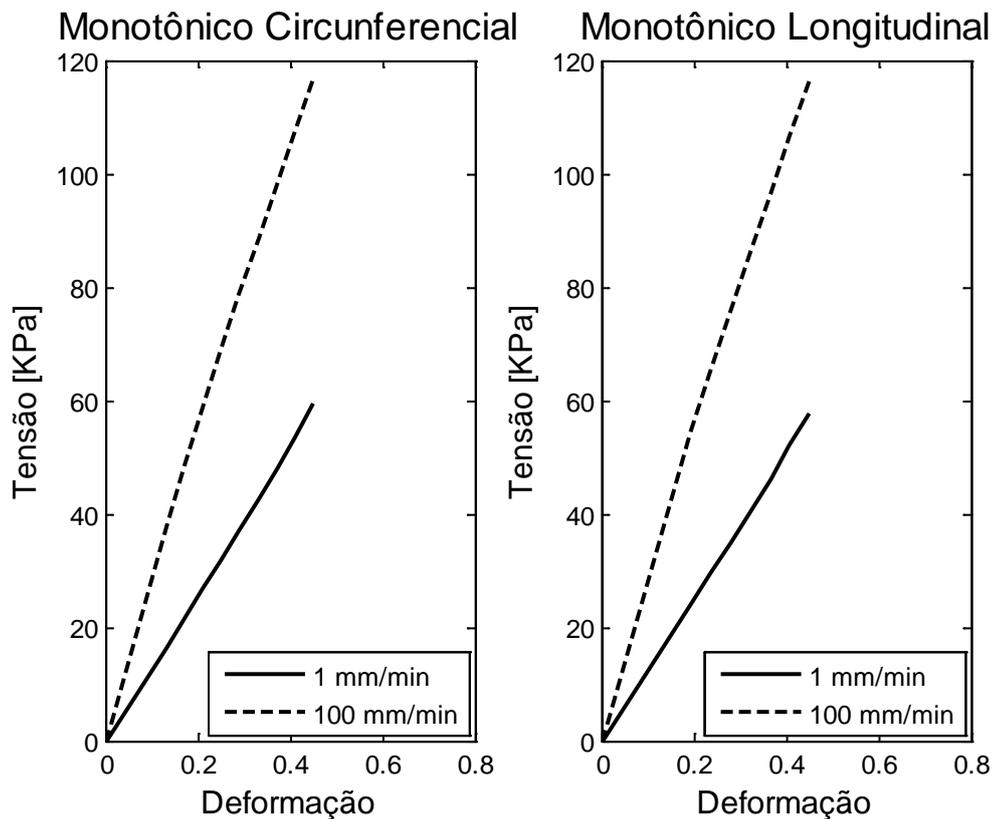


Figura 5.5–Ensaio monotônico com variação de velocidade.

Conforme observado na Figura 5.5 a maior velocidade possuiu a maior tensão, além de responder com a variação da velocidade, o que é condizente com o esperado.

Um segundo teste com sequencias de cargas e descargas foi realizado. Neste teste foram utilizados os mesmos parâmetros do ensaio monotônico para variação de ângulo. Este tem por objetivo verificar o comportamento do modelo para ensaios cíclicos (Figura 5.6). Os dados de entrada para o modelo aqui apresentado é constituído de duas rampas com carga e descarga, com mesma amplitude de deslocamento.

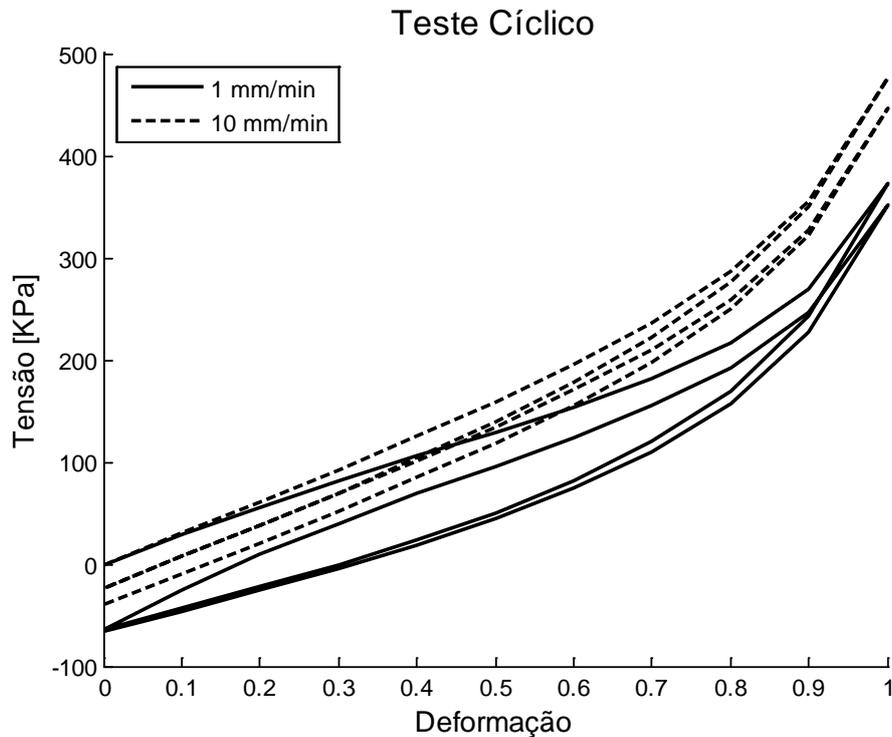


Figura 5.6–Ensaio cíclico com variação de velocidade.

Na Figura 5.6 pode ser observado o comportamento do modelo escolhido quando este é submetido a duas cargas e descargas, a tensão inicia-se em zero e retorna a um valor negativo, pois a viscoelasticidade está sendo aplicada somente na parte isotrópica do modelo.

### **Inflação de um tubo cilíndrico**

Conforme apresentado nos capítulos anteriores a artéria pode sofrer simplificações variadas e pode ser analisada numericamente de diferentes maneiras. Uma dessas simplificações é assumir que a artéria é um tubo cilíndrico de parede fina submetido a uma pressão interna. Apesar de que o presente trabalho não pode realizar testes experimentais que possam ser analisados com essa simplificação, este estudo numérico é interessante e serve como base para futuras aplicações deste trabalho.

O estudo aqui realizado teve como base os trabalhos de Gasser *et al.*, 2006, e Holzapfel e Gasser, 2001, assim como o trabalho de Holzapfel *et al.*, 2000a (referente ao modelo).

Neste exemplo a artéria é considerada como um tubo circular de paredes finas com comportamento elástico anisotrópico, sujeito a pressão interna  $p_i$  (uniformemente distribuída e aplicada ao longo do comprimento), onde pode existir uma força axial  $F$  (devido a pressão interna), nas extremidades do tubo com restrição de deslocamento longitudinal.

Para a resolução do problema estrutural Holzapfel e Gasser, 2001, realizaram uma aproximação por membrana. O que também pode ser visto de forma detalhada em Groehs, 2002.

A força axial  $F$  (Figura 5.7), necessária para resolver a equação de equilíbrio e supondo-se que  $p_i$  é constante, é dada por:

$$F = r_i^2 \pi p_i \quad (5.12)$$

onde  $r_i$  é o raio interno na configuração deformada.

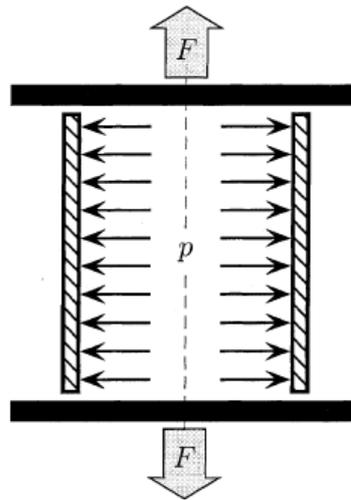


Figura 5.7–Força axial e pressão interna [Holzapfel e Gasser, 2001].

As equações de equilíbrio utilizadas para analisar a artéria como um tubo cilíndrico, fazendo uso da aproximação por membrana de revolução [Holzapfel e Gasser, 2001], são dadas por:

$$\sigma_z = \frac{r_i^2}{2hr} p_i \quad (5.13)$$

$$\sigma_\theta = \frac{r_i}{h} p_i \quad (5.14)$$

As equações (5.13) e (5.14) estão representadas na configuração deformada, onde  $h$  é a espessura do tubo e  $r$  é o raio médio.

Assumindo a restrição de incompressibilidade:

$$\lambda_z \lambda_\theta \lambda_r = 1 \quad (5.15)$$

sendo  $\lambda_z$ ,  $\lambda_\theta$  e  $\lambda_r$  os alongamentos principais, na direção axial, circunferencial e radial.

O tensor gradiente de deformação, com a restrição de incompressibilidade, é expresso em termos de alongamentos como:

$$\mathbf{F} = \begin{bmatrix} (\lambda_z \lambda_\theta)^{-1} & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_\theta & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_z \end{bmatrix} \quad (5.16)$$

onde pode-se observar que somente os alongamentos axiais ( $\lambda_z$ ) e circunferências ( $\lambda_\theta$ ) são independentes e que  $\lambda_r = (\lambda_z \lambda_\theta)^{-1}$ .

As medidas geométricas  $h$ ,  $r$  e  $r_i$ , podem ser expressas na configuração referencial através das grandezas associadas, portanto:

$$h = \frac{H}{\lambda_z \lambda_\theta} \quad (5.17)$$

$$r = \lambda_\theta R \quad (5.18)$$

$$r_i = r - \frac{h}{2} = \lambda_\theta R - \frac{H}{\lambda_z \lambda_\theta} \quad (5.19)$$

Os alongamentos nas direções das duas famílias de fibras podem ser expressos por:

$$\lambda_f = \sqrt{\lambda_\theta^2 \cos^2 \phi + \lambda_z^2 \sin^2 \phi} \quad (5.20)$$

onde  $\phi$  é o ângulo da fibra.

A partir das equações (2.71) e (2.67) e assumindo a preservação de volume pode-se obter:

$$\Psi(\lambda_z, \lambda_\theta, \lambda_r, \lambda_f) = \widehat{\Psi}(\lambda_z, \lambda_\theta, \phi) \quad (5.21)$$

Adotando a estrutura da Equação (5.5), a função energia de deformação para um tubo de paredes finas, em termos dos alongamentos, fica:

$$\widehat{\Psi}(\lambda_z, \lambda_\theta, \phi) = \frac{c}{2} (\lambda_z^2 + \lambda_\theta^2 + \lambda_z^{-2} \lambda_\theta^{-2} - 3) + \frac{k_1}{k_2} \left\{ \exp \left[ k_2 (\lambda_\theta^2 \cos^2 \phi + \lambda_z^2 \sin^2 \phi - 1) \right] - 1 \right\} \quad (5.22)$$

Sendo que  $\lambda_r = (\lambda_z \lambda_\theta)^{-1}$ .

Através da Equação (5.22) chega-se aos dois principais tensores de Cauchy:

$$\sigma_z = \lambda_z \frac{\partial \widehat{\Psi}(\lambda_z, \lambda_\theta, \phi)}{\partial \lambda_z} \quad (5.23)$$

$$\sigma_\theta = \lambda_\theta \frac{\partial \widehat{\Psi}(\lambda_z, \lambda_\theta, \phi)}{\partial \lambda_\theta} \quad (5.24)$$

Com as equações (5.13), (5.14), (5.19), (5.20), (5.21), (5.25) e (5.26), chega-se a:

$$\lambda_z \frac{\partial \widehat{\Psi}(\lambda_z, \lambda_\theta, \phi)}{\partial \lambda_z} - \frac{\lambda_z (\lambda_\theta R - (H/2\lambda_\theta \lambda_z))^2}{2HR} p_i = 0 \quad (5.25)$$

$$\lambda_z \frac{\partial \widehat{\Psi}(\lambda_z, \lambda_\theta, \phi)}{\partial \lambda_z} - \left( \frac{\lambda_\theta^2 \lambda_z R}{H} - \frac{1}{2} \right) p_i = 0 \quad (5.26)$$

Através destas duas equações (ver Holzapfel e Gasser, 2001, para maiores detalhes) e dos dados disponibilizados por Gasser *et al.*, 2006, foi analisado o comportamento da artéria para as seguintes condições: alongamento das fibras conforme o aumento de pressão, influência da escolha do ângulo das fibras e a dispersão das fibras.

#### *Alongamento das fibras conforme o aumento de pressão*

Para avaliar o alongamento das fibras conforme o aumento da pressão foi considerada a inflação do tubo para valores de pressão de 0 a 13kPa. Por meio da técnica de iteração de Newton-Raphson e dos valores de pressão as equações de equilíbrio (5.25) e (5.26) foram resolvidas para encontrar os alongamentos. Os valores para o raio e a para a espessura na configuração referencial são de  $R = 4,745\text{mm}$  e  $H = 0,43\text{mm}$ , e os parâmetros do material são  $c = 7,64\text{kPa}$ ,  $k_1 = 996,6\text{kPa}$  e  $k_2 = 524,6$ , obtidos de Gasser *et al.*, 2006.

Para avaliar a influência do ângulo da fibra, o modelo foi testado para diferentes ângulos.

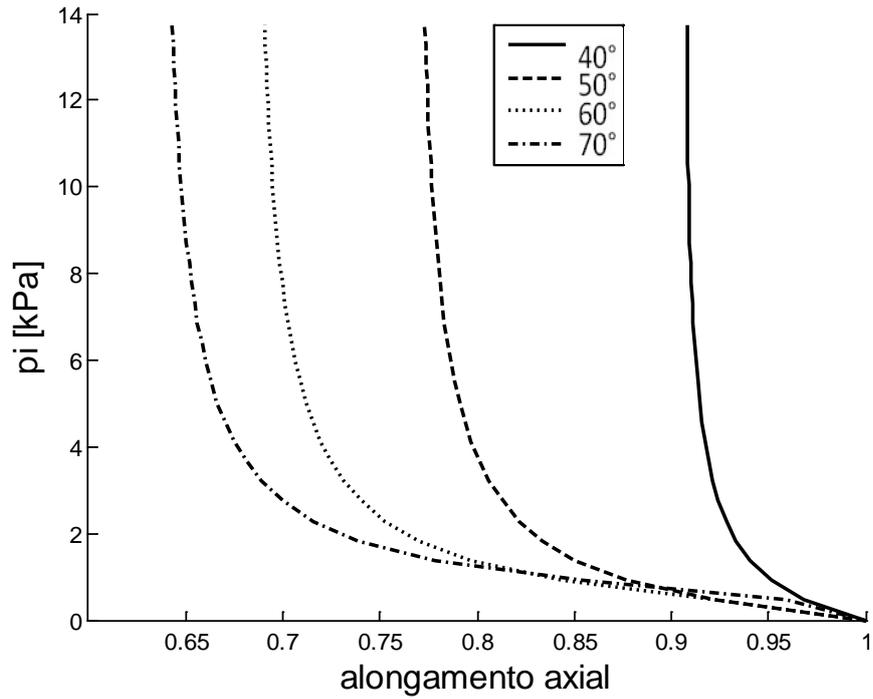


Figura 5.8– Curva pressão-alongamento e sua variação para diferentes ângulos.

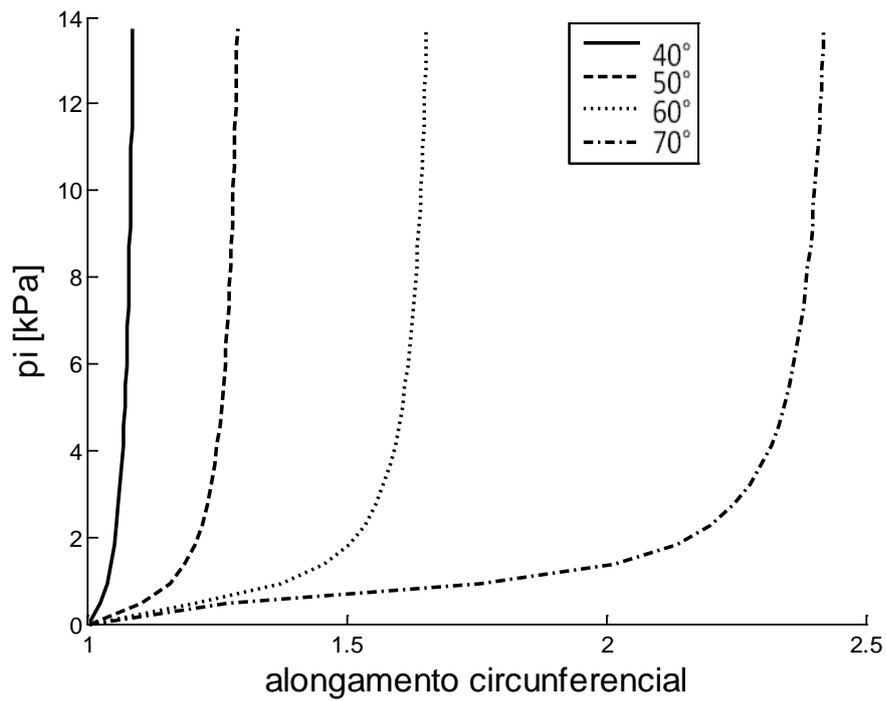


Figura 5.9– Curva pressão-alongamento sua variação para diferentes ângulos.

