

ANÁLISE DE RIGIDEZ DA PAREDE DE UM TUBO DE LÁTEX PARA SIMULAÇÃO DA FORMAÇÃO DE ANEURISMAS NA ARTÉRIA AORTA

Primeiro Autor: Andrei Caero Vieira, andreicaero@hotmail.com

Segundo Autor: Márcio Antônio Bazani, bazani@dem.feis.unesp.br

Terceiro Autor: Danilo Agostini Machado, daniloagostini@gmail.com

Quarto Autor: Amarildo Tabone Paschoalini, tabone@dem.feis.unesp.br

Resumo. O bom entendimento dos mecanismos de formação de aneurismas é de grande importância médica pelo fato de que essa enfermidade apresenta um desenvolvimento lento e por isso é de difícil diagnose. Neste trabalho será analisado a rigidez de parede de um tubo de latex instalado em um aparato experimental que consiga simular condições de circulação sanguínea através da artéria aorta, e posteriormente comparar com os valores da literatura afim de verificar se o material empregado é eficaz em reproduzir a rigidez da artéria aorta sob condição de fluxo pulsátil.

Palavras chave: Aneurisma, Artéria Aorta, Rigidez, Bioengenharia

1. Introdução

1.1. Sistema Circulatório

De acordo com <http://www.anatomiadocorpo.com/sistema-circulatório>, o Sistema Circulatório Humano, Fig.(1a) divide-se em Coração e Vasos Sanguíneos. Sua principal função é promover o transporte substâncias através do organismo (nutrientes da digestão, gases da respiração). Além disso ele faz a distribuição de anticorpos e por ele também circulam plaquetas responsáveis pela coagulação sanguínea; ainda funciona como transportador de calor das diversas regiões do corpo até a superfície da pele. Com relação a circulação propriamente dita, ela pode ser classificada em grande circulação ou pequena circulação. Aqui nos interessa a grande circulação que é a circulação que envolve o sangue passando pelo coração e o sistema periférico.

Definindo o início do ciclo a partir do coração, Fig.(1b), temos que este é dividido em dois lados, direito e esquerdo, cada qual com duas câmaras internas, sendo elas dois átrios e dois ventrículos. Os átrios são separados dos ventrículos por válvulas, mitral e tricúspide, que impedem o refluxo do sangue, e os dois lados não possuem conexão. O sangue rico em oxigênio vindo dos pulmões chega ao coração pelas veias pulmonares alcançando o átrio esquerdo, de lá passando pela válvula mitral e indo para o ventrículo esquerdo. O coração então ao se contrair (sístole) bombeia o sangue para todo o corpo. Ao sair do coração, o sangue passa pelas artérias que se ramificam em arteríolas e em seguida capilares, que são os vasos com menores calibres onde acontecem efetivamente a trocas celulares por meio da difusão. Os capilares após receberem o conteúdo celular (resíduos, gás carbônico), confluem agora em vênulas e em seguida em veias que retornam ao coração pelas veias cava, superior e inferior chegando ao átrio direito. Do átrio direito o sangue passa pela válvula tricúspide, e chega ao ventrículo direito de onde é bombeado aos pulmões. A partir de então o ciclo se reinicia.

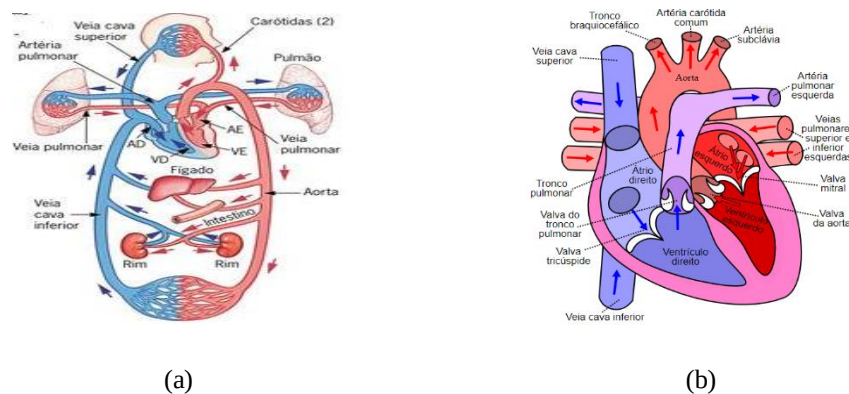


Figura 1. a) Esquema do Sistema circulatório humano. b) Representação esquemática de um coração humano em corte, <http://www.blogpsicologos.com.br/psicologia/genetica-fisiologia-humana>. Acesso em 04 set 2017

