

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

Lucas Boabaid Ibrahim, Djenane C. Pamplona, Guilherme R. de Paula Departamento de Engenharia Civil, PUC-Rio, e-mail: lucas.civ@gmail.com

Introdução

As doenças cardíacas são as principais causas de mortalidade nos países desenvolvidos. Podem ocorrer em consequência de defeitos congênitos, infecções, estreitamento das artérias coronárias, hipertensão ou alterações no ritmo cardíaco. Denomina-se aneurisma a uma dilatação permanente de uma artéria ou veia. Os aneurismas podem receber diferentes nomes segundo sua forma. Aneurisma sacular é o que tem forma de saco ou bolsa. Aneurisma fusiforme é o que tem forma de fuso. Aneurisma cilíndrico é aquele em que a dilatação se faz por igual, dando-lhe a forma de um cilindro. Algumas vezes o nome é dado de acordo com a causa do aneurisma, por exemplo, aneurisma arteriovenoso é o que ocasiona a comunicação entre artéria e veia, fazendo com que os sangues se misturem. O angioma cerebral é um tipo de aneurisma arteriovenoso que se desenvolve no cérebro. Os aneurismas podem se formar em qualquer vaso do corpo, porém formam-se mais comumente nos vasos do encéfalo e na aorta, a nossa principal e maior artéria.

A aorta é diretamente ligada a uma das cavidades do coração. O coração lança o sangue oxigenado através da aorta e de seus numerosos ramos, para quase todas as partes do corpo.

Os aneurismas que atingem a aorta são os mais perigosos. A cada ano mais de 15 mil pessoas morrem nos Estados Unidos em consequência de aneurismas, número superior ao de mortes provocado pela AIDS.

Estes aneurismas são traiçoeiros, pois são silenciosos. O vaso pode formar um bulbo sem que o paciente sinta dor, de um modo geral eles são descobertos quando o paciente está fazendo exames para outra enfermidade.

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 aproximada da aorta descendente, fabricados no Laboratório para este fim.

Análise experimental do tubo de silicone com a geometria da aorta descendente

Para a confecção dos tubos foi utilizada a borracha de silicone AAD, DU LÁTEX – Produtos Industriais Ltda. Com o intuito de escolher o silicone que se comportasse qualitativamente com a aorta humana foram testados diversos corpos de prova cilíndricos com 13,4 mm de diâmetro e 12,5 cm de comprimento, fabricados com diferentes concentrações de catalisador. Foi escolhida a concentração de 0,5% de catalisador

para a massa total de silicone. O ensaio de tração tem como objetivo de determinar a relação tensão-deformação do material e com isso permitir a caracterização do mesmo, através do ABAQUS.

A artéria de silicone fabricada para a análise tem as seguintes dimensões (Simão da Silva e outros, 1999), comprimento de 40 cm, diâmetros interno e externo da parte inferior: 2,3 e 2,8 cm, respectivamente, diâmetros interno e externo da parte superior: 2,8 e 3,8 cm, respectivamente, Fig. 1.

O tubo de silicone é fixado com braçadeiras plásticas, em 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.

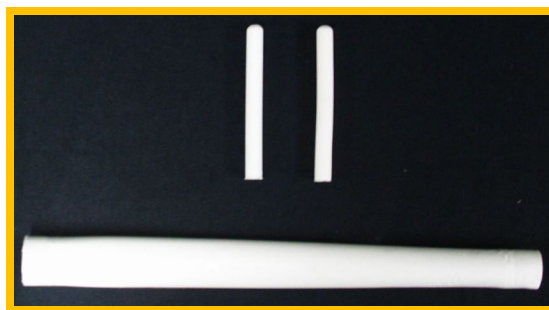


Figura 1: Corpos de prova e tubo de silicone.

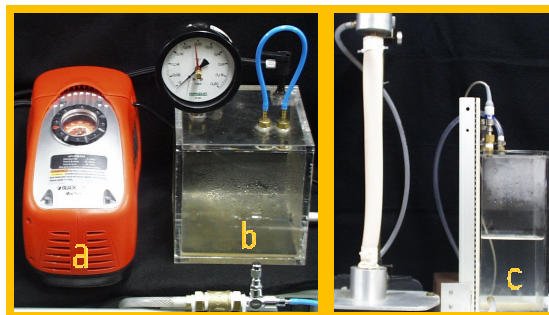


Figura 2: Aparato desenvolvido para bombeamento suave, registro e controle da pressão interna, pressurizador(a), recipiente primário (b), recipiente com água sob pressão(c).