As figuras 5.8 e 5.9 mostram um comportamento típico de paredes artérias e sua variação com a modificação do ângulo da fibra. Nota-se que o comportamento da parede

arterial tubular é muito sensível a direção da fibra. Assim, ensaios mecânicos deste tipo levariam a um valor mais confiável da direção média das famílias de fibras.

### *Inclusão de dispersão*

O modelo avaliado até o momento assume que as fibras são perfeitamente alinhadas, mas segundo Gasser *et al.*, 2006, isto funciona somente para a camada média, não para a camada íntima e para a camada adventícia onde existe uma dispersão de fibras significativa.

Com esta avaliação, Gasser *et al.*, 2006, incluem um coeficiente de dispersão  $\kappa$  na orientação do colágeno (Figura 5.10). O modelo dado pela Equação (5.5) com a inclusão do coeficiente de dispersão fica:

$$\hat{\Psi}(\lambda_z, \lambda_\theta, \gamma) = \frac{c}{2}(\hat{I}_1 - 3) + \frac{k_1}{k_2} \left\{ \exp \left[ k_2 (\kappa \hat{I}_1 + (1 - 3\kappa) \hat{I}_4 - 1)^2 \right] - 1 \right\} \quad (5.27)$$

onde  $\hat{I}_1 = \lambda_z^2 + \lambda_\theta^2 + \lambda_z^{-2} \lambda_\theta^{-2}$  e  $\hat{I}_4 = \lambda_\theta^2 \cos^2 \gamma + \lambda_z^2 \sin^2 \gamma$ .

Resolvendo o modelo apresentado na Equação (5.27) da mesma maneira que foi feito com o modelo sem o coeficiente de dispersão (Equação (5.2)), e utilizando  $\kappa = 0$ ,  $\kappa = 0,111$  e  $\kappa = 0,333$ , para os ângulos de  $40^\circ$ ,  $50^\circ$  e  $60^\circ$ , obtêm-se os resultados apresentados nas figuras 5.11 e 5.12.

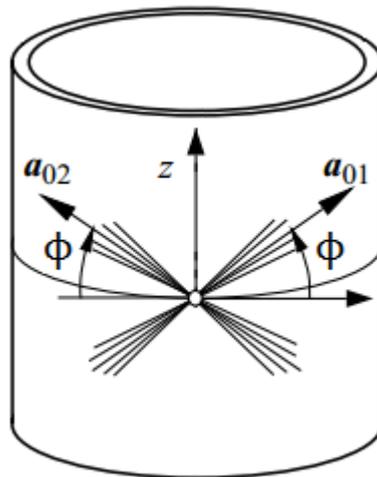


Figura 5.10– Dispersão de fibra na orientação das fibras de colágeno [Gasser *et al.*, 2006].

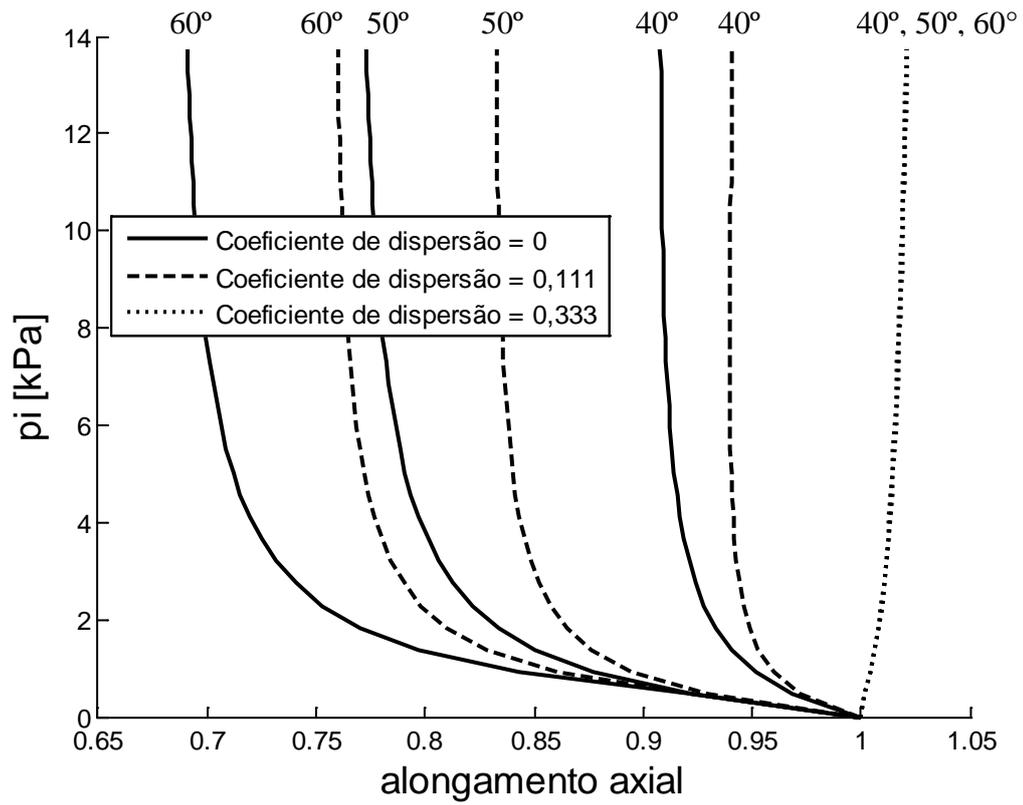


Figura 5.11– Curva pressão-alongamento incluindo dispersão de fibras.

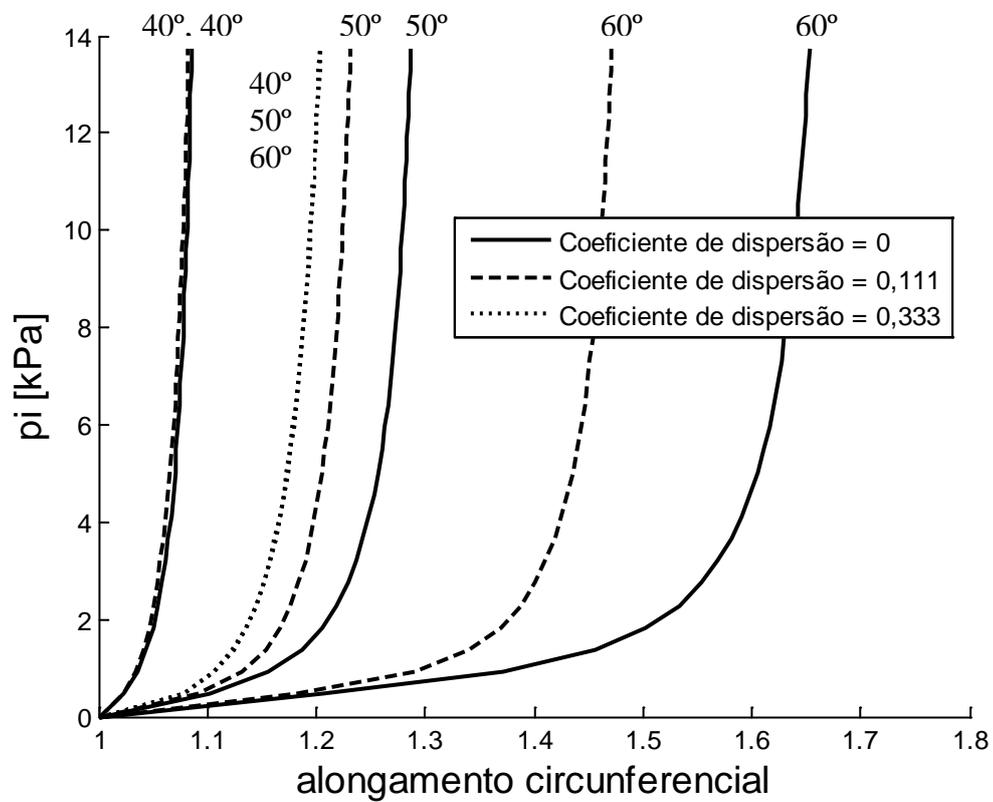


Figura 5.12– Curva pressão-alongamento incluindo dispersão de fibras.

Aqui é interessante observar que no modelo com dispersão, a parte anisotrópica também fica em função do invariante  $I_1$ . Assim, se for utilizado um coeficiente de dispersão,  $\kappa = 0$ , que corresponderia a não ter dispersão, voltaria-se ao modelo de Holzapfel. Porém, ao assumir  $\kappa = \frac{1}{3}$ , o modelo se torna isotrópico, independente de  $I_4$ , porém com uma contribuição isotrópica proveniente da função de energia anisotrópica.

### Ensaio uniaxial com dispersão de fibras

Para verificar como a inclusão da dispersão de fibras se comporta em ensaios uniaxiais testes foram realizados. Os ângulos usados foram  $40^\circ$ ,  $50^\circ$  e  $60^\circ$  e o coeficiente de dispersão foi  $\kappa = 0$ ,  $\kappa = 0,111$  e  $\kappa = 0,333$ , sendo estes os mesmos valores utilizados para o ensaio de inflação. Nestes teste o modelo clássico neo-Hookeano foi substituído por Mooney-Rivlin.

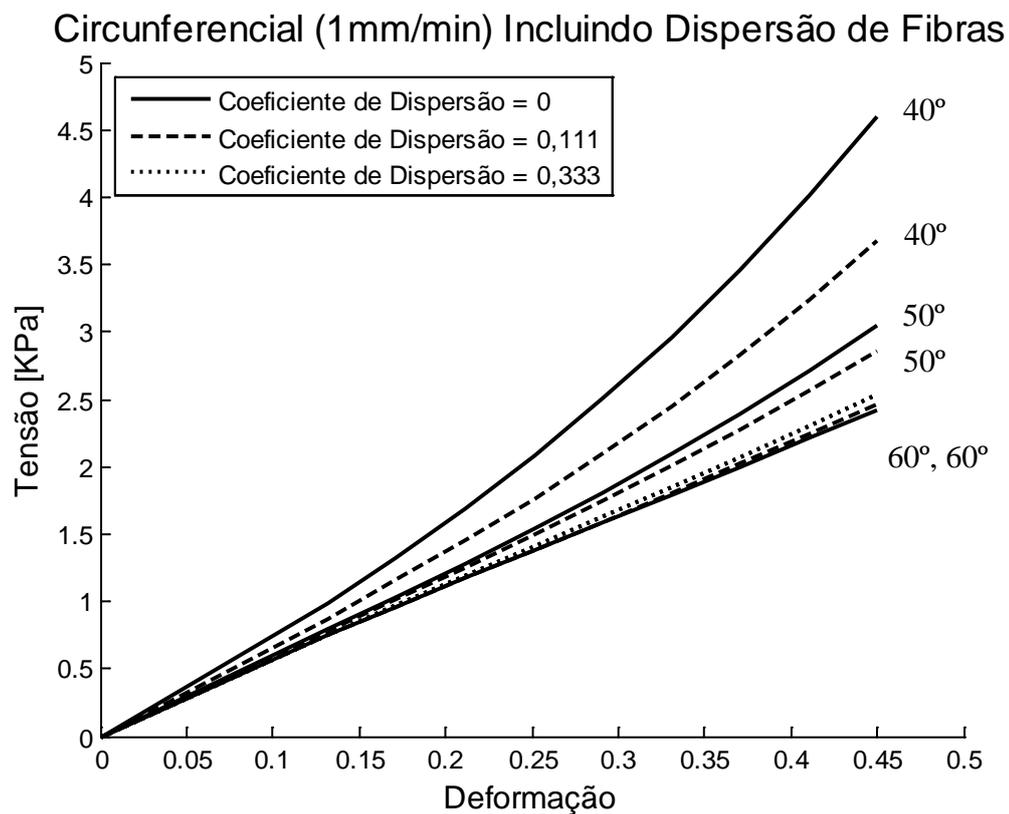


Figura 5.13– Dispersão de fibras em ensaios uniaxiais.

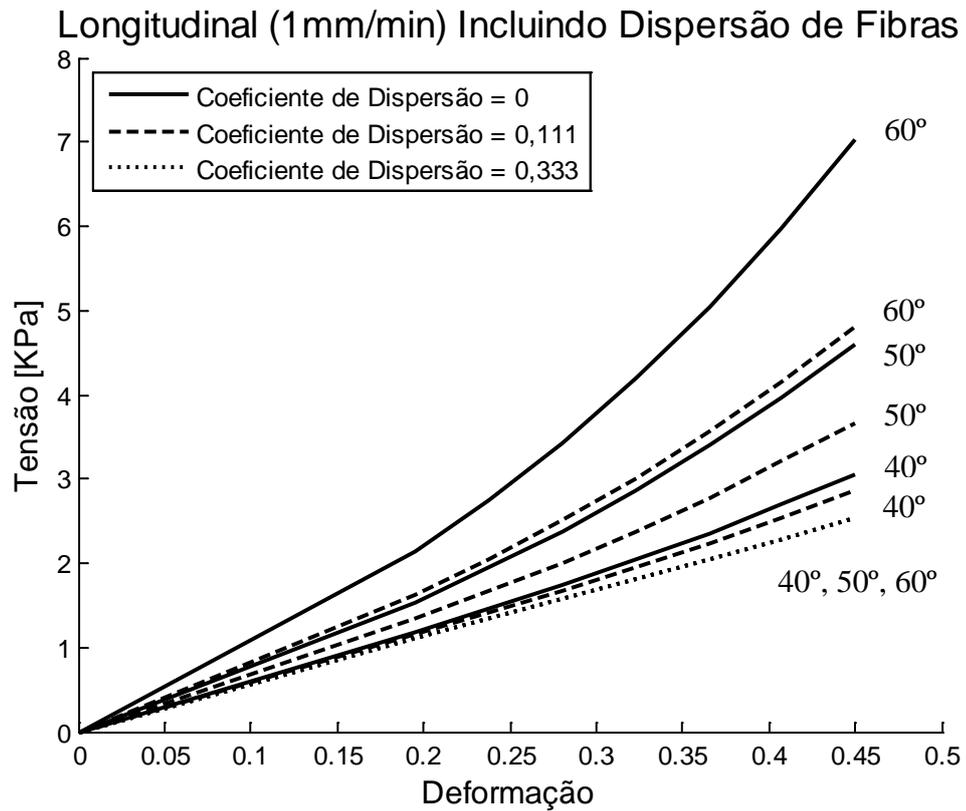


Figura 5.14– Dispersão de fibras em ensaios uniaxiais.

Conforme pode ser observado nas figuras 5.13 e 5.14 o coeficiente de dispersão de 0,333 fornecido por Gasser *et al.*, 2006, faz com que o modelo independa do ângulo utilizado. Observa-se também que na figura 5.13 a dispersão de 0,333 ficou sobreposta para toda a variação de ângulos.

## 6. METODOLOGIA EXPERIMENTAL PROPOSTA

### 6.1 Ensaio Mecânicos

A escolha dos ensaios mecânicos a serem realizados deve estar associada ao modelo de material que se pretende caracterizar. Por exemplo, materiais hiperelásticos podem necessitar de vários tipos de ensaios para a correta representação de seu comportamento de tração, compressão, cisalhamento, e a combinação destes.

Tendo em vista que a parede arterial apresenta grandes deformações e possui comportamento diferente nas direções longitudinal e circunferência, modelos adequados para sua representação podem ser baseados na estrutura matemática de modelos hiperelásticos anisotrópicos (transversalmente isotrópicos), ou ainda, pseudo-hiperelásticos (Holzapfel e Ogden, 2009b).

As propriedades tridimensionais de materiais anisotrópicos, como tecidos biológicos moles (artérias), precisam ser determinadas através de testes experimentais diferentes daqueles utilizados para materiais isotrópicos. Holzapfel e Ogden, 2009a, citam algumas possibilidades de testes que podem caracterizar totalmente as propriedades tridimensionais de materiais transversalmente isotrópicos:

- testes biaxiais planares com cisalhamento no plano e testes de cisalhamento separados através da espessura.
- testes de extensão e inflação em uma amostra tubular combinado com torção e testes de cisalhamento através da espessura separados (cisalhamento axial, cisalhamento azimutal ou cisalhamento simples de um trecho cortado do tubo).

Assim, a rigor, um destes conjuntos de ensaios deveria ser reproduzido. Entretanto não são todos os laboratórios que dispõem de equipamentos adequados para a realização dos testes apresentados acima.