1.2. Pressão Sanguínea

A pressão sanguínea é a força exercida pelo sangue contra a parede do vaso e depende do volume de sangue dentro dele. É composta por duas fases principais: Sístole, que é a fase de maior pressão, e Diástole, quando não há entrada de sangue nas artérias. Em suma o coração se contrai na sístole e descansa na diástole. A unidade de medida comum de pressão sanguínea é o mmHg, e valores normais de pressão são da ordem de 120mmHg (sístole) e 80 mmHg (diástole).

1.3. Artéria Aorta

Os vasos sanguíneos arteriais são todos os vasos que saem do coração transportando sangue para outras regiões do corpo e, com exceção das artérias pulmonares, todas as artérias fazem o transporte de sangue rico em oxigênio (sangue arterial). Esses vasos são compostos por três tipos de camadas: túnica interna (em contato direto com o fluxo sanguíneo), túnica média, formada por células musculares lisas e tecido elástico, e túnica externa, formada por tecido conjuntivo.

A artéria aorta, Fig.(2), é a maior artéria do corpo humano; ela possui um diâmetro de cerca de 2,5 e 3,5 cm, e é dividida em região torácica e abdominal. A região torácica compreende a artéria aorta ascendente, primeira porção que está conectada ao ventrículo esquerdo; o arco aórtico e a aorta descendente que se prolonga até pouco acima do diafragma. Já a porção abdominal é formada pelas regiões suprarrenal (acima dos rins), justa renal e infra-renal (logo abaixo dos rins) onde se ramifica em duas outras artérias. Por estar logo após a saída do coração, as paredes da aorta experimentam os valores de pico da pressão cardíaca, necessitando assim de elevada elasticidade nas suas paredes. Segundo Čanić, et. al ,(2004) as paredes da aorta possuem rigidez de aproximadamente 10^5 Pascal e uma densidade de $1,1 \text{ Kg/m}^3$

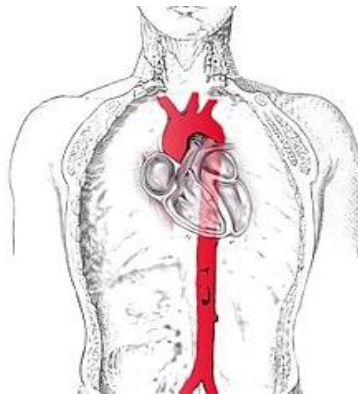


Figura 2. Representação esquemática da artéria aorta,
http://www.doutorcoracao.com.br/pacientes_sobre_seu_coracao_cirurgico. Acesso 05 set 2017.

1.4. Aneurismas

A atividade cardíaca de bombeamento promove adição de pressão ao sangue e assim às paredes dos vasos sanguíneos. Diversos fatores podem afetar a resistência das paredes desses vasos, por exemplo a idade do paciente, características genéticas, cenários de hipertensão (pressão sanguínea acima do normal), dentre outros. A Figura (3) ilustra um aneurisma.

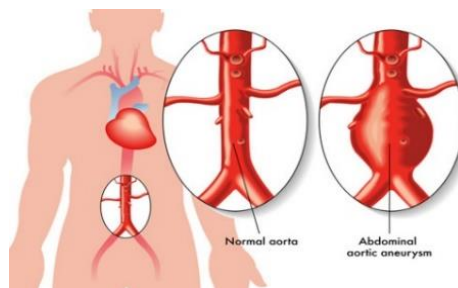


Figura 3. Ilustração de aneurisma da aorta,
<http://www.rtmagazine.com/2016/02/asthma-boosts-abdominal-aneurysm-rupture-risk..> Acesso em: 05 set 2017

Vasos sanguíneos com resistência reduzida acabam suscetíveis a desenvolvimento de aneurismas, que são dilatações da seção transversal acima de 50% do diâmetro normal, que podem vir a romper esses vasos acarretando sérias complicações ao paciente, e em alguns casos até chegar a óbito. Basicamente existem três tipos de aneurismas: fusiforme, sacular e pseudo-aneurisma como mostrado na Fig.(4).

