

ESTUDO DO ESCOAMENTO DO SANGUE EM VÁLVULAS CARDÍACAS

Mateus Garcia Lopes, garcialopes.mateus@gmail.com
Sabrina Martinez, sabrinamartinezalves@gmail.com
Rafael Gomes, rafael_dire@hotmail.com
Fernando Cabalin Scarpin, fernando.cabalin@gmail.com
João de Sá Brasil Lima, joao.brasil@maua.br
Bruno Chierigatti, bruno.chierigatti@maua.br

Instituto Mauá de Tecnologia, São Caetano do Sul, São Paulo, Brasil

Resumo. De acordo com a Sociedade Brasileira de Cardiologia (SBC), as doenças cardiovasculares representam a principal causa de morte no Brasil, sendo responsável por mais de 30 % dos óbitos registrados. Dentro deste espectro, o mau funcionamento de válvulas cardíacas apresenta significativa participação. Dentre os tratamentos pertinentes, a troca das válvulas por dispositivos mecânicos aparece com grande potencial de desenvolvimento. Este trabalho tem como objetivo modelar o escoamento do fluxo sanguíneo e analisar seu comportamento durante a sua passagem nas válvulas cardíacas mecânicas. O estudo do escoamento em si já se mostra complexo, devido à reologia do sangue e seu caráter não newtoniano, cujo comportamento pode levar à situações indesejáveis de natureza biológica como hemólise, trombose e embolia. Assim, o trabalho busca a capacidade de monitorar o gradiente de pressão através dos ciclos de abertura e fechamento da válvula mecânica, taxas de cisalhamento e zonas de circulação que estão diretamente relacionadas às intercorrências citadas. Através do uso de simulações numéricas utilizando a dinâmica dos fluidos computacional (CFD), os resultados mostraram uma sensibilidade do campo de pressão em relação a posição de fechamento da válvula, onde verificou-se o posicionamento dos pontos de ocorrência de pressão crítica bem como locais de recirculação, algo indesejável nessa situação.

Palavras-chave: 1. Prótese Valvar. 2. Válvula cardíaca mecânica. 3. Modelagem de fluxo sanguíneo. 4. Fluidodinâmica Computacional. 5. Fluido não-newtoniano.

Abstract. According to the Brazilian Society of Cardiology (SBC), heart diseases represent the main cause of death in Brazil, being responsible for more than 30% of all death records. One of the main diseases is related with valve malfunction. The main causes of the problem are birth defects, previous medical history including rheumatic fever, infection of the inner lining of the heart, cardiomyopathy, myocardial infarction, and advanced age. If the diagnosis for the patient is the replacement of the valve, there are two main types of prosthesis: a bovine pericardium valve and the mechanical valve, focus of this paper. This work focuses on studying the behavior of the blood flow through mechanical heart valves, which are highly complex flows due to the rheology of blood and its non-Newtonian character and whose behavior may lead to undesirable situations of biological nature such as hemolysis, thrombosis, and emboli. Being able to monitor the pressure gradient through the cycles of opening and closing of the mechanical valve, shear stress rates and circulation zones that are directly related to intercurrents are the main goals of this work. Finally, a comparison was carried out with results from a real case to prove the consistence of the numerical analysis.

Keywords: 1. Valve Prosthesis. 2. Mechanical heart valve. 3. Blood flow modelling. 4. Computer Fluid Dynamics. 5. non-Newtonian fluid.

1. INTRODUÇÃO

Segundo a Sociedade Brasileira de Cardiologia (SBC, 2020), as doenças cardiovasculares, afecções do coração e da circulação, representam a principal causa de mortes no Brasil, responsáveis por mais de 30 % dos óbitos registrados. São mais de mil mortes por dia, cerca de 43 por hora, 1 morte a cada 90 segundos. As doenças cardiovasculares causam o dobro de mortes quando relacionadas ao câncer, 3 vezes mais que as doenças respiratórias e 6,5 vezes mais que todas as infecções incluindo a AIDS. Estima-se que, ao final do ano de 2020, quase 400 mil cidadãos brasileiros morrerão por doenças do coração e da circulação. A Figura 1 demonstra o crescimento de mortes por doenças cardiovasculares ao longo dos anos (SBC, 2020).

