



Lucas Boabaid Ibrahim

Investigações numéricas e experimentais da mecânica dos aneurismas em tubos isotrópicos de borracha

Dissertação de Mestrado

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do título de Mestre pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Civil da PUC-Rio. Área de concentração: Estruturas.

Orientadora: Djenane Cordeiro Pamplona

Rio de Janeiro, julho de 2006

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.



Lucas Boabaid Ibrahim

Investigações numéricas e experimentais da mecânica dos aneurismas em tubos isotrópicos de borracha

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do título de Mestre pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Civil da PUC-Rio. Aprovada pela Comissão Examinadora abaixo assinada.

Djenane Cordeiro Pamplona
Orientadora - PUC-Rio

Aura Conci
UFF

Ney Augusto Dumont
PUC – Rio

Dra. Stefane Rodrigues Xavier Lopes

Paulo Batista Gonçalves
PUC-Rio

Prof. José Eugênio Leal
Coordenador Setorial do Centro Técnico Científico – PUC-Rio

Rio de Janeiro, 31 de julho de 2006

Todos os direitos reservados. É proibida a reprodução total ou parcial do trabalho sem autorização da universidade, do autor e do orientador.

Lucas Boabaid Ibrahim

Graduou-se Engenheiro Civil em Dezembro de 2003, pela Faculdade de Engenharia Industrial (FEI)

Ficha Catalográfica

Ibrahim, Lucas Boabaid

Investigações numéricas e experimentais da mecânica dos aneurismas em tubos isotrópicos de borracha / Lucas Boabaid Ibrahim ; orientadora: Djenane Cordeiro Pamplona. – Rio de Janeiro : PUC, Departamento de Engenharia Civil, 2006.

95 f. : il. (col.) ; 30 cm

Dissertação (Mestrado) – Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Departamento de Engenharia Civil.

Inclui referências bibliográficas.

1. Mestrado Engenharia Civil – Teses. 2. Aneurisma. 3. Elementos finitos. 4. Instabilidade. 5. Deformações finitas. I. Pamplona, Djenane Cordeiro. II. Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro. Departamento de Engenharia Civil. III. Título.

CDD: 624

Aos meus pais, amigos e a todos que contribuíram na realização deste trabalho.

Agradecimentos

À PUC-Rio e aos professores do Departamento de Engenharia Civil.

A minha orientadora, pela convivência, disponibilidade, incentivo, paciência, pelos conhecimentos transmitidos durante este último ano.

À banca examinadora.

Aos meus colegas durante estes dois anos.

Aos funcionários do departamento de Engenharia Civil.

Resumo

Ibhahim, Lucas Boabaid; Pamplona, Djenaje Cordeiro. **Investigações numéricas e experimentais da mecânica dos aneurismas em tubos isotrópicos de borracha.** Rio de Janeiro, 2006. 95p. Dissertação de Mestrado - Departamento de Engenharia Civil, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro.

Esta tese tem por objetivo investigar numérica e experimentalmente a mecânica da formação dos aneurismas na aorta. A parte experimental foi realizada no Laboratório de Membranas e Biomembranas utilizando-se tubos cilíndricos de látex sob pressão hidrostática e tubos de silicone com geometria aproximada da aorta. Foi investigada a pressão necessária à formação dos aneurismas e o comportamento do material ensaiado. A parte numérica foi realizada por meio do método dos elementos finitos através do programa ABAQUS. Na análise numérica foi validada a análise experimental e realizados alguns estudos paramétricos.

Palavras-chave

aneurisma, elementos finitos, instabilidade, deformações finitas

Abstract

Ibhahim, Lucas Boabaid; Pamplona, Djenaje Cordeiro (Advisor). **Numerical and experimental investigation of the mechanics of aneurysms in isotropic rubber tubes.** Rio de Janeiro, 2006. 95p. M. Sc. Dissertatation - Department of Civil Engineering, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro.

The objective of this work was to investigate numerical and experimentally the mechanics of aortic aneurisms. The experimental part was done in the Laboratory of Membranes and Biomenbranes using latex cylindrical tubes under hydrostatic pressure and rubber tubes with the approximate aortic geometry. The required pressure to formation of aneurisms was investigated as well the behavior of the material during the experiments. The numerical part was done with finite element method with the ABAQUS program. In the numerical analyses the experimental analyses was validated and some parametric studies was done.

Keywords

aneurysm, finite elements, instability, finite deformation

Sumário

1 Introdução	17
1.1. Objetivo da dissertação	18
1.2. Organização do texto	18
2 Revisão bibliográfica	20
2.1. Aneurismas	20
2.2. Lei da circulação	20
2.3. Fluxo sanguíneo	21
2.4. Artérias	21
2.5. Tipos de aneurismas	22
2.6. Causas dos aneurismas	23
2.7. Aorta	24
2.8. Composição da aorta	27
2.9. Maior incidência dos aneurismas	29
2.10. Modificações na espessura da parede arterial	29
2.11. Tratamento de aneurismas	30
2.12. Geometria e propriedades	31
3 Análise experimental	32
3.1. Aparatos utilizados na realização das experiências	32
3.2. Tubo de látex	34
3.2.1. Procedimento experimental	35
3.2.2. Resultados dos ensaios com tubos de látex	36
3.2.2.1 Estudo da influência da velocidade de aplicação da pressão	36
3.2.2.2 Ensaios sucessivos de tubos de latex	38
3.2.2.3 Ensaios sucessivos de tubos de látex com pré-condicionamento	44
3.2.2.4 Comparação dos efeitos do pré-condicionamento em tubos de latex	50

3.3. Tubo de silicone	51
3.3.1. Escolha do material utilizado nos tubos de silicone	51
3.3.2. Ensaio de tração	53
3.3.3. Tubo de silicone	55
3.3.4. Descrição da experiência do tubo de silicone	55
3.3.5. Procedimento experimental	56
3.3.6. Investigação da pressão crítica em tubos de silicone	56
3.3.6.1. Descrição do ensaio	56
3.3.7. Ensaio realizados	57
4 Análise numérica	59
4.1. Análise numérica dos tubos de látex com diâmetro constante	61
4.1.1. Análise da pressão crítica	62
4.1.2. Análise do diâmetro do bulbo	62
4.1.3. Análise das tensões máximas na pressão crítica	63
4.1.4. Análise das tensões máximas na pressão final	64
4.1.5. Configuração inicial e final do tubo de látex estudado	65
4.1.6. Variação da constante elástica	66
4.2. Tubo de látex com diâmetro variável	68
4.2.1. Análise da pressão crítica	68
4.2.2. Análise do diâmetro do bulbo	69
4.2.3. Análise das tensões máximas na pressão crítica	70
4.2.4. Análise das tensões máximas na pressão final	71
4.2.5. Configuração inicial e final do tubo de látex estudado	72
4.2.6. Síndrome de Marfan	73
4.3. Análise numérica do tubo de silicone com a geometria da aorta	75
4.3.1. Ensaio de tração	76
4.3.2. Resultados	77
4.3.3. Análise da variação da espessura do tubo de silicone	78
4.4. Análise numérica da aorta	80
4.4.1. Síndrome de Marfan	81
4.5. Equação constitutiva proposta por Delfino	82
5 Comparação entre os resultados numéricos e experimentais	83

5.1. Tubos de látex	83
5.1.1. Dados do tubo de látex	83
5.1.2. Comparação entre os resultados da pressão crítica	83
5.1.3. Comparação entre os resultados do diâmetro do bulbo	84
5.2. Resultados dos tubos de silicone	85
5.2.1. Dados do tubo de silicone	85
5.2.2. Comparação entre os resultados da pressão crítica	85
6 Conclusões	87
6.1. Conclusões dos ensaios experimentais	87
6.2. Conclusões da análise numérica	88
6.3. Trabalhos futuros	88
7 Bibliografia	89
Apêndice 1 - Observações complementares sobre os ensaios em tubos de látex	91

Lista de Figuras

Figura 1.1 – Exemplo de aneurismas	17
Figura 2.1 – Representação da ruptura do aneurisma	22
Figura 2.2 – Representação da dissecação dos aneurismas	23
Figura 2.3 – Corte transversal do aneurisma de dissecação	23
Figura 2.4 – Exemplo de aneurisma	24
Figura 2.5 – Representação da aorta	25
Figura 2.6 – Representação da divisão da aorta	26
Figura 2.7 – Camadas arteriais	27
Figura 2.8 – Local da maior incidência dos aneurismas	29
Figura 2.9 – Espessura da parede arterial após a formação do aneurisma	30
Figura 2.10 – Reforço da parede arterial	30
Figura 3.1 – Suporte metálico	33
Figura 3.2 – Recipiente de acrílico contendo manômetro, entrada de ar para a bomba e mangueira para a saída de água	33
Figura 3.3 – Aparelho desenvolvido para inserir ar, medir e controlar a pressão interna. Utilizado para pequenas pressões. (daPa).	34
Figura 3.4 – Etapa 3	35
Figura 3.5 – Etapa 4, simulação do aneurisma	35
Figura 3.6 – (a) início da experiência, (b) pressão crítica, (c) pressão final	38
Figura 3.7 – Pressões críticas em ensaios consecutivos com o mesmo tubo de látex sem tração, $\lambda = 1,0$.	39
Figura 3.8 – (a) início da experiência, (b) pressão crítica, (c) pressão final	40
Figura 3.9 – Pressões críticas em ensaios consecutivos com o mesmo tubo de látex com tração, $\lambda = 1,1$	41
Figura 3.10 – (a) início da experiência, (b) pressão crítica, (c) pressão final	41
Figura 3.11 – Pressões críticas em ensaios consecutivos com o mesmo tubo de látex com tração, $\lambda = 1,2$.	42
Figura 3.12 – Média das pressões críticas em ensaios sucessivos com diferentes níveis de tração	43

Figura 3.13 - Pressões críticas em ensaios consecutivos com o mesmo tubo de látex sem tração, $\lambda = 1,0$	45
Figura 3.14 - Pressões críticas em ensaios consecutivos com o mesmo tubo de látex com tração, $\lambda = 1,1$	46
Figura 3.15 - Pressões críticas em ensaios consecutivos com o mesmo tubo de látex com tração, $\lambda = 1,2$	48
Figura 3.16 – Média das pressões críticas em ensaios sucessivos com diferentes níveis de tração	49
Figura 3.17 - Média das pressões críticas dos ensaios sucessivos em tubos de látex sem e com pré-condicionamento, sem tração	50
Figura 3.18 - Média das pressões críticas dos ensaios sucessivos em tubos de látex sem e com pré-condicionamento, tração de 10%.	50
Figura 3.19 - Média das pressões críticas dos ensaios sucessivos em tubos de látex sem e com pré-condicionamento, tração de 20%.	51
Figura 3.20 – Corpos de prova para determinação da concentração de catalisador	52
Figura 3.21 – Molde do corpo de prova	53
Figura 3.22 – Confeccção dos corpos de prova	53
Figura 3.23 – Detalhe dos corpos de prova e do tubo de silicone	54
Figura 3.24 – Ensaio de tração (imagem sem carregamento)	54
Figura 3.25 – Ensaio de tração (imagem com carregamento)	54
Figura 3.26 – Detalhes do molde de gesso utilizado para o modelo de silicone da aorta	55
Figura 3.27 – seqüência da pressurização do tubo de silicone sem tração, $\lambda = 1,0$	57
Figura 3.28 – detalhe da variação da espessura no tubo de silicone	58
Figura 4.1 – Ensaio de tração para os tubos cilíndricos de látex utilizando-se materiais Neo-Hookeano, Mooney-Rivlin e comparados ao ensaio experimental.	60
Figura 4.2 – Análise da convergência para o tubo de látex	61
Figura 4.3 – Pressão crítica (MPa) para materiais Neo-Hookeano e Mooney-Rivlin, com diferentes trações, $\lambda = 1,0$; 1,1 e 1,2.	62
Figura 4.4 – Diâmetro máximo do bulbo (cm) para materiais Neo-Hookeano e	

Mooney-Rivlin, com diferentes trações, $\lambda = 1,0; 1,1$ e $1,2$.	63
Figura 4.5 – Tensão máxima do bulbo (MPa) para materiais Neo-Hookeano e Mooney-Rivlin, com diferentes trações, $\lambda = 1,0; 1,1$ e $1,2$.	64
Figura 4.6 – Tensão máxima do bulbo (MPa) para materiais Neo-Hookeano e Mooney-Rivlin, com diferentes trações, $\lambda = 1,0; 1,1$ e $1,2$.	65
Figura 4.7 – Configuração inicial e final do tubo de látex para uma tração de 10%, $\lambda = 10\%$	66
Figura 4.8 – Gráfico comparativo da influência da variação da constante elástica no valor da pressão crítica	67
Figura 4.9 – Pressão crítica (MPa) para tubo com diâmetro variável em material Neo-Hookeano, com diferentes trações, $\lambda = 1,0; 1,1$ e $1,2$.	69
Figura 4.10 – Diâmetro do bulbo (cm) para tubo com diâmetro variável em material Neo-Hookeano e Mooney-Rivlin, com diferentes trações, $\lambda = 1,0; 1,1$ e $1,2$.	70
Figura 4.11 – Tensão máxima (MPa) para tubo com diâmetro variável em material Neo-Hookeano, com diferentes trações, $\lambda = 1,0; 1,1$ e $1,2$	71
Figura 4.12 – Tensão máxima (MPa) para tubo com diâmetro variável em material Neo-Hookeano, com diferentes trações, $\lambda = 1,0; 1,1$ e $1,2$	72
Figura 4.13 – Configuração inicial e final do tubo de látex para um aumento do diâmetro superior de 15% e tração de 10%, $\lambda = 1,1$.	73
Figura 4.14 – gráfico comparativo da influência da variação da constante elástica no valor da pressão crítica	74
Figura 4.15 – Análise da convergência para o tubo de silicone	75
Figura 4.16 – Média dos ensaios de tração dos corpos de prova utilizados para a caracterização do silicone utilizado na confecção dos tubos	76
Figura 4.17 – Configuração inicial e final do tubo de silicone para uma tração de 10%, $\lambda = 1,1$.	77
Figura 4.18 – Configuração inicial e final do tubo de silicone com espessura constante de 5 mm e tração de 10%, $\lambda = 1,1$.	78
Figura 4.19 – Configuração inicial e final do tubo de silicone com espessura constante de 5 mm e tração de 10%, $\lambda = 1,1$.	79
Figura 4.20 – Configuração inicial e final do tubo de silicone com espessura proporcional ao raio e tração de 10%, $\lambda = 1,1$.	79

Figura 4.21 – Configuração inicial e final da geometria arterial e módulo de elasticidade da veia cava com tração de 10%, $\lambda = 1,1$.	81
Figura 4.22 – Gráfico comparativo da influência da variação do módulo de elasticidade no valor da pressão crítica	82
Figura 5.1 – Gráfico comparativo da pressão crítica numérica e experimental	84
Figura 5.2 – Comparação entre os diâmetros experimentais e numéricos	85
Figura 5.3 – Pressão crítica experimental e numérica para tubos de silicone	86

Lista de tabelas

Tabela 3.1 – Pressões críticas, finais e tempo decorrido em ensaios consecutivos com o mesmo tubo de látex.	37
Tabela 3.2 – Pressões críticas e finais em ensaios consecutivos com o mesmo tubo de látex sem tração, $\lambda = 1,0$.	39
Tabela 3.3 – Pressões críticas e finais em ensaios consecutivos com o mesmo tubo de látex com tração, $\lambda = 1,1$	40
Tabela 3.4 – Pressões críticas e finais em ensaios consecutivos com o mesmo tubo de látex com tração, $\lambda = 1,2$.	42
Tabela 3.5 – Média das pressões críticas em ensaios sucessivos com diferentes níveis de tração.	43
Tabela 3.6 - Pressões críticas e finais em ensaios consecutivos com o mesmo tubo de látex sem tração, $\lambda = 1,0$	44
Tabela 3.7 - Pressões críticas e finais em ensaios consecutivos com o mesmo tubo de látex com tração, $\lambda = 1,1$	46
Tabela 3.8 - Pressões críticas e finais em ensaios consecutivos com o mesmo tubo de látex com tração, $\lambda = 1,2$.	47
Tabela 3.9 – Média das pressões críticas em ensaios sucessivos com diferentes níveis de tração.	49
Tabela 4.1 – Constantes Elásticas para o material dos tubos de látex	60
Tabela 4.2 – Pressão crítica (MPa) para materiais Neo-Hookeano e Mooney-Rivlin, com diferentes trações, $\lambda = 1,0; 1,1$ e $1,2$.	62
Tabela 4.3 – Diâmetro máximo do bulbo (cm) para materiais Neo-Hookeano e Mooney-Rivlin, com diferentes trações, $\lambda = 1,0; 1,1$ e $1,2$.	63
Tabela 4.4 – Tensão máxima do bulbo (MPa) para materiais Neo-Hookeano e Mooney-Rivlin, com diferentes trações, $\lambda = 1,0; 1,1$ e $1,2$.	64
Tabela 4.5 – Tensão máxima do bulbo (MPa) para materiais Neo-Hookeano e Mooney-Rivlin, com diferentes trações, $\lambda = 1,0; 1,1$ e $1,2$	65
Tabela 4.6 – Influência da variação da constante elástica no valor da pressão crítica.	67

Tabela 4.7 – Pressão crítica (MPa) para tubo com diâmetro variável em material Neo-Hookeano e Mooney-Rivlin, com diferentes trações, $\lambda = 1,0; 1,1$ e $1,2$.	68
Tabela 4.8 – Diâmetro do bulbo (cm) para tubo com diâmetro variável em material Neo-Hookeano e Mooney-Rivlin, com diferentes trações, $\lambda = 1,0; 1,1$ e $1,2$.	69
Tabela 4.9 – Tensão máxima (MPa) para tubo com diâmetro variável em material Neo-Hookeano e Mooney-Rivlin, com diferentes trações, $\lambda = 1,0; 1,1$ e $1,2$.	70
Tabela 4.10 – Tensão máxima (MPa) para tubo com diâmetro variável em material Neo-Hookeano e Mooney-Rivlin, com diferentes trações, $\lambda = 1,0; 1,1$ e $1,2$.	71
Tabela 4.11 – Influência da variação da constante elástica no valor da pressão crítica.	74
Tabela 4.12 – Pressão crítica encontrada utilizando-se o módulo de elasticidade da veia cava.	80
Tabela 4.13 – Influência da variação do módulo de elasticidade no valor da pressão crítica.	81
Tabela 5.1 – Comparação da pressão crítica numérica e experimental	83
Tabela 5.2 – Comparação entre os diâmetros experimentais e numéricos	84
Tabela 5.3 – Pressão crítica experimental e numérica para tubos de silicone	86

1 Introdução

Aneurisma é uma palavra de origem grega que significa alargamento. O termo aneurisma é utilizado para designar uma dilatação permanente de um segmento vascular que provoca debilidade em suas paredes.

Aneurismas podem ocorrer em qualquer artéria, porém um grande número acontece na aorta inferior ou abdominal que, é o segmento que vai do diafragma até a área da pélvis, onde a artéria se ramifica para levar o sangue às pernas. Os aneurismas da aorta abdominal são mais frequentes em homens, na proporção de 4:1 e verifica-se que em mais de 50% dos pacientes a hipertensão arterial está presente.

Os aneurismas derivam de um enfraquecimento da parede arterial, de uma solicitação anormal sobre um segmento desta parede ou pela combinação destes resultados.



Figura 1.1 – Exemplo de aneurismas

Aneurismas são uma das maiores causas de mortalidade no mundo ocidental. Mais de 15 mil pessoas morrem anualmente nos Estados Unidos por

rompimento ou dissecação de aneurismas no peito ou no abdômen – mais pessoas do que as que morrem de AIDS.

Aneurismas são ameaças silenciosas, porque a artéria pode inchar sem causar dor. A maioria das pessoas descobre ter aneurismas quando se submetem a exames por outros motivos. Na maioria das vezes, a dor se manifesta apenas quando o aneurisma sofre ruptura ou dissecação. A sobrevivência após um evento como esse tende a ser curta, as rupturas em geral matam instantaneamente.

Os aneurismas da aorta abdominal, quando não operados, podem apresentar complicações como a trombose aguda, embolia arterial, corrosão de corpo vertebral e compressão de estruturas vizinhas. Porém, a complicação mais frequente e temida dos aneurismas é a ruptura. Os aneurismas em processo de ruptura ou expansão rápida são sintomáticos e têm indicação cirúrgica indiscutível.

Os aneurismas assintomáticos têm indicação cirúrgica eletiva e obedecem a alguns critérios, como o risco de ruptura, risco da cirurgia e expectativa de vida do paciente. O risco de ruptura é basicamente relacionado com o diâmetro do aneurisma. Os aneurismas com dimensões maiores têm um risco mais elevado de rompimento.

A cirurgia pode prevenir a ruptura ou a dissecação, mas é delicada e invasiva. A operação implica em parar o coração e desviar o sangue para uma máquina que faz o papel do coração e do pulmão. A cirurgia consiste na retirada do aneurisma, com restabelecimento do fluxo arterial com uso de prótese (cirurgia convencional). Quando se usa a técnica endo vascular, é colocada uma prótese internamente ao aneurisma, com exclusão do mesmo.

1.1. Objetivo da dissertação

Neste trabalho deseja-se investigar, numérica e experimentalmente, a pressão crítica necessária à formação dos aneurismas da aorta e compreender como ocorre sua evolução, para que possamos nos tornar mais bem preparados para o combate desta patologia. Em Lopes (2003), verificou-se este procedimento para tubos cilíndricos de látex tracionados e sob pressão de ar. Em vista disso nos propomos a analisar numérica e experimentalmente tubos de látex sob pressão

hidrostática, o comportamento e o valor da pressão crítica e em tubos de silicone com a mesma geometria da aorta descendente e abdominal.

Na formulação numérica do problema considera-se que a parede arterial seja constituída por um material homogêneo e isotrópico como proposto em Gerhard e Ogden (2000). Para descrever o comportamento deste tipo de material sob grandes deformações, utilizam-se, em geral, as leis constitutivas denominadas de Neo-Hookeana, Mooney-Rivlin e Ogden. Estas leis constitutivas têm sido usadas para modelar certos tecidos biológicos, em virtude da existência de algumas similaridades entre materiais poliméricos e tecidos vivos (Fung, 1981). Também foram realizadas análises para a equação constitutiva de artérias proposta por Delfino (1997).