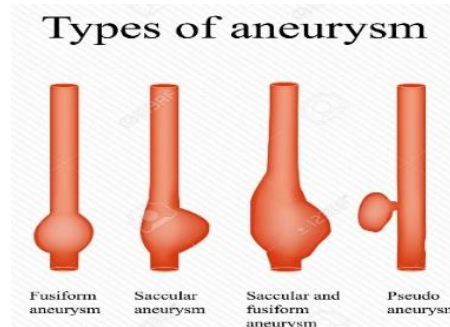


Figura 4. Ilustração dos tipos mais comuns de aneurismas, https://www.123rf.com/photo_50072664_stock-vector-aneurysm-types-aneurysm-infographics.html. Acesso em: 05 set 2017

1.5. Vaso de Pressão

A determinação experimental da rigidez das paredes do tubo de latex utilizado será aproximada por um modelo de vaso de pressão e fará uso da teoria já conhecida sobre o assunto. Um vaso de pressão corresponde à um invólucro de paredes cilíndricas ou esféricas onde o estado de tensão (em coordenadas cilíndricas ou esféricas) é dependente da pressão interna, do raio de curvatura da superfície e da espessura de parede.

De acordo com a teoria, o tensão circunferencial (σ_θ) é dada pela Eq.(1)

$$\sigma_\theta = \frac{pr}{t} \quad (1)$$

E o modulo de elasticidade é então:

$$E = \frac{\sigma_\theta}{\Delta r} r \quad (2)$$

Onde: Δr é a variação do raio médio da parede em função da aplicação da pressão
 r é o raio médio inicial.

1.6. Motivação do Trabalho

Contempladas as informações anteriores, este trabalho vem contribuir para o melhor entendimento do comportamento elástico das parede da artéria aorta quando submetidas ao fluxo sanguíneo e detectar como se dá a irregularidade e a perda da resistência desses vasos como forma de oferecer um instrumento de auxílio médico nos tratamentos e diagnósticos de doenças cardíacas associadas a formação de aneurismas, que devido à progressão lenta e geralmente assintomática só apresentam sintomas quando se rompem, exigindo portanto um bom conhecimento da relação entre as paredes dos vasos e o escoamento de sangue.

2. Desenvolvimento

Neste trabalho foi analisado um aparato experimental para simulação do fluxo sanguíneo através da artéria aorta descente, que consistia de um tubo de latex de comprimento $L=160\text{mm}$, diâmetro externo 21mm e espessura $t = 0,41\text{mm}$, por onde passava um fluxo pulsátil provido por um motor acoplado à um sistema came-seguidor. O experimento em questão serviu para defesa de tese de mestrado de MACHADO, D. A. - *Construção de um dispositivo de simulação de escoamento pulsátil em artérias* – (2010), tendo sido construído pelo mesmo autor.

Nesse sistema para conseguir a perda de carga, semelhante a queda de pressão em decorrência da circulação periférica, foi implantando um tubo de complacência ao circuito. O material usado para as tubulações foi o PVC e para o papel da artéria aorta usou-se um tubo de latex fabricado especialmente para o estudo. O líquido utilizado foi uma mistura com propriedades próximas a do sangue humano segundo MACHADO, M. R. et al, (2008).

O experimento seguiu de dois modos. No primeiro todas as válvulas de ajuste de vazão estavam parcialmente abertas, (ou seja a passagem do fluido estava limitado a abertura imposta as válvulas) exceto a válvula do tubo de complacência, e no segundo também abriu-se parcialmente a válvula de complacência, o que gerou um ligeiro aumento de pressão em comparação ao modo anterior. O aparato utilizado é mostrado na Fig.(5).