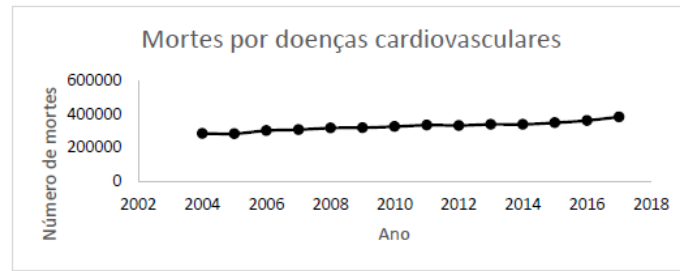


Figura 1. Mortes por doenças cardiovasculares (SBC, 2020)

Além disso, operações cirúrgicas de alto custo as vezes são necessárias para tratar doenças cardiovasculares, incluindo: a cirurgia de revascularização cardíaca, angioplastia com balão, transplante de coração, implantação de coração artificial, e o foco do estudo, a reparação e substituição da válvula cardíaca. miocárdio e idade avançada. Os sintomas comuns são: falta de ar, aumento do líquido intercelular nos membros inferiores e fadiga crônica.

As doenças valvares podem ser consideradas de risco. São causadas quando pelo menos uma das quatro válvulas cardíacas não funciona corretamente, impedindo que o fluxo de sangue siga na direção adequada através do coração.

As principais causas incluem: defeitos congênitos, histórico médico prévio que inclua febre reumática, infecção no revestimento interno do coração, cardiomiopatia, infartos miocárdio e idade avançada. Os sintomas comuns são: falta de ar, aumento do líquido intercelular nos membros inferiores e fadiga crônica.

As válvulas cardíacas são estruturas formadas por tecido conjuntivo que se encontram à saída de cada uma das quatro câmaras do coração. Elas fazem parte do sistema cardiovascular, e controlam a direção e a intensidade do fluxo sanguíneo durante a sua circulação e determina o momento exato em que o sangue passa entre as câmaras do coração, de dentro para fora do órgão. A contração cardíaca, também conhecida como sístole, gera altas pressões no coração e faz com que o sangue flua para as artérias. A perda de energia ao longo da circulação e a elastância venosa fazem diminuir a pressão nas veias, fazendo com que o sangue siga em sua direção. Finalmente ocorre a diástole do coração, gerando diminuição de pressão, relaxamento e a dilatação do ventrículo, de forma que o sangue retorne a ele.

Existem várias maneiras de tratar uma válvula cardíaca debilitada. Uma delas é por meio de cirurgia para repará-la. A opção entre válvula mecânica ou biológica é uma das principais dúvidas das pessoas que recebem a indicação de uma cirurgia cardíaca para troca de válvula do coração. A grande diferença entre as próteses de válvula mecânica ou biológica está no tipo de material com a qual são feitas. As válvulas mecânicas são feitas de metal, enquanto as biológicas, na maioria das vezes, são de tecido de porcinas ou pericárdios bovinos. (ALMEIDA, 2020)

Considerando o cenário de substituição de válvulas, esse dispositivo deve ter seu funcionamento adequado, a fim de impedir novas cirurgias de reparo ou até mesmo óbito do paciente. Portanto, entender o escoamento pela válvula, com o objetivo de prever potenciais problemas mostra-se fundamental. Logo, este trabalho modelará o escoamento ao redor de uma válvula cardíaca e resolverá as equações utilizando a dinâmica dos fluidos computacional (CFD). Com os resultados, será possível avaliar os campos de pressão e velocidade nas proximidades do equipamento, retirando importantes conclusões sobre seu funcionamento.