Na análise experimental, foram investigados a geometria e os tipos de carregamentos e os resultados foram comparados com os resultados obtidos através da solução numérica.

1.2. Organização do texto

No capítulo 2 é apresentada a revisão bibliográfica levantada para esta dissertação, mostrando os fatores que têm participação no fenômeno da formação dos aneurismas.

No capítulo 3 são apresentados os procedimentos e os aparatos utilizados para a realização dos ensaios de laboratório, tanto para os tubos cilíndricos de látex quanto para os tubos de silicone com a mesma geometria da aorta, fabricados no Laboratório de Membranas e Biomembranas.

No capítulo 4 é apresentada a modelagem numérica realizada utilizando o programa ABAQUS.

No capítulo 5 são apresentados os resultados obtidos na análise experimental e numérica para os tubos de látex, para a aorta modelada de borracha no laboratório e para a aorta utilizando as equações constitutivas propostas por Delfino (1997).

No capítulo 6 são apresentadas as principais conclusões baseadas nos resultados obtidos.

2 Revisão bibliográfica

2.1. Aneurismas

Apesar do grande número de publicações sobre como operar a aorta, poucas informações valiosas estão disponíveis a respeito da mecânica dos aneurismas.

De acordo com pesquisas realizadas na Universidade Yale, verificou-se que a maioria dos aneurismas cresce inexorável e surpreendentemente devagar: apenas 0,12 cm por ano. Portanto, um aneurisma levará uma década para crescer 1 cm. Essa descoberta sugere que, quando diagnosticado em pessoas de meia-idade, ele provavelmente começou a crescer quando os pacientes eram jovens, ou até antes.

Crê-se que a probabilidade de ruptura ou dissecação eleva-se vertiginosamente quando um aneurisma na aorta ascendente atinge diâmetro de cerca de 6 cm. Na aorta descendente, o risco aumenta acentuadamente quando o diâmetro atinge cerca de 7 cm. Com esses dados não é possível determinar exatamente quando o aneurisma pode sofrer uma ruptura ou dissecação. Todavia, os pacientes estão interessados em saber se o aneurisma pode prejudicá-los em um futuro próximo.

Os aneurismas localizados no segmento da aorta que passa pelo abdômen tendem a ocorrer em uma mesma família. Muitas vezes, esses aneurismas desenvolvem-se em pessoas com hipertensão arterial.

2.2. Lei da circulação

- Velocidade: quanto menor o diâmetro do vaso, maior a velocidade do sangue.
- Pressão: o sangue vai do local de maior pressão para o de menor pressão.
- Caudal: a quantidade de sangue que flui pela circulação deve ser igual em qualquer ponto do circuito. Caudal = fluxo.

2.3. Fluxo sangüíneo

Fluxo sangüíneo é a quantidade de sangue que passa por um vaso em um determinado período de tempo. Fatores que interferem no fluxo:

- Diferença de pressão: quanto maior a diferença de pressão entre as duas extremidades do vaso, maior o fluxo.
- Raio: quanto maior o raio do vaso, maior o fluxo.
- Viscosidade: quanto maior a viscosidade do sangue, menor o fluxo.
- Comprimento: quanto maior o comprimento do vaso, menor o fluxo.

A função mais importante da circulação arterial é a manutenção e o controle da pressão arterial (PA), que é a pressão, que o sangue exerce sobre a parede da artéria. A pressão arterial depende do débito cardíaco (DC) e da resistência periférica total (RPT).

$$PA = DC + RPT \quad (2.1)$$

2.4. Artérias

O sangue é ejetado do coração de maneira intermitente, em pulsos (ou seja, ocorre ejeção durante a sístole, mas não durante a diástole). As artérias têm a função geral de uniformizar estes pulsos, permitindo que o sangue chegue de forma contínua aos capilares. As artérias são subdivididas em:

- **Artérias elásticas:** são as artérias próximas ao coração (aorta e pulmonares). Contêm elastina e colágeno em grande quantidade, o que permite que se distendam durante a sístole e retornem à posição normal durante a diástole. Sua principal função é manter o fluxo de sangue durante a diástole.
- **Artérias musculares ou condutoras:** contêm espessa camada de músculo liso, suprido por fibras vasoconstritoras do sistema simpático. São as principais responsáveis pela resistência periférica total (RPT), visto que

quanto maior a vasoconstrição, maior será a resistência ao fluxo sanguíneo.

- **Arteriolas:** são artérias de pequeno calibre, com características e funções semelhantes às artérias musculares. Também são capazes de potente vasoconstrição, contribuindo para a resistência periférica total. Próximo à extremidade capilar, o músculo liso circular das arteriolas forma anéis, chamados de esfíncteres pré-capilares, que controlam o fluxo de sangue para os capilares.

2.5. Tipos de aneurismas

Os aneurismas são de dois tipos:

- A) Aneurismas que provocam uma dilatação pura da parede arterial. A expansão pode ser fatal se o tecido arterial sofrer ruptura.



Figura 2.1 – Representação da ruptura do aneurisma

- B) Aneurismas causados por dissecção. A dissecção (separação das camadas internas e externas da parede do vaso) ocorre quando o sangue vasa para o meio da parede através de uma laceração no seu revestimento interno.

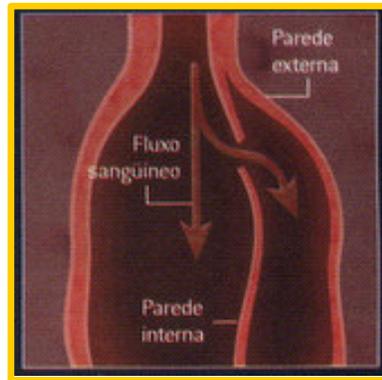


Figura 2.2 – Representação da dissecção dos aneurismas



Figura 2.3 – Corte transversal do aneurisma de dissecção

2.6. Causas dos aneurismas

A formação dos aneurismas pode decorrer de defeitos congênitos (ou seja, de nascença) na camada muscular da artéria, que quando submetida à pressão sanguínea, produz um balão (aneurisma sacular). Esse tipo de aneurisma geralmente ocorre nas artérias do encéfalo. Os aneurismas da aorta não são congênitos, mas sim adquiridos (os indivíduos os adquirem no decorrer da vida). Porém parece haver uma tendência hereditária para adquiri-los. Entre os irmãos de pacientes com aneurisma, 25% em média também apresentam o problema.

Quase todos os aneurismas da aorta estão relacionados a uma doença conhecida como arteriosclerose, que causa endurecimento, espessamento e enfraquecimento da parede das artérias. A causa da arteriosclerose não é bem

conhecida, mas sabemos que ela aparece com mais frequência nas pessoas que têm pressão alta, fumam, têm níveis muito altos de colesterol no sangue, são diabéticos, vivem em stress, ou têm antecedentes familiares com esta moléstia.

Geralmente, os aneurismas formados por degeneração da parede da artéria (arteriosclerose) apresentam forma de fuso (aneurisma fusiforme) e limitam-se em um determinado trajeto da artéria. A presença de hipertensão arterial grave ou doença de Marfan pode produzir a separação das camadas da artéria (dissecção), o que faz o sangue circular entre elas e gera, desse modo, um aneurisma dissecante, doença de acentuada gravidade e elevada mortalidade, com indicação cirúrgica de urgência.

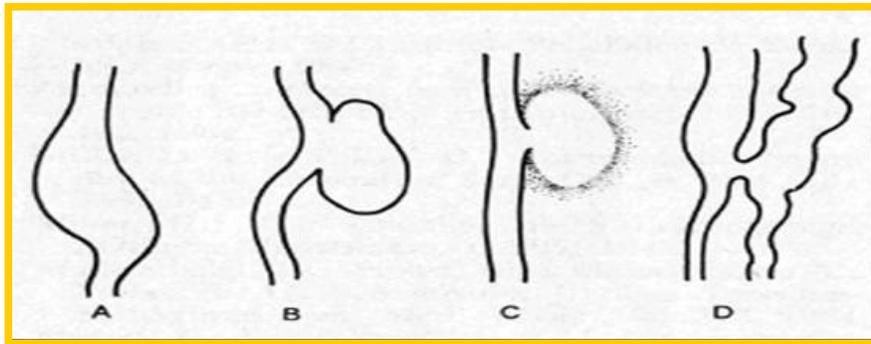


Figura 2.4 – Exemplo de aneurismas

A - aneurisma fusiforme B/C- aneurisma dissecante D- aneurisma arteriovenoso

2.7. Aorta

A aorta é a maior artéria do corpo humano. Ela nasce no coração, e distribui o sangue por todos os tecidos e órgãos. Na figura 2.5 a aorta foi representada em um vermelho mais forte para facilitar a observação.

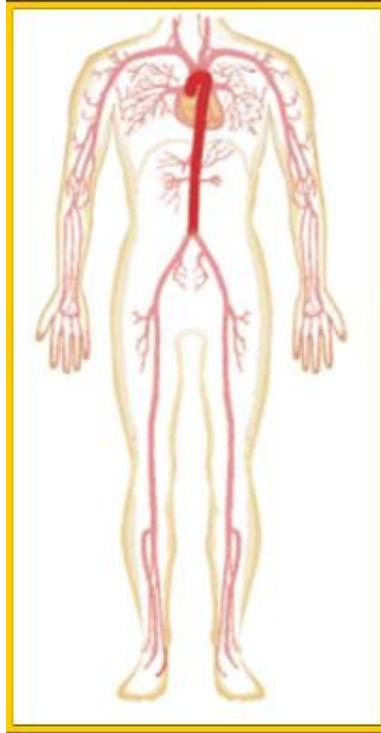


Figura 2.5 – Representação da aorta

Depois de sua origem no coração, a aorta faz uma curva dentro do tórax (dessa curva surgem os vasos que vão levar o sangue para a cabeça e para os membros superiores) e continua para baixo, em direção ao abdome.

Descendo ela atravessa o diafragma, entra no abdome (originando os ramos que vão levar o sangue para os órgãos abdominais) até que, na altura do umbigo, ela termina se dividindo em duas outras artérias que se dirigem para a pelve e para cada um dos membros inferiores.

A aorta é uma só. Mas para melhor se comunicarem os médicos dividiram a aorta em partes, dando nomes a cada uma delas, como podemos ver na figura 2.6.

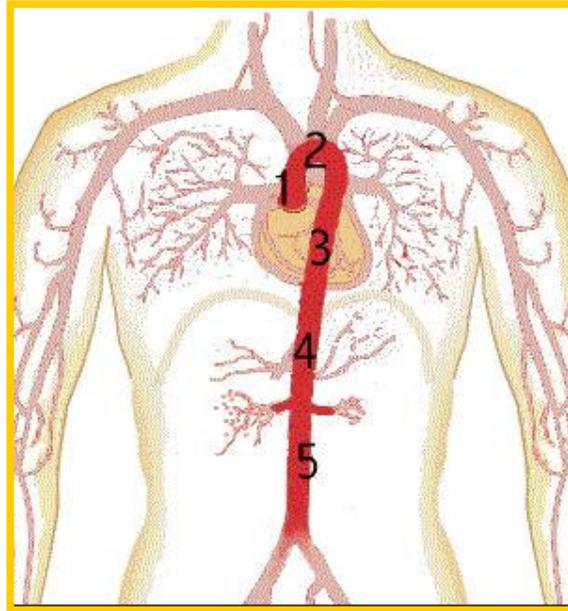


Figura 2.6 – Representação da divisão da aorta

A porção inicial, que se dirige para cima, é chamada **aorta ascendente**, (representada pelo número 1). A porção curva, de **crossa da aorta** ou de **arco aórtico** (representado pelo número 2). Depois do arco, a parte que se dirige para baixo, dentro do tórax, é chamada de **aorta descendente** (número 3). Todas essas porções, que estão dentro do tórax, formam o que chamamos de **aorta torácica**.

A partir do ponto em que ela atravessa o diafragma e, portanto, entra no abdome, passa a ser chamada de **aorta abdominal**. Em um determinado ponto dessa porção abdominal nascem duas artérias (uma de cada lado), que vão levar sangue aos rins; esses ramos são chamados de artérias renais. Como eles são muito importantes para os cirurgiões, eles dividem a aorta abdominal em três regiões: a **aorta supra-renal**, acima das artérias renais (número 4), a **justa-renal** ao nível da saída e **infra-renal** abaixo dessa saída (número 5).

A aorta é uma artéria elástica, de túnica média espessa e constituída, em grande parte, por lâminas de tecido elástico.

O vaso é admiravelmente constituído para resistir à pressão sistólica e presidir a retração elástica. Sua elasticidade diminui com a idade.

2.8. Composição da aorta

A artéria aorta é composta por três camadas: *Intima*, *Media* e *Adventitia*.

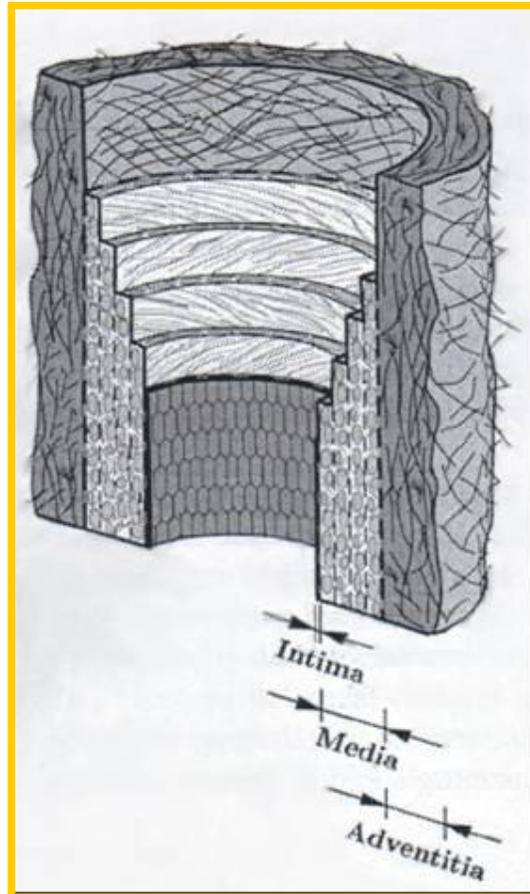


Figura 2.7 – Camadas arteriais

A) *Intima*.

A *intima* é a camada mais interna da artéria. A espessura da *intima* varia com a topografia da artéria e com a idade da pessoa. Em indivíduos jovens e saudáveis, a *intima* é muito fina e tem uma contribuição insignificante para as propriedades mecânicas da parede arterial. No entanto, sabe-se que a espessura e a rigidez da íntima variam quando o paciente sofre de arteriosclerose, e com isso a contribuição mecânica pode mudar significativamente.

Arteriosclerose é a doença mais comum nas artérias. A arteriosclerose envolve o depósito na parede arterial de substâncias gordurosas, cálcio e fibras de colágeno. O resultado é chamado de placa arteriosclerótica. A composição desta

placa é muito complexa, tanto em termos de geometria quanto em termos químicos. Em alguns casos a *media* também é afetada. Essas mudanças patológicas são associadas com alterações significantes nas propriedades mecânicas da parede arterial. Assim, o comportamento mecânico de artérias com arteriosclerose difere significativamente do comportamento de artérias saudáveis.

B) *Media*.

A *media* é a camada intermediária da artéria. Ela é constituída por uma cadeia tridimensional complexa de células musculares lisas, fibras de elastina e colágeno. O número de lâminas de elastina decresce em direção a periferia da camada.

A média é separada da íntima e da adventitia por lâminas de elastina. As fibras na média são orientadas circunferencialmente. Este arranjo estrutural fornece a camada média da aorta grande resistência e capacidade para resistir a carregamentos na direção longitudinal e circunferencial.

A capacidade de resistir a esforços mecânicos é atribuída predominantemente a média por se tratar da camada mais grossa e mais organizada da seção transversal da artéria.

C) *Adventitia*.

A *adventitia* é a camada mais externa da artéria. É constituída basicamente por células que produzem elastina e colágeno. A espessura da *adventitia* depende do tipo de artéria e da função fisiológica. Nos vasos sanguíneos cerebrais, por exemplo, a *adventitia* é virtualmente não existente.

As fibras de colágeno são arranjas em estruturas helicoidais que servem para reforçar a parede arterial. A *adventitia* contribui significativamente para a estabilidade e resistência da parede arterial.

2.9. Maior incidência dos aneurismas

Todos os segmentos da aorta podem sofrer dilatação e formação de aneurismas, isoladamente ou em conjunto.

O local mais freqüente é a aorta abdominal infra-renal; e é ali que são encontrados a maioria dos aneurismas.

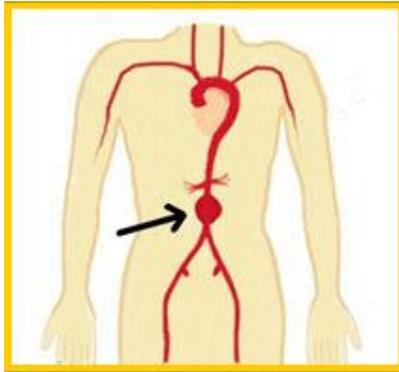


Figura 2.8 – Local da maior incidência dos aneurismas

Quando a aorta atinge um diâmetro de aproximadamente três centímetros nesta porção ela é considerada simplesmente como uma aorta um pouco dilatada, acima de três centímetros é considerada como aneurisma.

2.10. Modificações na espessura da parede arterial

Sabemos que a espessura da parede arterial é variável ao longo do comprimento da artéria, sendo mais espessa na região da aorta descendente e mais delgada na região da aorta abdominal.

Observamos através da figura abaixo que a parede arterial torna-se muito fina quando ocorre a formação de um aneurisma, em função da dilatação que este provoca na artéria e pelo fato da camada arterial sofrer degeneração.



Figura 2.9 – Espessura da parede arterial após a formação do aneurisma

2.11. Tratamento de aneurismas

Nem todos os aneurismas precisam ser tratados, os aneurismas pequenos têm apenas seu crescimento monitorado.

Porém, aqueles que precisam ser tratados só podem ser através de intervenção cirúrgica. Isto significa que não existem medicamentos que façam os aneurismas regredirem.

O tratamento do aneurisma da aorta consiste, sempre, em reforçar a parede interna com a implantação de um tubo de material sintético, como pode ser observado na figura abaixo.

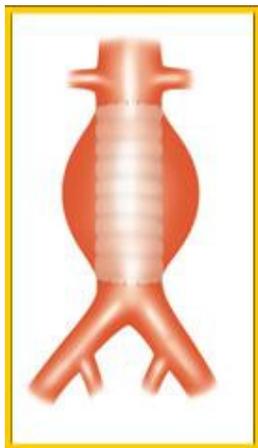


Figura 2.10 – Reforço da parede arterial

O objetivo é fazer com que a pressão do sangue seja suportada pelo tubo sintético (que é muito resistente) e não mais pela parede arterial que está enfraquecida. O aneurisma, portanto, não é retirado, mas deixado com a inclusão do tubo sintético (prótese).

2.12. Geometria e propriedades

Para a realização deste trabalho foi encontrada grande dificuldade na obtenção das características do material.

A geometria da aorta utilizada neste trabalho foi a de um homem de 1,70m de altura, obtida através de um exame de ultra-som. Nos trabalhos futuros será necessário a obtenção de dados mais precisos.

As propriedades do material também não são bem descritas em termos numéricos, dificultando muito nossa análise.

3

Análise experimental

A parte experimental foi dividida em dois grupos:

no primeiro foram utilizados tubos cilíndricos de látex, com raio e espessura constantes ao longo de seu comprimento;

no segundo tubos de silicone especialmente executados, com a geometria aproximada da aorta, tendo diâmetros e espessuras variáveis ao longo de seu comprimento.

3.1.

Aparatos utilizados na realização das experiências

- Suporte metálico de altura regulável por furos espaçados de 2,5 cm, utilizado para fixar o tubo de látex ou silicone e tracioná-los, Fig. 3.1. A tração foi definida através da extensão, λ , razão entre o comprimento final e inicial.
- Bocais com dimensões semelhantes às dos tubos a serem usados.
- Recipiente de acrílico, contendo um manômetro acoplado, uma entrada de ar e mangueira para saída de água, Fig. 3.2.
- Aparelho desenvolvido para inserir ar, medir e controlar a pressão interna. Utilizado para pequenas pressões. (daPa), Fig 3.3.
- Bomba de ar.
- Cronômetro.

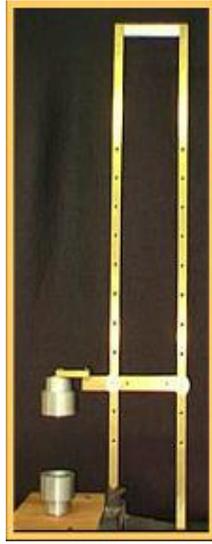


Figura 3.1 – Suporte metálico

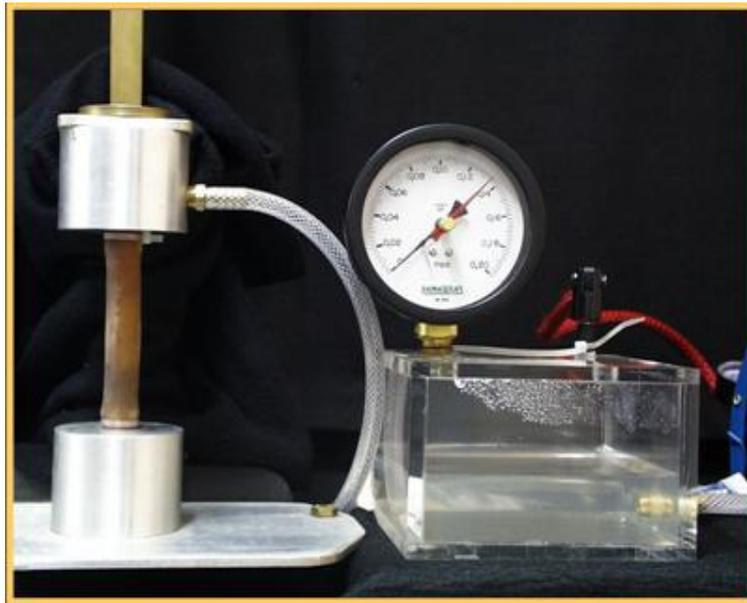


Figura 3.2 – Recipiente de acrílico contendo manômetro, entrada de ar para a bomba e mangueira para a saída de água.

