

# Mecânica de Aneurismas da Aorta Abdominal: Análise Numérica e Experimental

Djenane C. Pamplona, Luciano de Almeida Ferreira, Guilherme R. de Paula, Stefane Xavier Lopes, Lucas Boabaid Ibrahim. Departamento de Engenharia Civil, PUC-Rio, e-mail: srx.lopes@uol.com.br

## Introdução

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 de aorta. São ameaças silenciosas, pois a artéria se dilata sem causar dor. A maioria das pessoas descobre ter aneurisma quando se submete a exames de rotina. Na maioria das vezes, a dor se manifesta apenas quando o aneurisma sofre ruptura ou dissecação. As rupturas, em geral, matam instantaneamente.

Os aneurismas da aorta abdominal, quando não operados, podem provocar complicações como a trombose aguda, embolia arterial, corrosão de corpo vertebral e compressão de estruturas vizinhas. Entretanto, a complicação mais temida dos aneurismas é a ruptura.

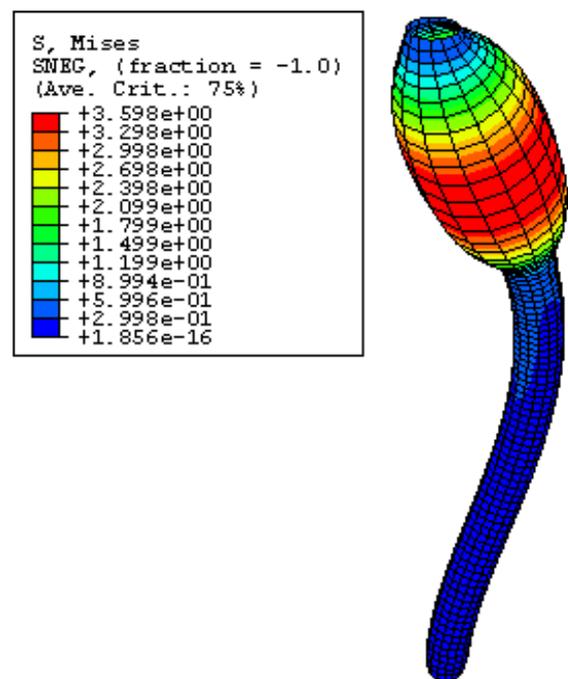
Este artigo apresenta a análise numérica e experimental da mecânica da formação de aneurismas na aorta abdominal. Para a análise numérica utiliza-se o código de elementos finitos ABAQUS (Hibbitt et al., 2001) com elementos de casca e material incompressível, homogêneo e isotrópico. A análise experimental é realizada em tubos de silicone com a geometria da aorta fabricados no Laboratório para este fim.

## Análise numérica do tubo de silicone com a geometria da aorta abdominal

Realiza-se a análise numérica para tubos de silicone com a mesma geometria utilizada na análise experimental, i.e., com a geometria aproximada da aorta abdominal, discretizada por uma malha de 1805 elementos finitos do tipo S4R (quadrilátero com integração reduzida) e 1916 nós.

Primeiramente, aplica-se tração no tubo, seguida de acréscimo na pressão interna através de incrementos crescentes. Neste último passo, a pressão interna aumenta até atingir a pressão crítica, determinada pela perda de estabilidade do tubo. Para um tubo de silicone tracionado de 10%, determina-se

pressão crítica de 7,771 KPa, sendo a tensão trativa máxima no tubo 139,54 KPa.



**Figura 1: Configuração final do tubo de silicone para uma tração de 10%.**

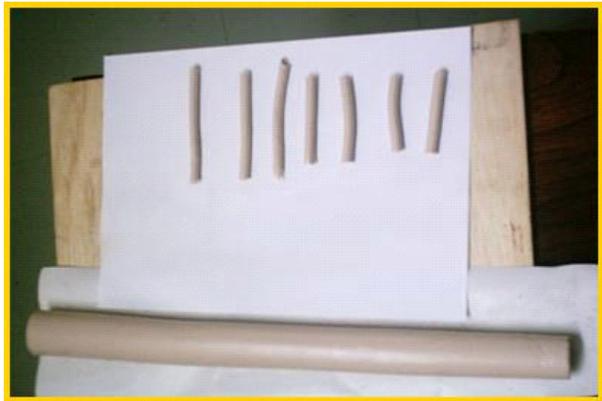
## Análise experimental do tubo de silicone com a geometria da aorta abdominal

Para a confecção dos tubos foi utilizada a borracha de silicone B1, DU LÁTEX – Produtos Industriais Ltda. Após a realização de diversos testes de tração em corpos de prova cilíndricos com 0,8 cm e 0,5 cm de diâmetros externo e interno respectivamente, fabricados com diferentes concentrações de catalisador foi escolhida a concentração de 0,5% de catalisador para a massa total de silicone. Este ensaio tem o objetivo de determinar a constante elástica do material a ser empregado na análise numérica.