2. MODELO MATEMÁTICO

O primeiro grande desafio deste trabalho é a modelagem do próprio fluido. O sangue foi modelado como um fluido monofásico e não newtoniano seguindo o modelo de viscosidade de Carreau (SANTOS,2013). As outras propriedades foram baseadas na glicerina com a densidade ajustada para a de $1050,0 \text{ kg/m}^3$ (GUYTON,2006):

$$G \frac{\partial^2 u_i}{\partial x_j \partial x_j} + \frac{1}{1-2\nu} \frac{\partial}{\partial x_i} \frac{\partial u_i}{\partial x_j} + X_i = \rho \frac{\partial^2 u_i}{\partial t^2}, \quad (1)$$

$$\frac{\eta - \eta_\infty}{\eta_0 - \eta_\infty} = [1 + (\lambda \dot{\gamma})^a]^{(n-1)}, \quad (2)$$

$$p_i = f(x - ct) + g(x + ct), \quad (3)$$

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{v}) = S_m, \quad (4)$$

As eq. (1) são um modelo numérico correspondem ao modelo de Navier Stokes para um escoamento de um fluido não newtoniano onde G é o módulo de tensão de cisalhamento, u_i é a velocidade e x as coordenadas polares, ν é o coeficiente de Poisson, X_i é a força do corpo por unidade de volume, ρ é a massa específica e t o tempo.

A eq. (2) trata-se do Modelo de Carreau onde η_0 e η_∞ representam as viscosidades $\dot{\gamma} \rightarrow 0$ e $\dot{\gamma} \rightarrow \infty$ respectivamente, λ é a constante de tempo e n a inclinação descrita pela função $\frac{\eta - \eta_\infty}{\eta_0 - \eta_\infty}$ na região linear descendente (expoente da lei de potência), e a é um parâmetro adimensional para descrever a região de transição e a região da lei de potência.

A eq. (3) é uma equação que descreve a Velocidade da Equação de Fluxo Pulsátil onde p_i é a pressão sanguínea f é uma função arbitrária que representa a propagação da onda para a direita (com x aumentando) e g outra função arbitrária que representa a propagação da onda para a esquerda, sendo x a posição, c a velocidade da onda e o tempo (t).

A eq. (4) é uma equação para descrever a conservação de massa. Onde ρ é a massa específica, \vec{v} é a velocidade e S_m a quantidade de massa incrementada durante o intervalo de tempo da equação.

3. METODOLOGIA

As equações de (1) a (4) estão implementadas no software ANSYS CFX, e o mesmo será utilizado para resolvê-las. O pacote ANSYS possui funcionalidades de construção da geometria, discretização do domínio, resolução das equações propostas e pós-processamento dos resultados. O primeiro passo foi a extração do volume fluido sobre a geometria de uma válvula cardíaca conforme apresentado na Figura 2:

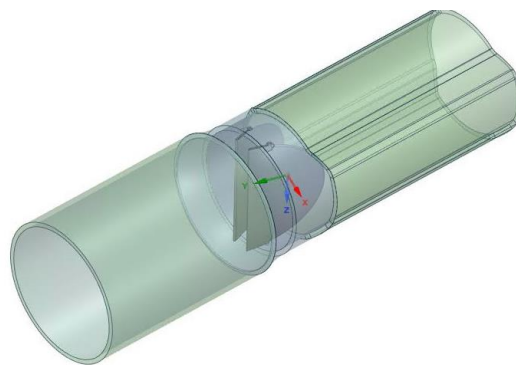


Figura 2. Geometria da válvula utilizada (FONTE PRÓPRIA)

Como será estudado diferentes posições da válvula, foram extraídos 6 volumes fluidos diferentes, um para cada ângulo de abertura da válvula durante um círculo cardíaco, como pode ser visto na figura 3:



Figura 3. Diferentes ângulos de abertura para as diferentes pressões de entrada(FONTE PRÓPRIA)

A geometria estudada foi desenvolvida baseada em uma válvula comercial da empresa Abbot. A modelagem foi baseada a partir de um conjunto de desenhos técnicos comerciais da empresa, porém com algumas simplificações geométricas, a exemplo do Pivot de rotação das válvulas a fim de reduzir o custo computacional e deixar a simulação com um tempo viável de resolução.