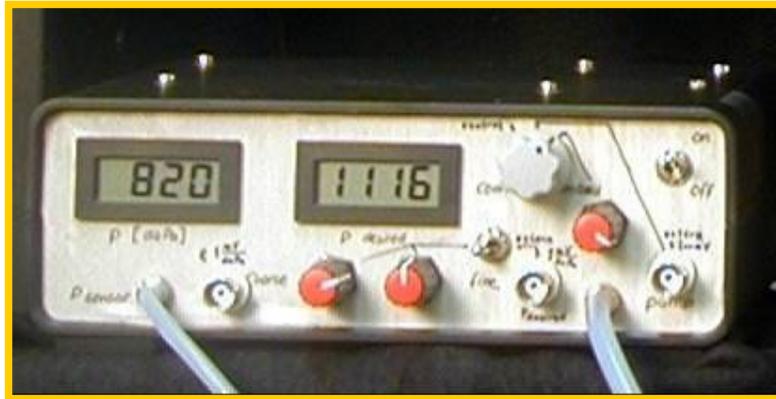


Figura 3.3 – Aparelho desenvolvido para inserir ar, medir e controlar a pressão interna. Utilizado para pequenas pressões. (daPa).

3.2. Tubo de látex

Descrição da experiência:

- Para simular as artérias foram utilizados inicialmente tubos de látex, com geometria semelhante à da artéria abdominal. São incompressíveis, preservando-se o volume.
- Os fluidos corporais foram representados pela água.
- A pressão interna foi medida por meio de um manômetro de ar com ponteiro de arrasto, precisão de 0,001 MPa e escala de 0 a 0,2MPa.

3.2.1. Procedimento experimental

1. O tubo de látex foi fixado no aparato metálico prendendo-se suas extremidades nos bocais com braçadeiras plásticas. A distância entre as braçadeiras corresponde ao comprimento inicial do tubo de látex a ser ensaiado.
2. O tubo foi então preenchido com água. Primeiramente o recipiente foi elevado para que a água escoasse devido à diferença de nível, posteriormente a água foi bombeada para eliminar bolhas de ar no interior do tubo de látex. Nessa etapa a pressão foi monitorada de modo a não provocar deformações prévias do tubo de látex.

3. Após ter sido cheio, o tubo pode ser tracionado regulando-se a altura do suporte metálico.
4. Através de um leve bombeamento a pressão interna foi aumentada gradativamente até que um bulbo se formasse (simulação do aneurisma). Foram registrados então a pressão crítica (pressão de formação do bulbo), a pressão final (pressão interna após a formação do bulbo) e o tempo médio até a formação do bulbo.

O volume do bulbo e a diferença da altura da água no reservatório foram relacionados da seguinte forma:

Área da base interna do reservatório: 13,4cm x 13,3cm

$V(h) = 13,4 \times 13,3 \times \Delta h = 178\Delta h$ (cm³), sendo Δh medido em cm.

Geometria do tubo de látex:

- diâmetro interno: 12 mm
- diâmetro externo: 16,5 mm
- comprimento entre as braçadeiras: 25 cm



Figura 3.4 – Etapa 3



Figura 3.5 – Etapa 4, simulação do aneurisma.

Descrição do ensaio:

Através da bomba de ar foi aplicada a pressão no interior do tubo de látex de forma suave, até a formação do bulbo, quando se realizou a medição das pressões crítica e final, assim como o tempo médio de bombeamento até a formação do bulbo. Este procedimento foi realizado cinco vezes com o mesmo tubo de látex, variando-se o tempo de aplicação da pressão em cada ensaio.

3.2.2.

Resultados dos ensaios com tubos de látex

3.2.2.1.

Estudo da influência da velocidade de aplicação da pressão

Descrição do ensaio:

Foi realizada uma série de três experiências para se investigar a velocidade de aplicação da pressão, para análise de seu efeito no valor da pressão crítica.

Cada experiência foi feita com um tubo de látex, aumentando-se a pressão interna gradativamente até a formação do bulbo, quando foram realizadas as medições da pressão crítica, da pressão final e do tempo decorrido.

Em cada experiência o tubo foi pressurizado (até a formação do bulbo) cinco vezes com a mesma velocidade média.

Nesta série de experiências o tubo de látex foi tracionado em 10% ($\lambda = 1,1$).

Dimensões do tubo de látex:

- diâmetro interno: 12 mm
- diâmetro externo: 16,5 mm
- comprimento inicial entre as braçadeiras: 25 cm
- comprimento final entre as braçadeiras: 27,5cm

Ensaios:

Ensaio rápido	1°	2°	3°	4°	5°
Pressão crítica (Mpa)	0,098	0,097	0,09	0,09	0,089
Pressão final (Mpa)	0,048	0,049	0,05	0,049	0,048
Tempo	1'	40"	1'	1'10"	1'20"

Ensaio médio	1°	2°	3°	4°	5°
Pressão crítica (Mpa)	0,095	0,09	0,09	0,089	0,09
Pressão final (Mpa)	0,05	0,05	0,05	0,05	0,049
Tempo	3'30"	3'	3'30"	4'	4'

Ensaio lento	1°	2°	3°	4°	5°
Pressão crítica (Mpa)	0,095	0,092	0,09	0,09	0,089
Pressão final (Mpa)	0,051	0,048	0,048	0,048	0,048
Tempo	7'	8'	8'20"	9'	8'

Tabela 3.1 – Pressões críticas, finais e tempo decorrido em ensaios consecutivos com o mesmo tubo de látex.

Observações sobre o ensaio rápido:

- A pressão crítica foi relativamente alta nos dois primeiros ensaios.
- No terceiro ensaio ocorreu uma diminuição na pressão crítica (cerca de 7%), que se manteve praticamente constante (0,09Mpa) nos ensaios seguintes.
- Neste ensaio, devido à elevada velocidade de bombeamento, houve menor precisão na medição da pressão crítica.
- Foi observado escoamento do tipo turbulento do fluido no interior do tubo de látex.
- O bulbo se formou na parte inferior do tubo de látex.

Observações sobre o ensaio médio:

- A pressão crítica diminuiu cerca de 5% após o primeiro ensaio e se manteve constante (0,09 MPa) nos ensaios seguintes.
- Foi observado escoamento do tipo laminar do fluido no interior do tubo de látex.
- O bulbo se formou mais ao centro do tubo de látex.

Observações sobre o ensaio lento:

- A pressão crítica apresentou uma queda de 3% após o primeiro ensaio, cerca de 2% após o segundo ensaio, sendo de 5% a queda total e se manteve constante (0,09 MPa) nos ensaios posteriores.
- Foi observado escoamento do tipo laminar do fluido no interior do tubo de látex.
- O bulbo se formou na parte inferior do tubo de látex.

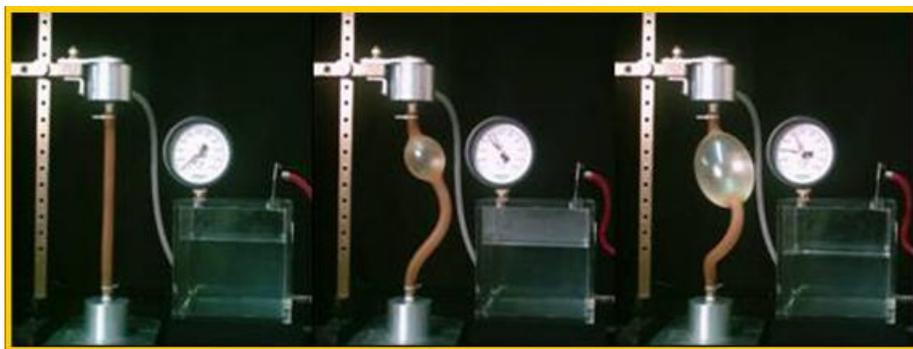
Conclusões sobre os ensaios anteriores:

- O fato de o tubo ter sido usado sucessivamente provocou decréscimo na pressão crítica devido a imperfeições criadas no material.
- A pressão crítica teve uma queda após as pressurizações iniciais e depois se manteve constante em todos os ensaios (0,09 MPa). A maior queda foi a do ensaio de bombeamento rápido (cerca de 7%). Nos outros ensaios, nos quais o escoamento da água era de forma laminar, o decréscimo foi semelhante e os valores de pressão crítica ficaram bem próximos.
- Podemos concluir que a velocidade de aplicação da pressão não influi nos valores da pressão crítica, contanto que o escoamento do fluido seja laminar.

3.2.2.2

Ensaios sucessivos de tubos de látex

A) Ensaios com tubos de látex sem tração, $\lambda = 1,0$.



(a)

(b)

(c)

Figura 3.6 – (a) início da experiência, (b) pressão crítica, (c) pressão final, ensaio ilustrativo da experiência.

Ensaio 1	1°	2°	3°	4°	5°
Pressão crítica (Mpa)	0,086	0,081	0,081	0,08	0,08
Pressão final (Mpa)	0,042	0,042	0,042	0,042	0,042
Volume do bulbo (ml)	373	356	356	356	320

Ensaio 2	1°	2°	3°	4°	5°
Pressão crítica (MPa)	0,084	0,081	0,08	0,08	0,08
Pressão final (MPa)	0,042	0,043	0,042	0,042	0,042
Volume do bulbo (ml)	481	356	373	356	356

Ensaio 3	1°	2°	3°	4°	5°
Pressão crítica (MPa)	0,085	0,081	0,08	0,08	0,08
Pressão final (MPa)	0,042	0,042	0,042	0,042	0,042
Volume do bulbo (ml)	409	338	338	338	338

Tabela 3.2 – Pressões críticas e finais em ensaios consecutivos com o mesmo tubo de látex sem tração, $\lambda = 1,0$.

Gráfico comparativo:

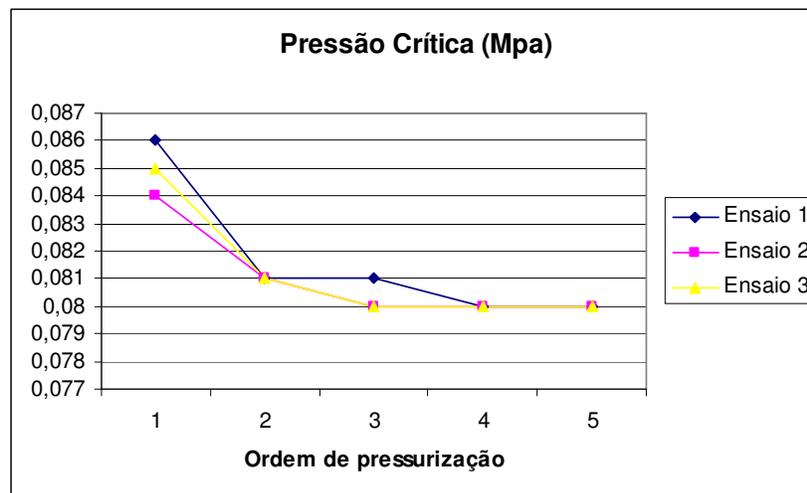


Figura 3.7 – Pressões críticas em ensaios consecutivos com o mesmo tubo de látex sem tração, $\lambda = 1,0$.

Conclusões sobre os ensaios sem pré-condicionamento e sem tração:

- Ao ser pressurizado o tubo de látex apresentou pequena flambagem e o bulbo se formou na parte inferior do tubo de látex nos ensaios sem pré-condicionamento.

- O maior decréscimo da pressão crítica ocorreu nas duas primeiras pressurizações, e foi de aproximadamente 4,7%.
- A média dos volumes dos ensaios sem pré-condicionamento e sem tração foi de aproximadamente 363 ml.

B) Ensaios com tubos de látex sem pré-condicionamento e com tração de 10%, $\lambda = 1,1$.

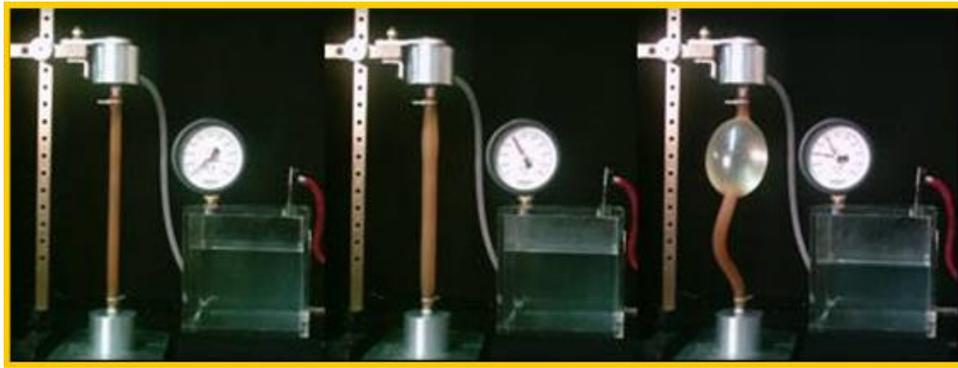


Figura 3.8 – (a) início da experiência, (b) pressão crítica, (c) pressão final, ensaio ilustrativo da experiência.

Ensaio 4	1°	2°	3°	4°	5°
Pressão crítica (MPa)	0,082	0,078	0,076	0,077	0,075
Pressão final (MPa)	0,042	0,044	0,043	0,042	0,042
Volume do bulbo (ml)	445	302	302	302	302

Ensaio 5	1°	2°	3°	4°	5°
Pressão crítica (MPa)	0,082	0,077	0,076	0,076	0,075
Pressão final (MPa)	0,042	0,044	0,044	0,044	0,044
Volume do bulbo (ml)	391	267	267	267	267

Ensaio 6	1°	2°	3°	4°	5°
Pressão crítica (MPa)	0,083	0,077	0,077	0,076	0,076
Pressão final (MPa)	0,042	0,043	0,043	0,043	0,043
Volume do bulbo (ml)	356	231	231	231	231

Tabela 3.3 – Pressões críticas e finais em ensaios consecutivos com o mesmo tubo de látex com tração, $\lambda = 1,1$

Gráfico comparativo:

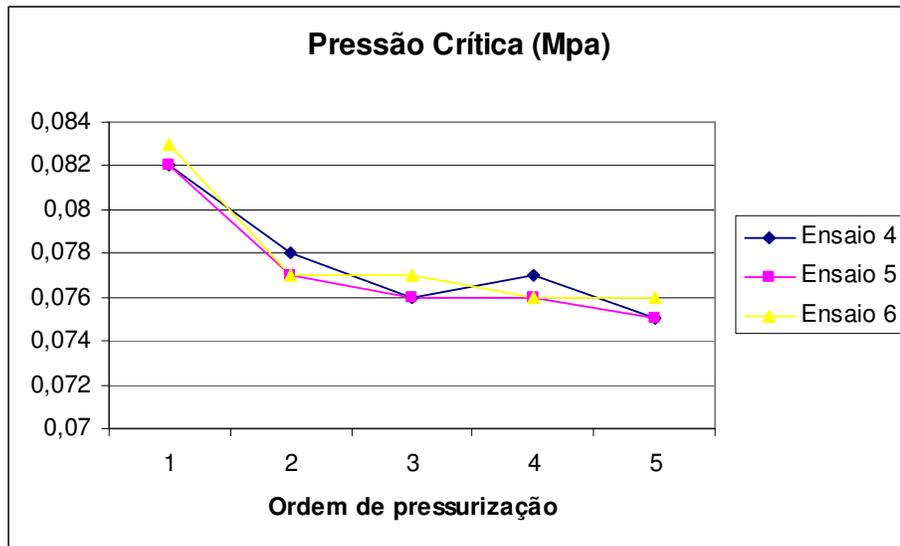
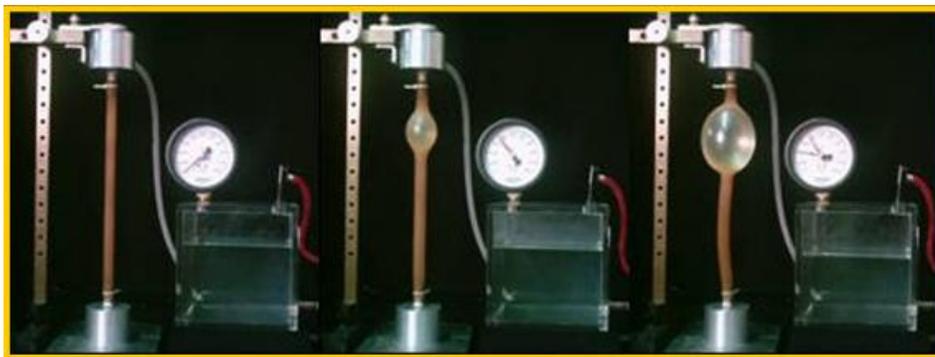


Figura 3.9 – Pressões críticas em ensaios consecutivos com o mesmo tubo de látex com tração, $\lambda = 1,1$

Conclusões sobre os ensaios com tração de 10%:

- O decréscimo médio da pressão crítica após a primeira pressurização foi da ordem de 6%.
- Em um dos ensaios o bulbo se formou no meio do tubo, nos outros dois se formou na parte inferior. O tubo não flambou em nenhum dos três ensaios.
- A média dos volumes dos ensaios com 10% de tração foi de 292 ml.

C) Ensaios com tubos de látex com tração de 20%, $\lambda = 1,2$.



(a)

(b)

(c)

Figura 3.10 – (a) início da experiência, (b) pressão crítica, (c) pressão final, ensaio ilustrativo da experiência.

Ensaio 7	1°	2°	3°	4°	5°
Pressão crítica (MPa)	0,082	0,078	0,078	0,076	0,076
Pressão final (MPa)	0,042	0,044	0,044	0,043	0,043
Volume do bulbo (ml)	320	178	231	267	267

Ensaio 8	1°	2°	3°	4°	5°
Pressão crítica (MPa)	0,081	0,078	0,078	0,078	0,076
Pressão final (MPa)	0,044	0,044	0,044	0,045	0,044
Volume do bulbo (ml)	320	267	267	231	250

Ensaio 9	1°	2°	3°	4°	5°
Pressão crítica (MPa)	0,082	0,077	0,075	0,076	0,074
Pressão final (MPa)	0,043	0,044	0,044	0,044	0,044
Volume do bulbo (ml)	320	267	267	231	250

Tabela 3.4 – Pressões críticas e finais em ensaios consecutivos com o mesmo tubo de látex com tração, $\lambda = 1,2$

Gráfico comparativo:

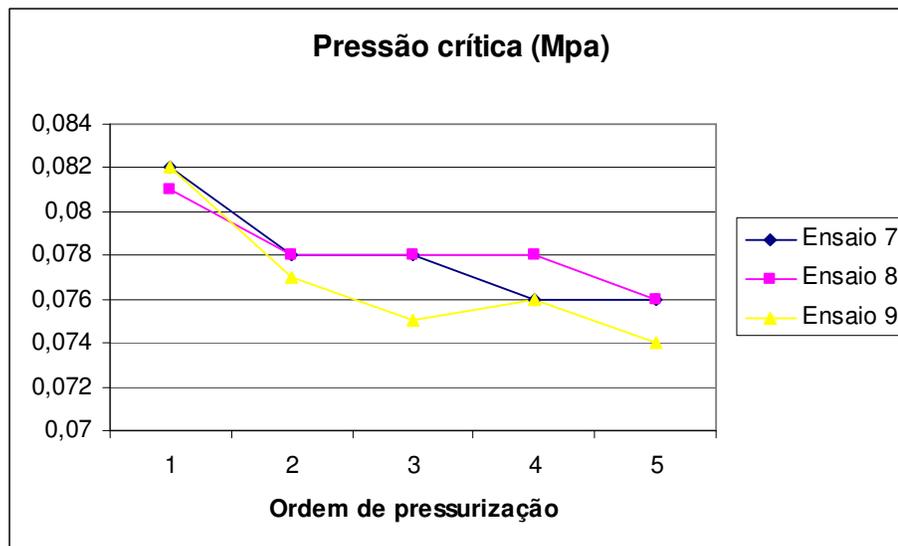


Figura 3.11 – Pressões críticas em ensaios consecutivos com o mesmo tubo de látex com tração, $\lambda = 1,2$.

Conclusões sobre os ensaios com tração de 20%:

- O tubo não flambou e o bulbo se formou em sua parte inferior em todos os ensaios.
- O primeiro decréscimo médio foi da ordem de 4,8%.
- A média dos volumes dos ensaios com 20% de tração foi de 262 ml.

D) Comparação entre as médias das pressões críticas nos ensaios de tubos de látex, sem e com diferentes níveis de tração inicial.

A média da pressão crítica (em MPa) de cada ensaio é apresentada na tabela abaixo.

Ensaio	1°	2°	3°	4°	5°
$\lambda = 1$	0,083	0,077	0,077	0,076	0,075
$\lambda = 1,1$	0,082	0,077	0,076	0,076	0,073
$\lambda = 1,2$	0,081	0,077	0,077	0,076	0,076

Tabela 3.5 – Média das pressões críticas em ensaios sucessivos com diferentes níveis de tração.

Gráfico comparativo:

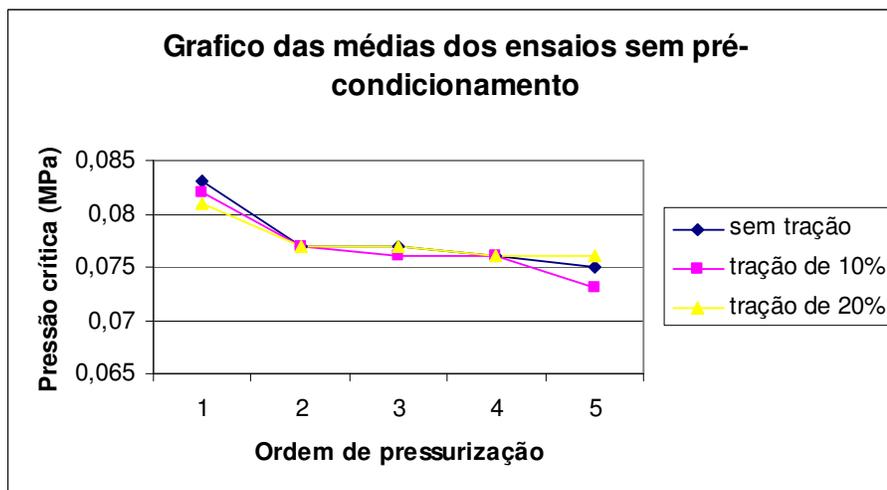


Figura 3.12 – Média das pressões críticas em ensaios sucessivos com diferentes níveis de tração.