Devido a falta de equipamento apropriado para a realização de tais ensaios, no presente estudo apenas testes de tração uniaxial em duas direções (axial e circunferencial) e diferentes velocidades serão realizados. Estes ensaios foram escolhidos para tentar capturar o comportamento não linear anisotrópico de um modelo que foi apresentado no capítulo 5. Apesar desta escolha parecer uma simplificação grosseira, muitos estudos presentes na literatura adotam a mesma escolha devido a dificuldade de obter amostras (geometria) e ensaiá-las nas condições citadas por Holzapfel e Ogden, 2009a.

## 6.2 Amostras

Para este trabalho a artéria escolhida para os ensaios foi a aorta, pois dentre as artérias é a que apresenta o maior tamanho, ou seja, irá disponibilizar o maior número de corpos de prova.

Para determinar o melhor procedimento um ensaio piloto foi realizado com o intuito de identificar possíveis dificuldades no ensaio final. Para o ensaio piloto e para o ensaio final, amostras de diferentes animais foram utilizadas. Isto ocorreu devido a problemas sazonais na disponibilização das amostras por parte do fornecedor. Porém, este serviu bem ao propósito.

Para o ensaio final a amostra utilizada foi de um suíno da raça Landrace com aproximadamente 70 kg (Figura 6.1).

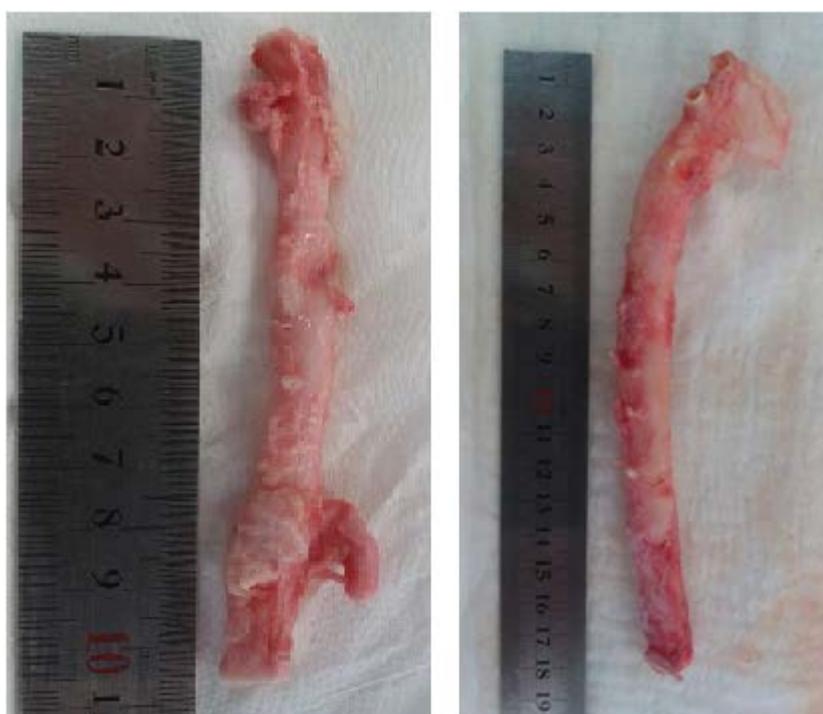


Figura 6.1– Amostras utilizadas no ensaio final.

## 6.3 Definição dos Parâmetros de Ensaio

Dentre as possibilidades de ensaios, identificou-se algumas limitações quanto a máquinas e características das amostras. O ensaio de inflação foi descartado pois a artéria possuía várias bifurcações que deixaram furos em sua parede, o que será mostrado posteriormente. Assim, neste trabalho apenas ensaios monotônicos e cíclicos uniaxiais foram realizados. A quantidade de corpos de prova também foi uma limitação. A artéria obtida

possuía uma mudança sensível nas suas características geométricas, tendo mudanças significativas na espessura da parede arterial em seus extremos. Assim, apenas as regiões com características similares foram comparadas entre si.

Devido o interesse de caracterizar experimentalmente a resposta do tecido frente a comportamentos inelásticos, foram realizados ensaios monotônicos em diferentes velocidades e ensaios cíclicos. Assim, devido a quantidade de amostras disponíveis, foram realizados 4 ensaios monotônicos e 2 ensaios cíclicos, conforme a Tabela 6.1.

Tabela 6.1–Ensaio realizados.

<b>ENSAIO REALIZADO</b>	<b>VELOCIDADE</b>
Ensaio monotônico longitudinal	1 mm/min
Ensaio monotônico circunferencial	1 mm/min
Ensaio monotônico longitudinal	5 mm/min
Ensaio monotônico circunferencial	5 mm/min
Ensaio cíclico longitudinal	1 mm/min
Ensaio cíclico circunferencial	1 mm/min

### **Procedimento pré-ensaio**

Não existe na literatura um procedimento consolidado para ensaio de paredes arteriais. O método escolhido para a realização do ensaio monotônico foi realizado com base nos dados encontrados na literatura e da disponibilidade de equipamentos. Dentre os dados encontrados na literatura e dos equipamentos disponíveis diferentes alternativas podem ser seguidas, sendo estas apresentadas abaixo (Tabela 6.2).

Tabela 6.2 – Alternativas possíveis para os ensaios.

<b>I. Coleta da amostra:</b>
- 15 minutos após o sacrifício do animal;
- 30 minutos após a morte do animal;
- 18 horas após o abate do animal;
- dentro de 24 horas após a morte.
<b>II. Armazenagem (quando necessário):</b>
- -80°C
- -20°C
<b>III. Descongelamento:</b>
- de forma lenta, primeiramente a 4°C e depois em temperatura ambiente;
- de forma rápida, em temperatura ambiente, com solução salina;

- de forma rápida, em temperatura ambiente, sem solução salina;
<b>IV. Medição geométrica das amostras antes do corte:</b>
Comprimento e largura:
- opticamente, com vídeoextensômetro;
- paquímetro digital;
Espessura:
- compasso de espessura, encaixando gentilmente a amostra entre dois vidros;
- paquímetro digital;
- opticamente, através do microscópio óptico, vídeoextensômetro ou equipamento da BOSE 3330;
Diâmetro:
- externo, através de um vídeoextensômetro, gabarito de diâmetro ou equipamento da BOSE 3330;
- interno, através de um microscópio óptico;
- paquímetro digital;
<b>V. Corte da amostra:</b>
- com bisturi em formato retangular;
- com dispositivo de corte em formato de haltere
<b>VI. Medição geométrica das amostras após o corte:</b>
Comprimento e largura:
- opticamente, com vídeoextensômetro;
- paquímetro digital;
Espessura:
- compasso de espessura, encaixando gentilmente a amostra entre dois vidros;
- paquímetro digital;
- opticamente, através do microscópio óptico, vídeoextensômetro ou equipamento da BOSE 3330;
<b>VII. Fixação das amostras nas garras:</b>
- grampos;
- grampos de compressão;
- garras para evitar o deslizamento, através de uma malha de arame nas bordas internas dos blocos ou superfície ranhurada;
- pedaços de lixa colados com gel superadesivo nas extremidades da amostra;
<b>VIII. Tipo de ensaio:</b>
- em solução (temperatura de 37°C);
- a seco;
<b>IX. Marcação DIC (quando empregada):</b>
- tinta esmalte preta pulverizada diretamente na amostra;
- toner em pó;
- microesferas fluorescentes;
- brometo de etídeo;
- caneta;
- toner preto + PA2000;

<b>X. Velocidade de carregamento:</b>
- 1 mm/s;
- 1 mm/min;
- 5 mm/min;
- 10 mm/min;
<b>XI. Pré-carga e Pré-condicionamento:</b>
- máximo de 0,5N;
- sem pré-carga;
- 5 ciclos na velocidade de 0,1 mm/s até o comprimento <i>in situ</i> ;
- 5 ciclos na velocidade de 0,1 mm/min até o comprimento <i>in situ</i> ;
- 6 ciclos na velocidade de 0,1 mm/min até 0,3 MPa;
- 10 ciclos até 10% do alongamento em uma onda triangular de 0,05Hz;
- sem pré-condicionamento.

### Ensaio piloto e final

Em uma primeira etapa se realizou um experimento teste para identificar possíveis fontes de problema. A primeira metodologia testada no ensaio piloto, sendo baseada na literatura, nos equipamentos disponíveis e na experiência dos envolvidos com os ensaios, é descritas em detalhes no Apêndice A. Neste primeiro teste foi tentado controlar muitos parâmetros envolvidos com efeitos inelásticos, que se demonstraram inviáveis no procedimento. Assim, a partir deste teste foi possível determinar uma metodologia viável para o ensaio final. Os resultados obtidos no ensaio piloto e todas as decisões tomadas para o ensaio final serão apresentados a seguir.

### 6.4 Metodologia final

Conforme os resultados obtidos com o ensaio piloto foi possível definir uma metodologia final para os ensaios, que é apresentada a seguir.

#### Etapas do ensaio monotônico

1. Após a retirada da artéria faz-se a medição do diâmetro em diferentes alturas da amostra, realizando uma média desses diâmetros e assumindo que a amostra forma um tubo com diâmetro constante.
2. Depois de medir a amostra faz-se o armazenamento, se necessário, em saco plástico de preferência em uma temperatura de -20°C.
3. Descongelamento em solução salina, mantendo as amostras nesta até os ensaios.

4. Medição do diâmetro em diferentes alturas da amostra, realizando uma média desses diâmetros e assumindo que a amostra forma um tubo com diâmetro constante.

5. Corte longitudinal da amostra na região que mais apresente ramificações e estudo da melhor maneira para realizar os cortes finais da amostra.

6. Realizar os cortes necessários, fazendo com que os cortes longitudinais e transversais para a mesma velocidade fiquem o mais próximo possível, evitando as variações do tecido que podem ocorrer ao longo da artéria.

7. Preparar a amostra para o DIC (quando este for empregado) aplicando uma camada de toner e logo salpicar PA2200. A taxa de captura de imagens de 1,875 frame/s.

8. Fixar a amostra na garra, cuidando para não danificar a marcação do DIC (caso exista essa marcação), para que o alinhamento esteja correto (superfície plana da amostra) e que o aperto da amostra seja o suficiente para evitar o escorregamento, mas que não esmague demais a amostra.

9. Pré-carga de 0,5N. Utilizar velocidade de 5 mm/s até chegar em 0,5N, esperar o tempo determinado e realizar o ensaio monotônico a 1mm/s e a 5mm/s.

### **Ensaio cíclico**

Para o ensaio cíclico repete-se as etapas de 1 ao 7 do ensaio monotônico, modificando-se apenas a taxa de captura de imagens que ocorre somente a 1,875 frames/s.

9. Pré-carga de 0,5N. Utilizar velocidade de 5 mm/s até chegar em 0,5N, esperar o tempo determinado e realizar o ensaio cíclico a 1mm/s.

## **6.5 Execução e Análise de Ensaio Mecânicos**

### **Descrição das etapas do procedimento experimental**

A seguir são apresentadas as escolhas para cada etapa e sua modificação no ensaio final.

#### **I. Coleta das amostras**

A coleta das amostras foi realizada em ambiente específico e conforme a disponibilidade do cirurgião responsável.

## II. Armazenagem

No ensaio final, após coletada, as amostras foram transportadas para o local de armazenamento dentro de uma caixa de isopor com gelo, onde a aorta se encontrava enrolada em um “pano” umedecido e dentro de um saco plástico (Figura 6.2). A aorta ficou armazenada em um freezer a 1,8°C apenas por um dia.



Figura 6.2 – Aorta suína armazenada envolta de um pano umedecido e saco plástico.

## III. Descongelamento

No ensaio piloto e no ensaio final foram realizados diferentes procedimentos devido ao tempo que as amostras permaneceriam armazenadas.

No ensaio piloto, em um primeiro momento, a amostra foi transferida do freezer com temperatura de -20°C e colocada em uma geladeira com temperatura aproximada de -3°C por cerca de 70 minutos, onde apresentou partes do tecido moles. Após a primeira tentativa de descongelamento foi transferida para outra geladeira com temperatura aproximada de 0,5°C por cerca de 220 minutos. Após este procedimento a artéria terminou o processo de descongelamento em solução salina (Figura 6.3) na temperatura ambiente ( $\pm 24^{\circ}\text{C}$ ).



Figura 6.3 – Descongelamento da artéria ovina.

No ensaio final a amostra foi retirada do refrigerador com temperatura de  $1,8^{\circ}\text{C}$  e descongelada em solução salina (Figura 6.4) em temperatura ambiente ( $\pm 24^{\circ}\text{C}$ ).



Figura 6.4 – Descongelamento da artéria suína.

#### **IV. Medição geométrica da artéria antes do corte**

Diferentes técnicas foram testadas para a medição da geometria da artéria. Como se trata de um tecido biológico qualquer pressão exacerbada pode influenciar nas medições, por contato.

No ensaio piloto, para a medição do diâmetro foi utilizado primeiramente o sistema ótico da BOSE, entretanto a artéria precisava estar fixa em ambas as extremidades e sua

estrutura não se encontrava firme, o que acarretava em erros grosseiros de medição (Figura 6.5). Com essas dificuldades o diâmetro não poderia ser medido com precisão.

A espessura, por sua vez, foi medida primeiramente com um paquímetro digital o que também não resultou em bons resultados.



Figura 6.5 – Artéria presa em ambas as extremidades para medir o diâmetro.

Na amostra final pode-se realizar a medição do diâmetro com a utilização de um paquímetro, logo após a chegada desta no laboratório, pois sua estrutura se encontrava firme. Entretanto a superfície externa apresentava tecido que aparentemente não pertencia a parede arterial, o que também poderia acarretar em erros grosseiros (Figura 6.6).



Figura 6.6 – Medição do diâmetro utilizando um paquímetro digital.

Os dados obtidos antes do corte não foram muito confiáveis e serviram apenas como parâmetros geométricos que acabaram não sendo utilizados.

#### **V. Corte da amostra**

Antes de cortar a artéria foi realizada uma análise de qual seria o melhor aproveitamento para a aorta disponível (considerando que toda a parede arterial pudesse ser utilizada). Algumas especificações baseadas nas dimensões da garra e indicações encontradas na literatura, foram levadas em conta. Vista a mudança de espessura e diâmetro encontrado na artéria, três possíveis divisões foram estudadas no ensaio piloto, conforme descrito no Apêndice B. Nestas divisões tentou-se manter todas as amostras com características geométricas similares, para fins comparativos. Ou seja, é possível que a artéria seja heterogênea e apresente comportamento mecânico diferente ao longo de seu comprimento. Portanto uma escolha entre diferentes regiões pode levar a comparações errôneas no procedimento de identificação de parâmetros.

No ensaio piloto, após a abertura da aorta (Figura 6.7), percebeu-se que várias outras artérias faziam ligação com esta, então os cortes teriam que ser realizados em áreas específicas.

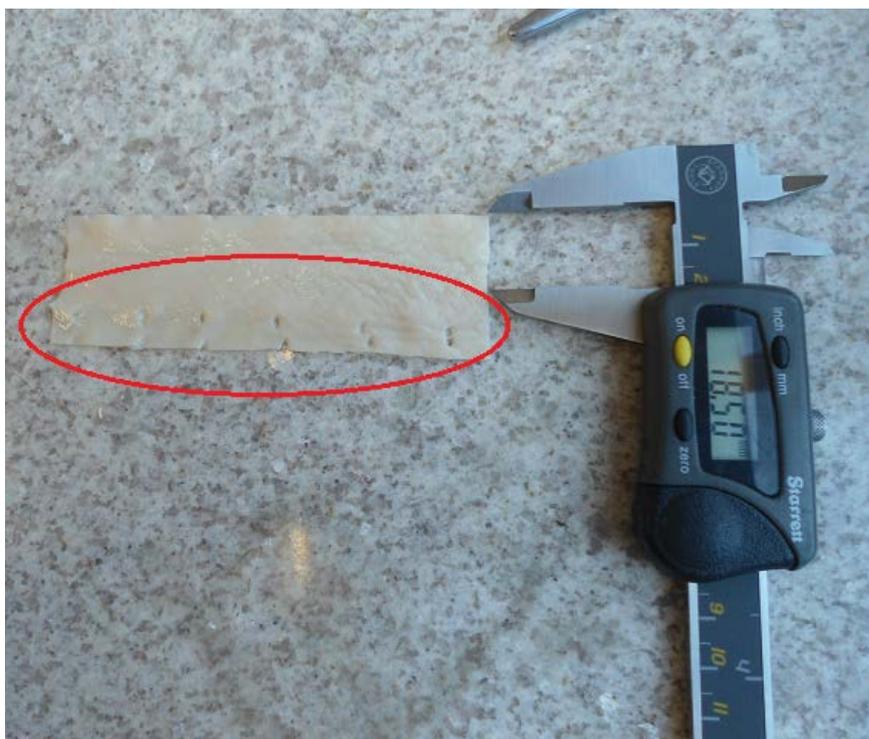


Figura 6.7 – Artéria aberta.