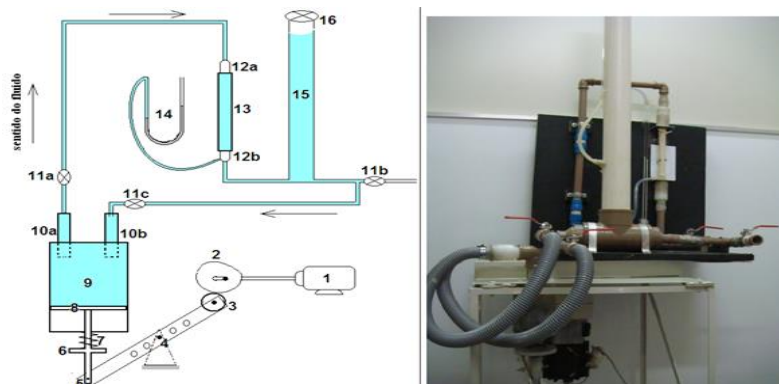


Figura 5. Bancada experimental objeto da análise, Machado D.A. (2010)

1-Motor (60 rpm, 0,5 C.V, e frequência de 60 Hz);	7-Mola;	12-Elemento de fixação do tubo de látex e entrada da tomada de pressão;
2-Came;1	8-Pistão;	13-Tubo de látex;
3-Seguidor de rolete;	9- Camisa do pistão;	14-Manômetro;
4- Apoio fixo com possíveis ajustes;	10-Válvula de entrada e saída da bomba de deslocamento positivo;	15- Tubo de complacência;
5- Articulação;	11- Válvulas de controle de saída do fluido e drenagem;	16-Válvula de ajuste da complacência
6- Base de fixação da mola;		

Acoplou-se um manômetro logo após a seção de teste para monitorar a pressão, e uma câmera foi instalada para registrar os deslocamentos radiais da parede do tubo, com auxílio de 3 pares de pontos espaçados igualmente para servirem como referencial, Fig.(6). Ligou-se então a bomba pulsátil e o líquido foi posto a circular pelo circuito estando todas as válvulas parcialmente abertas (exceto da válvula do tubo de complacência). Em seguida o líquido foi drenado do Sistema.

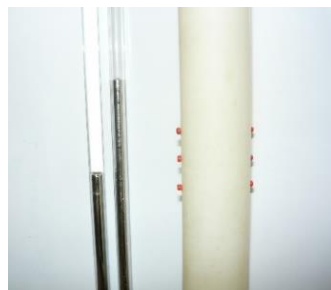


Figura 6. Tubo de latex com pares de pontos de referência (à direita) e manômetro (à esquerda). Machado D.A. (2010)

3. Resultados

Após o tratamento das imagens tiradas no decorrer do experimento obteve-se, com auxílio do software MATLAB gráficos dos comportamentos temporais dos deslocamentos e pressões ao longo da seção de teste. A Figura (7) representa a sobreposição de 300 quadros que retratam os deslocamentos radiais dos pares de ponto fixados na parede do tubo de látex num intervalo de tempo de 10 segundos. As letras A, B, C, D, E e F, se referem aos pontos de referência mencionados anteriormente.

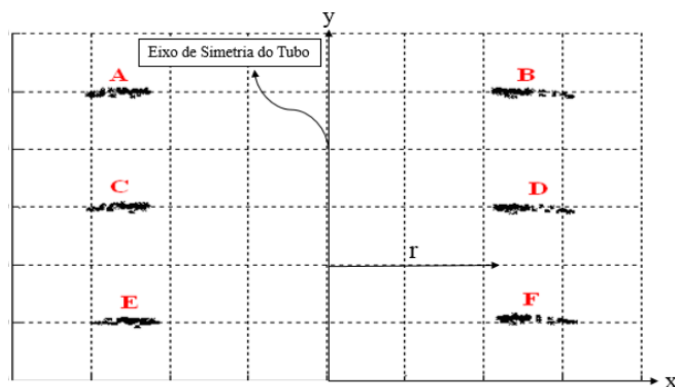


Figura 7. Sobreposição de 300 quadros dos deslocamentos radiais de pontos fixados do tubo. Machado D.A. (2010)