Conclusão dos ensaios sem pré-condicionamento:

- Todos os bulbos, com exceção de um, formaram-se na parte inferior do tubo de látex. O tubo sem tração apresentou pequena flambagem antes da formação do bulbo.

- A média dos primeiros decréscimos nos ensaios foi de aproximadamente 5,2%.
- A média dos volumes dos ensaios foi de aproximadamente 305ml.

3.2.2.3

Ensaios sucessivos em tubos de látex com pré-condicionamento

Descrição do ensaio:

Antes de ser instalado no aparato metálico o tubo de látex foi pré-condicionado manualmente, puxando-se suas extremidades até que o comprimento do tubo atingisse o dobro do comprimento inicial. O tubo foi esticado 20 vezes, de forma rápida e sucessiva.

Após ter sido pré-condicionado o tubo foi instalado no aparato, suas extremidades presas por braçadeiras plásticas nos bocais e enchido de fluido.

A pressão do fluido foi aumentada de forma suave até que se formasse um bulbo no tubo, quando foram registrados os valores da pressão crítica (de formação do bulbo), da pressão final (pressão após a formação do bulbo), do tempo decorrido até a formação do bulbo e o volume médio do bulbo.

Em cada ensaio o mesmo tubo foi pressurizado até a formação do bulbo cinco vezes com a mesma velocidade média. O tempo médio até a formação do bulbo foi de 4 minutos, de forma que o escoamento fosse laminar.

A) Ensaio nos tubos de látex sem tração, $\lambda = 1,0$.

Ensaio 10	1°	2°	3°	4°	5°
Pressão crítica (MPa)	0,083	0,083	0,08	0,079	0,079
Pressão final (MPa)	0,042	0,043	0,043	0,044	0,043
Volume do bulbo (ml)	267	267	250	214	267

Ensaio 11	1°	2°	3°	4°	5°
Pressão crítica (MPa)	0,083	0,08	0,08	0,08	0,079
Pressão final (MPa)	0,043	0,044	0,043	0,042	0,043
Volume do bulbo (ml)	267	214	267	250	214

Ensaio 12	1°	2°	3°	4°	5°
Pressão crítica (MPa)	0,084	0,08	0,08	0,079	0,079
Pressão final (MPa)	0,042	0,042	0,042	0,042	0,042
Volume do bulbo (ml)	284	267	250	250	284

Tabela 3.6 - Pressões críticas e finais em ensaios consecutivos com o mesmo tubo de látex sem tração, $\lambda = 1,0$

Gráfico comparativo:

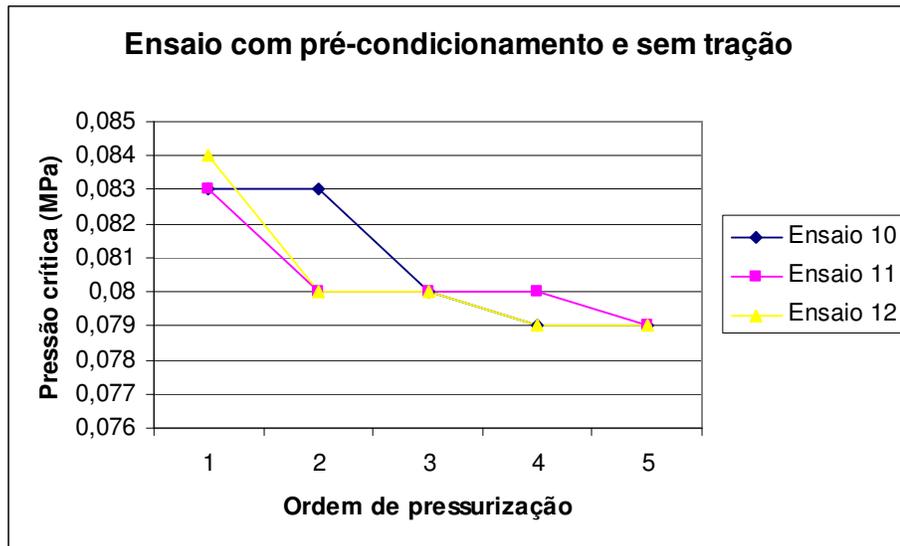


Figura 3.13 - Pressões críticas em ensaios consecutivos com o mesmo tubo de látex sem tração, $\lambda = 1,0$.

Conclusões sobre os ensaios com pré-condicionamento e sem tração:

- O primeiro decréscimo da pressão crítica ocorreu nas duas primeiras pressurizações, e foi de aproximadamente 4%. Notou-se que há um segundo decréscimo, menor (aproximadamente 1%), entre a 3ª e a 4ª pressurização.
- Em dois ensaios o bulbo se formou na parte central do tubo, nos três ensaios o tubo flambou acentuadamente antes da formação do bulbo. O pré-condicionamento do tubo aliado ao fato deste não estar tracionado pareceu influir nesse fenômeno.
- A média dos volumes dos ensaios com pré-condicionamento e sem tração foi de aproximadamente 255 ml.

B) Ensaio com tubos de látex com pré-condicionamento e com tração de 10%, $\lambda = 1,1$.

Ensaio 13	1°	2°	3°	4°	5°
Pressão crítica (MPa)	0,083	0,079	0,078	0,078	0,077
Pressão final (MPa)	0,043	0,042	0,044	0,042	0,044
Volume do bulbo (ml)	320	285	250	285	214

Ensaio 14	1°	2°	3°	4°	5°
Pressão crítica (MPa)	0,084	0,079	0,078	0,079	0,077
Pressão final (MPa)	0,042	0,043	0,043	0,044	0,043
Volume do bulbo (ml)	356	302	267	250	284

Ensaio 15	1°	2°	3°	4°	5°
Pressão crítica (MPa)	0,084	0,08	0,079	0,078	0,077
Pressão final (MPa)	0,042	0,044	0,044	0,044	0,044
Volume do bulbo (ml)	373	284	284	284	284

Tabela 3.7 - Pressões críticas e finais em ensaios consecutivos com o mesmo tubo de látex com tração, $\lambda = 1,1$

Gráfico comparativo:

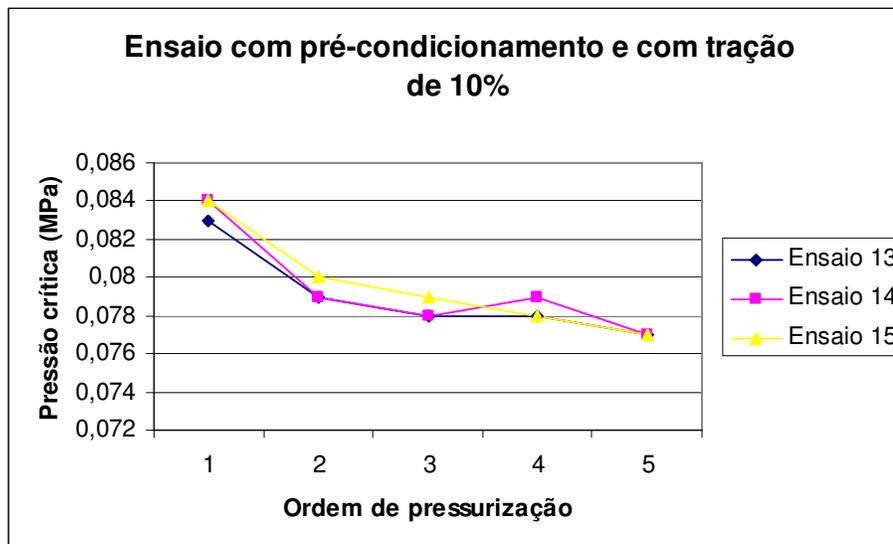


Figura 3.14 - Pressões críticas em ensaios consecutivos com o mesmo tubo de látex com tração, $\lambda = 1,1$.

Conclusões sobre os ensaios com pré-condicionamento e com tração de 10%:

- O bulbo se formou na farte inferior do tubo após pequena flambagem do mesmo em todos os ensaios. Aparentemente o pré-condicionamento acentuou a flambagem do tubo de látex.
- O maior decréscimo da pressão crítica ocorreu nas duas primeiras pressurizações, e foi de aproximadamente 5,2 %, maior que o decréscimo sem tração.
- A média dos volumes dos ensaios com pré-condicionamento e tração de 10% foi de aproximadamente 288 ml.

C) Ensaios com tubos de látex com pré-condicionamento e com tração de 20%, $\lambda = 1,2$.

Ensaio 16	1°	2°	3°	4°	5°
Pressão crítica (MPa)	0,084	0,078	0,078	0,077	0,076
Pressão final (MPa)	0,043	0,044	0,044	0,044	0,044
Volume do bulbo (ml)	356	250	250	250	250

Ensaio 17	1°	2°	3°	4°	5°
Pressão crítica (MPa)	0,084	0,077	0,077	0,076	0,075
Pressão final (MPa)	0,044	0,044	0,045	0,044	0,044
Volume do bulbo (ml)	340	250	250	284	267

Ensaio 18	1°	2°	3°	4°	5°
Pressão crítica (MPa)	0,083	0,076	0,076	0,075	0,074
Pressão final (MPa)	0,043	0,044	0,044	0,044	0,044
Volume do bulbo (ml)	340	267	267	231	250

Tabela 3.8 - Pressões críticas e finais em ensaios consecutivos com o mesmo tubo de látex com tração, $\lambda = 1,2$

Gráfico comparativo:

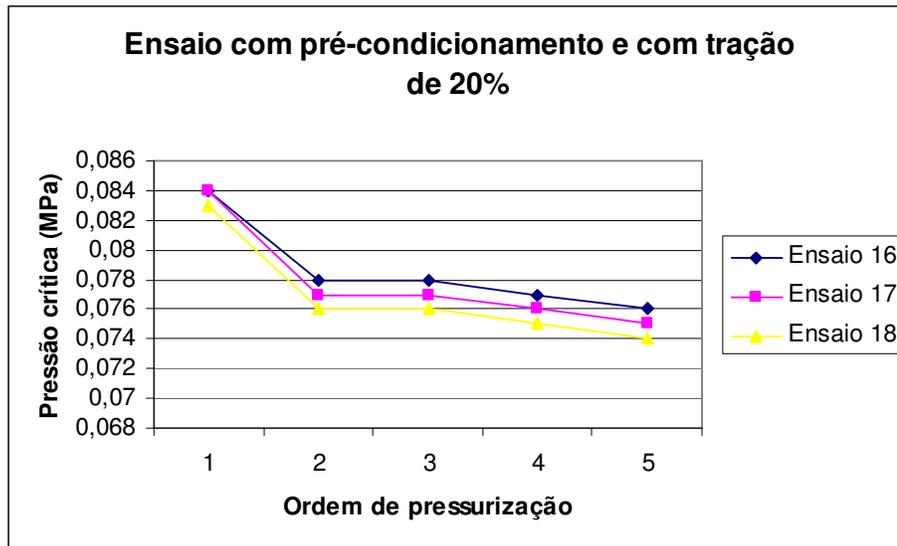


Figura 3.15 - Pressões críticas em ensaios consecutivos com o mesmo tubo de látex com tração, $\lambda = 1,2$.

Conclusões sobre os ensaios com pré-condicionamento e com tração de 20%:

- O tubo não flambou e o bulbo se formou em sua parte inferior em todos os ensaios.
- O primeiro decréscimo médio da pressão crítica foi da ordem de 7,9%.
- A média dos volumes dos ensaios com pré-condicionamento e com tração de 20% foi de 273ml.
- Notou-se que os valores iniciais da pressão crítica foram idênticos aos dos ensaios com 10% de tração, com pré-condicionamento. A diferença na pressão crítica se deu nas pressurizações seguintes, diminuindo com a tração, por isso o decréscimo maior nos ensaios com 20% de tração com pré-condicionamento.

D) Comparação entre as médias das pressões críticas nos ensaios de tubos de látex com pré-condicionamento, sem e com diferentes níveis de tração inicial.

A média da pressão crítica (em MPa) de cada ensaio com pré-condicionamento é apresentada na tabela 3,9.

Ensaio	1°	2°	3°	4°	5°
$\lambda = 1$	0,083	0,081	0,08	0,079	0,079
$\lambda = 1,1$	0,083	0,079	0,078	0,078	0,077
$\lambda = 1,2$	0,083	0,077	0,077	0,076	0,075

Tabela 3.9 – Média das pressões críticas em ensaios sucessivos com diferentes níveis de tração.

Gráfico comparativo:

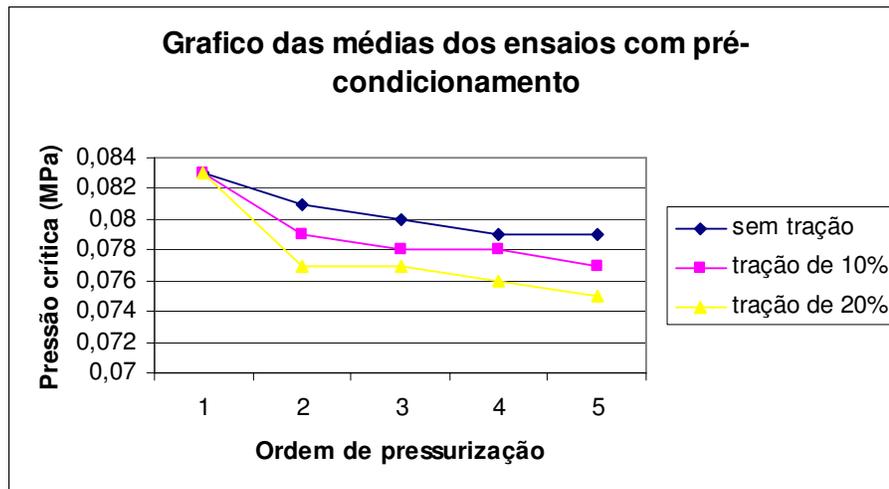


Figura 3.16 – Média das pressões críticas em ensaios sucessivos com diferentes níveis de tração.

Conclusão dos ensaios com pré-condicionamento:

- O bulbo se formou no meio do tubo duas vezes quando não traçado e depois de acentuada flambagem, nos outros ensaios se formou sempre na parte inferior. Quando a tração era de 10% foi observada suave flambagem do tubo, fato que não ocorreu quando a tração era de 20%.

- A média dos primeiros decréscimos dos ensaios com pré-condicionamento foi da ordem de 5,7%.
- A média dos volumes desses ensaios foi de 272 ml.

3.2.2.4.

Comparação dos efeitos do pré-condicionamento em tubos de látex

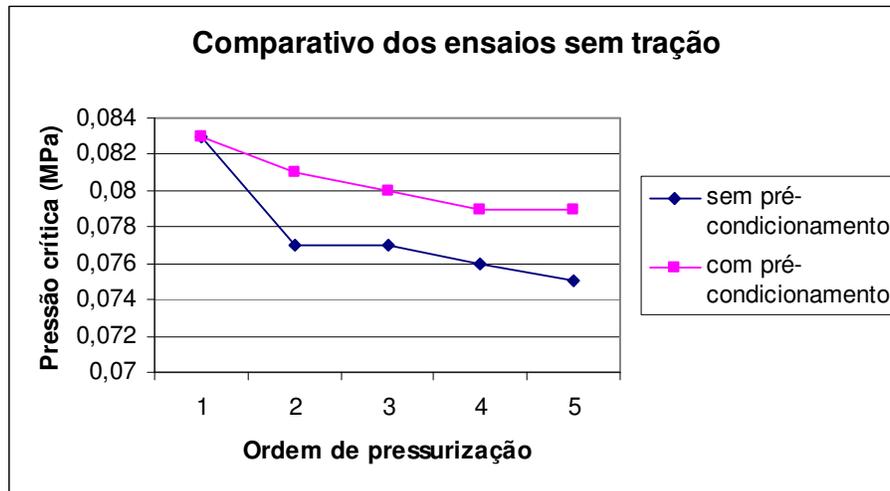


Figura 3.17 - Média das pressões críticas dos ensaios sucessivos em tubos de látex sem e com pré-condicionamento, sem tração.

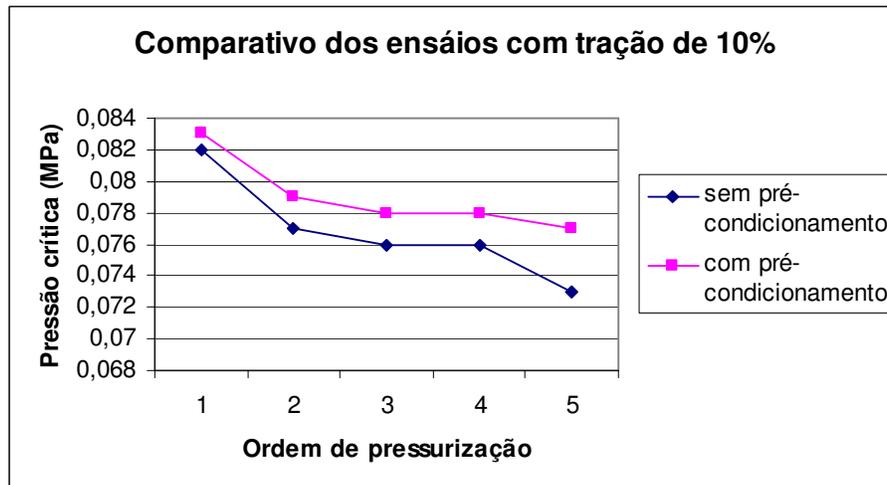


Figura 3.18 - Média das pressões críticas dos ensaios sucessivos em tubos de látex sem e com pré-condicionamento, tração de 10%.

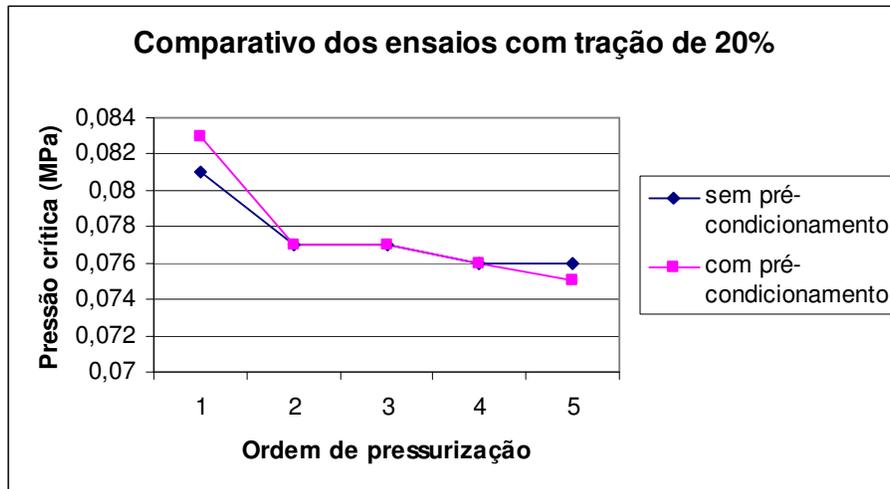


Figura 3.19 - Média das pressões críticas dos ensaios sucessivos em tubos de látex sem e com pré-condicionamento, tração de 20%.

Conclusões:

1. Independentemente do nível de tração e da existência ou não de pré-condicionamento há uma súbita queda na pressão crítica nos ensaios que sucedem a primeira pressurização.
2. A influência do pré-condicionamento diminui a medida em que o tubo é tracionado, sendo quase inexistente nos ensaios que sucedem o primeiro com nível de tração de 20%.

3.3. Tubo de silicone

3.3.1. Escolha do material utilizado nos tubos de silicone

Na confecção dos tubos de silicone foi utilizada a borracha de silicone B1, DU LÁTEX – Produtos Industriais Ltda.

Antes da confecção dos tubos de silicone, foram construídos corpos de prova de formato cilíndrico como, podemos ver na imagem abaixo.

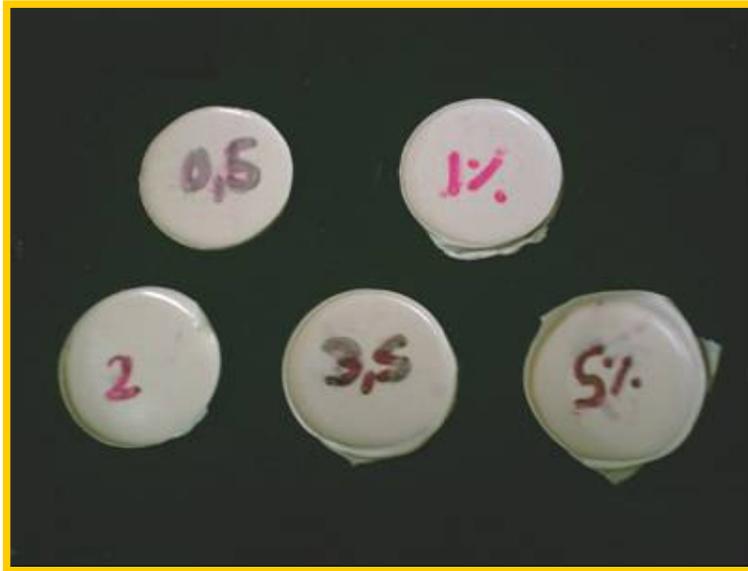


Figura 3.20 – Corpos de prova para determinação da concentração de catalisador

A figura 3.20 consta dos corpos de prova com 4,8 cm de diâmetro e 0,6 cm de espessura, confeccionados com o objeto de determinar como varia o comportamento do material para diferentes concentrações de catalisador. Para a experiência da formação dos aneurismas era importante utilizar um material que apresentasse elasticidade suficiente para que pudéssemos observar a formação dos bulbos, pois se o material fosse muito rígido, este se romperia antes que fosse observado o aneurisma.

Foram construídos corpos de prova com as seguintes concentrações de catalisador em relação a massa de silicone utilizada:

- 0,5%
- 1,0%
- 2,0%
- 3,5%
- 5,0%

Para a confecção dos tubos de silicone foi decidido utilizar uma concentração de 0,5% de catalisador para a massa total de silicone.

3.3.2. Ensaio de tração

A mesma mistura de silicone e catalisador feita para a confecção dos tubos cilíndricos de silicone (modelo da aorta), foi utilizada para a execução dos corpos de prova para o ensaio de tração. Este ensaio teve o objetivo de determinar o módulo de elasticidade do material a ser empregado na análise numérica, tendo em vista o comportamento linear observado no ensaio.

Os corpos de prova apresentavam as seguintes dimensões:

- diâmetro externo: 0,8 cm
- diâmetro interno: 0,5 cm

Na figura 3.21 e 3.22 podemos observar o molde e a confecção dos corpos de prova.