Como se tratava do ensaio piloto, não estava sendo levado em conta a quantidade de amostras que pudessem ser ensaiadas e sim os vários fatores que poderiam ser responsáveis por erros no ensaio final (ex.: escorregamento). Então a amostra longitudinal foi cortada com o tamanho da primeira divisão proposta no Apêndice B (18,5x105,5mm), por se tratar do maior comprimento e por conseguir que uma grande área da artéria ficasse em contato com as garras, evitando o escorregamento. Como o ensaio longitudinal não apresentou nenhum problema de escorregamento e a amostra para o ensaio transversal ficava restrita ao diâmetro máximo da artéria, esta ficou com um tamanho muito inferior a amostra longitudinal (10x40mm).

Ainda para exploração de possíveis maneiras de realizar os cortes, este foi realizado de duas formas, por um bisturi e por um dispositivo de corte de corpos de prova de borracha.

O corte realizado com dispositivo em formato de haltere (Figura 6.8) obteve um bom acabamento já que os cortes laterais ficaram retos (Figura 6.9) e os corpos de provas posteriores (se este método fosse escolhido) poderiam seguir um padrão. Entretanto este corte ocupa uma grande parte da artéria ficando inviável a sua realização frente a quantidade de amostras que seriam necessárias.

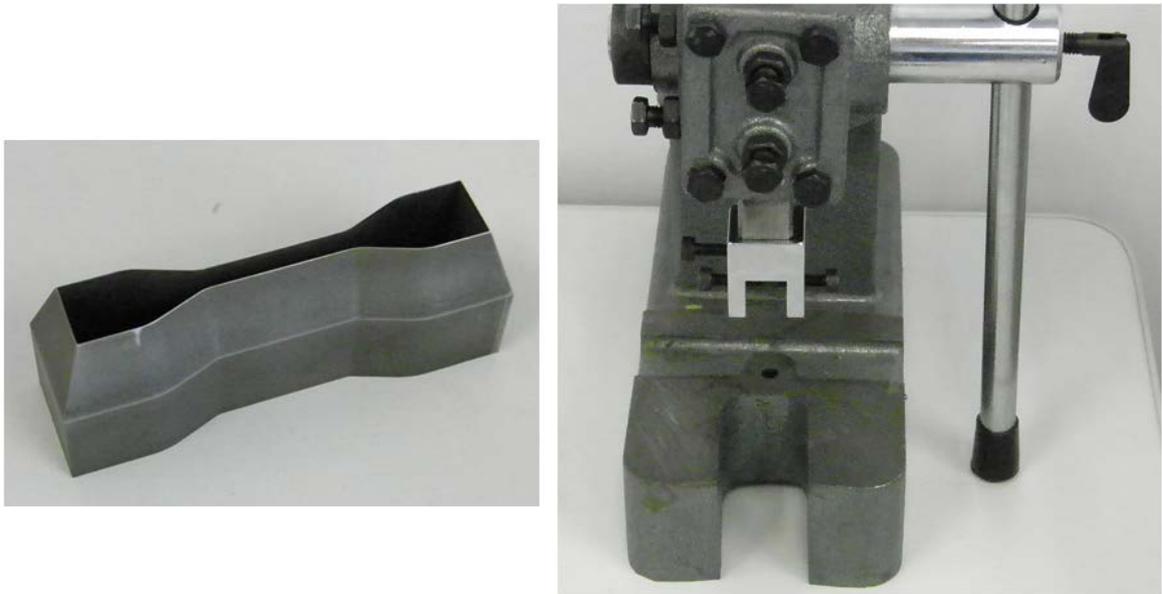


Figura 6.8 – Dispositivo em formato de haltere.



Figura 6.9 – Corte da artéria em formato de haltere.

O corte da amostra realizado com bisturi não obteve a mesma precisão do realizado com o dispositivo de corte, mas para a artéria disponível mostrou-se a melhor opção. Este último requer um pouco de prática para alcançar o resultado desejado.

Assim, no ensaio final os cortes foram realizados segundo a terceira proposta apresentada no Apêndice A, utilizando o bisturi. Foram selecionadas partes da artéria que não possuíam ramificações de forma a obter um campo de deformações homogêneo (Figura 6.10).

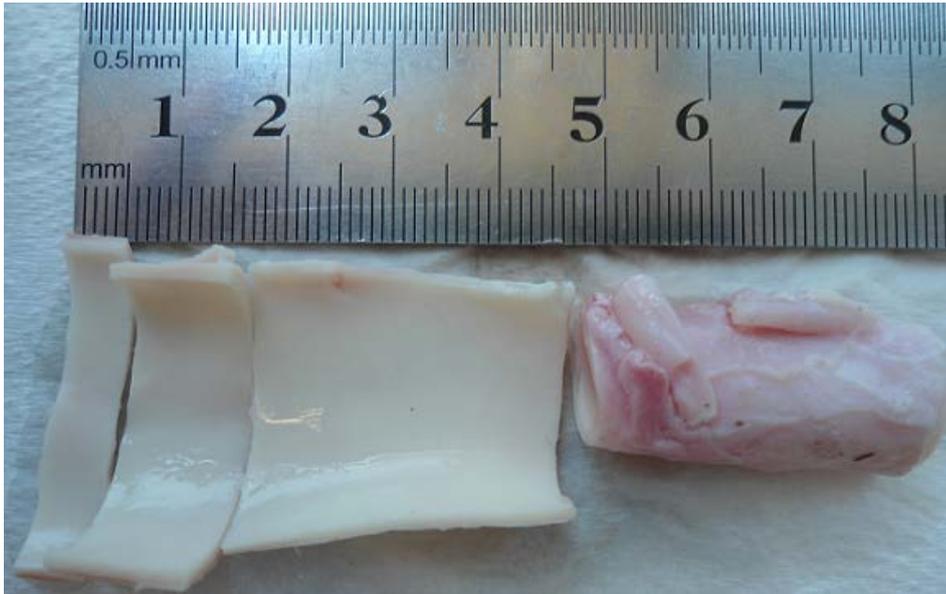


Figura 6.10 – Artéria selecionada.

#### VI. Medição geométrica das amostras após o corte

A alternativa para obter os parâmetros geométricos das amostras encontrada foi colocar a amostra, após cortá-la, em uma superfície plana e utilizar o sistema ótico da BOSE (Figura 6.11) descontando posteriormente a espessura da superfície plana (régua). Para a medição do comprimento e largura das amostras, já cortadas, utilizou-se um paquímetro digital. As dimensões finais podem ser vistas na Figura 6.12.

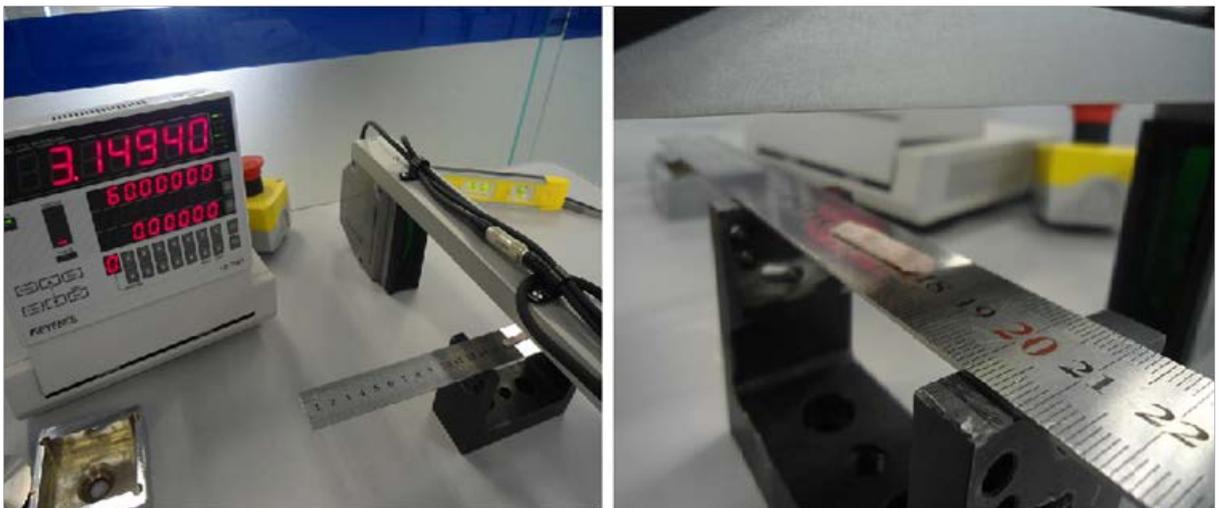


Figura 6.11 – Medição da espessura com o sistema ótico da Bose.



Figura 6.12 – Dimensões da artéria no ensaio final.

## VII. Fixação das amostras nas garras

A fixação das amostras foi realizada através de uma garra (Figura 6.13) desenvolvida especialmente para o tipo de ensaio a ser realizado. A superfície interna dessas garras possui ranhuras, com o objetivo de evitar o possível escorregamento das amostras.



Figura 6.13 – Garra utilizada nos ensaios.

No ensaio piloto, além da garra especial utilizada, foi realizado um teste com lixas coladas com gel superadesivo em ambas as extremidades da amostra. Este teste provou não ser eficaz, pois colou somente as camadas externas da artéria (íntima e adventícia) e a camada do meio (média) escorregou (Figura 6.14).

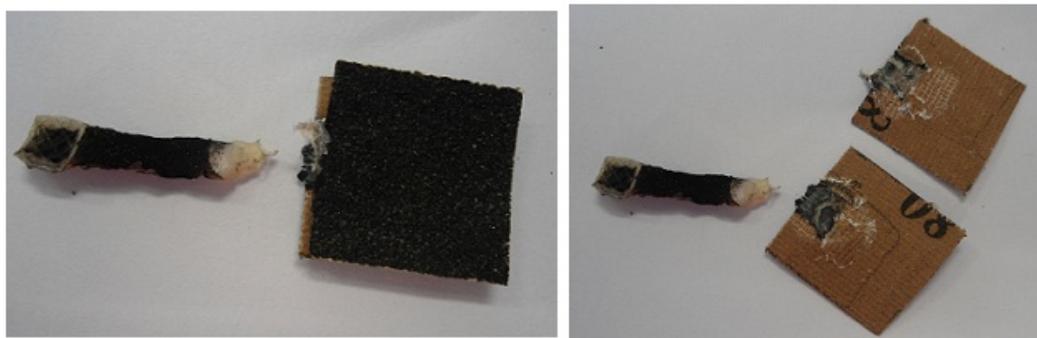


Figura 6.14 – Utilização de lixas para melhor fixação nas garras.

No ensaio final foi utilizada somente a garra feita especificamente para o tecido ensaiado, sem a utilização de adesivo. Como a faixa de deformação de interesse deste estudo era próxima a região de deformações fisiológica, esta metodologia se mostrou eficaz.

### **VIII. Tipo de ensaio**

Devido a disponibilidade de equipamentos foi possível realizar somente o ensaio a seco.

### **IX. Marcação para técnica de medição óptica (quando empregada)**

A marcação para a utilização da técnica DIC foi realizada nos testes piloto e final. A medição óptica dos deslocamentos requer um alto contraste na superfície da amostra. Nos testes a marcação foi realizada com o mesmo procedimento adotado por Wilchez, 2012, que se provou muito boa para tecidos biológicos. Neste é utilizado partículas de toner preto e microesferas de PA2200 (Figura 6.15). Em ambos os ensaios foi realizado um vídeo com imagens da deformação do tecido com uma câmera de 1.4MP, juntamente com um espaçador de lentes de 10mm, para futuras análises das imagens com o método DIC.



Figura 6.15 – Marcação da amostra.

## X. Velocidade de carregamento

As velocidades utilizadas (1mm/min e 5mm/min) foram escolhidas através do que é apresentado na literatura. No ensaio piloto um teste foi feito a 10mm/min provando-se ser muito rápido para o tamanho da amostra utilizada no ensaio final. No ensaio piloto foi utilizada a máquina Brasválvulas, já no ensaio final foi utilizada a máquina universal de ensaios EMIC DL3000 e uma célula de carga de 10kgf.

## XI. Pré-carga e Pré-Condicionamento

No ensaio piloto não foi utilizada nenhuma pré-carga e nenhum pré-condicionamento na amostra, pois as medidas *in situ* não puderam ser realizadas e a máquina utilizada não tinha controle personalizado para fazer um dos pré-condicionamentos indicados na literatura.

Já no ensaio final, o pré-condicionamento foi escolhido com base no encontrado na literatura e para que todos os ensaios tivessem o mesmo ponto de início. Portanto, foi escolhido o pré-condicionamento mais fácil de ser reproduzido com a máquina de ensaio utilizada, que foi uma pré-carga de 0,5N. Esta alternativa, que não foi testada no ensaio piloto, não se mostrou eficiente.

## 6.6 Resultados

O objetivo dos ensaios monotônicos e cíclicos é gerar dados experimentais para avaliar as propriedades mecânicas das amostras. Cabe aqui salientar que o presente trabalho

não tem por objetivo a realização de um grande número de testes para efetuar tratamento estatístico de dados, mas sim definir uma metodologia para a caracterização do comportamento mecânico de tecidos arteriais.

Nos ensaios monotônicos, com diferentes velocidades, foram obtidos os gráficos força-deslocamento para 1 mm/min e 5 mm/min, para as direções longitudinais e transversais. Estes são apresentados na Figura 6.16. As amostras foram carregadas até o rompimento ou escorregamento, ou seja, além do objetivo inicial que era a caracterização da região fisiológica de deformação. Os deslocamentos apresentados na Figura 6.17 correspondem ao deslocamento da máquina utilizados para posterior caracterização do material.

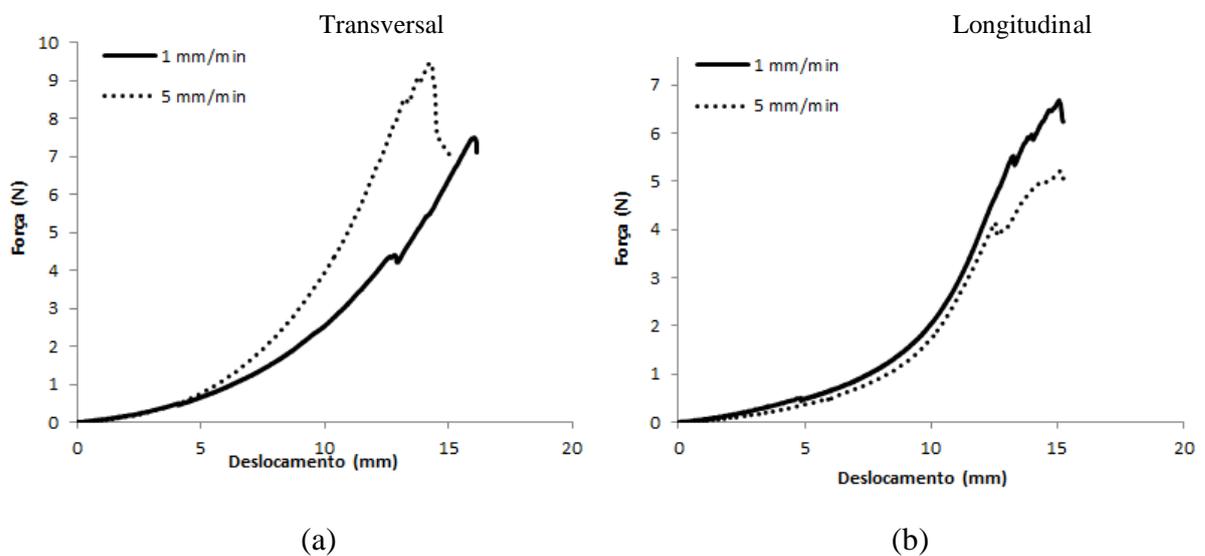


Figura 6.16 – Ensaios monotônicos.

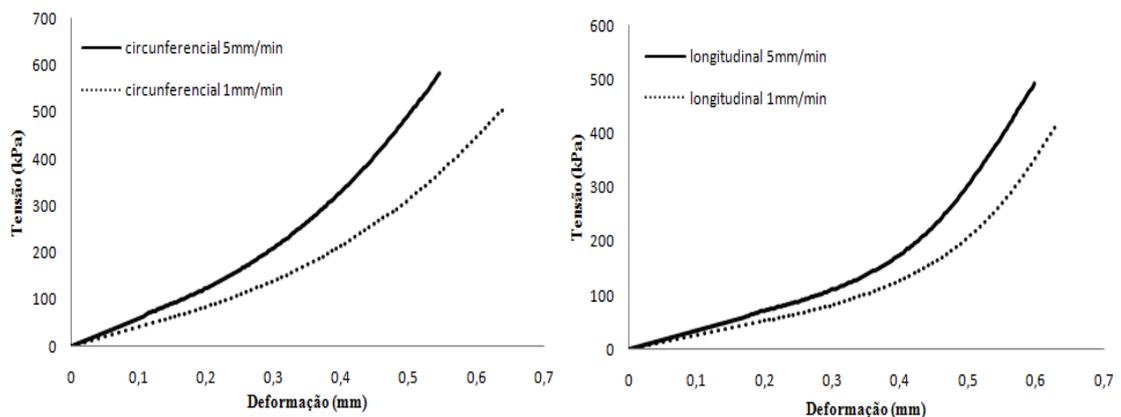


Figura 6.17 – Curvas tensão-deformação utilizadas na caracterização do material.