Passando para a discretização do domínio, a malha utilizada em todos os testes é composta por 1.149.935 elementos e 92.114 nós. Como parâmetros de restrição foram utilizados o *Body Sizing* máximo de 0,001m e um *inflation* nas paredes de 1.2 de razão de crescimento e 5 camadas. Para avaliar a qualidade da malha foram observados parâmetros como qualidade ortogonal e *skewness* dos elementos. Além disso o modelo também foi validado pela metodologia de validação de malhas GCI (CELIK, 2008), através dele é possível determinar a convergência da malha e pode ser visto na figura 4.

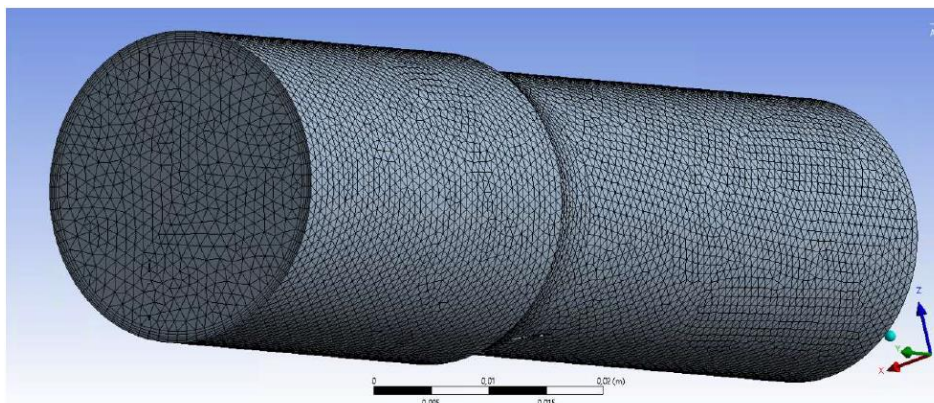


Figura 4. Malha utilizada (FONTE PRÓPRIA)

Seguindo para o setup da simulação numérica, foram utilizadas como condições de entrada as pressões de variação ventriculares (GUYTON, 2006) conforme descrito abaixo no gráfico adaptado de pressão por momento do ciclo cardíaco 5 a seguir:

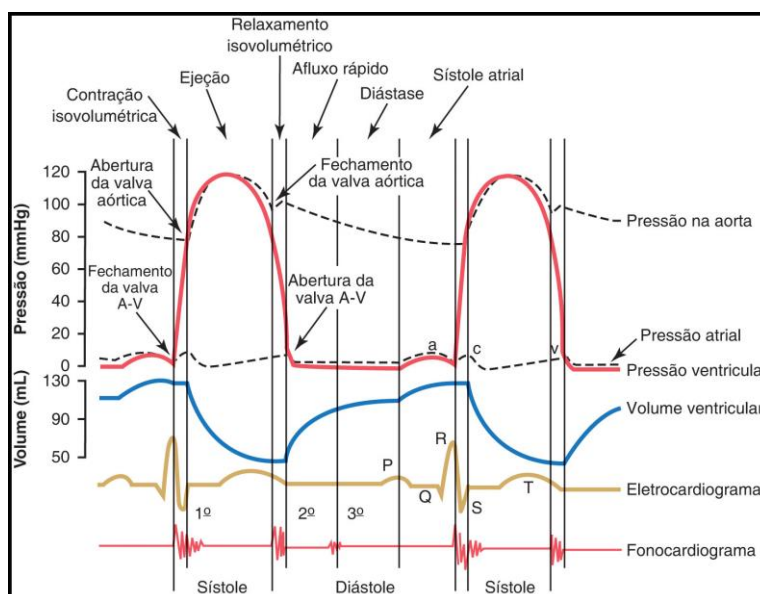


Figura 5. Variação de pressão e volume no ciclo cardíaco (GUYTON, 2006)

A curva de maior pressão, durante a sístole, foi convertida em uma função com os parâmetros variando de acordo com o tempo ou com a porcentagem de abertura/ fechamento da válvula, dessa forma é possível fazer uma análise combinando a posição de fechamento da válvula com a atual posição dos folhetos. Como condição de contorno de saída foi utilizado a pressão atmosférica.