Os deslocamentos dos pares de pontos centrais ligados a parede e o comportamento da pressão indicada no manômetro para a circulação com válvulas parcialmente abertas com exceção da válvula de complacência são ilustrados na Fig.(8):

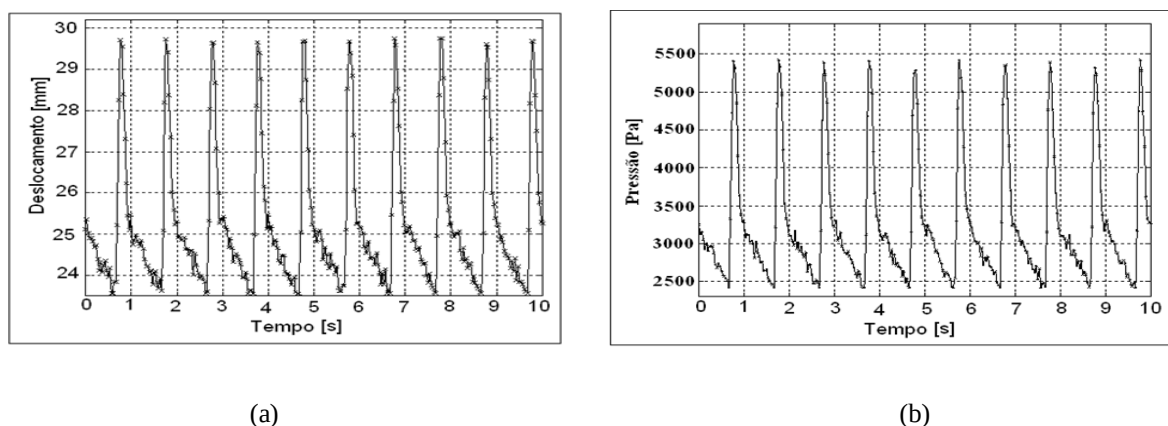


Figura 8. Deslocamentos (a) e pressões (b) dos pares de pontos centrais ao longo do tempo, (Machado D.A. 2010)

Tomando-se valores aleatórios de pressão e seus respectivos deslocamentos da Fig.(8), pode-se utilizar das eqs. (1) e (2) para estimar a rigidez experimental de parede do tubo. Os valores encontrados estão listados na Tab.(1).

Tabela 1: Valores experimentais tomados da Fig.(8) e respectivos módulos de elasticidade E da parede, Autor.

Tempo (s)	Pressão (Pa)	Diâm. Externo Final (mm)	Raio Méd. Final (mm)	Tensão σ_e (Pa)	Deformação	E (MPa)
0,8	5400	29,75	14,7	193214,63	0,424964	0,455
1	3250	25,3	12,4	98649,39	0,208839	0,472
1,5	2650	24	11,8	76235,98	0,145702	0,523
2	3200	25	12,3	95960,98	0,194269	0,494
2,8	5400	29,8	14,7	193543,90	0,427392	0,453
3,6	2450	23,8	11,7	69884,76	0,135988	0,514
4,7	4000	26	12,8	124829,27	0,242836	0,514
5	3250	25	12,3	97460,37	0,194269	0,502

Fazendo-se a media dos valores encontra-se um módulo de elasticidade media da parede do tubo de latex da ordem de $4,91 \times 10^5$ Pa. Valor que se enquadra a faixa de $10^5 < E < 10^6$ Pa segundo Canic (2004).

Os deslocamentos dos pares de pontos centrais ligados a parede e o comportamento da pressão indicada no manômetro para a circulação com válvulas parcialmente abertas inclusive a válvula de complacência são ilustrados na Fig.(9) e para estes valores a tensão e rigidez experimental da parede do tubo são conforme Tab. (2).