A espessura média das amostras utilizadas nos ensaios monotônicos é apresentada na Tabela 6.3.

Tabela 6.3– Espessura média das amostras nos ensaios monotônicos.

ENSAIO REALIZADO	ESPESSURA (média)
Ensaio monotônico longitudinal 1mm/min	2,1 mm
Ensaio monotônico circunferencial 1mm/min	1,73 mm
Ensaio monotônico longitudinal 5mm/min	1,68 mm
Ensaio monotônico circunferencial 5mm/min	1,453 mm

A Figura 6.18 apresenta o gráfico força-deslocamento dos testes cíclicos realizados (1 mm/min) com uma máquina de tração para uma amostra longitudinal e uma amostra transversal. O deslocamento destes ensaios foi constante, sendo o controle de picos realizado através da força. Os picos de força foram escolhidos conforme o que foi observado no ensaio monotônico e segundo o que é apresentado na Figura 6.19. Na Figura 6.19, pode ser visto que a força mínima utilizada foi de 0,5 N, sugerida pela literatura e com o intuito de ter o mesmo ponto de partida para todos os ensaios.

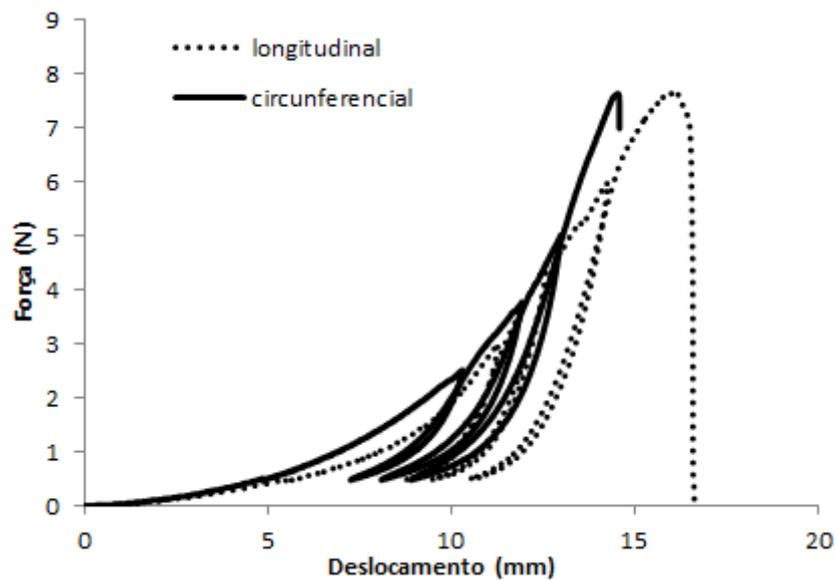


Figura 6.18 – Força-deslocamento dos ensaios cíclicos.

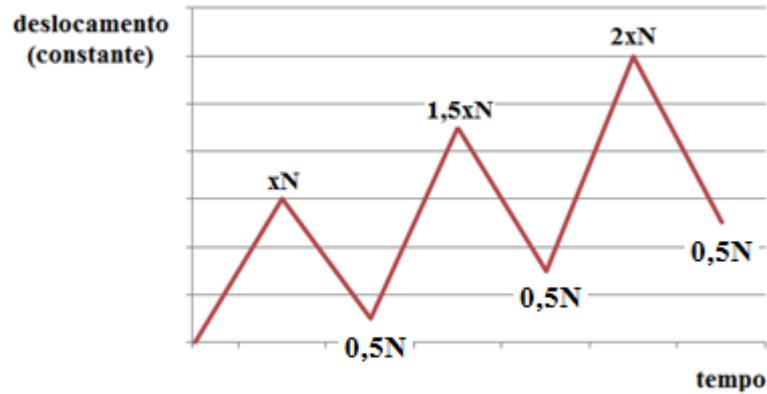


Figura 6.19 – Picos de força escolhidos.

A espessura média das amostras utilizadas nos ensaios cíclicos é apresentada na Tabela 6.4.

Tabela 6.4– Espessura média das amostras nos ensaios monotônicos.

<b>ENSAIO REALIZADO</b>	<b>ESPESSURA (média)</b>
Ensaio cíclico longitudinal 1mm/min	2,106 mm
Ensaio cíclico circunferencial 1mm/min	1,41 mm

A Figura 6.20 apresenta a sobreposição do ensaio monotônico e cíclico de força-deslocamento para a mesma velocidade (1 mm/s) para as amostras circunferenciais e a Figura 6.21 apresenta para as amostras longitudinais. Na Figura 6.20 pode ser visto que a amostra do ensaio monotônico escorregou, isto ocorreu aproximadamente em 10 minutos, já no ensaio cíclico isto não ocorreu. Os dados de deslocamento por técnica óptica foi usado para confirmar que não houvesse escorregamento na região analisada.

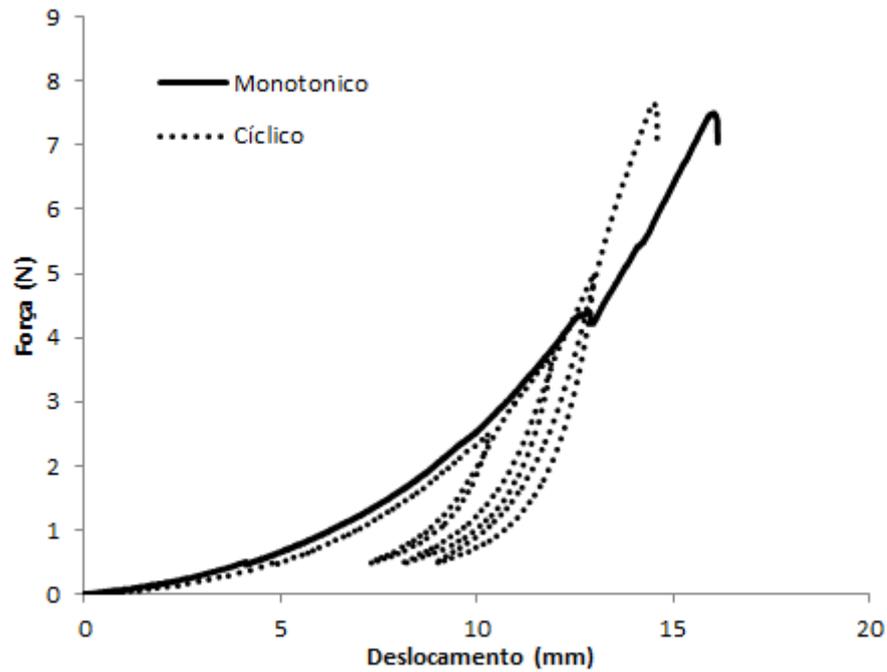


Figura 6.20 – Curvas força-deslocamento sobrepostas da amostras circunferenciais.

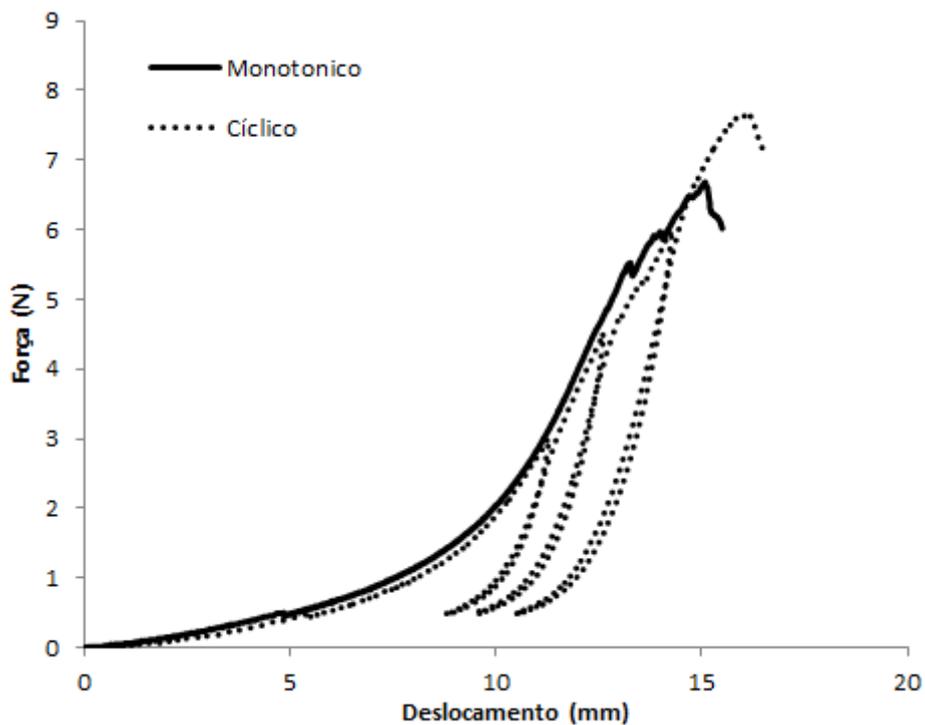


Figura 6.21 – Curvas força-deslocamento sobrepostas da amostras longitudinais.

Deve-se observar que os ensaios monotônicos e cíclicos foram realizados até cargas muito altas, onde foi possível observar um fenômeno similar ao de dano mecânico. Neste caso as curvas se assemelham muito ao efeito de Mullins observado em algumas borrachas. Assim,

presume-se que tenha ultrapassado a região de deformação fisiológica. Vale notar que nenhum modelo aqui descrito é capaz de representar este comportamento. Assim, para o prosseguimento desta proposta, apenas as curvas dos ensaios monotônicos serão usadas na caracterização do material, sem considerar dano mecânico, mas apenas fenômenos viscoelásticos. Para isto se assumirá que o comportamento observado nestes é do tipo viscoelástico com grandes deformações.

## 7. CARACTERIZAÇÃO DO MODELO MATERIAL

Os dados obtidos dos ensaios de tração uniaxiais (deformação longitudinal e tensão longitudinal) são suficientes para uma primeira caracterização do comportamento de parede arteriais, considerando a restrição de incompressibilidade.

Como o modelo utilizado neste estudo é um modelo hiperelástico anisotrópico, e as famílias de fibras não se encontram na mesma direção de deformação longitudinal, as deformações nas direções transversais são diferentes.

Assim, optou-se pela utilização do método dos elementos finitos no cálculo das tensões, onde foi alterado o código MATLAB para hiperelasticidade isotrópica disponibilizado por Bower, 2009. Foram realizadas alterações referentes ao modelo e adaptações para a função de busca dos parâmetros do modelo.

Neste trabalho foi utilizado o modelo de Mooney Rivlin para a parcela isotrópica, duas famílias de fibras com dispersão e dois braços de Maxwell para efeitos viscosos. Para isto foi modificada a rotina do cálculo de tensões e do tensor material (tensor elástico). No caso deste código, o tensor elástico calculado numericamente, é expresso pela relação:

$$c_{ijkl} = \frac{\partial \tau_{ij}}{\partial F_{km}} \mathbf{F}_{lm} \quad (7.1)$$

Através dos resultados experimentais foi possível obter as constantes do modelo constitutivo. Isto pode ser realizado com a utilização de técnicas de otimização para minimizar a diferença entre os resultados numéricos e experimentais. A função objetivo utilizada é dada por:

$$F_{\text{obj}} = \sum_{i=1}^N (\sigma^{\text{num}}(\mathbf{p}) - \sigma^{\text{exp}})^2 \quad (7.2)$$

onde  $\sigma^{\text{num}}$  é o vetor com as tensões calculadas numericamente,  $\sigma^{\text{exp}}$  é o vetor de tensões obtidas experimentalmente,  $\mathbf{p}$  é o vetor contendo os parâmetros do modelo material que deve ser encontrado. Para resolver o problema inverso, no presente trabalho foi utilizada uma função do MATLAB chamada *lsqcurvefit*.

No modelo utilizado os parâmetros a serem identificados são:  $c_1$  e  $c_2$ , que correspondem ao parâmetro do modelo Mooney-Rivlin,  $k_1$  e  $k_2$  que são parâmetros do modelo anisotrópico de Holzapfel *et al.*, 2000a, quatro parâmetros correspondentes a viscoelasticidade, ou seja,  $\gamma_1, \tau_1, \gamma_2$  e  $\tau_2$  e dois parâmetros estruturais, um correspondente ao ângulo da fibra e outro correspondente ao coeficiente de dispersão. Na minimização foram

usadas quatro curvas simultaneamente, duas direções uniaxiais (longitudinal e circunferencial) com as duas velocidades de carregamento.

Como função *lsqcurvefit* usa um método de gradiente para encontrar os parâmetros que minimizam a função objetivo, várias estratégias de busca foram realizadas para modificar os valores iniciais de  $p$ .

Os parâmetros encontrados para este processo de identificação são apresentados na Tabela 7.1, enquanto que os resultados são apresentados na Figura 7.1.

Tabela 7.1–Parâmetros encontrados.

<b>Parâmetros</b>	<b>Valores encontrados</b>
$c_1$	-76,46
$c_2$	230,42
$k_1$	783,14
$k_2$	0,012
$\gamma_1$	0,77
$\tau_1$ ,	554,34
$\gamma_2$	0,544
$\tau_2$	131,09
Ângulo da fibra	37,02
Coefficiente de dispersão	0,267

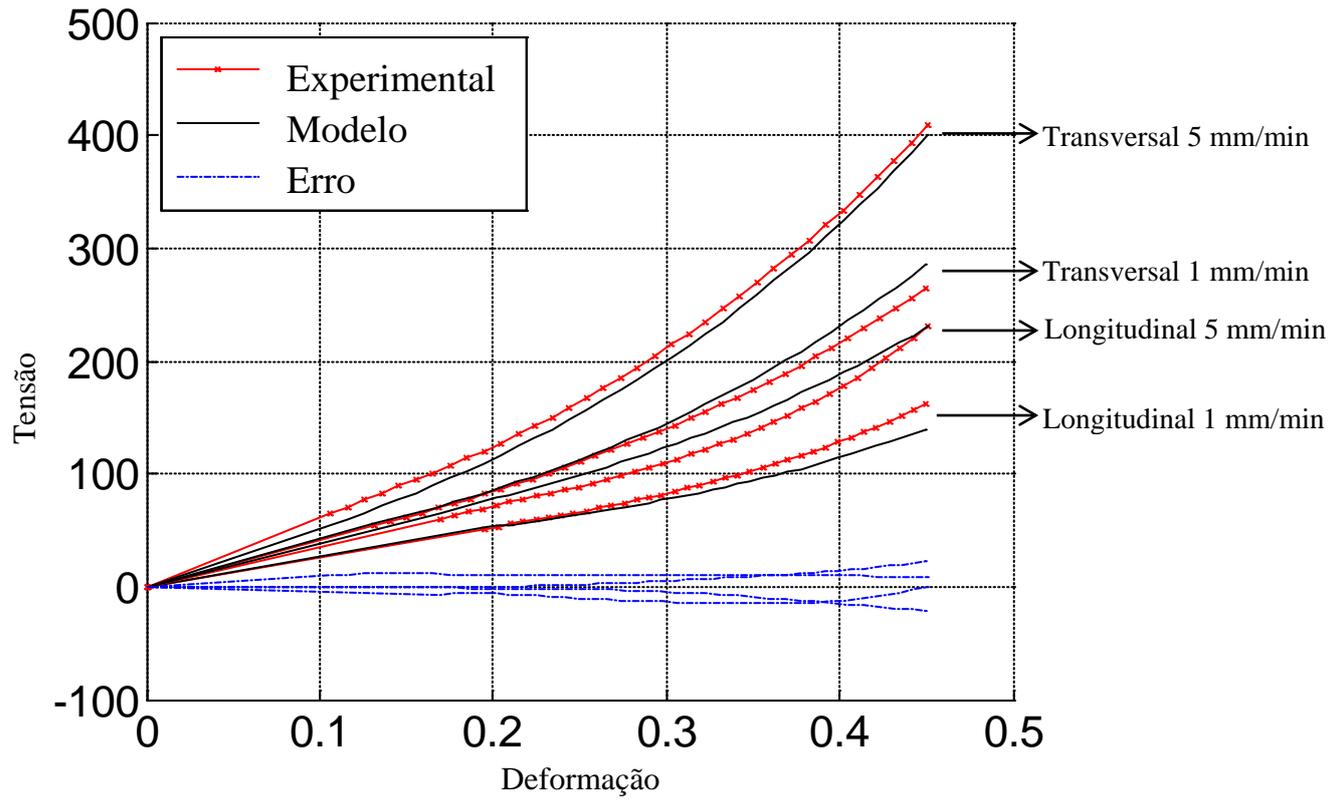


Figura 7.1 – Ajuste de parâmetros.