3. RESULTADOS

Durante a análise computacional, foi possível determinar quais as posições e pressões críticas ao escoamento valvar, a exemplo da Figura 6, onde há destacado um plano em que a magnitude do vetor velocidade médio atinge o valor de zero (indicado pelo círculo, em amarelo) e conseqüentemente o escoamento naquela região muda de sentido, na figura 6 ao longo do eixo longitudinal da válvula (eixo y) formando assim uma zona de recirculação.

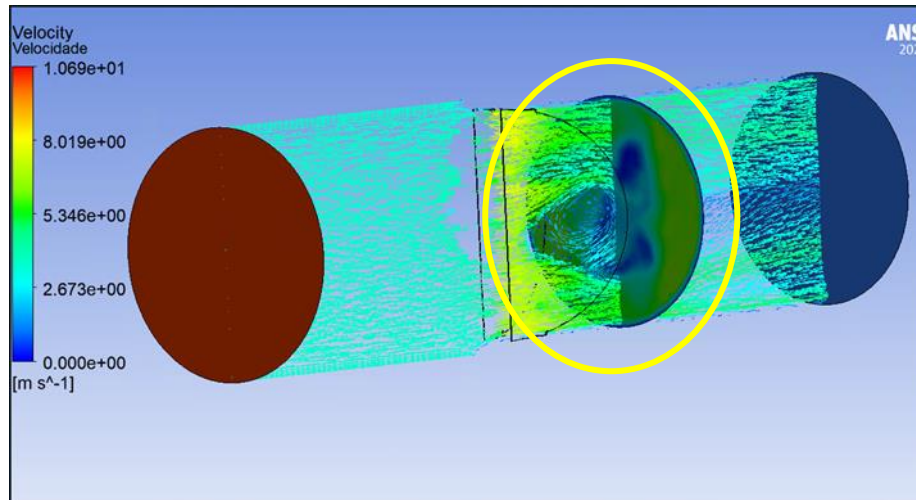


Figura 6. Formação de zona de recirculação (FONTE PRÓPRIA)

Com o gráfico do vetor médio de velocidade ao longo do eixo longitudinal fica evidente o ponto onde o vetor velocidade tem o módulo nulo e logo após volta a ganhar intensidade.

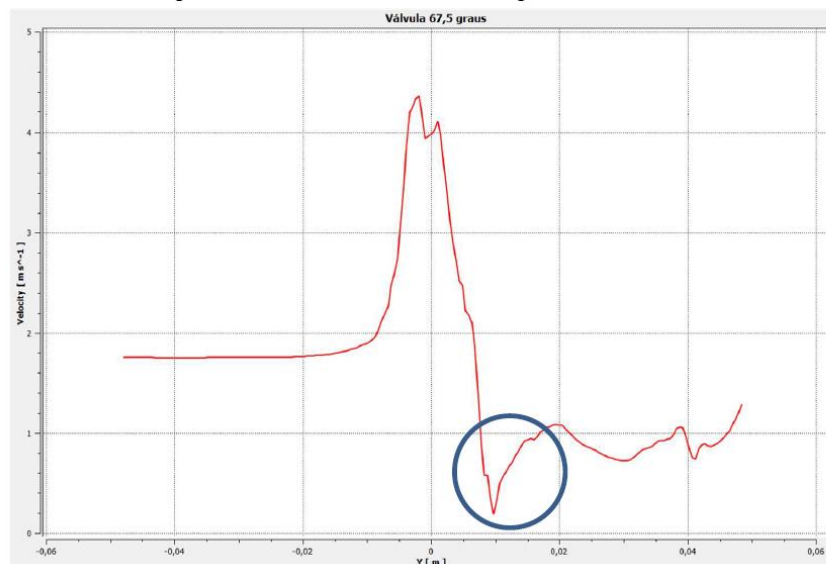


Figura 7. Perfil de velocidade ao longo da válvula com a abertura de 67,5° (FONTE PRÓPRIA)