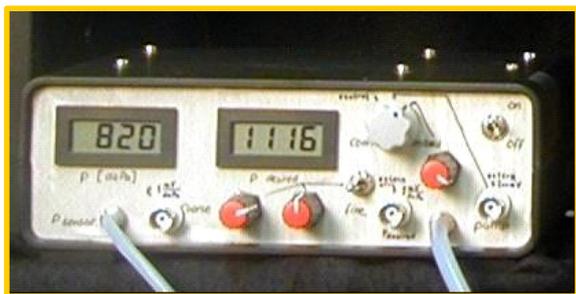
A artéria de silicone fabricada para a análise tem as seguintes dimensões (Simão da Silva e outros, 1999): diâmetros interno e externo da parte inferior: 2,3 e 2,8 cm; diâmetros

interno e externo da parte superior: 2,8 e 3,8 cm e comprimento de 40 cm, Fig. 2.

Se fixa o tubo de silicone com braçadeiras plásticas, por suas extremidades, nos bocais de um aparato metálico. A distância entre as braçadeiras corresponde ao comprimento inicial do tubo de silicone a ser ensaiado. O tubo de silicone é então tracionado ao regular-se a altura do suporte metálico.



**Figura 2: Corpos de prova e tubo de silicone.**



**Figura 3: Aparato desenvolvido para bombeamento suave, registro e controle da pressão interna.**

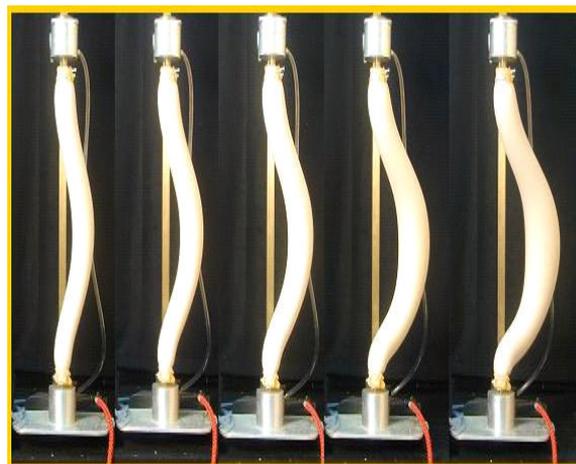
Através de bombeamento suave, por meio de aparato desenvolvido especialmente para este objetivo, Fig. 3, aumenta-se a pressão interna.

A pressão interna é aumentada até que o bulbo (simulação do aneurisma) se forme, sendo esta pressão registrada e considerada a pressão crítica. Após a formação do bulbo, apesar de ser dada continuidade ao bombeamento, ocorre decréscimo da pressão interna até sua estabilização.

#### **Discussão e conclusão**

Uma diferença máxima de 31% foi encontrada na comparação das pressões críticas obtidas numérica e

experimentalmente, nas diversas análises que foram realizadas em diferentes tubos.



12,35 12,78 13,02 12,72 11,72

**Figura 4 – Seqüência da pressurização do tubo de silicone com tração de 10%, pressões em (KPa).**

Esta diferença nos resultados deve-se certamente às imperfeições observadas nos tubos confeccionados. Estes são os resultados de uma pesquisa que se inicia. A fabricação de um novo molde permitirá a obtenção de tubos mais perfeitos. Após a realização da análise experimental o tubo será seccionado e medido e sua geometria (mesmo que imperfeita) será utilizada no modelo numérico. Após esta validação numérico-experimental em silicone, a análise numérica será realizada com as equações constitutivas para a aorta recentemente publicadas na literatura (Holzapfel, 2006) e (Sacks, 2006).

#### **Referências bibliográficas**

- Hibbit, Karlsson & Sorensen, 2001, ABAQUS Standard User's Manual: Version 6.2.
- Erasmio Simão da Silva et al, "Variation of infrarenal aortic diameter: A necropsy study", J. of Vascular Surgery, Vol. 29-5, pp. 920-927, 1999.
- Holzapfel, G.A, "A New Constitutive Framework for Arterial Wall Mechanics and a Comparative Study of Material Models", a ser publicado J. of Biomechanics, 2006.
- Sacks M.S., 2006, "The effects of aneurysms on the biaxial mechanical behavior of human abdominal aorta" a ser publicado no J. of Biomechanics, 2006.