## 8. DISCUSSÕES E CONCLUSÕES FINAIS

As artérias são tecidos biológicos que apresentam comportamento viscoelástico, anisotrópico e não linear, quando submetidas a carregamentos dentro de sua região de deformação fisiológica.

O presente trabalho teve como objetivo estudar uma metodologia numérico-experimental para caracterizar o tecido arterial, observando através dos ensaios experimentais a melhor maneira de representar numericamente seu comportamento.

Através da pesquisa foi possível observar uma enorme quantidade de métodos utilizados para representar o comportamento arterial. Uma vez que não existe uma metodologia consolidada, foi proposta uma metodologia que pudesse ser empregada no presente trabalho segundo os materiais e equipamentos que são comumente encontrados em um laboratório de materiais. Foram reproduzidas as indicações que se julgaram mais adequadas para obtenção e manutenção das amostras, a fim de se realizar testes *in vitro*.

Os testes de tração uniaxiais foram escolhidos conforme o observado na literatura e devido a disponibilidade de equipamentos.

Um primeiro teste (teste piloto) foi realizado com o intuito de identificar as dificuldades envolvidas no ensaio. A artéria foi cortada em diferentes tamanhos e formas, o corte em formato de haltere mostrou-se atraente pois padronizava as amostras mas não foi uma alternativa viável devido a reduzida quantidade de amostras disponíveis. A possibilidade de separação da artéria em camadas provou-se inviável devido a dificuldade de distinguir cada camada sem a ajuda de um instrumento específico ou pessoal adequado. A garra confeccionada para os testes apresentava ranhuras em suas faces internas e provou-se eficaz, tanto para amostras grandes quanto pequenas. O método de marcação (toner e microesferas de poliamida) provou ser propício para artérias. A medição da espessura provou ser um desafio, como se tratava de um tecido mole a utilização de um paquímetro não foi eficiente sendo utilizado o sistema ótico da Bose.

No ensaio final todas as amostras foram produzidas com o mesmo tamanho (comprimento e largura), sendo cortadas através de um bisturi, o que facilitou o procedimento experimental. A garra utilizada apresentou bons resultados frente ao escorregamento, não sendo necessário usar técnicas envolvendo adesivos. Este comportamento foi comprovado pela técnica DIC empregada paralelamente. As medidas de espessura, assim como a marcação, foram repetidas conforme o ensaio piloto. No ensaio final foi realizado pré-condicionamento das amostras através de pré-cargas de 0,5N, com o intuito de ter um ponto

de partida igual para todos os ensaios. Entretanto os valores do ponto inicial (carga 0N) até o ponto estipulado para a pré-carga (0,5N), não existiam e o início de cada curva teve que ser reconstruído através de linhas de tendência, o que provou não ser uma boa alternativa.

Com o procedimento experimental adotado foi possível obter informações para grandes deformações da parede arterial. Estes foram feitos através de ensaios uniaxiais monotônicos e cíclicos, em diferentes velocidades de deslocamento. Os ensaios monotônicos forneceram informações importantes para um procedimento de identificação de parâmetros de modelos constitutivos, segundo o comportamento esperado na região de deformação fisiológica. Nos testes cíclicos foi possível obter dados que indicam a presença de efeitos significativos de dano no tecido.

Para entender o comportamento dos modelos existentes em literatura para paredes arteriais diferentes testes numéricos foram realizados, onde pode-se observar a influência das famílias de fibras, a diferença da resposta do material conforme a mudança deste parâmetro e a possibilidade de inclusão de um coeficiente de dispersão para retirar a dependência do ângulo das famílias de fibras. Ainda foi possível observar as diferentes maneiras que uma parede arterial pode ser representada e suas implicações na aplicação de carga na direção diferente daquela das fibras.

Nos ensaios cíclicos se observou que os modelos estudados seriam incapazes de representar o comportamento das paredes arteriais. Os ensaios mostraram um fenômeno de danificação mecânica muito similar ao efeito de Mullins, que estes modelos numéricos não conseguiam representar. Assim, foi necessário proceder a identificação de parâmetros do modelo apenas com as curvas monotônicas.

Utilizando o método de elementos finitos, foi possível montar um procedimento de identificação de parâmetros utilizando uma função do software científico MATLAB. Para isto foi alterado um código disponibilizado em literatura para representar os modelos aqui estudados. Este procedimento se mostrou eficaz, porém o modelo constitutivo usado não apresentou resultados com a qualidade que se esperava. Apesar da complexibilidade do modelo final utilizado, que incorporava hiperelasticidade, anisotropia, viscosidade e dispersão de fibras, os resultados indicam que é necessário usar modelos mais apropriados. Espera-se que esta metodologia, junto com modelos hiperelásticos com mais termos em sua função de energia, possam melhorar a capacidade representativa. Talvez não seja necessária a representação de todos os fenômenos tratados aqui.

Com os estudos realizados pode-se montar uma metodologia para representar o comportamento numérico/experimental de paredes artérias, atingido o objetivo geral aqui proposto.

Para dar continuidade nesta linha de pesquisas alguns pontos identificados neste trabalho poderiam ser melhorados em trabalhos futuros. Pode-se citar:

- A realização de testes mais complexos como de extensão-inflação. Este não foi possível por falta de equipamento. Porém, cabe ressaltar que a artéria possuía furos que trariam outros problemas que não foram estudados aqui. Assim, não pode-se avaliar se esta alternativa realmente é viável (em suínos).
- Utilização de modelos que incluem fenômenos que o modelo aqui apresentado não era capaz de representar. Caso o objetivo seja simular o comportamento da parede arterial acima da região de deformação fisiológica, os resultados dos ensaios cíclicos mostraram que a incorporação de modelos de dano são necessários.
- Utilizar um pré-condicionamento cíclico, ou antes de iniciar o ensaio monotônico com a pré-carga, retornar a carga a 0N para não precisar reconstruir a resposta inicial da curva tensão-deformação. A estratégia usada aqui não se mostrou adequada uma vez que foi perdida a informação da curva de tensão-deformação até a tensão correspondente a carga de 0,5N.
- Estudar o comportamento de cada camada separadamente, realizando a sua separação e ensaio individual.
- Considerar parâmetros geométricos para prever deformações residuais axiais e circunferenciais na metodologia experimental. A primeira proposta desta metodologia contemplava informações para prever deformações residuais axiais, porém não pode ser realizada pela falta de controle dimensional da artéria na excisão do animal.
- Utilizar artérias humanas para realizar os ensaios. Conforme a literatura as artérias de animais e seres humanos diferem na rigidez.
- Obter detalhes da direção das fibras através de análises microscópicas. Pois no presente trabalho a direção da fibra foi mais um parâmetro encontrado e não foi analisado se condiz com a representação verdadeira.
- Ampliar o estudo de dispersão de fibras.

- Aperfeiçoar conhecimento para utilizar os dados fornecidos pelo DIC, os quais não foram utilizados devido a problemas de sincronização.
- Realizar estudos sobre técnicas específicas para a minimização da função objetivo, que depende de vários comportamentos mecânicos, e consequentemente parâmetros de diferentes naturezas.

## 9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Bader, H. **Dependence of Wall Stress in the Human Thoracic Aorta on Age and Pressure.** Circulation Research, Vol. XX, 1967.

Balzani, D., Brinkhues, S., Holzapfel, G.A. **Constitutive framework for the modeling of damage in collagenous soft tissues with application to arterial walls.** Comput. Methods Appl. Mech. Engrg., 213-216, 139-151, 2012.

Beenakker, J.M., Ashcroft, B.A., Lindeman, J.H.N., Oosterkamp, T.H. **Mechanical Properties of the Extracellular Matrix of the Aorta Studied by Enzymatic Treatments.** Biophysical Journal, 8:1731-1737, 2012.

Bergel, D.H. **The Static Elastic Properties of the Arterial Wall.** Journal of Physiology, 156:445-457, 1961.

Blum, U., Hauer, M., Pfammatter, T., Voshage, G. **Percutaneous Endoprosthesis for Treatment of Aortic Aneurysms.** World Journal of Surgery, Vol. 25, No. 3, 2001.

Bock, S., Iannaccone, I., Santis, G., Beule, M., Mortier, P., Verhegghe, B., Segers, P. **Our capricious vessels: The influence of stent design and vessel geometry on the mechanics of intracranial aneurysm stent deployment.** Journal of Biomechanics, 45:1353-1359, 2012.

Bower, A.F. **Applied Mechanics of Solids.** Taylor & Francis Group, 2009.

Calvo, B., Peña, E., Martinez, M.A., Doblaré, M., **An uncoupled directional damage model for fibred biological soft tissues. Formulation and computational aspects.** International Journal for Numerical Methods in Engineering, 69:2036-2057, 2007.

Carew, T.E., Vaishnav, R.N., Patel, D.J. **Compressibility of the Arterial Wall.** Circulation Research, Vol. XXIII, 1968.

Corbett, T.J., Callanan, A., Morris, L.G., Doyle, B.J., Grace, P.A., Kavanagh, E.G., McGloughlin, T.M. **A Review of the In Vivo and In Vitro Biomechanical Behavior and Performance of Postoperative Abdominal Aortic Aneurysms and Implanted Stent-Grafts.** Journal of Endovascular Therapy, 15:4668-484, 2008.

Cox, R.H. **Anisotropic properties of the canine carotid artery in vitro.** Journal of Biomechanics, Vol. 8, pp. 293-300, 1975.

Delfino, A., Stergiopoulos, N., Moore, J.E., Meister, J.J. **Residual strain effects on the stress field in a thick wall finite element model of the human carotid bifurcation.** Journal of Biomechanics, Vol. 3, No. 8, pp. 77-786, 1997.

Ehret, A., Itskov, M. **Modeling of anisotropic softening phenomena: Application to soft biological tissues.** International Journal of Plasticity, 25:901-919, 2009.

Fonck, E., Prod'hom, G., Roy, S., Augsburger, L., Rüfenacht, D.A. e Stergiopoulos N. **Effect of elastin degradation on carotid wall mechanics as assessed by a constituent-based**

**biomechanical model.** American Journal of Physiology Heart and Circulatory Physiology, 292:H2754-H2763, 2007.

Fung, Y.C. e Liu S.Q. **Change of Residual Strains in Arteries due to Hypertrophy Caused by Aortic Constriction.** Circulation Research, 65:1340-1349, 1989.

Fung, Y.C. **Biomechanics: mechanical properties of living tissues.** Springer-Verlag, 2 ed.,1993.

García-Herrera, C., Atienza, J., Rojo, F., Claes, E., Guinea, G., Celentano, D., García-Montero, C., and Burgos, R., **Mechanical behaviour and rupture of normal and pathological human ascending aortic wall.** Medical e Biological Engineering e Computing, 50:559-566, 2012.

Gasser, T.C., Holzapfel, G.A. **A rate-independent elastoplastic constitutive model for biological fiber-reinforced composites at finite strains: continuum basis, algorithmic formulation and finite element implementation.** Computational Mechanics, 29:340-360, 2002.

Gasser, T.C., Ogden, R.W., Holzapfel, G.A. **Hyperelastic modeling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations.** Journal of the Royal Society Interface, 3:15-35, 2006.

Groehs, A.G. **Resistência dos materiais e vasos de pressão.** Editora Unisinos, São Leopoldo, 2002.

Guinea, G.V., Atienza, J.M.,Elices, M., Aragoncillo, P., Hayashi K. **Thermomechanical behavior of human carotid arteries in the passive state.** American Journal of Physiology, 288:H2940-H2945, 2005.

Gundiah, N., Ratcliffe, M.B., Pruitt, L.A. **Determination of strain energy function for arterial elastin: Experiments using histology and mechanical tests.** Journal of Biomechanics, 40:586-594, 2007.

Gundiah, N., Ratcliffe, M.B., Pruitt, L.A. **The biomechanics of arterial elastin.** Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2:288-296, 2009.

Hokanson, J., Yazdani, S., **A constitutive model of the artery with damage.** Mechanics Research Communications, Vol. 24, No. 2, pp. 151-149, 1997.

Holzapfel, G.A., Gasser, T.C., Ogden, R.W., **A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models.** Journal of Elasticity, 61:1-48, 2000a.

Holzapfel, G.A., Schulze-Bauer, C.A.J., Stadler, M. **Mechanics of angioplasty: Wall, balloon and stent.** The American Society of Mechanical Engineers, New York, AMD-Vol. 242, BED-Vol. 46, 141-156, 2000b.

Holzapfel, G.A. **Nonlinear Solid Mechanics. A Continuum Approach for Engineering.** John Wiley & Sons, LTDA, Inglaterra, 2000c.

Holzapfel, G.A., Gasser, T.C. **A viscoelastic model for fiber-reinforced composites at finite strains: Continuum basis, computational aspects and applications.** *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg.*, 190:4379-4403, 2001.

Holzapfel, G.A., Gasser, T.C., Stadler, M. **A structural model for the viscoelastic behavior of arterial walls: Continuum formulation and finite element analysis.** *European Journal of Mechanics A/Solids*, 21:441-463, 2002.

Holzapfel, G.A., Sommer, G., Regitnig, P. **Anisotropic Mechanical Properties of Tissue Components in Human Atherosclerotic Plaques.** *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 126, p. 657-665, 2004.

Holzapfel, G.A. **Determination of material models for arterial walls from uniaxial extension tests and histological structure.** *Journal of Theoretical Biology*, 238:290-302, 2005.

Holzapfel, G.A., Gasser, T.C., **Computational stress-deformation analysis of arterial walls including high-pressure response.** *International Journal of Cardiology*, 116:78-85, 2007.

Holzapfel, G.A., Sommer, G., Auer, M., Regitnig, P. e Ogden, R.W. **Layer-Specific 3D Residual Deformations of Human Aortas with Non-Atherosclerotic Intimal Thickening.** *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 35, No. 4, pp. 530-545, 2007.

Holzapfel, G.A., Ogden, R.W. **On planar biaxial tests for anisotropic nonlinearly elastic solids. A continuum mechanical framework.** *Mathematics and mechanics of solids*, 14:474-489, 2009a.

Holzapfel, G.A., Ogden, R.W., editores. **Biomechanical Modelling at Molecular, Cellular and Tissue Levels.** Springer Wien NewYork, 2009b.

Holzapfel, G.A., Ogden, R.W. **Constitutive modelling of arteries.** *Proceedings the Royal Society*, 466:1551-1597, 2010.

Humphrey, J.D. e Yin, F.C.P. **Constitutive Relations and Finite Deformations of Passive Cardiac Tissue II: Stress Analysis in the Left Ventricle.** *Circulation Research*, 65:805-817, 1989.

Jacobs, T.S., Won, J., Gravereaux, E.C., Faries, P.L., Morrissey, N., Teodorescu, V.J., Hollier, L.H., Marin, M.L. **Mechanical failure of prosthetic human implants: A 10-year experience with aortic stent graft devices.** *Journal of Vascular Surgery*, 37:16-26, 2003.

Junqueira, L.C. e Carneiro, J., **Histologia Básica.** Guanabara Koogan S.A., 2004.

Kasyanov, V., Ozolanta, I., Purinya, B., Ozols, A., Kancevich, V. **Compliance of a biocomposite vascular tissue in longitudinal and circumferential directions as a basis for creating artificial substitutes.** *Mechanics of Composite Materials*, Vol. 39, No. 4, 2003.

Kim, J., Baek, S. **Circumferential variations of mechanical behavior of the porcine thoracic aorta during the inflation test.** *Journal of Biomechanics*, 44:1941-1947, 2011.

Lanir, Y., Fung, Y.C. **Two-dimensional mechanical properties of rabbit skin-I. Experimental system.** Journal of Biomechanics, Vol. 7, pp. 29-34, 1974.

Lanir, Y. **Constitutive equations for fibrous connective tissues.** Journal of Biomechanics, Vol. 16, No. 1, pp. 1-12, 1983.

Learoyd, B.M. e Taylor, M.G., **Alterations with age in the viscoelastic properties of human arterial walls.** Circulation Research., Vol. XVIII, 1966.

Li, Z., Kleinstreuer, C. **Analysis of biomechanical factors affecting stent-graft migration in an abdominal aortic aneurysm model.** Journal of Biomechanics, 39:2264-2273, 2006.

Maher, E., Early, M., Creane, A., Lally, C., and Kelly, D.J. **Site specific inelasticity of arterial tissue.** Journal of Biomechanics 45:1393-1399, 2012.

Maltzahn, W.V., Besdo, D., Wiemer, W. **Elastic properties of arteries: a nonlinear two-layer cylindrical model.** Journal of Biomechanics, Vol. 14, No. 6, pp. 389-397, 1981.

Masson, I., Boutouyrie, P., Laurent, S., Humphrey, J.D., Zidi M. **Characterization of arterial wall mechanical behavior and stresses from human clinical data.** Journal of Biomechanics, 41:2618-2627, 2008.

Masson, I., Beaussier, H., Boutouyrie, P., Laurent, S., Humphrey, J.D., Zidi, M. **Carotid artery mechanical properties and stresses quantified using in vivo data from normotensive and hypertensive humans.** Biomechanics and Modeling in Mechanobiology, 10:867-882, 2011.