Para a análise dos resultados relacionados a variação de pressão ao longo do escoamento (uma das causas da hemólise) foram analisadas as linhas de corrente bem como as pressões do escoamento a montante e a jusante da válvula, onde constatou-se que a variação de pressão nesta região é predominantemente determinada pela área da seção

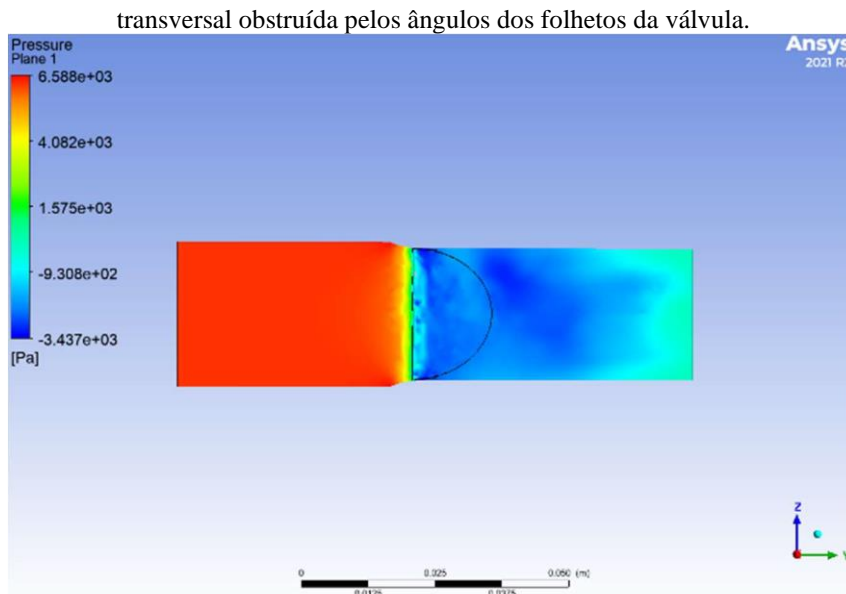


Figura 8 – Variação de pressão ao longo do eixo Y do escoamento

Os mesmos estudos e análises também foram realizados de forma análoga para todos os outros 5 pares de pressão e ângulo de abertura da válvula e para efeitos de comparação foram compilados nas Figuras 9 e 10.