Figura 3.21 – Molde do corpo de prova



Figura 3.22 – Confecção dos corpos de prova

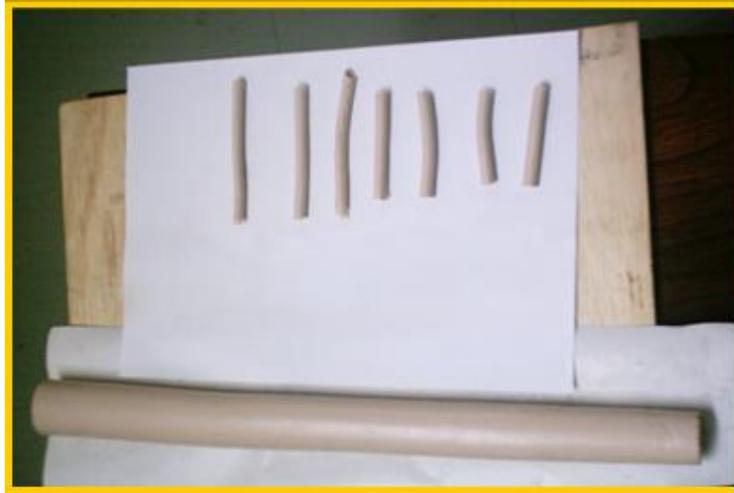


Figura 3.23 – Detalhe dos corpos de prova e do tubo de silicone

Nas figuras 3.24 e 3.25 podemos observar o ensaio de tração.

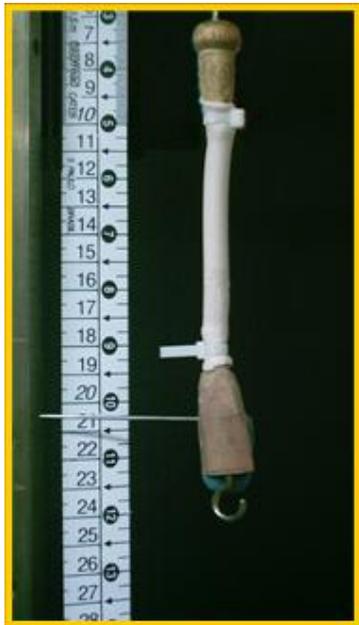


Figura 3.24 – Ensaio de tração
(imagem sem carregamento)



Figura 3.25 – Ensaio de tração
(imagem com carregamento)

Com a análise do gráfico tensão x deformação traçado para o ensaio anterior determinou-se o módulo de elasticidade como sendo $E = 134,63 \text{ kPa}$.

Foi utilizado o coeficiente de Poisson, $\nu = 0,5$ pois o material é incompressível.

3.3.3. Tubo de silicone

Para a confecção do tubo de silicone foi desenvolvido no Laboratório de Membranas e Biomembranas um molde de gesso. O gesso foi colocado em um tubo de PVC, com um cilindro de madeira com diâmetro variável ao longo de seu comprimento. No interior deste molde de gesso foi introduzido outro molde de madeira de diâmetros menores e variáveis ao longo de seu comprimento. Introduzimos silicone no espaço vazio entre o molde de gesso e o tubo de madeira com diâmetro variável, para assim obtermos o tubo com a geometria desejada, como mostra a figura 3.26.

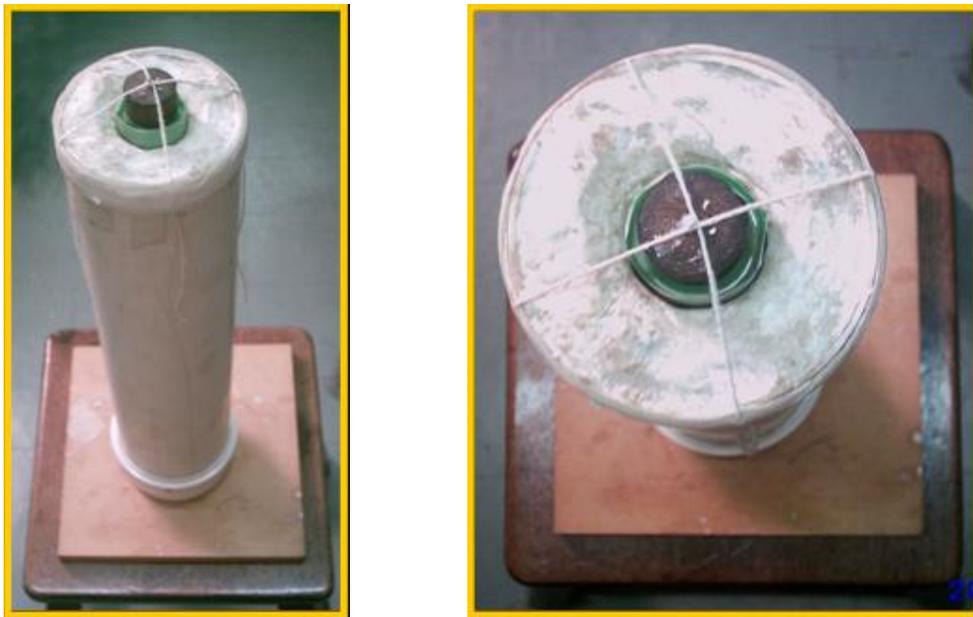


Figura 3.26 – Detalhes do molde de gesso utilizado para o modelo de silicone da aorta.

3.3.4. Descrição da experiência do tubo de silicone

- Para simular as artérias foram modelados no Laboratório de Biomembranas tubos cilíndricos de silicone. Para representar a geometria da aorta, esses tubos de silicone apresentam variação do diâmetro e da espessura ao longo de seu comprimento. São incompressíveis, preservando o volume de material.
- Os ensaios foram realizados injetando ar no interior dos tubos de silicone.

- A pressão interna foi medida por meio do aparelho desenvolvido para este fim, mostrado na figura 3.3.

3.3.5.

Procedimento experimental

1. O tubo de silicone foi fixado no aparato metálico prendendo-se suas extremidades nos bocais com braçadeiras plásticas. A distância entre as braçadeiras corresponde ao comprimento inicial do tubo de silicone a ser ensaiado.
2. O tubo de silicone foi então tracionado regulando-se a altura do suporte metálico.
3. Através de bombeamento suave aumentou-se a pressão interna até que o bulbo (simulação do aneurisma) se formasse. Foram registrados então a pressão crítica por meio do barômetro quando ocorreu a formação do bulbo.

3.3.6.

Investigação da pressão crítica em tubos de silicone

3.3.6.1.

Descrição do ensaio

Através do barômetro (representado na figura 3.3) foi aplicada a pressão no interior do tubo de silicone de forma suave, até a formação do bulbo, quando se realizou a medição da pressão crítica.

Dimensões adotadas para o tubo de silicone:

- diâmetro interno da parte inferior: 2,3 cm
- diâmetro externo da parte inferior: 2,8 cm
- diâmetro interno da parte superior: 2,8 cm
- diâmetro externo da parte superior: 3,8 cm
- comprimento entre as braçadeiras: 40 cm

3.3.7. Ensaio realizados

Ensaio 1

No primeiro ensaio o tubo de silicone foi tracionado de 10%, ($\lambda = 1,1$)

- Comprimento inicial: 40,5 cm
- Comprimento final: 45,5 cm

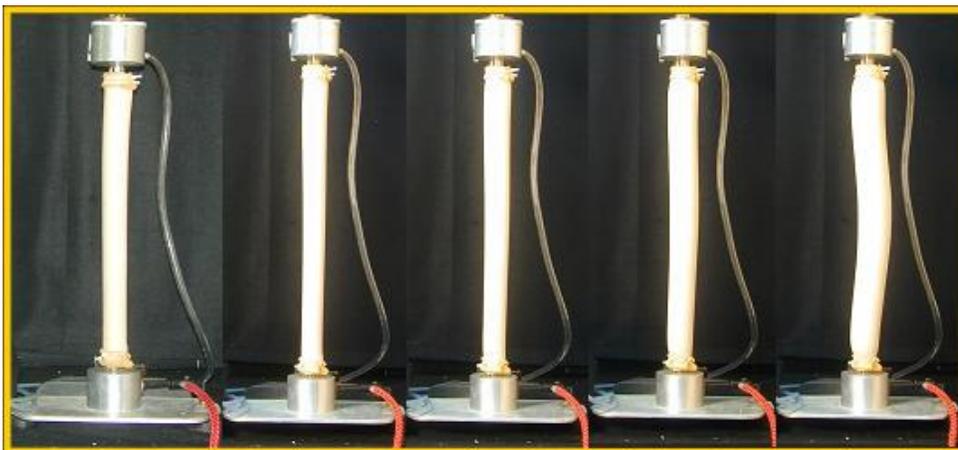
A pressão crítica encontrada foi de 11,2 KPa.

Ensaio 2

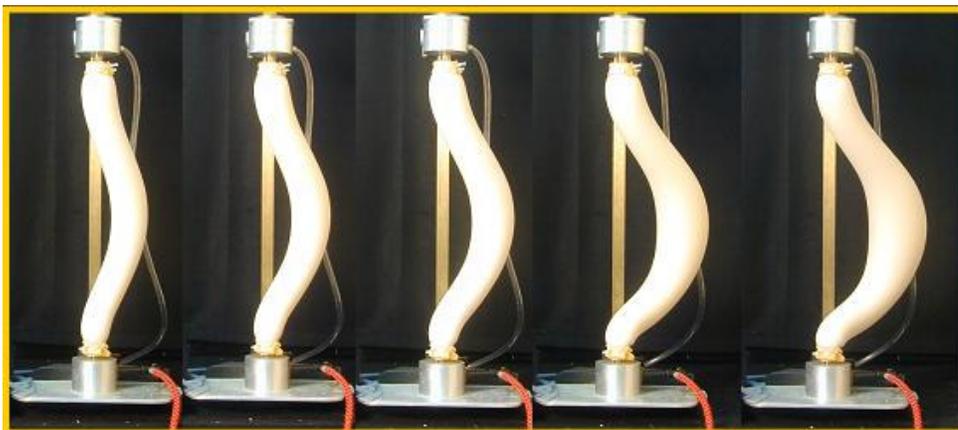
No segundo ensaio o tubo de silicone não foi tracionado, ($\lambda = 1,0$)

- Comprimento inicial: 40,5 cm

A pressão crítica encontrada foi de 13,02 kPa.



P = 1,02 KPa P = 5,19 KPa P = 7,11 KPa P = 9,19 KPa P = 10,95 Kpa



P = 12,35 kPa P = 12,78 kPa P = 13,02 kPa P = 12,72 kPa P = 11,72 kPa

Figura 3.27 – Seqüência da pressurização do tubo de silicone sem tração, $\lambda = 1,0$.

Na Figura 3.27 podemos observar a seqüência do ensaio e de suas respectivas pressões críticas.

Ensaio 3

No terceiro ensaio o tubo de silicone foi tracionado de 40% ($\lambda = 1,4$)

- Comprimento inicial: 33 cm
- Comprimento final: 45,5 cm

A pressão crítica encontrada foi de 11,22 kPa.

Observações sobre o ensaio 3:

- O tubo de silicone era menor do que os anteriores, apresentando, portanto uma geometria um pouco diferente.
- Os diâmetros superiores (interno e externo) eram os mesmos dos experimentos anteriores.
- O diâmetro externo inferior era de 2,975 cm
- O diâmetro interno inferior era de 2,375 cm

A grande flambagem do tubo de silicone ocorreu devido às imperfeições locais. Podemos observar na figura 3.28 que a espessura não é a mesma em todos os pontos da seção.



Figura 3.28 – detalhe da variação da espessura no tubo de silicone

4 Análise numérica

Para a realização da investigação numérica foram consideradas a mesma geometria e as mesmas propriedades dos tubos cilíndricos de látex e de silicone dos ensaios experimentais.

A análise numérica foi realizada por meio do programa de elementos finitos ABAQUS. O método dos elementos finitos é um procedimento numérico útil quando o problema em questão é demasiadamente complexo para ser solucionado através dos métodos analíticos clássicos ou métodos numéricos simplificados.

Na análise numérica foi utilizado um elemento de casca do tipo S4R (quadrilátero com integração reduzida).

Na solução numérica foi utilizado o método de Riks. No algoritmo de Riks modificado, como implementado no ABAQUS, o tamanho do incremento é limitado movendo-se ao longo da linha tangente ao ponto corrente da solução e então procurando pelo equilíbrio no plano que passa através do ponto obtido e que é ortogonal à linha tangente. O método de Riks usa a magnitude da carga como uma variável adicional, isto envolve simultaneamente carga e deslocamentos.

A análise numérica foi utilizada para dois tipos de materiais:

- Neo-Hookeano
- Mooney-Rivlin

Considerando-se o material incompressível, a função energia de deformação depende apenas do primeiro e do segundo invariantes de deformação, I_1 e I_2 respectivamente. Considerando-se um material Neo-Hookeano ou de Mooney Rivlin, tem-se:

$$\text{Neo-Hookeano} \quad w = C1(I_1 - 3) \quad (4.1)$$

$$\text{Mooney Rivlin} \quad w = C1(I_1 - 3) + C2(I_2 - 3) \quad (4.2)$$

A função energia de deformação para o material Neo-Hookeano depende apenas de uma constante $C1$, e para caracterizar o material Mooney-Rivlin são necessárias duas constantes elásticas, $C1$ e $C2$.

No gráfico da figura 4.1 podemos observar as curvas do ensaio de tração para o material Neo-Hookeano, Mooney-Rivlin e a curva do ensaio experimental utilizando-se tubos cilíndricos de látex.

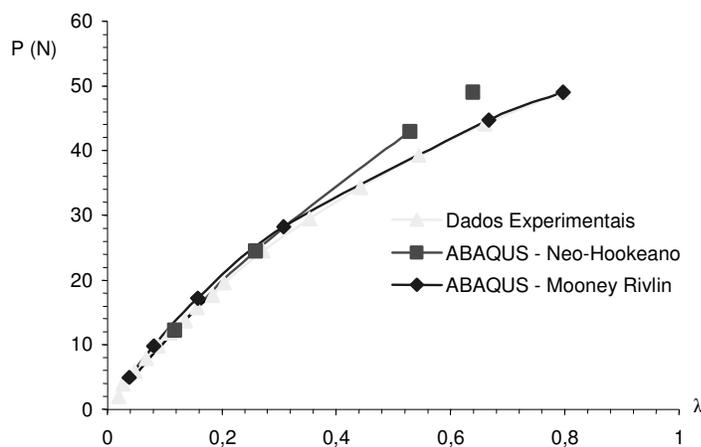


Figura 4.1 – Ensaio de tração para os tubos cilíndricos de látex utilizando-se materiais Neo-Hookeano, Mooney-Rivlin e comparados ao ensaio experimental.

As constantes elásticas utilizadas para a análise dos tubos de látex foram extraídas de Lopes, (2003), apresentadas na tabela 4.1.

Neo-Hookeana	$C1 = 0,201906431$	$C2 = 0$
Mooney-Rivlin	$C1 = 0,1003985$	$C2 = 0,150843$

Tabela 4.1 – Constantes elásticas para o material dos tubos de látex

Na análise numérica o tubo de látex tem a mesma geometria do tubo ensaiado experimentalmente. Primeiramente, aplica-se a pressão que a água exerce sobre as paredes do tubo, posteriormente aplica-se a tração que desejamos estudar, finalmente aplica-se a pressão interna por meio de incrementos crescentes. Neste último passo, a pressão começa a crescer até atingir a pressão crítica. Quando esta é atingida, no passo seguinte a pressão já apresenta um valor menor e o bulbo começa a crescer.

4.1 Análise numérica dos tubos de látex com diâmetro constante

Na análise numérica do tubo de látex foi utilizada uma malha contendo 1198 nós e 1190 elementos do tipo S4R. Para a determinação desta malha foi realizado um estudo de convergência como podemos observar na figura 4.2.

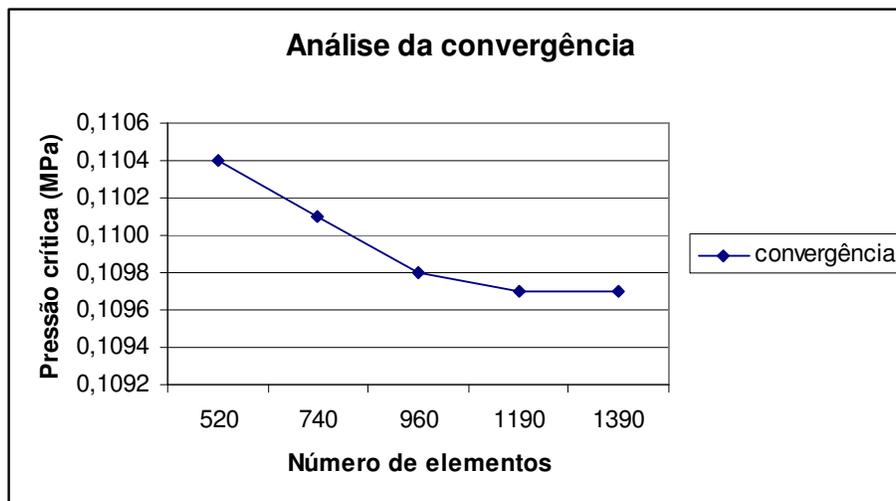


Figura 4.2 – Análise da convergência para o tubo de látex

Geometria do tubo de látex ensaiado:

- diâmetro interno: 12 mm
- diâmetro externo: 16,5 mm
- comprimento inicial entre as braçadeiras: 25 cm

4.1.1. Análise da pressão crítica

Na tabela 4.2 podemos observar o comportamento da pressão crítica (MPa) em função da tração aplicada ao tubo de látex.

Material Ensaiado	$\lambda = 1.0$	$\lambda = 1.1$	$\lambda = 1.2$
Neo-Hookeano	0,1097	0,1049	0,0984
Mooney-Rivlin	0,0873	0,0824	0,0794

Tabela 4.2 – Pressão crítica (MPa) para materiais Neo-Hookeano e Mooney-Rivlin, com diferentes trações, $\lambda = 1,0$; 1,1 e 1,2.

Gráfico comparativo:

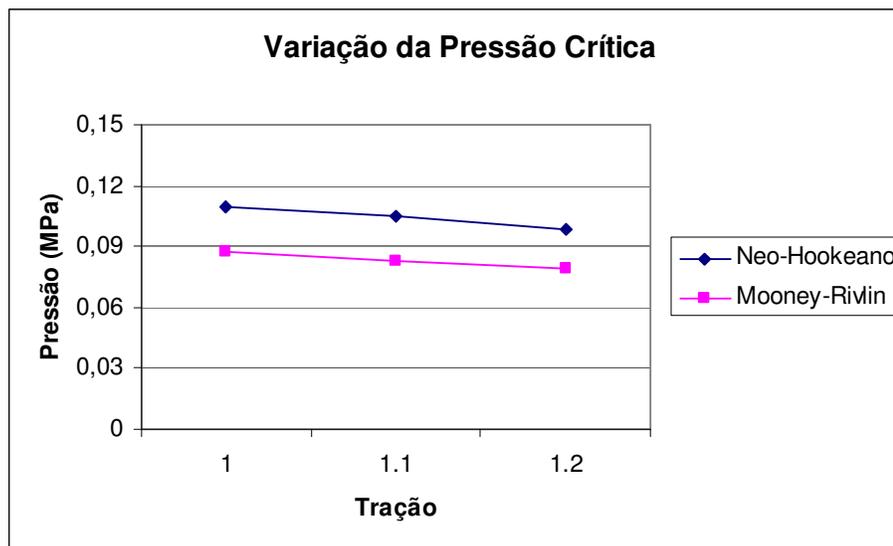


Figura 4.3 – Pressão crítica (MPa) para materiais Neo-Hookeano e Mooney-Rivlin, com diferentes trações, $\lambda = 1,0$; 1,1 e 1,2.

Pela análise do gráfico anterior podemos observar o decréscimo do valor da pressão crítica em função do aumento da tração.

4.1.2. Análise do diâmetro do bulbo

Na tabela 4.3 podemos observar o comportamento do diâmetro máximo do bulbo (cm) quando é atingido um valor de pressão próximo ao valor da pressão

final encontrada na análise experimental, em função da tração aplicada ao tubo de látex.

Material Ensaiado	$\lambda = 1.0$	$\lambda = 1.1$	$\lambda = 1.2$
Neo-Hookeano	7,00	6,50	5,78
Mooney-Rivlin	6,87	6,33	5,51

Tabela 4.3 – Diâmetro máximo do bulbo (cm) para materiais Neo-Hookeano e Mooney-Rivlin, com diferentes trações, $\lambda = 1,0$; 1,1 e 1,2

Gráfico comparativo:

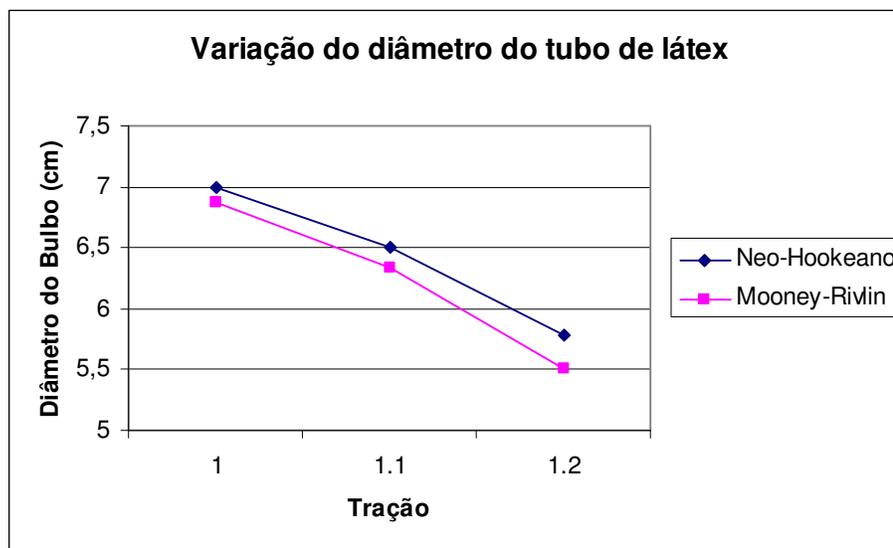


Figura 4.4 – Diâmetro máximo do bulbo (cm) para materiais Neo-Hookeano e Mooney-Rivlin, com diferentes trações, $\lambda = 1,0$; 1,1 e 1,2

Pela análise do gráfico anterior podemos observar o decréscimo do valor do diâmetro do bulbo em função do aumento da tração.