Mescher, A.L., **Junqueira's Basic Histology: Text & Atlas.** McGraw-Hill Companies, 2009.

Morris, L., Stefanov, F., McGloughlin, T. **Stent graft performance in the treatment of abdominal aortic aneurysms: The influence of compliance and geometry.** Journal of Biomechanics, 46:383-395, 2013.

Ning, J., Braxton, V. G., Wang, Y., Sutton M.A., Wang, Y., Lessner, S.M. **Speckle patterning of soft tissues for strain field measurement using digital image correlation: Preliminary quality assessment of patterns.** Microscopy and Microanalysis, 17:81-90, 2011.

Pan, B., Qian, K., Xie, H., Asundi, A. **Two-dimensional digital image correlation for in-plane displacement and strain measurement: a review.** Measurement science and technology, 20, 062001, pp. 17, 2009.

Peterson, D.R. e Bronzino, J.D. **Biomechanics.** Taylor & Francis Group, 2008.

Rendal, E., Martínez Santos, M.V., Rodriguez, M., Sánchez, J., Segura, R., Matheu, G., Filgueira, P., Pértega, S., Andi3n, C. **Effects of Cryopreservation and Thawing on the Structure of Vascular Segment.** Transplantation proceedings, 36:3283-3287, 2004.

Rezakhaniha, R., Fonck, E., Genoud, C., Stergiopoulos, N., **Role of elastin anisotropy in structural strain energy functions of arterial tissue.** *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 10:599-611, 2011.

Roach, M.R., Burton, A.C.. **The reason for the shape of the distensibility curve of arteries.** *Canad. J. Biochem. Physiol.*, 1957.

Schulze-Bauer, C.A.J., Regitnig, P., Holzapfel, G.A. **Mechanics of the human femoral adventitia including the high-pressure response.** *American Journal of Physiology*, 282:H2427-H2440, 2002.

Sellaro, T.L., Hildebrand, D., Lu, Q., Vyavahare, N., Scott, M., Sacks, M.S. **Effects of collagen fiber orientation on the response of biologically derived soft tissue biomaterials to cyclic loading.** *Journal of Biomedical Materials*, 80A:194-205, 2006.

Simo, J.C. **Computational inelasticity.** Springer, New York, 1998.

Sommer, G., Regitnig, P., Költringer, L., Holzapfel, G.A. **Biaxial mechanical properties of intact and layer-dissected human carotid arteries at physiological and suprphysiological loadings.** *American Journal of Physiology Heart and Circulatory Physiology*, 298:H898-H912, 2010.

Neto, E.S., Peric, D., Owen, D.R.J. **Computational methods for plasticity: theory and applicaions.** John Wiley & Sons Ltd, 2008.

Spencer, A.J.M. **Continuum mechanics.** Mineola: Dover, 2004.

Stemper, B.D., Yoganandan, N., Pintar, F.A. **Methodology to study intimal failure mechanics in human internal carotid arteries.** *Journal of Biomechanics*, 38:2491-2496, 2005.

Sutton, M.A., Ke, X., Lessner, S.M., Goldbach, M., Yost, M., Zhao, F., Schreier, H.W. **Strain field measurements on mouse carotid arteries using microscopic three-dimensional digital image correlation.** *Journal of Biomedical Materials Research*, 84A:178-190, 2008.

Thibodeau, G.A. e Patton, K. T. **Estrutura e funções do corpo humano.** Editora Manole, 11<sup>a</sup> edição, 2002.

Vaishnav, R.N. e Vossoughi, J. **Residual Stress and Strain in Aortic Segments.** *Journal of Biomechanics*, Vol. 20, No. 3, pp. 235-239, 1987.

Vaishnav, R.N., Young, J.T., Janicki, J.S. e Patel, D.J. **Nonlinear anisotropic elastic properties of the canine aorta.** *Biophysical Journal*, Vol. 12, 1972.

Vito, R.P. **A note on arterial elasticity.** *Journal of Biomechanics*, Vol. 6, pp. 561-564, 1973.

Waite, L., and Fine, J., **Applied Biofluid Mechanics.** McGraw-Hill, 2007.

Wilchez, D.F.T. **Estudo do comportamento mecânico de ligamentos e tendões através de uma metodologia com utilização de medição ótica.** Universidade Federal de Santa Catarina, 2012.

Wu, W., Qi, M., Liu, X., Yang, D., Wang, W. **Delivery and release of nitinol stent in carotid artery and their interactions: A finite element analysis.** Journal of Biomechanics, 40:3034-3040, 2007.

Zarins, C.K., Bloch, D.A., Crabtree, T., Matsumoto, A.H., White, R.A., Fogarty, T.J. **Stent graft migration after endovascular aneurysm repair: Importance of proximal fixation.** Journal of Vascular Surgery, 38:1264-72, 2003.

Zemánek, M., Bursa, J., Deták, M. **Biaxial tension tests with soft tissues of arterial wall.** Journal of Engineering Mechanics, Vol. 16, No. 1, p. 3-11, 2009.

Zhang, D., Arola, D.D. **Applications of digital image correlation to biological tissues.** Journal of Biomedical Optics, 9:691-699, 2004.

Zoumi, A., Lu, X., Kassab, G.S., Tromberg, B.J. **Imaging coronary artery microstructure using second-harmonic and two-photon fluorescence microscopy.** Biophysical Journal, 87:2778-2786, 2004.

Zulliger, M.A., Fridez, P., Hayashi, K., Stergiopoulos, N. **A strain energy function for arteries accounting for wall composition and structure.** American Journal of Physiology, Vol. 287:H1335-H1343, 2004.

## APÊNDICE A

### Procedimento experimental para ensaio piloto

#### Dados Gerais:

Animal utilizado: \_\_\_\_\_

Amostra: \_\_\_\_\_

Raça: \_\_\_\_\_

Peso no abate: \_\_\_\_\_

Cirurgião responsável pela coleta: \_\_\_\_\_

Equipamentos de medição necessários (exemplos):

# paquímetro

# termômetro

# caneta para marcas

# gabarito de diâmetro

#### ETAPA I - Procedimento de retirada e armazenamento para cada amostra:

1. Registrar tempo decorrido do abate até a retirada da artéria (T1), é indicado o menor tempo possível.

Tempo T1: \_\_\_\_\_

2. Antes de retirar a artéria do animal, realizar duas marcações e medir a distância entre as marcas *in situ* (D1n). Fazer 5 medidas em diferentes posições. (Ver figura A.1)

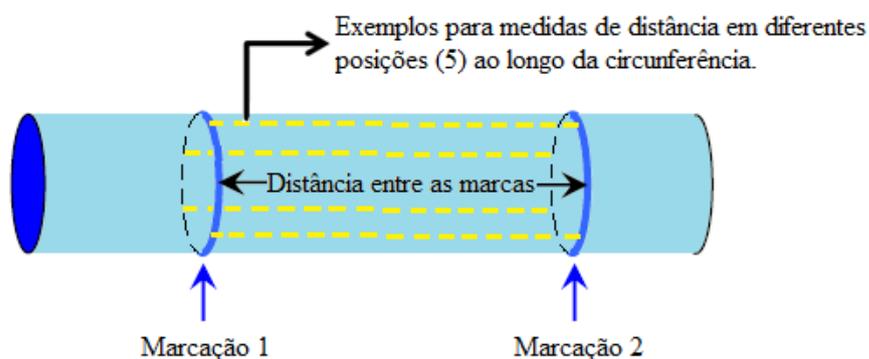


Figura A.1 – Marcações *in situ*.

Distância D1n:

Medida 1: \_\_\_\_\_

Medida 2: \_\_\_\_\_

Medida 3: \_\_\_\_\_

Medida 4: \_\_\_\_\_

Medida 5: \_\_\_\_\_

3. Após a retirada da artéria mede-se novamente a distância entre as marcas *in situ* (D1).

Fazer 5 medidas em diferentes locais. (Ver figura A.1)

Distância D1:

Medida 1: \_\_\_\_\_

Medida 2: \_\_\_\_\_

Medida 3: \_\_\_\_\_

Medida 4: \_\_\_\_\_

Medida 5: \_\_\_\_\_

4. Medir a espessura com um paquímetro (D2). Fazer 5 medidas em diferentes locais.

(Ver figura A.2)

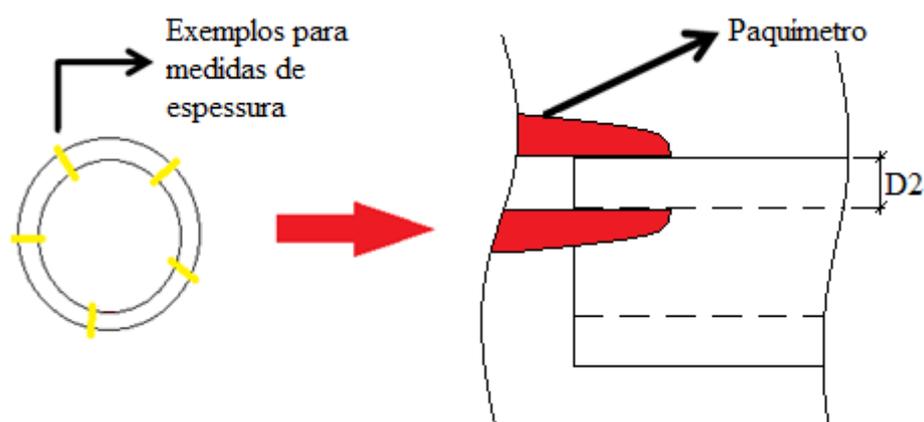


Figura A.2 – Medição da espessura (D2).

Espessura D2:

Medida 1: \_\_\_\_\_

Medida 2: \_\_\_\_\_

Medida 3: \_\_\_\_\_

Medida 4: \_\_\_\_\_

Medida 5: \_\_\_\_\_

5. Medir comprimento interno (D3), para estimar diâmetro, com um paquímetro. Fazer 5 medidas em diferentes locais. (Ver figura A.3) ou cortar a artéria e medir o comprimento interno.

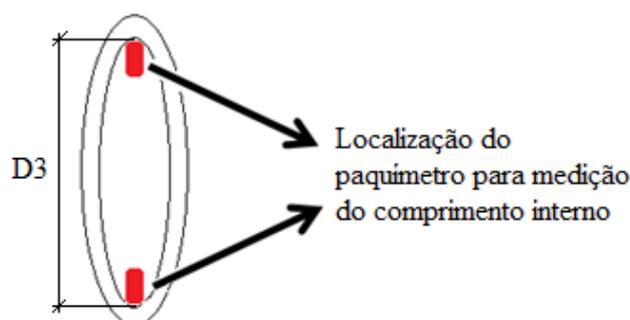


Figura A.3 – Medição do comprimento interno (D3).

Comprimento interno D3:

Medida 1: \_\_\_\_\_

Medida 2: \_\_\_\_\_

Medida 3: \_\_\_\_\_

Medida 4: \_\_\_\_\_

Medida 5: \_\_\_\_\_

6. Medir diâmetro externo (D3n) com um gabarito de diâmetros ou com o sistema ótico da BOSE.

Diâmetro externo D3n:

Medida 1: \_\_\_\_\_

Medida 2: \_\_\_\_\_

Medida 3: \_\_\_\_\_

Medida 4: \_\_\_\_\_

Medida 5: \_\_\_\_\_

7. Após realizar as medições armazenar a artéria dentro de um recipiente (exemplo: saco plástico), identificar a amostra e congelar em ambiente a  $-20^{\circ}\text{C}$  (freezer).

Registrar:

Data: \_\_\_\_\_ Hora: \_\_\_\_\_

## ETAPA II - Procedimento para preparação das amostras:

1. Registrar tempo (T2), em horas, decorrido do congelamento até o início do descongelamento.

Data: \_\_\_\_\_ Hora: \_\_\_\_\_

Tempo decorrido T2: \_\_\_\_\_

2. Descongelar de forma lenta, em ambiente a 4°C (geladeira), até atingir a temperatura do ambiente (4°C). Verificar a temperatura da amostra com termômetro. Registrar tempo (T3) decorrido do início do descongelamento até descongelamento total.

Tempo T3: \_\_\_\_\_

3. Medir novamente a distância entre as marcas (D1e). Fazer 5 medidas em diferentes locais. (Ver figura A.1). Calcular a razão de retração  $\left(\kappa = \frac{D1n-D1e}{D1n}\right)$

Distância D1e:

Medida 1: \_\_\_\_\_

Medida 2: \_\_\_\_\_

Medida 3: \_\_\_\_\_

Medida 4: \_\_\_\_\_

Medida 5: \_\_\_\_\_

4. Medir novamente a espessura com um paquímetro (D2e). Fazer 5 medidas em diferentes locais. (Ver figura A.2)

Espessura (D2e)

Medida 1: \_\_\_\_\_

Medida 2: \_\_\_\_\_

Medida 3: \_\_\_\_\_

Medida 4: \_\_\_\_\_

Medida 5: \_\_\_\_\_

5. Medir novamente comprimento interno (D3e), para estimar diâmetro, com um paquímetro. Fazer 5 medidas em diferentes locais. (Ver figura A.3)

Comprimento interno D3e:

Medida 1: \_\_\_\_\_

Medida 2: \_\_\_\_\_

Medida 3: \_\_\_\_\_

Medida 4: \_\_\_\_\_

Medida 5: \_\_\_\_\_

6. Medir novamente diâmetro externo (D3ne) com um gabarito de diâmetros ou com o sistema ótico da BOSE.

Diâmetro externo D3ne:

Medida 1: \_\_\_\_\_

Medida 2: \_\_\_\_\_

Medida 3: \_\_\_\_\_

Medida 4: \_\_\_\_\_

Medida 5: \_\_\_\_\_

7. Registrar tempo (T4) decorrido do descongelamento até os testes.

Tempo T4: \_\_\_\_\_

8. Abrir o vaso expondo o interior da artéria. Corte realizado na direção longitudinal.

(Ver figura A.4)

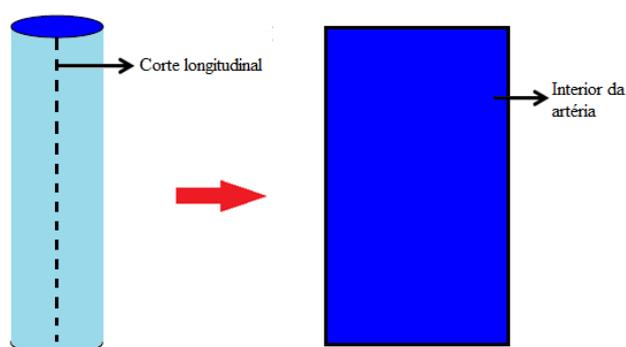


Figura A.4 – Abertura da artéria.

9. Deixar a amostra submersa em água destilada ou solução salina a 37°C por 10 min.

10. Retirar a amostra do banho e secar gentilmente com papel toalha.

11. Preparar a amostra para aquisição de dados com o método DIC. Aplicar uma fina camada de partículas de toner preto sobre a superfície, com pincel, até que toda a superfície seja coberta. Usar a menor quantidade possível de toner.

12. Aplicar as microesferas brancas de poliamida sobre a superfície, utilizando pincel ou outro instrumento, garantindo uma boa distribuição. (Ver figura A.5)

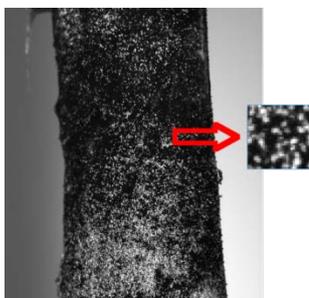


Figura A.5 – Aplicação das microesferas de poliamida (Wilchez, 2012).

### ETAPA III - Procedimento para realização do teste:

1. Utilizar célula de carga de 10N, ou desta ordem de grandeza.
2. Fixar as extremidades da artéria nas garras. (Utilizar garras do tipo sinusoidais com ranhuras no sentido transversal, mesmas utilizadas no trabalho da Diana). Usar super-bonder flexível entre a artéria e a superfície interna da garra. Tomar cuidado no manuseio para não modificar a marcação com microesferas.
3. Medir a distância entre garras (D4). Calcular amplitude de pré-condicionamento ( $\delta = \kappa D4$ ).