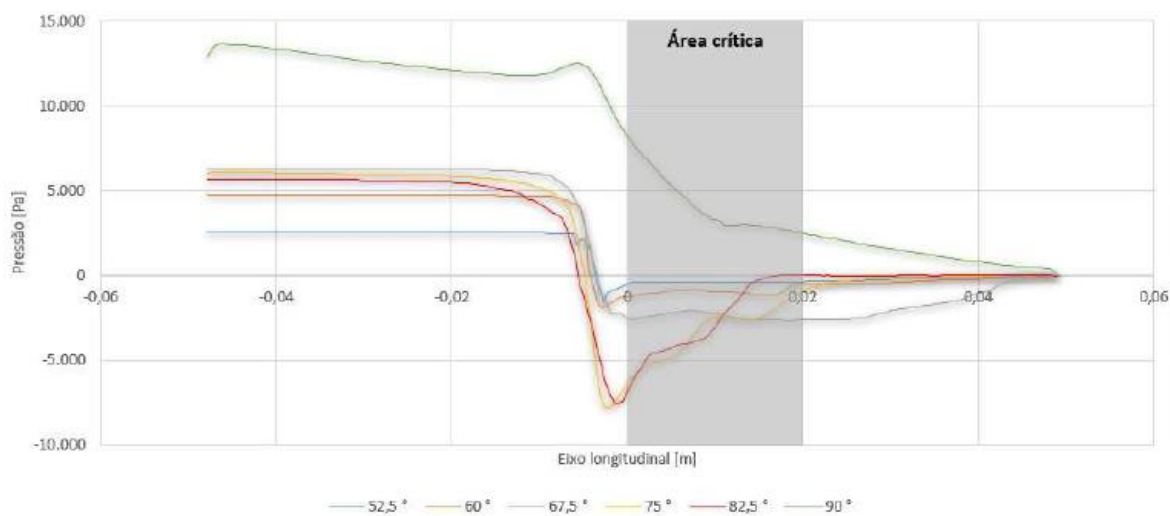


Figura 9. Pressão para cada ângulo de abertura em função da posição dos folhetos da válvula (FONTE PRÓPRIA)

A partir da Figura 8 é possível determinar quais os máximos e mínimos da variação de pressão no escoamento ao longo do eixo x (eixo longitudinal). A área crítica está definida pela região de até 20mm da saída da válvula cardíaca, os resultados do delta de variação de pressão por mm de deslocamento nesta área apontam o ângulo com maior risco de hemólise com a posição de 82,5°, uma vez que esta posição representa o maior pico de variação de pressão durante o ciclo cardíaco.

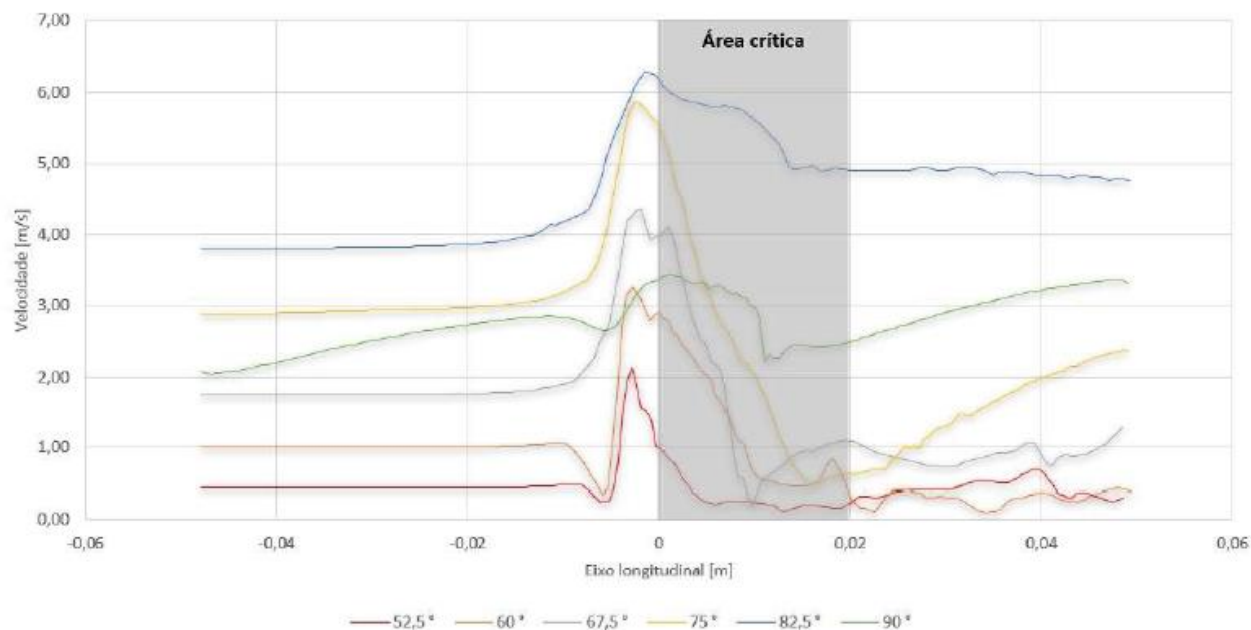


Figura 10. Velocidade para cada angula de abertura em função da posição dos folhetos da válvula (FONTE PRÓPRIA)

A Figura 9 representa o vetor médio de velocidade ao longo do eixo longitudinal x, ao analisar o gráfico da variação da velocidade, o ângulo de abertura da válvula que acomete a maior variação do vetor de velocidade é o do ângulo de 75%, apesar disto como a linha não toca no eixo x (velocidade zero) não há formação de zonas de recirculação nesta posição, diferentemente da posição de 52,5°, 60° e 67,5° que tocam o eixo do gráfico.