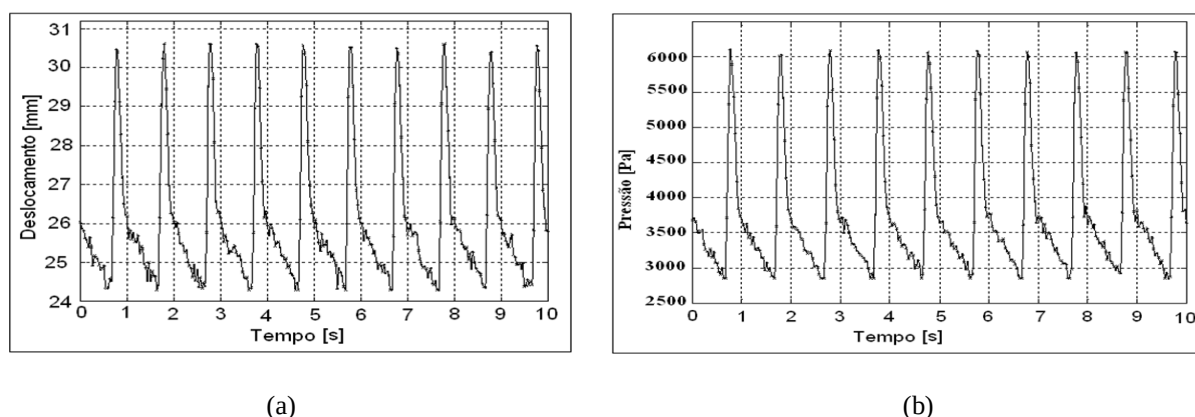


Figura 9: Deslocamentos (a) de pressões (b) dos pares de pontos centrais ao longo do tempo, (Machado D.A. 2010)

Tabela 2: Valores experimentais tomados da Fig.(9) e respectivos módulos de elasticidade E da parede, Autor

Tempo	Pressão (Pa)	Diâm. Externo Final (mm)	Raio Méd. Final (mm)	Tensão σ_e (Pa)	Deformação	E (MPa)
0,5	3000	24,5	12,0	88134,15	0,169985	0,518
0,8	6100	30,4	15,0	223096,34	0,456532	0,489
1,6	2900	24,4	12,0	84842,68	0,165129	0,514
2	3750	26,2	12,9	117942,07	0,252550	0,467
2,4	3200	24,6	12,1	94400,00	0,174842	0,540
3	3700	26	12,8	115467,07	0,242836	0,475
3,7	4500	27,5	13,5	148664,63	0,315687	0,471
5,8	5750	29,5	14,5	203984,76	0,412822	0,494

A media dos valores da rigidez para o segundo caso foi de $4,96 \times 10^5$ Pa, bastante próximo do resultado anterior.

Fazendo-se a análise dos valores experimentais de E em torno da media encontra-se um desvio padrão (Dp) de:

Dp = 0,0258 para o primeiro modo, Valor médio com confiança de 94,74%

Dp = 0,0242 para o segundo modo, Valor médio com confiança de 95,11%

4. Conclusão

Pode-se concluir que o tubo de látex fabricado conseguiu reproduzir de forma satisfatória a rigidez da artéria aorta, segundo dado de Canic (2004) que aponta o modulo de elasticidade da artéria aorta entre 10^5 e 10^6 Pascal. Para continuação do trabalho propõe-se um novo aparato onde partes do circuito serão melhoradas. O sistema motor came-seguidor que será substituído por uma bomba de deslocamento positivo, que reproduzirá mais fielmente os pulsos de pressão. Serão instalados sensores para medição dos deslocamentos radiais das paredes, o sistema experimental será melhor ajustado para que se possa utilizar pressões e velocidades mais próximas do real. Serão também simuladas condições de pressão alta e pressão baixa do paciente, expandindo assim o campo de aplicação deste estudo.

5. REFERÊNCIAS

- ČANIĆ, S. Blood flow through compliant vessels after endovascular repair: wall deformations induced by wall properties. Houston: University of Houston, 2004. (Mimeogr.).
- MACHADO, D. A. Construção de um dispositivo de simulação de escoamento pulsátil em artérias. 2010. 84f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2010.
- MACHADO, M. R. et al. Análises acústicas, reológicas e térmicas de um fluido artificial mimetizador do sangue humano. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 21, 2008, Salvador
- SISTEMA CIRCULATÓRIO HUMANO – ANATOMIA DO APARELHO CARDIOVASCULAR. Disponível em <<http://www.anatomiadocorpo.com/sistema-circulatorio/>>. Acesso em: 04 jul. 2017