4.1.3. Análise das tensões máximas na pressão crítica

Na tabela 4.4 podemos observar o comportamento da tensão máxima (MPa) em função da tração aplicada ao tubo de látex no instante em que a pressão crítica é atingida.

Material Ensaiado	$\lambda = 1.0$	$\lambda = 1.1$	$\lambda = 1.2$
Neo-Hookeano	1,018	1,057	1,004
Mooney-Rivlin	0,8951	1,243	1,066

Tabela 4.4 – Tensão máxima do bulbo (MPa) para materiais Neo-Hookeano e Mooney-Rivlin, com diferentes trações, $\lambda = 1,0$; 1,1 e 1,2

Gráfico comparativo:

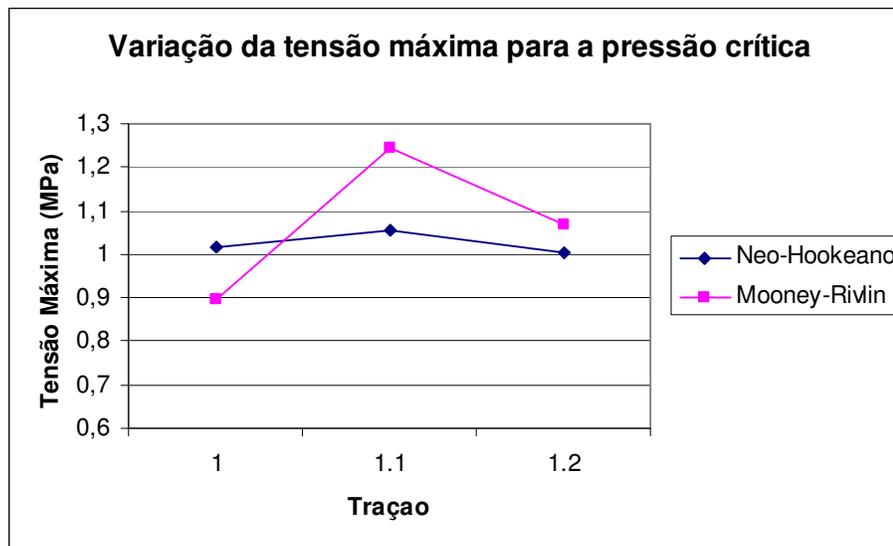


Figura 4.5 – Tensão máxima do bulbo (MPa) para materiais Neo-Hookeano e Mooney-Rivlin, com diferentes trações, $\lambda = 1,0$; 1,1 e 1,2

Pela análise do gráfico anterior podemos observar um leve crescimento da tensão quando a tração aumenta de zero para 10% e um pequeno decréscimo para a tração de 20%.

4.1.4. Análise das tensões máximas na pressão final

Na tabela 4.5 podemos observar o comportamento da tensão máxima (MPa) em função da tração aplicada ao tubo de látex no instante em que a pressão crítica é atingida.

Material Ensaiado	$\lambda = 1.0$	$\lambda = 1.1$	$\lambda = 1.2$
Neo-Hookeano	7,682	7,244	6,652
Mooney-Rivlin	7,221	6,914	6,151

Tabela 4.5 – Tensão máxima do bulbo (MPa) para materiais Neo-Hookeano e Mooney-Rivlin, com diferentes trações, $\lambda = 1,0$; 1,1 e 1,2

Gráfico comparativo:

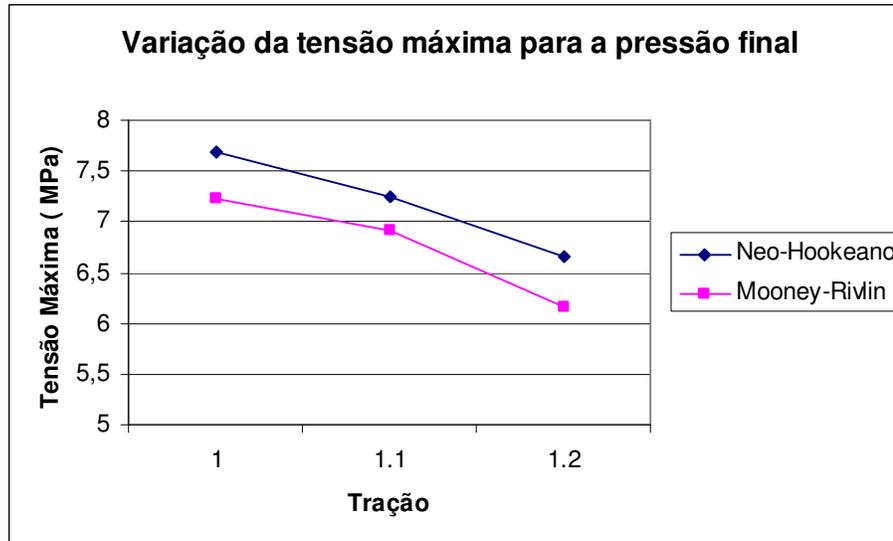


Figura 4.6 – Tensão máxima do bulbo (MPa) para materiais Neo-Hookeano e Mooney-Rivlin, com diferentes trações, $\lambda = 1,0$; 1,1 e 1,2

Pela análise do gráfico anterior podemos observar o decréscimo do valor da tensão máxima para a pressão final em função do aumento da tração.

4.1.5. Configuração inicial e final do tubo de látex estudado

Na figura 4.7 podemos observar a configuração inicial e final da análise numérica do tubo de látex. Com tração de 10%, $\lambda = 1,1$.

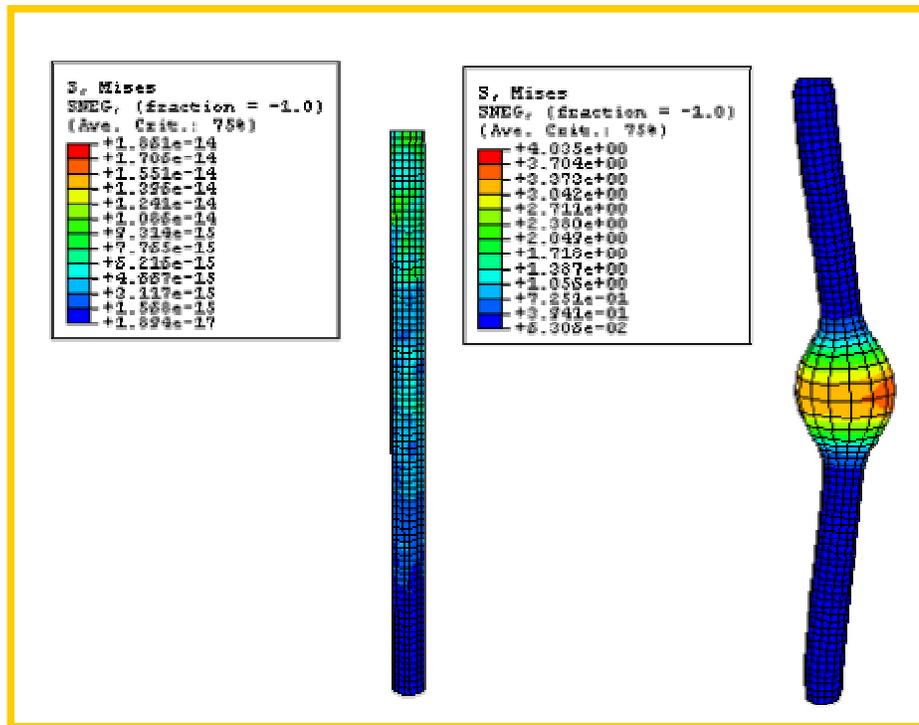


Figura 4.7 – Configuração inicial e final do tubo de látex para uma tração de 10%,
 $\lambda = 10\%$

4.1.6. Variação da constante elástica

A Síndrome de Marfan é uma doença que causa a perda da capacidade elástica das artérias. Com o intuito de fazer uma análise da importância da constante elástica na pressão crítica, foi realizada uma investigação numérica diminuindo a constante elástica do material Neo-Hookeano e mantendo-se a mesma geometria do tubo de látex anterior para a investigação da variação da pressão crítica. O tubo ensaiado foi tracionado de 10%, $\lambda = 1,1$.

Realizamos o estudo da síndrome de Marfan apenas para o material Neo-Hookeano pois este necessita de apenas uma constante para caracteriza-lo.

Constante Elástica (MPa)	Pressão Crítica (MPa)
0,21	0,1021
0,2	0,0969
0,19	0,0915
0,18	0,0863
0,17	0,081
0,16	0,0757
0,15	0,0704
0,14	0,0651
0,13	0,0599
0,12	0,0546
0,11	0,0493
0,1	0,044
0,09	0,0387
0,08	0,0335
0,07	0,0282

Tabela 4.6 – Influência da variação da constante elástica no valor da pressão crítica.

Gráfico comparativo:

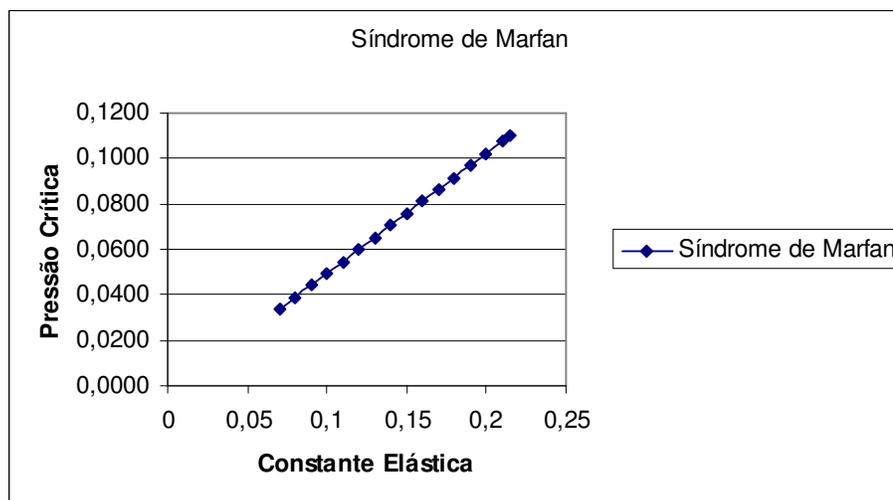


Figura 4.8 – Gráfico comparativo da influência da variação da constante elástica no valor da pressão crítica.

Pela análise do gráfico anterior percebemos que a pressão crítica diminuiu de forma praticamente linear quando diminuimos a constante elástica.

4.2 Tubo de látex com diâmetro variável

A aorta tem o raio variável ao longo de seu comprimento. Nesta primeira investigação mantivemos o diâmetro inferior com o mesmo valor do ensaio anterior e aumentamos o diâmetro superior em 10, 15 e 20%.

- diâmetro interno inferior: 12 mm
- diâmetro externo inferior: 16,5 mm
- comprimento inicial entre as braçadeiras: 25 cm

4.2.1. Análise da pressão crítica

Na tabela abaixo podemos observar a variação da pressão crítica (MPa) em função da tração aplicada ao tubo de látex.

Material Ensaiado	$\lambda = 1.0$	$\lambda = 1.1$	$\lambda = 1.2$
Neo-Hookeano	1	1,1	1,2
Aumento do raio superior de 10%	0,0963	0,0962	0,0904
Aumento do raio superior de 15%	0,093	0,0925	0,0865
Aumento do raio superior de 20%	0,0899	0,089	0,0832
Mooney-Rivlin			
Aumento do raio superior de 10%	0,0771	0,0751	0,074
Aumento do raio superior de 15%	0,0743	0,0741	0,0711
Aumento do raio superior de 20%	0,0718	0,0714	0,0684

Tabela 4.7 – Pressão crítica (MPa) para tubo com diâmetro variável em material Neo-Hookeano e Mooney-Rivlin, com diferentes trações, $\lambda = 1,0$; 1,1 e 1,2

Gráfico comparativo:

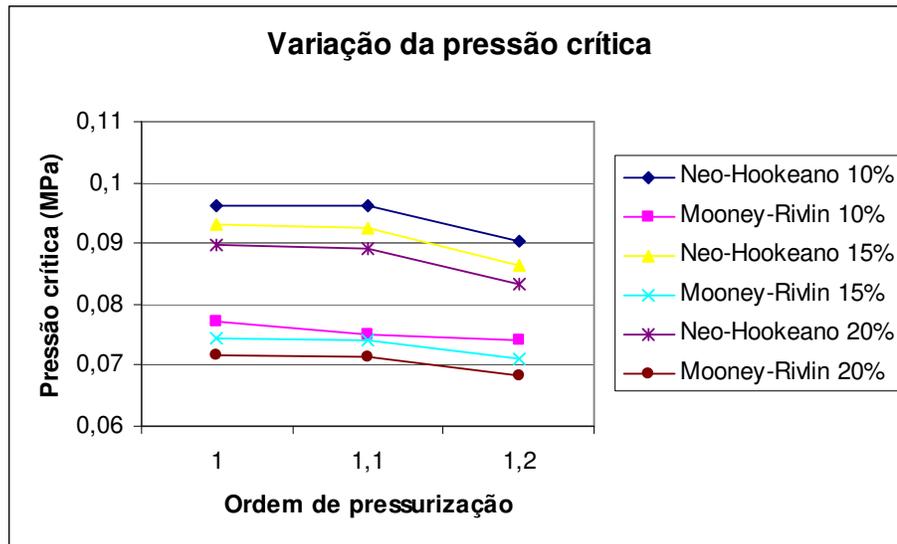


Figura 4.9 – Pressão crítica (MPa) para tubo com diâmetro variável em material Neo-Hookeano, com diferentes trações, $\lambda = 1,0; 1,1$ e $1,2$

Analisando a figura 4.9 verificamos que, como já constatado anteriormente, houve diminuição da pressão crítica com o aumento da tração aplicada, e que a variação do diâmetro superior ocasionou um decréscimo na pressão crítica para os dois materiais.

4.2.2. Análise do diâmetro do bulbo

Na tabela abaixo podemos observar a variação do diâmetro do bulbo (cm) em função da tração aplicada ao tubo de látex.

Material Ensaiado	$\lambda = 1.0$	$\lambda = 1.1$	$\lambda = 1.2$
Neo-Hookeano			
Aumento do raio superior de 10%	8,12	5,85	4,95
Aumento do raio superior de 15%	8,21	5,99	5,04
Aumento do raio superior de 20%	8,25	6,10	5,42
Mooney-Rivlin			
Aumento do raio superior de 10%	8,32	6,89	6,07
Aumento do raio superior de 15%	8,41	6,98	6,14
Aumento do raio superior de 20%	8,55	7,12	6,44

Tabela 4.8 – Diâmetro do bulbo (cm) para tubo com diâmetro variável em material Neo-Hookeano e Mooney-Rivlin, com diferentes trações, $\lambda = 1,0; 1,1$ e $1,2$

Gráfico comparativo:

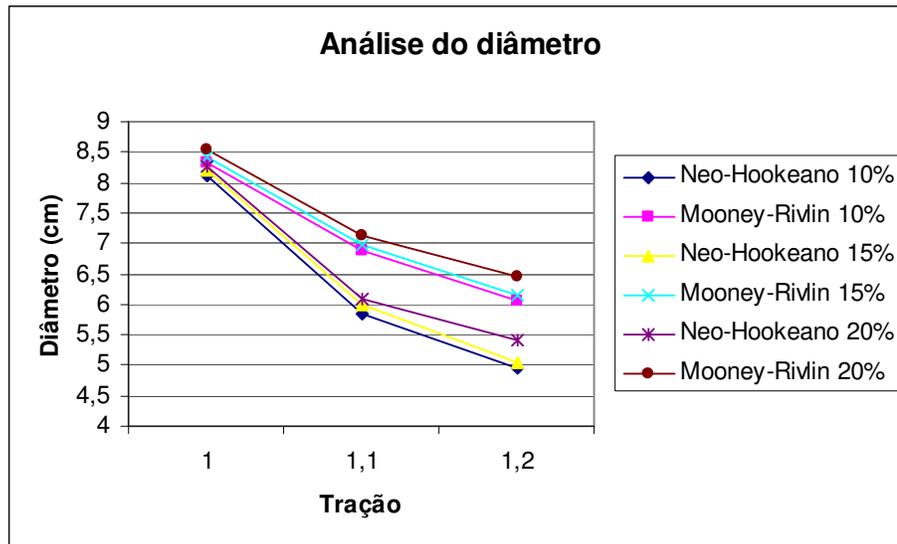


Figura 4.10 – Diâmetro do bulbo (cm) para tubo com diâmetro variável em material Neo-Hookeano e Mooney-Rivlin, com diferentes trações, $\lambda = 1,0$; 1,1 e 1,2

4.2.3. Análise das tensões máximas na pressão crítica

Na tabela abaixo podemos observar o comportamento da tensão máxima (MPa) em função da tração aplicada ao tubo de látex no instante em que a pressão crítica é atingida.

Material Ensaiado	$\lambda = 1.0$	$\lambda = 1.1$	$\lambda = 1.2$
Neo-Hookeano			
Aumento do raio superior de 10%	0,899	1,014	1,032
Aumento do raio superior de 15%	0,985	1,052	1,094
Aumento do raio superior de 20%	1,044	1,067	1,092
Mooney-Rivlin			
Aumento do raio superior de 10%	1,044	1,062	1,181
Aumento do raio superior de 15%	0,9106	1,056	1,215
Aumento do raio superior de 20%	1,008	1,037	1,176

Tabela 4.9 – Tensão máxima (MPa) para tubo com diâmetro variável em material Neo-Hookeano e Mooney-Rivlin, com diferentes trações, $\lambda = 1,0$; 1,1 e 1,2

Gráfico comparativo:

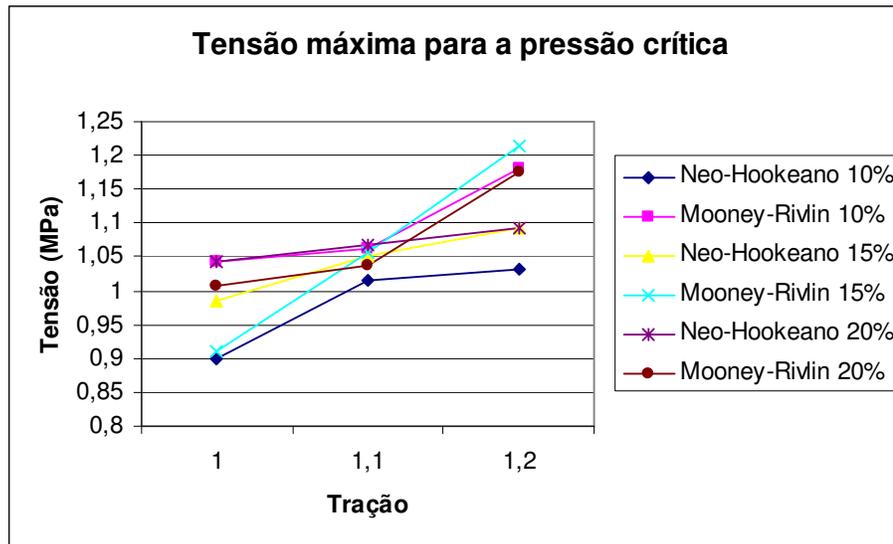


Figura 4.11 – Tensão máxima (MPa) para tubo com diâmetro variável em material Neo-Hookeano, com diferentes trações, $\lambda = 1,0$; 1,1 e 1,2

4.2.4. Análise das tensões máximas na pressão final

Na tabela abaixo podemos observar o comportamento da tensão máxima (MPa) em função da tração aplicada ao tubo de látex no instante em que a pressão final foi atingida.

Material Ensaiado	$\lambda = 1.0$	$\lambda = 1.1$	$\lambda = 1.2$
Neo-Hookeano			
Aumento do raio superior de 10%	3,254	3,338	3,918
Aumento do raio superior de 15%	3,913	4,053	4,446
Aumento do raio superior de 20%	4,421	4,722	5,134
Mooney-Rivlin			
Aumento do raio superior de 10%	4,581	4,465	4,483
Aumento do raio superior de 15%	5,583	5,051	6,018
Aumento do raio superior de 20%	5,386	5,45	7,152

Tabela 4.10 – Tensão máxima (MPa) para tubo com diâmetro variável em material Neo-Hookeano e Mooney-Rivlin, com diferentes trações, $\lambda = 1,0$; 1,1 e 1,2

Gráfico comparativo:

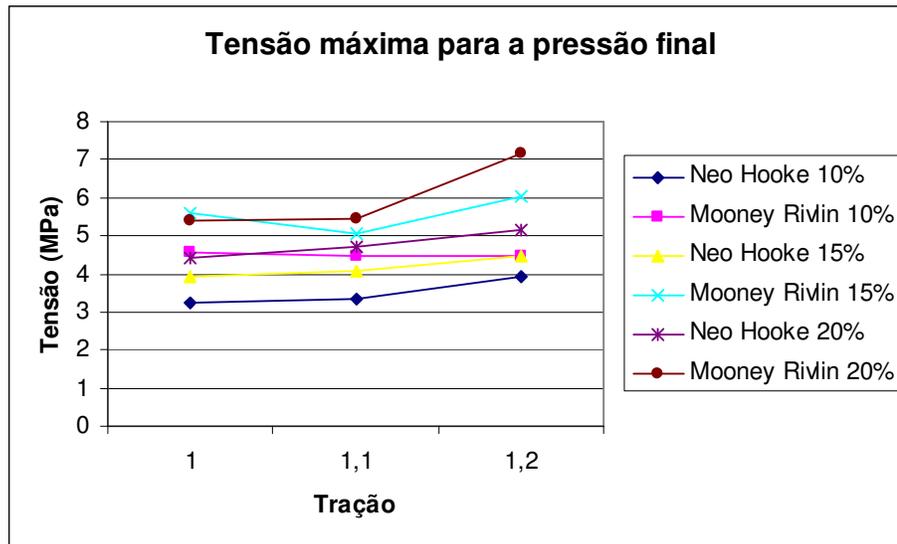


Figura 4.12 – Tensão máxima (MPa) para tubo com diâmetro variável em material Neo-Hookeano, com diferentes trações, $\lambda = 1,0; 1,1$ e $1,2$

4.2.5. Configuração inicial e final do tubo de látex estudado

Na figura 4.13 podemos observar as configurações inicial e final da análise numérica do tubo de látex. A análise corresponde a uma tração de 10% do tubo cilíndrico e um aumento do diâmetro superior de 15%.