Medida D4: \_\_\_\_\_

Medida  $\delta$ : \_\_\_\_\_

4. Aplicar pré-carga para deixar a amostra esticada (máxima de 0,5N). Manter com pré-carga por 5 min para acomodar a amostra. Realizar pré-condicionamento com 5 ciclos quase estático (1mm/min) com amplitude  $\delta$ . (Ver figura A.6)

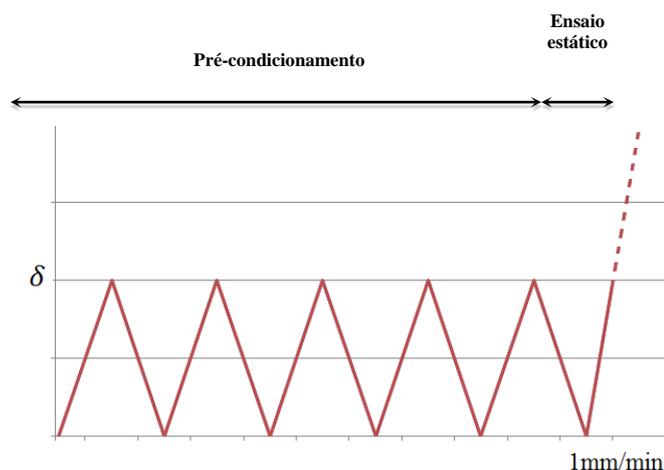


Figura A.6 – Pré-condicionamento de 5 ciclos a uma velocidade de 1mm/min.

5. Medir novamente a espessura com um paquímetro (D2pc). Fazer 5 medidas em diferentes locais. (Ver figura A.2)

Espessura (D2pc)

Medida 1: \_\_\_\_\_

Medida 2: \_\_\_\_\_

Medida 3: \_\_\_\_\_

Medida 4: \_\_\_\_\_

Medida 5: \_\_\_\_\_

6. Após do pré-condicionamento, realizar o ensaio estático aplicando carregamento por controle de deslocamento com velocidade de 1mm/min, até o rompimento da artéria (Ver figura A.6)

Obs (exemplos):

Equipamento de ensaio: BOSE 3330

Operador: Eng. Heitor Albuquerque

Parâmetros de ensaio:

# Controle de deslocamento

# Posição inicial = posição equivalente à pré-carga de 0,5N mantida por 5 min

# Realizar pré-condicionamento com 5 ciclos de amplitude  $\delta$  mm.

# Continuar ensaio até a ruptura.

# Velocidade do ensaio: 1mm/min

## Resultados reportados no Relatório:

1 - Dados do ensaio para cada amostra:

Amostra	ETAPA I						ETAPA II							ETAPA III			
	T1	D1n	D1	D2	D3	D3n	T2	T3	D1e	D2e	$\kappa$	D3e	D3ne	T4	D4	$\delta$	D2pc
CP1																	
...																	

2 - Curva Força vs Deslocamento

## APÊNDICE B

### Ensaio Uniaxial de tração de amostra de parede arterial

#### 1 - Considerações:

##### *Geometria da amostra (ensaio piloto):*

- relação mínima de 1:5 (largura x comprimento);
- comprimento total da artéria de 220mm;
- circunferência de 28mm na parte mais estreita e 40mm na parte mais larga;

*OBS: Como o diâmetro muda consideravelmente ao longo da artéria, seria necessário dividir esta ao longo do comprimento. Espera-se que a espessura também modifique consideravelmente ao longo da amostra. Estas características podem levar a diferentes propriedades ao longo da amostra. O que não é vantajoso para o estudo. Vista a diferença do diâmetro, talvez seja necessário dividir a artéria em 3 trechos para o estudo.*

##### *Garra e mordente:*

A garra deve ter pelo menos 15 mm de largura.

#### 2 - Possíveis divisões para a artéria

São propostas 3 diferentes divisões (cortes) da amostra.

*2.1 - Ensaio uniaxial piloto - Divisão em duas partes iguais - Objetivo: Testar se o corpo de prova desliza em relação as garras. Os resultados obtidos neste ensaio não serão suficientes para caracterização da parede arterial. Estes corpos permitirão obter apenas comportamento na direção longitudinal. Neste ensaio a amostra é dividida em dois trechos, tentando-se obter propriedades médias para cada trecho que tem diferentes diâmetros. As dimensões dos corpos de prova são maiores, porém tem-se apenas 4 CP, sendo apenas 2 para cada trecho de diferentes diâmetros.*

*2.2 - Ensaio uniaxial final - Divisão em duas partes - Objetivo: Obter resultados úteis para caracterização da parede arterial na direção longitudinal e circunferencial. As dimensões dos corpos de prova são menores, porém tem-se 6 CP para ensaio na direção longitudinal e 6 para circunferencial, sendo 3 para cada trecho.*

**2.3 - Ensaio uniaxial final - Divisão em três partes. -Objetivo:** *Obter resultados úteis para caracterização da parede arterial na direção longitudinal e circunferencial. As dimensões dos corpos de prova são menores, principalmente o comprimento. Neste têm-se 9 CP para ensaio na direção longitudinal e 9 para circunferencial, sendo 3 para cada trecho.*

*A escolha deve ser baseada nos acessórios da máquina de ensaio, principalmente garra. Notar que o maior comprimento das amostras é 110mm na proposta 2.1 e o menor de 45mm na proposta 2.3. podendo não ser viável.*

## 2.1 - Ensaio uniaxial piloto - Divisão em duas partes iguais:

Parte mais estreita (1): será realizado somente o corte axial, o qual terá largura de 14mm e comprimento de 110mm.

Parte mais larga (2): será realizado somente o corte axial, o qual terá largura de 18,5mm e comprimento de 110mm.

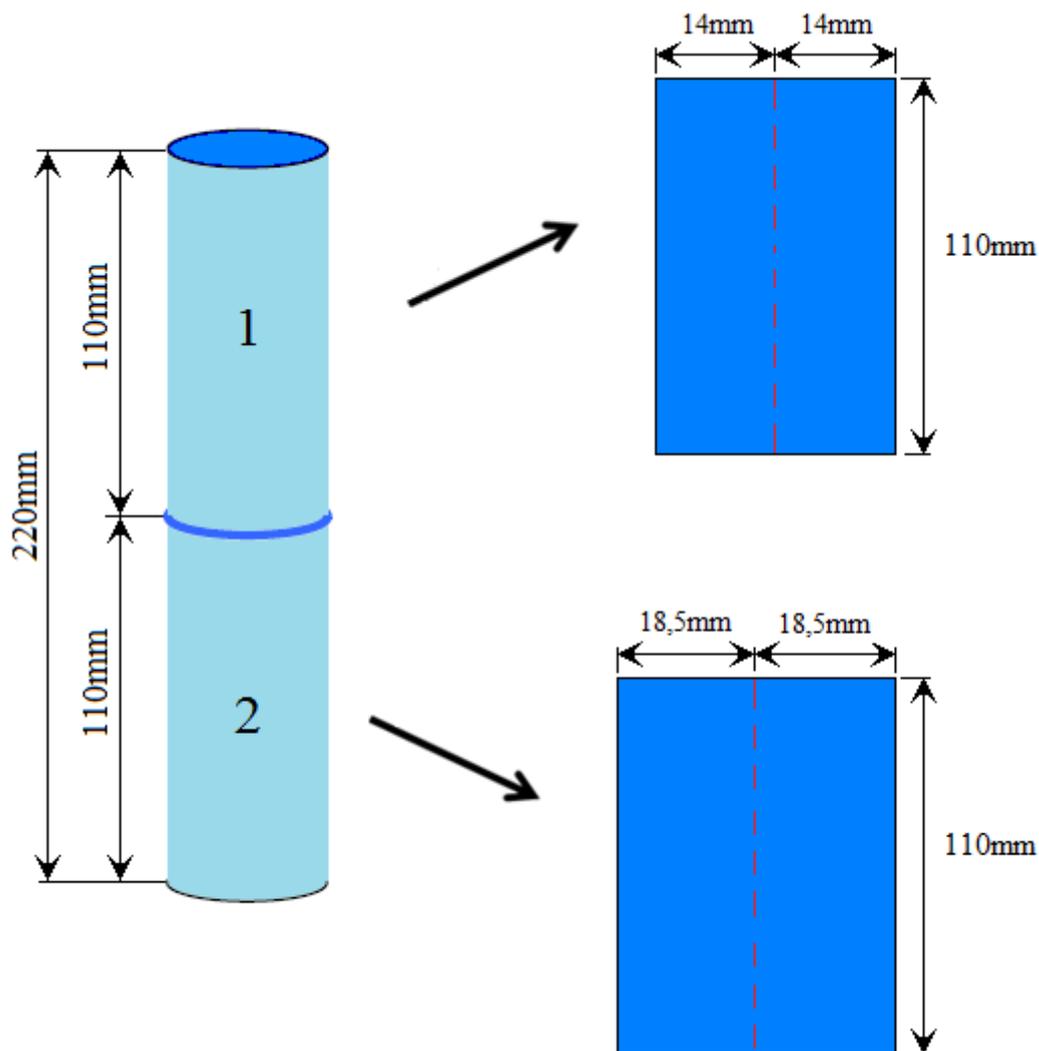


Figura B.1 – Divisão da artéria em duas partes iguais.

## 2.2 - Ensaio uniaxial piloto/final - Divisão em duas partes:

Parte mais estreita (1): o corte circunferencial terá uma relação aproximada de 1:5 ficando com largura de 6mm e comprimento de 28mm para cada tira. O corte axial terá uma relação de 1:8,5 ficando com 9mm de largura e comprimento de 76,5mm para cada tira.

Parte mais larga (2): o corte circunferencial terá uma relação aproximada de 1:5 ficando com largura de 7,5mm e comprimento de 37mm para cada tira. O corte axial terá uma relação de 1:8,5 ficando com 12mm de largura e comprimento de 102mm para cada tira.

O total da artéria utilizada será de 219mm.

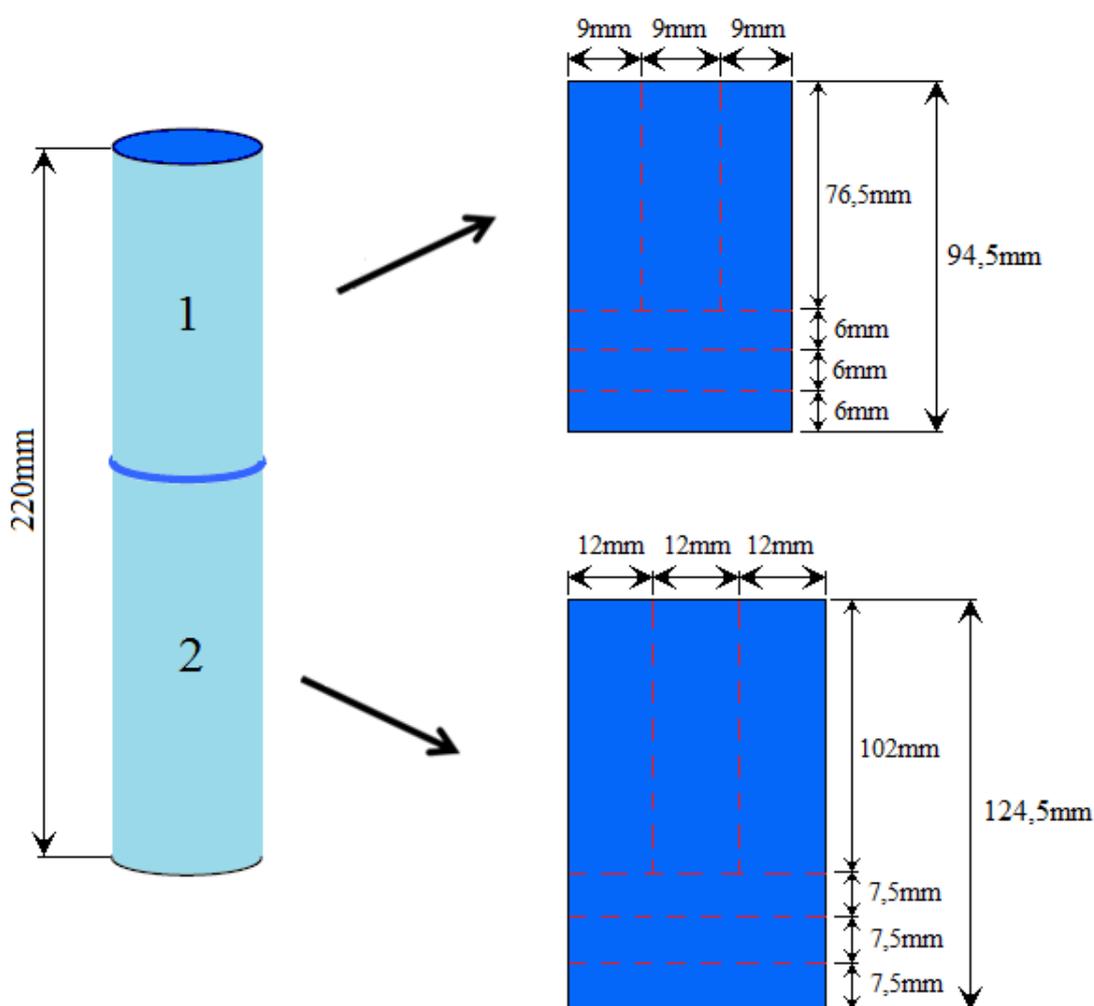


Figura B.2 – Divisão da artéria em duas partes.

### 2.3 - Ensaio uniaxial piloto/final - Divisão em três partes:

Parte mais estreita (1 e 2): o corte circunferencial terá uma relação aproximada de 1:5 ficando com largura de 6mm e comprimento de 28mm para cada tira. O corte axial também terá uma relação de 1:5 ficando com 9mm de largura e comprimento de 45mm para cada tira.

Parte mais larga (3): o corte circunferencial terá uma relação aproximada de 1:5 ficando com largura de 7,5mm e comprimento de 37mm para cada tira. O corte axial também terá uma relação de 1:5 ficando com 12mm de largura e comprimento de 60mm para cada tira.

O total da artéria utilizada será de 208,5mm.

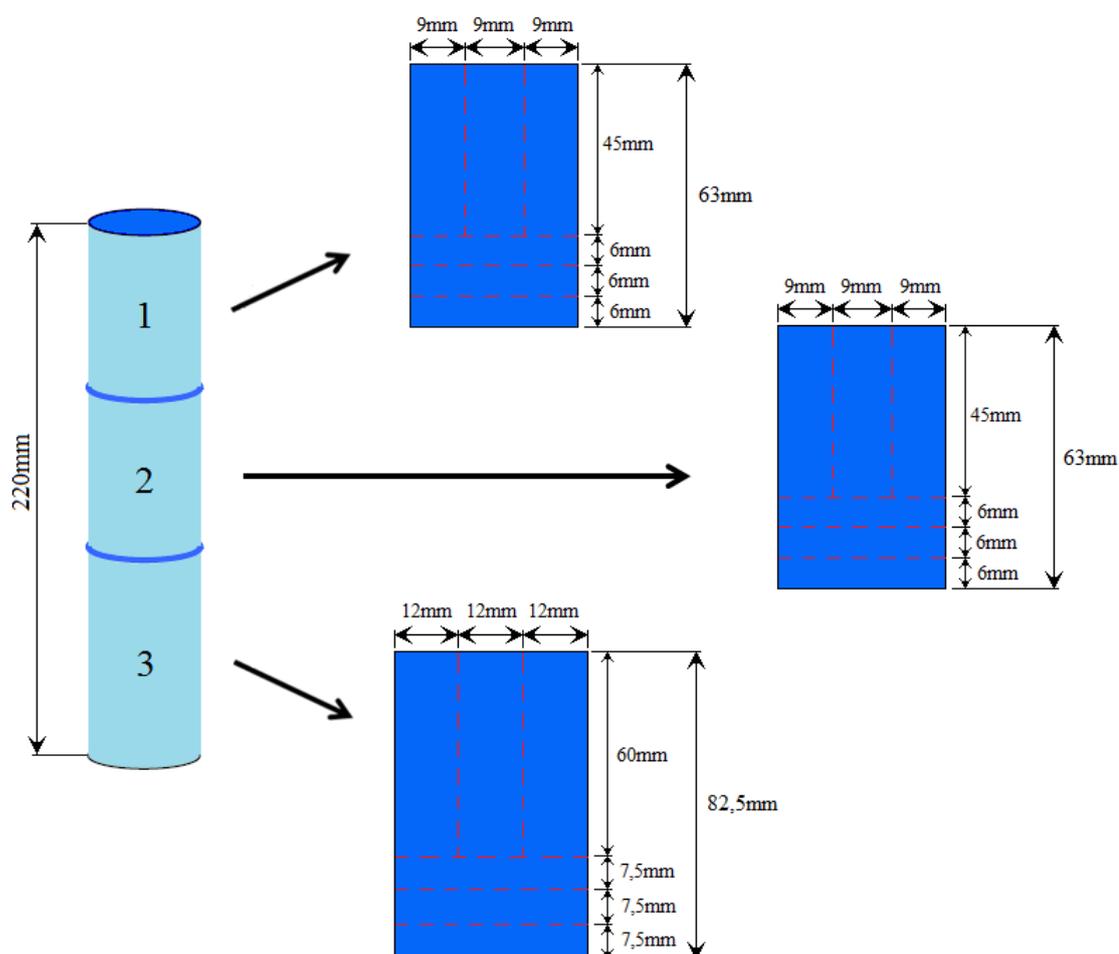


Figura B.3 – Divisão da artéria em três partes.