Primeiramente, aplica-se tração no tubo, seguida da pressurização do recipiente (a), através da abertura da válvula de ligação. Incrementa-se suavemente a pressão do recipiente (b), onde é realizada a aferição da mesma (que é a mesma do interior da artéria), por meio do transdutor de pressão ligado ao sistema de aquisição de dados National que são visualizados no computador via Labview.

A pressão interna é aumentada até atingir um valor máximo, pressão crítica, após a qual apesar do aumento do volume do bulbo formado (simulação do aneurisma) a pressão se mantém constante. Os resultados, assim com a pressão crítica, podem ser observados na Figura 3.



Figura 3: Seqüência da pressurização do tubo de silicone sem tração, pressões em (mmHg).

Análise numérica do tubo de silicone com a geometria da análise experimental

Utilizando os resultados do ensaio de tração nos corpos de prova e o programa de elementos finitos ABAQUS caracterizou-se o silicone obtido como sendo de Ogden de terceira ordem, W,

$$W = \sum_{i=1}^n \mu_n \frac{(\lambda_1^{\alpha_n} + \lambda_2^{\alpha_n} + \lambda_3^{\alpha_n} - 3)}{\alpha_n} \quad (1)$$

onde: λ_i são as extensões principais com os seguintes parâmetros elásticos, e $\mu_1 = 7,88 \text{KPa}$, $\mu_2 = -0,82 \text{KPa}$, $\mu_3 = 37,77 \text{KPa}$, $\alpha_1 = 4,12$, $\alpha_2 = 5,49$, $\alpha_3 = 0,4$, são as constantes obtidas através do ABAQUS para o funcional de energia de Ogden.

Discretiza-se a geometria da aorta descendente, por uma malha de 1330 elementos finitos do tipo S4R (quadrilátero com integração reduzida). Primeiramente, aplica-se tração no tubo, seguida de acréscimo na pressão interna através de incrementos crescentes. A pressão interna aumenta até atingir a pressão crítica, determinada pela perda de estabilidade do tubo. Para um tubo de silicone não traçado, do material acima descrito, determinou-se a pressão crítica de 69,97 mmHg, fig. 4.

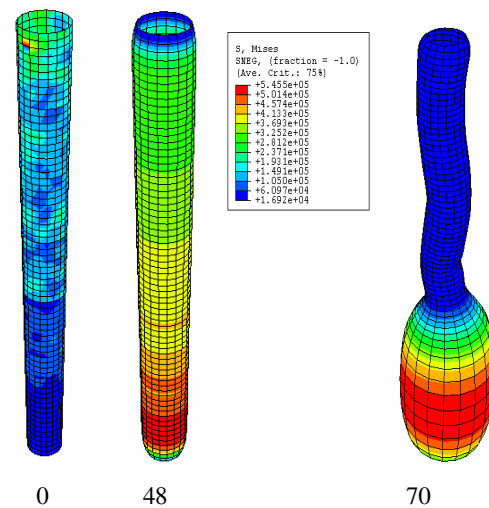


Figura 4: Seqüência da pressurização do tubo de silicone sem tração, pressões em (mmHg).

Discussão e conclusão

Os resultados encontrados, até agora, nesta etapa, são encorajadores, havendo uma discrepância máxima na comparação da pressão crítica entre resultados numéricos e experimentais de 4,1%. Verificou-se o fenômeno observado pelos médicos que o aneurisma se forma na parte inferior da aorta descendente, i.e., na aorta abdominal, mesmo sem a existência de placas.

A diferença encontrada entre os resultados numéricos e experimentais deve-se provavelmente ‘as imperfeições da aorta fabricada artesanalmente.

Futuramente, além de um estudo detalhado da influência de imperfeições na pressão crítica, será feita a análise numérica de uma aorta humana utilizando as propriedades elásticas da artéria, suas camadas e ortotropia, assim como a análise dinâmica considerando a interação fluido-estrutura.

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.
- Erasmão Simão da Silva et al, “Variation of infrarenal aortic diameter: A necropsy study”, J. of Vascular Surgery, Vol. 29-5, pp. 920-927, 1999.
- 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.
- G.A. Holzapfel, T.C. GASSER, R.W Ogden, “A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models”, *Journal of Elasticity*, Vol.61, pp. 1-48, (2000).
- J. V. Geest, M. Sacks, D. Vorp, “A planar biaxial constitutive relation for the luminal layer of intraluminal thrombus iabdominal aortic aneurysms”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 39, pp. 2347-2354, (2006).