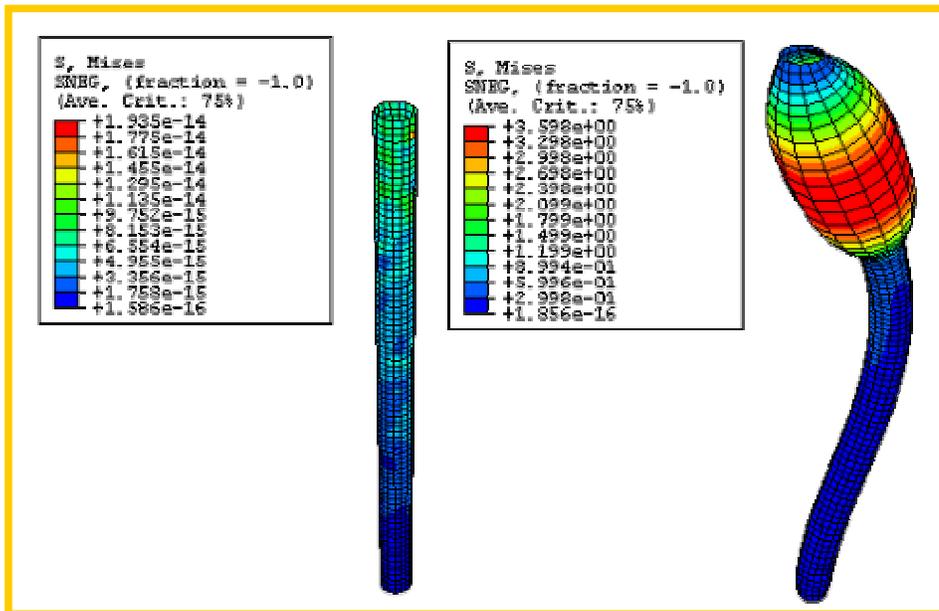


Figura 4.13 – Configuração inicial e final do tubo de látex para um aumento do diâmetro superior de 15% e tração de 10%, $\lambda = 1,1$.

Observamos na figura 4.13 que o bulbo se formou na parte superior do tubo de látex, isto pelo fato do diâmetro superior ser maior que o inferior. Assim, quanto maior o diâmetro menor a pressão necessária à formação do bulbo.

4.2.6. Síndrome de Marfan

Realizamos uma investigação numérica diminuindo a constante elástica do material Neo-Hookeano e mantendo-se a mesma geometria do tubo de látex, que apresenta um aumento de 15% no raio superior para a investigação da variação da pressão crítica.

Constante Elástica (MPa)	Pressão Crítica (MPa)
0,21	0,0911
0,2	0,0867
0,19	0,0822
0,18	0,0777
0,17	0,0732
0,16	0,0687
0,15	0,0642
0,14	0,0597
0,13	0,0555
0,12	0,051
0,11	0,0464
0,1	0,042
0,09	0,0368
0,08	0,0329

Tabela 4.11 – Influência da variação da constante elástica no valor da pressão crítica.

Gráfico comparativo:

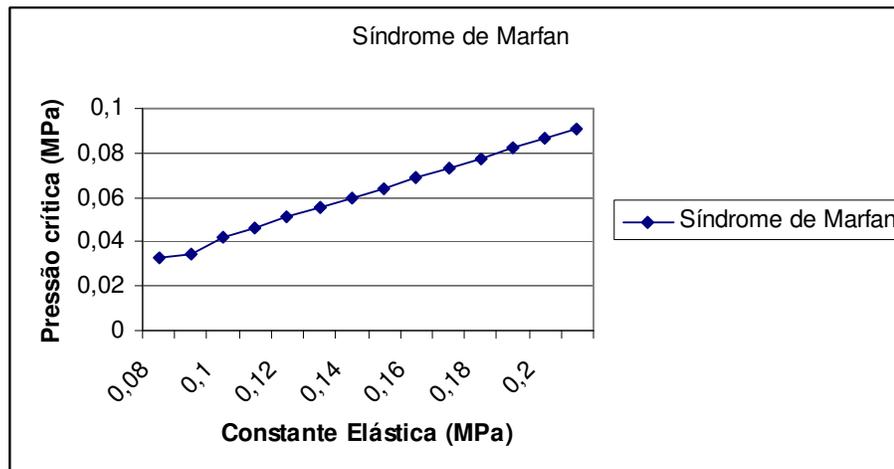


Figura 4.14 – Gráfico comparativo da influência da variação da constante elástica no valor da pressão crítica

Pela análise do gráfico anterior percebemos que a pressão crítica diminui de forma linear quando diminuimos a constante elástica.

4.3

Análise numérica do tubo de silicone com a geometria da aorta

Foi realizada uma análise numérica para o tubo de silicone com a mesma geometria utilizada na análise experimental e com a geometria aproximada da artéria. Na análise numérica do tubo de látex foi utilizada uma malha contendo 1916 nós e 1805 elementos do tipo S4R. Para a determinação desta malha foi realizado um estudo de convergência, como podemos observar na figura 4.15.

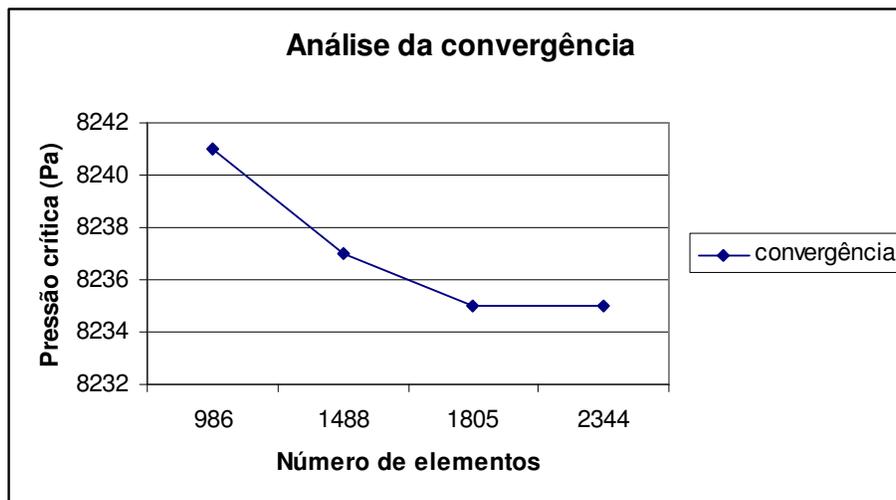


Figura 4.15 – Análise da convergência para o tubo de silicone

Primeiramente, foi aplicada a pressão que a água exerce sobre as paredes do tubo, em seguida a tração que desejamos estudar e finalmente aplicou-se a pressão interna por meio de incrementos crescentes. Neste ultimo passo, a pressão começou a crescer até atingir a pressão crítica, que quando atingida apresentou um valor menor e o bulbo começou a crescer.

Geometria do tubo de silicone:

- diâmetro interno da parte inferior: 2,3 cm
- diâmetro externo da parte inferior: 2,8 cm
- diâmetro interno da parte superior: 2,8 cm
- diâmetro externo da parte superior: 3,8 cm
- comprimento entre as braçadeiras: 40 cm

4.3.1. Ensaio de tração

Para a caracterização das propriedades dos tubos de silicone foram realizados seis ensaios de tração com o objetivo de determinar o comportamento do material utilizado na construção dos modelos ensaiados.

Os corpos de prova ensaiados eram cilíndricos e apresentavam:

- diâmetro interno: 0,5 cm
- diâmetro externo: 0,8 cm
- comprimento variável de 5,5 cm a 8,0 cm

O gráfico da figura 4.16 representa as médias dos ensaios de tração realizados e podemos observar que o material apresentou comportamento linear.

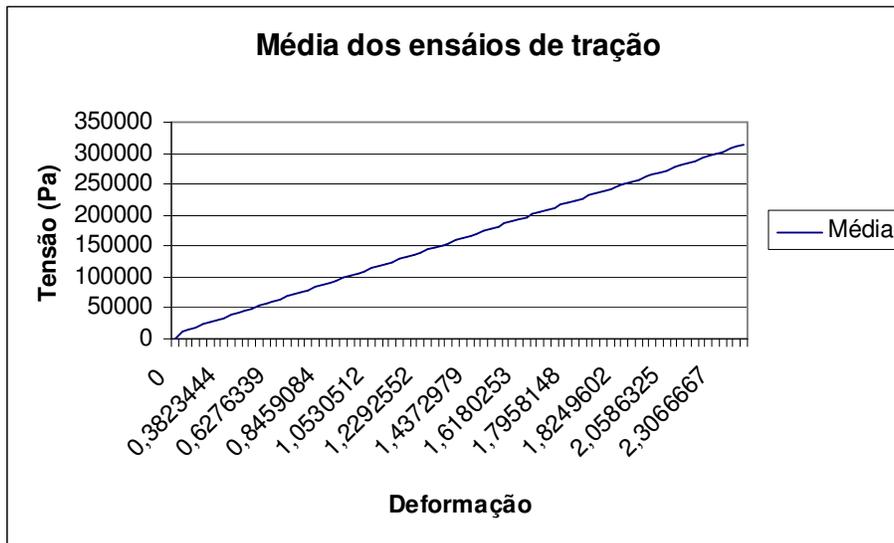


Figura 4.16 – Média dos ensaios de tração dos corpos de prova utilizados para a caracterização do silicone utilizado na confecção dos tubos.

Do gráfico anterior determinamos o módulo de elasticidade como sendo, $E = 134,8294$ KPa e o coeficiente de Poisson $\nu = 0,5$ que é característico de materiais incompressíveis.

4.3.2. Resultados

Tubo 1:

No primeiro ensaio o tubo de silicone foi tracionado de 10%, ($\lambda = 1,1$).

A pressão crítica encontrada para esta análise foi de 7,771 KPa e a tensão máxima foi de 139,54 KPa.

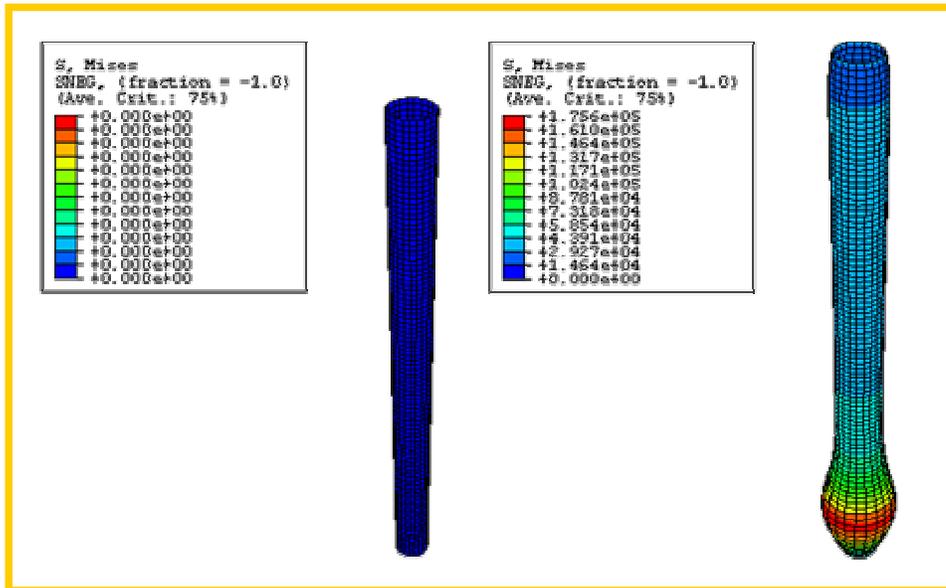


Figura 4.17 – Configuração inicial e final do tubo de silicone para uma tração de 10%, $\lambda = 1,1$.

Tubo 2:

No segundo ensaio o tubo de silicone não foi tracionado, ($\lambda = 1,0$)

A pressão crítica encontrada para esta análise foi de 7,897 KPa e a tensão máxima foi de 98,068 KPa.

4.3.3.

Análise da variação da espessura do tubo de silicone

A primeira análise foi realizada utilizando-se a mesma geometria anterior com a espessura constante de 5 mm ao longo de todo o cilindro e tração de 10%, ($\lambda = 1,1$). A pressão crítica encontrada foi de 10,759 KPa e a tensão máxima foi de 114,61 KPa. O bulbo se formou na parte superior, onde o diâmetro é maior e a pressão necessária para a formação do bulbo é menor.

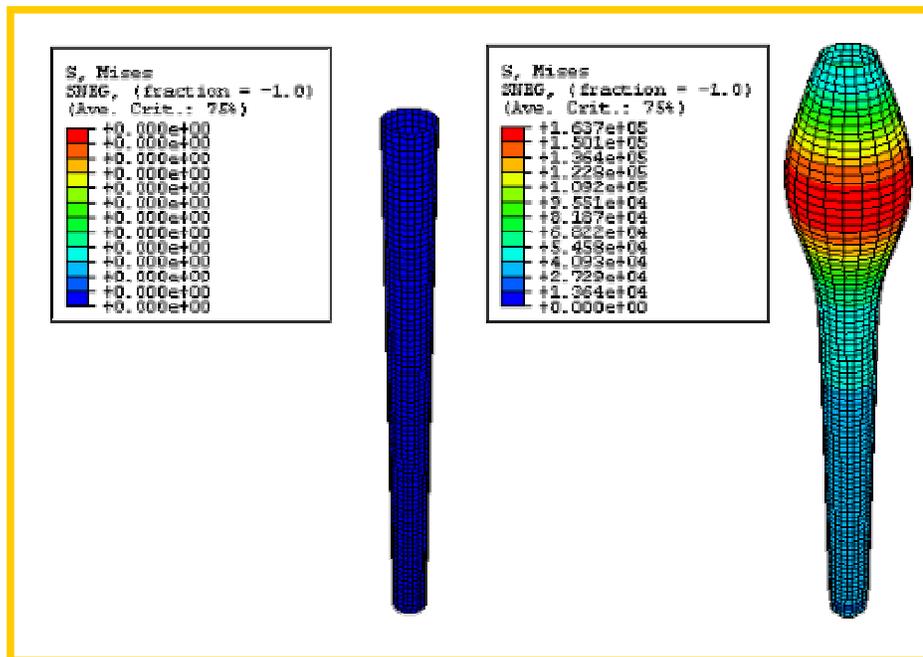


Figura 4.18 – Configuração inicial e final do tubo de silicone com espessura constante de 5 mm e tração de 10%, $\lambda = 1,1$.

A segunda análise foi realizada utilizando-se a mesma geometria anterior com espessura constante de 2,58 mm ao longo de todo o tubo e tração de 10%, ($\lambda = 1,1$). A pressão crítica encontrada foi de 6 KPa e a tensão máxima encontrada foi 84,31 kPa. O bulbo se formou na parte superior.

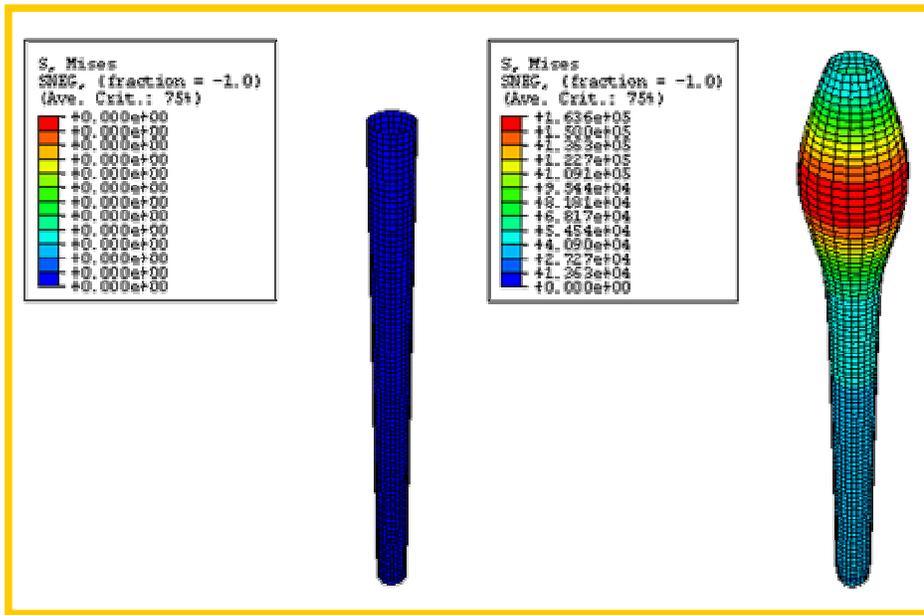


Figura 4.19 – Configuração inicial e final do tubo de silicone com espessura constante de 5 mm e tração de 10%, $\lambda = 1,1$.

A terceira análise foi realizada utilizando-se a mesma geometria anterior, com a relação entre o raio e espessura mantida constante. Manteve-se a espessura superior de 5 mm e mudou-se a espessura inferior para 3,71 mm, mantendo-se uma relação de 30%, idêntica à entre os raios, com tração de 10%, ($\lambda = 1,1$). O bulbo se formou na parte inferior.

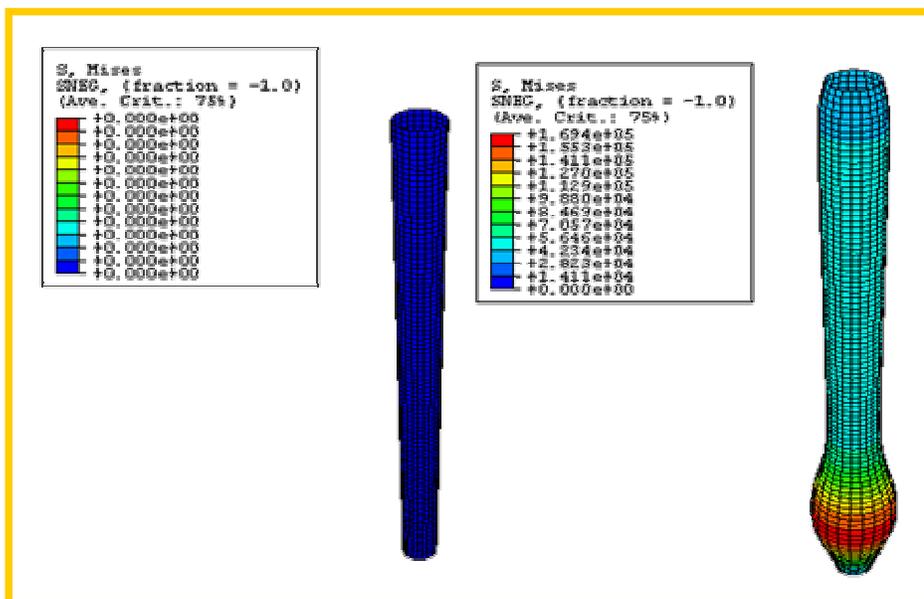


Figura 4.20 – Configuração inicial e final do tubo de silicone com espessura proporcional ao raio e tração de 10%, $\lambda = 1,1$.

4.4. Análise numérica da aorta

Na análise anterior utilizamos a geometria da aorta com o material sendo o silicone. Neste item foi realizada uma investigação numérica para o comportamento da aorta.

Geometria estudada:

- diâmetro da parte superior: 3,0 cm
- diâmetro da parte inferior: 2,3 cm
- espessura da região torácica: 1,8 mm
- espessura da região abdominal: 1,5 mm
- comprimento total da aorta: 40 cm

Considerando o material linearmente elástico, obtivemos para propriedades elásticas da aorta o módulo de elasticidade $E = 1,5$ MPa e coeficiente de Poisson $\nu = 0,49$. Estes valores foram propostos para a veia cava.

A pressão crítica encontrada na artéria sem tração foi de 44,194 KPa e a tensão máxima foi de 1,0658 MPa.

A pressão crítica encontrada na artéria com tração de 10% foi de 44,071 KPa e a tensão máxima foi de 1,0961 MPa.

A pressão crítica encontrada na artéria com tração de 20% foi de 43,854 KPa e a tensão máxima foi de 1,0961 MPa.

Como sabemos que a pressão arterial humana varia de 80 a 120 mmHg, as pressões acima mostraram resultado coerente, como podemos observar na tabela abaixo.

Tração	Pressão crítica (KPa)	Pressão crítica (mmHg)
$\lambda = 1,0$	44,194	325,07
$\lambda = 1,1$	44,071	324,17
$\lambda = 1,2$	43,854	322,57

Tabela 4.12 – Pressão crítica encontrada utilizando-se o módulo de elasticidade da veia cava.

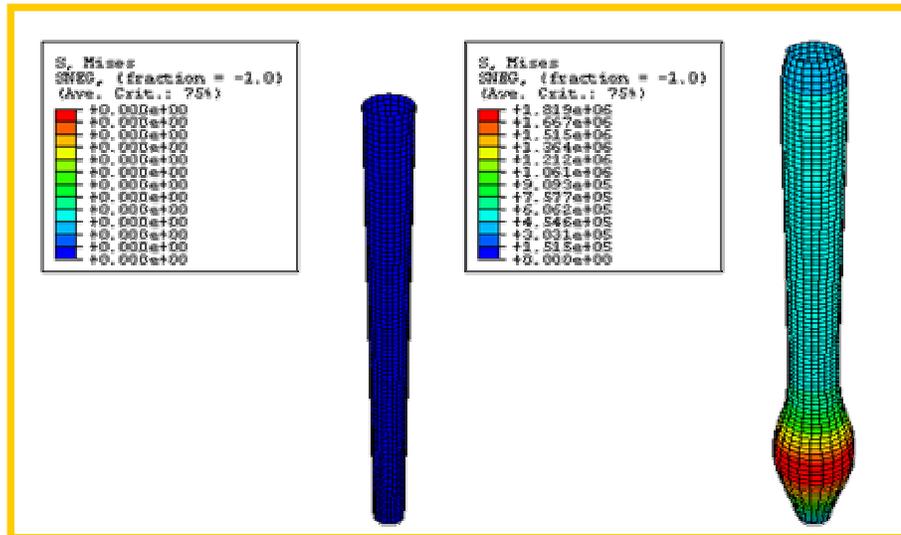


Figura 4.21 – Configuração inicial e final da geometria arterial e módulo de elasticidade da veia cava com tração de 10%, $\lambda = 1,1$.

4.4.1. Síndrome de Marfan

Para a geometria arterial anterior, realizou-se a análise numérica diminuindo o módulo de elasticidade e mantendo-se o coeficiente de Poisson constante, para que fosse estudado o comportamento da pressão crítica quando um paciente é portador da Síndrome de Marfan.

Modulo de Elasticidade (Pa)	Pressão crítica (Pa)
1,5	44,071
1,400000	41,144
1,300000	38,208
1,200000	35,043
1,100000	32,331
1,000000	29,381
0,900000	26,451
0,800000	23,362
0,700000	20,552
0,600000	17,634
0,500000	14,690
0,400000	11,756
0,300000	8,817
0,200000	5,878
0,100000	2,936

Tabela 4.13 – Influência da variação do módulo de elasticidade no valor da pressão crítica.

Gráfico comparativo:

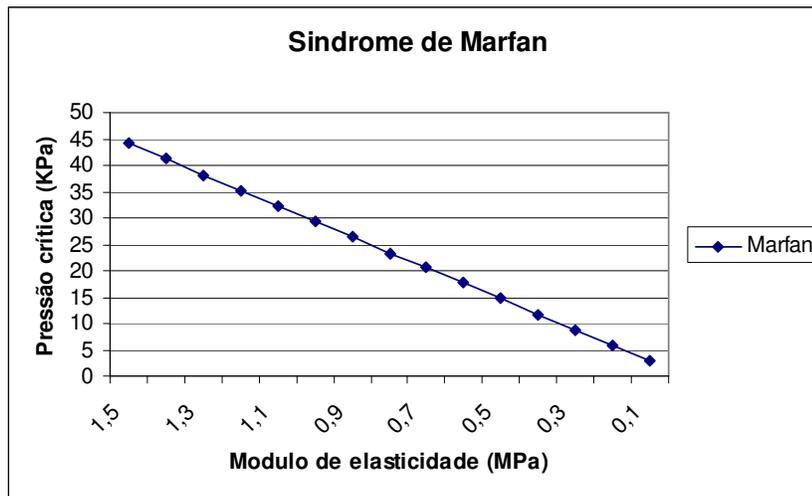


Figura 4.22 – Gráfico comparativo da influência da variação do módulo de elasticidade no valor da pressão crítica

Pela análise do gráfico anterior observamos que a pressão crítica decresce de forma linear com o decréscimo do módulo de elasticidade.

4.5. Equação constitutiva proposta por Delfino

Delfino propôs a seguinte equação constitutiva para a artéria carótida:

$$\psi = \frac{a}{b} \cdot \left\{ e^{\left[\frac{b}{2} (t_1 - 3) \right]} - 1 \right\} \quad (4.3)$$

onde: $a = 22400$ [Pa] e $b = 16,7$ [-]

Foi realizada uma investigação numérica utilizando-se esta equação constitutiva para a geometria da aorta.

Na análise numérica encontramos uma pressão crítica de $3,1216 \cdot 10^{16}$ Pa, que ainda não é a pressão crítica, mas só foi possível realizar a análise até este ponto. Tomando esta pressão como referência, concluímos que a equação constitutiva proposta por Delfino não se aplica a este tipo de análise, pois o corpo humano não seria capaz de chegar a níveis de pressão tão elevados.

5 Comparação entre os resultados numéricos e experimentais

5.1. Tubos de látex

A seguir serão apresentados os resultados e comparações realizadas no estudo de tubos cilíndricos de látex com espessura e raio constante.

5.1.1. Dados do tubo de látex

- diâmetro interno: 12 mm
- diâmetro externo: 16,5 mm
- comprimento entre as braçadeiras: 25 cm

5.1.2. Comparação entre os resultados da pressão crítica

A seguir são apresentados uma tabela e um gráfico comparativo do estudo numérico e experimental para a análise da pressão crítica (MPa).

Tabela comparativa:

Tipo de Ensaio	Tração		
	$\lambda = 1$	$\lambda = 1,1$	$\lambda = 1,2$
Experimental	0,083	0,082	0,081
Neo-Hookeano	0,1097	0,1049	0,0984
Mooney-Rivlin	0,0873	0,0824	0,0794

Tabela 5.1 – Comparação da pressão crítica numérica e experimental

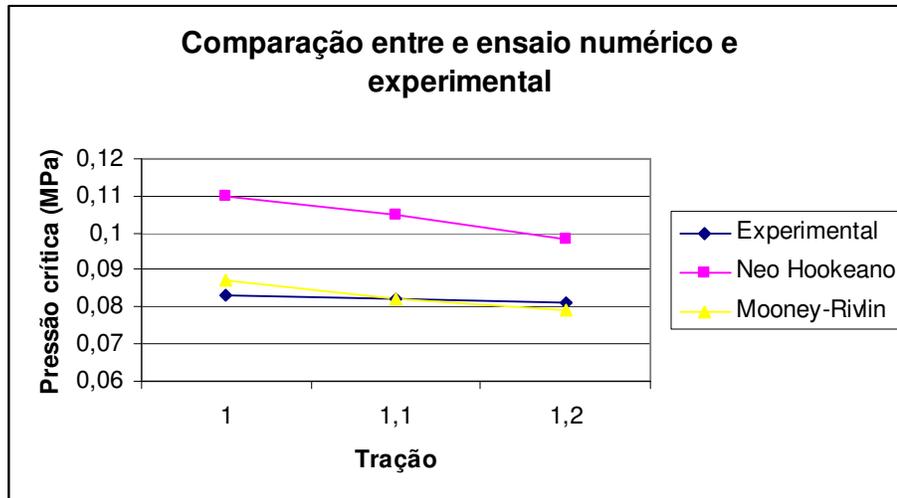


Figura 5.1 – Gráfico comparativo da pressão crítica numérica e experimental

Pela análise do gráfico anterior podemos observar que a modelagem numérica que mais se aproximou dos resultados experimentais foi a que utilizou o material de Mooney-Rivlin.

A modelagem do material Neo-Hookeano também foi muito satisfatória. Para o material Ogden os resultados não foram próximos dos resultados experimentais e das outras duas análises numéricas.

5.1.3.

Comparação entre os resultados do diâmetro do bulbo

A seguir são apresentados uma tabela e um gráfico comparativo dos estudos numérico e experimental para o diâmetro do bulbo.

Tabela comparativa:

Tipo de Ensaio	Tração		
	$\lambda = 1.0$	$\lambda = 1.1$	$\lambda = 1.2$
Experimental	7,80	7,60	7,20
Neo-Hookeano	7,00	6,50	5,78
Mooney-Rivlin	6,87	6,33	5,51

Tabela 5.2 – Comparação entre os diâmetros experimentais e numéricos

Gráfico comparativo:

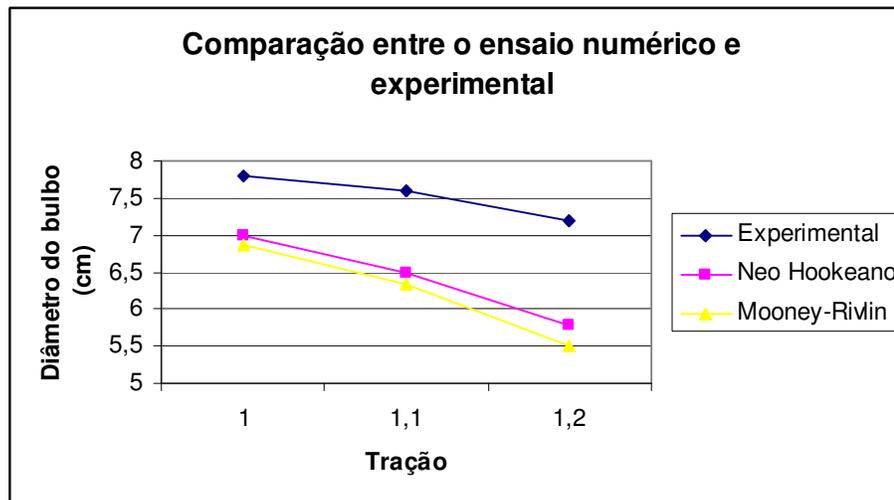


Figura 5.2 – Comparação entre os diâmetros experimentais e numéricos

5.2 Resultados dos tubos de silicone

A seguir serão apresentados os resultados e comparações realizadas no estudo de tubos de silicone com espessura e diâmetro variáveis ao longo do tubo cilíndrico.

5.2.1. Dados do tubo de silicone

- diâmetro interno da parte inferior: 2,3 cm
- diâmetro externo da parte inferior: 2,8 cm
- diâmetro interno da parte superior: 2,8 cm
- diâmetro externo da parte superior: 3,8 cm
- comprimento entre as braçadeiras: 40 cm

5.2.2. Comparação entre os resultados da pressão crítica

A seguir serão apresentados uma tabela e um gráfico comparativos dos estudos numérico e experimental para a análise da pressão crítica.

Tabela comparativa:

Tração	$\lambda = 1,0$	$\lambda = 1,1$
Resultado experimental (KPa)	13,020	11,200
Resultado numérico (KPa)	7,897	7,771

Tabela 5.3 – Pressão crítica experimental e numérica para tubos de silicone

Gráfico comparativo:

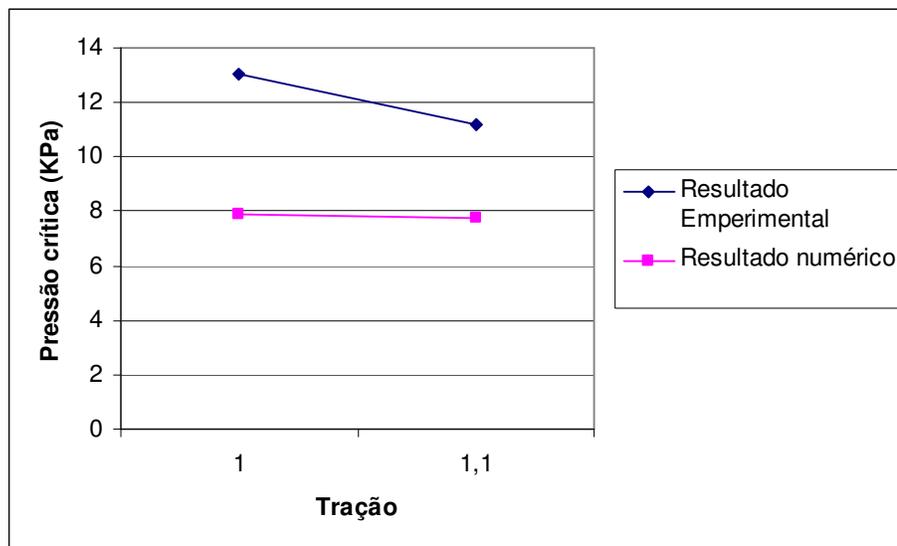


Figura 5.3 – Pressão crítica experimental e numérica para tubos de silicone

Tendo em vista as imperfeições que ainda observamos na elaboração do tubo de silicone, a comparação destes resultados é somente qualitativa.

6 Conclusões

6.1. Conclusões dos ensaios experimentais

A repetição do ensaio em um mesmo tubo provocou diminuição da pressão crítica e o bulbo apareceu sempre no mesmo local, em função das imperfeições permanentes criadas no local onde surgiu o bulbo na primeira pressurização.

A velocidade de inserção da água não influenciou na pressão crítica, desde que o escoamento fosse laminar, porém nos ensaios com velocidade média e lenta o bulbo se formou a meia altura e na parte inferior respectivamente.

No estudo de tubos de látex com diferentes níveis de tração foi constatado que, quando o tubo não era tracionado, ocorria uma pequena flambagem antes da formação do bulbo, e que após pressurizações sucessivas no mesmo tubo, ocorria decréscimo na pressão crítica. Este mesmo fenômeno ocorreu nos tubos tracionados onde não houve flambagem inicial: o volume do bulbo foi cada vez menor com o aumento da tração e as pressões críticas foram menores nas pressurizações que sucederam a primeira.

Nos tubos de látex com pré-condicionamento houve uma flambagem mais acentuada precedendo a formação do bulbo, assim como os volumes dos bulbos foram menores, mas sempre formados na parte inferior do tubo.

Observamos que o local de formação do bulbo variou de acordo com as imperfeições do tubo de látex.

Nos tubos de silicone ocorreu uma acentuada flambagem antes da formação do bulbo, o que não aconteceu de forma abrupta, como nos tubos de látex. O fato do tubo de silicone ter apresentado grande flambagem deve-se possivelmente ao fato de sua secção transversal apresentar imperfeições locais devido ao processo de fabricação.

6.2. Conclusões da análise numérica

Verificamos que, para os tubos de látex com diâmetro e espessura constante ao longo de seu comprimento, o bulbo foi formado na parte central do tubo, pelo fato do material ensaiado ser homogêneo.

Quando foi realizada a primeira aproximação da geometria arterial, mantendo-se a espessura constante e aumentando-se o diâmetro superior do tubo de látex, foi verificado que o bulbo se formava na parte superior do tubo. Isso devido ao fato da parte superior apresentar maior diâmetro. Quanto maior o diâmetro, menor a pressão crítica necessária à formação do bulbo.

Quando foi realizada a análise numérica utilizando a geometria do tubo de silicone, verificou-se que a formação do bulbo ocorreu na parte inferior do tubo.

A experiência nos mostrou que cerca de 80% dos casos de aneurismas da aorta ocorrem na aorta abdominal infra-renal, concluímos que a variação da espessura ao longo da aorta é fundamental a este processo, pois quando a espessura é constante ao longo da aorta o aneurisma forma-se na parte superior.

Verificamos que o valor da pressão crítica para a análise numérica da aorta, onde foi utilizado o módulo de elasticidade da veia cava esta em concordância com a pressão arterial humana.

6.3. Trabalhos futuros

Com o objetivo de tornar o modelo numérico mais próximo do comportamento real da formação dos aneurismas será necessário:

- conhecer melhor o comportamento de cada uma das camadas da aorta
- realizar estudos utilizando-se materiais ortotrópicos
- realizar estudos utilizando-se imperfeições no material

7

Referências Bibliográficas

- [1] Alexander, H., 1970, “**The Tensile Instability of Inflated Cylindrical Membrane as Effected by an Axial Load**”, International Journal of Engineering Science, Vol.5, pp. 177-193.
- [2] A. Delfino, N. Stergiopoulos, J.E. Moore and J.-J. Meister, **Residual strain effects on the stress field in a thick wall finite element model of the human carotid bifurcation**. J. Biomech. 30 (1997) 777-786.
- [3] Chen, Y., 1995, “Stability and Bifurcation of Inflated Cylindrical Elastic Membranes”, In: Corneliusson, A.H., Shield, R.T., 1961, “**Finite Deformation of Elastic Membranes with Application to the Stability of an Inflated and Extended Tube**”, Archive for Rational Mechanics and Analysis, Vol.7, pp. 273-304.
- [4] Gent, A.N., 2004, “**Elastic instabilities in rubber**”, International Journal of Non-Linear Mechanics.
- [5] Godoy, L.A., Idelshon, S.R., Laura, P.A.A., Mook, D.T. (Eds.). **Applied Mechanics in the Americas**, Vol.1, pp. 404-409.
- [6] Green, A.E., Adkins, J.E., 1960, “**Large Elastic Deformations and Non-Linear Continuum Mechanics**”, Clarendon Press, Oxford.
- [7] Haseganu, E.M., Steigmann, D.J., 1994, “**Theoretical Flexure of a Pressurized Cylindrical Membrane**”, International Journal of Solids and Structures, Vol.31, pp. 27-50.
- [8] Haughton, D.M., 1996, “Axially elastic membranes subjected to fluid loads”, IMA Journal of Applied Mathematics, Vol.56, pp. 303-320.
- [9] Haussy B and Ganghoffer J, 2002, “An orthotropic hyperelastic model of cylindrical thick shells under pressure: application to the modeling of aneurysm”, 15th ASCE Engineering Mechanics Conference, New York.

- [10] Hibbit, Karlsson & Sorensen, 2001, “ ABAQUS Standard User's Manual: Version 6.2”.Lopes, S. R. X., 2003, “**Comportamento Não-Linear e Instabilidade de Membrana e Cascas Hiperelásticas**”, Dissertação de Doutorado, PUC-Rio.
- [11] Koullias, G., Modak, R., Tranquilli, M., Korkolis, D.P., Barash, P., Elefteriades, J.A., 2005, “**Mechanical deterioration underlies malignant behavior of aneurysmal human ascending aorta**”, The Journal of Thoracic And Cardiovascular Surgery.
- [12] Kyriakides S and Chang YC, 1991, “**The initiation and propagation of a localized instability in an inflated elastic tube**”, Int. J. Solids and Structures, Vol.27, No.9, pp. 1085-1111.
- [13] Ogden, R.W., 2003, “Nonlinear Elasticity, Anisotropy, Material Stability and Residual stresses in Soft Tissue”, Biomechanics of Soft Tissue in Cardiovascular Systems.
- [14] Pamplona, D., Bevilacqua, L., 1992, “**Large Deformations under Axial Force and Moment Load of Initially Flat Membranes**”, International Journal of Non-Linear Mechanics, Vol.27, pp. 639-650.
- [15] Pamplona, D., Gonçalves, P.B., Davidovich, M. and Weber, H.I., 2001, “**Finite Axisymmetric Deformations of an Initially Stressed Fluid-Filled Cylindrical Membrane**”, International Journal of Solids and Structures, Vol.38, pp. 2033-2047.
- [16] Pamplona, D., Gonçalves, P.B., Lopes, S.R.X., 2005, “**Finite Deformations and Instabilities of Stressed Cylindrical Membranes under Internal Pressure**”, 13th International Workshop on Dynamics & Control.
- [17] Tang D, Chung Y, Huang Y and Ku DN, 1999, “**Wall stress and strain analysis using a three-dimensional thick-wall model with fluid-structure interactions for blood flow in carotid arteries with stenoses**”, Computers and Structures, Vol.72, pp. 341-356.

Apêndice 1:

Observações complementares sobre os ensaios em tubos de látex.

Observações sobre o ensaio 1:

- O bulbo se formou na parte inferior do tubo, após pequena flambagem.
- O decréscimo da pressão crítica foi semelhante aos ensaios anteriores; com uma queda de aproximadamente 5,8% nas primeiras pressurizações e nas pressurizações seguintes a pressão crítica ficou praticamente constante (com pequenas quedas nas demais pressurizações).
- A média dos volumes foi de 352 ml.

Observações sobre o ensaio 2:

- O bulbo se formou na parte inferior do tubo e observou-se pequena flambagem.
- O decréscimo médio da pressão crítica foi de aproximadamente 3,6%, acompanhado de posterior estabilização em 0,08 MPa.
- A média dos volumes foi de 384,4 ml.

Observações sobre o ensaio 3:

- O bulbo se formou na parte inferior do tubo e observou-se pequena flambagem.
- O decréscimo médio da pressão crítica foi de aproximadamente 4,7%, acompanhado de posterior estabilização em 0,08 MPa; semelhante aos ensaios com pré-condicionamento.

A média dos volumes foi de 352 ml.

Observações sobre o ensaio 4:

- O tubo de látex não flambou e o bulbo se formou junto à base do tubo de látex.
- O decréscimo médio de pressão crítica foi de aproximadamente 4,9%.
- A média dos volumes foi de 330,6 ml.

Observações sobre o ensaio 5:

- O tubo não flambou e o bulbo se formou no meio do tubo de látex.
- O decréscimo médio da pressão crítica foi de aproximadamente 6,1%.
- A média dos volumes foi de 292 ml.

Observações sobre o ensaio 6:

- O tubo não flambou e se formou na parte inferior do tubo de látex.
- O decréscimo médio da pressão crítica foi de aproximadamente 7,2%.
- A média dos volumes foi de 256 ml.

Observações sobre o ensaio 7:

- O bulbo se formou na parte inferior do tubo de látex.
- O decréscimo médio da pressão crítica foi da ordem de 4,8%.
- A média dos volumes foi de 252 ml.

Observações sobre o ensaio 8:

- O bulbo se formou na parte inferior do tubo de látex.
- O decréscimo médio da pressão crítica foi da ordem de 3,7%.
- A média dos volumes foi de 267 ml.

Observações sobre o ensaio 9:

- O bulbo se formou na parte inferior do tubo de látex.
- O decréscimo médio na pressão crítica foi da ordem de 6%.
- A média dos volumes foi de 267 ml.

Observações sobre o ensaio 10:

- O bulbo se formou no meio do tubo, depois de acentuada flambagem do tubo de látex.
- O decréscimo da pressão crítica foi de aproximadamente 3,6% após a segunda pressurização.
- A média dos volumes foi de 253 ml.

Observações sobre o ensaio 11:

- Bulbo se formou na parte inferior do tubo, depois de acentuada flambagem do tubo de látex.
- A pressão crítica decresceu em aproximadamente 3,6% após a primeira pressurização.
- A média dos volumes foi de 246 ml.

Observações sobre o ensaio 12:

- O bulbo se formou no meio do tubo, depois de acentuada flambagem do tubo de látex.
- A pressão crítica decresceu em aproximadamente 4,7% após a primeira pressurização.
- A média dos volumes foi de 267 ml.

Observações sobre o ensaio 13:

- O bulbo se formou na parte inferior do tubo de látex que se flambou pouco.
- O decréscimo médio de pressão crítica foi de aproximadamente 4,8%.
- A média dos volumes foi de 270 ml.

Observações sobre o ensaio 14:

- O bulbo se formou na parte inferior do tubo de látex que se flambou pouco.
- O decréscimo médio da pressão crítica foi de aproximadamente 6%.
- A média dos volumes foi de 292 ml.

Observações sobre o ensaio 15:

- O bulbo se formou na parte inferior do tubo de látex que se flambou pouco.
- O decréscimo médio da pressão crítica foi de aproximadamente 4,7%.
- A média dos volumes foi de 302 ml.

Observações sobre o ensaio 16:

- O bulbo se formou na parte inferior do tubo de látex.
- O decréscimo médio foi da ordem de 7,1%.
- A média dos volumes foi de 271 ml.

Observações sobre o ensaio 17:

- O bulbo se formou na parte inferior do tubo de látex.
- O decréscimo médio da pressão crítica foi de aproximadamente 8,3%
- A média dos volumes foi de 278 ml.

Observações sobre o ensaio 18:

- O bulbo se formou na parte inferior do tubo de látex.
- O decréscimo médio da pressão crítica foi de aproximadamente 8,4%
- A média dos volumes foi de 271 ml.

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)