4. CONCLUSÕES

A partir dos resultados obtidos através da simulação computacional, no gráfico de perfil de pressão é notável que em todos os ângulos de abertura da válvula a pressão à montante é a maior do escoamento, ao se aproximar dos folhetos existe uma queda da pressão que se estabiliza no final da área crítica, o que se assemelha a função de uma válvula real.

O vetor velocidade é o parâmetro que descreve os fenômenos de zona de recirculação na válvula, que se formam na região à jusante da válvula. É notável que este fenômeno ocorre com maior incidência com o ângulo de abertura de 67,5°, ou seja, na metade entra a abertura e o fechamento total dos folhetos, porém com o fechamento da válvula o fenômeno ainda ocorre com menor incidência, até o fechamento total. As zonas de recirculação ocorrem devido as grandes diferenças de pressão fazendo com que os vetores de linha de corrente mudem de direção.

No diagrama de velocidade em função do eixo longitudinal da válvula, é notável a estabilização da velocidade em um curto período de espaço durante a área mais crítica, perto da válvula. Porém, as zonas de recirculação são um fenômeno natural do escoamento sanguíneo, a partir da contração ocorre o fechamento natural dos folhetos da válvula cardíaca.

Diante do estudo dos resultados analisados na simulação, foi realizada uma comparação com as doenças cardiovasculares como hemólise, estenose mitral e regurgitação da válvula mitral. A hemólise intravascular é a ruptura dos eritrócitos dentro dos vasos sanguíneos permitindo a liberação de hemoglobina sendo filtrada em excesso pelos rins, podendo ocasionar anemia. Segundo (HONGYUAN JIANG, 2013), a pressão necessária para que ocorra a hemólise nas células é de 300 mmHg, aproximadamente 40 kPa. Na válvula analisada não houve incidência de hemólise devido as baixas variações pressão de trabalho.

3. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao Instituto Mauá de Tecnologia por todo o suporte dado a este trabalho

4. REFERÊNCIAS

CELIK, et. Al, 2008. "Procedure for Estimation and Reporting of Uncertainty Due to Discretization in CFD Applications". Journal of Fluids Engineering, Vol. 130, No. 078001-1, pp. 01-03.

- SBC. Cardiometer (in Portuguese) cardiometro, 2020, <http://www.cardiometro.com.br/>. Accessed in 10 June 2020.
- ALMEIDA, S. L. Mechanical or Biological Valve: which is the most suitable? (in Portuguese) seucardio, January 2020, <https://seucardio.com.br/valvula-mecanica-ou-biologica/>. Accessed 01 June 2020.
- Bravo, R.R.S., De Negri, V.J., and Oliveira, A.A.M., 2018. "Design and analysis of a parallel hydraulic – pneumatic regenerative braking system for heavy-duty hybrid vehicles". *Applied Energy*, Vol. 225, No. 1, pp. 60–77.
- Campos, R., 2018. Design of quick couplings for drones and moving vehicles (in Portuguese). Master's Thesis, Graduate Program in Mechanical Engineering, Federal University of Santa Catarina, Florianópolis, Brazil.
- Carvalho, J.C.M., Martins, D., Simoni, R., and Simas, H., 2017. *Multibody Mechatronic Systems - Proceedings of the MUSME Conference held in Florianópolis, Brazil, October 24-28, 2017*. Mechanisms and Machine Science. Springer International Publishing.
- EPE, 2020, Brazilian Energy Balance 2020, Final Report (in Portuguese), Empresa de Pesquisa Energética EPE, Rio de Janeiro, epe.gov.br/sites-pt/publicacoes-dados-abertos/publicacoes/PublicacoesArquivos/publicacao-479/topico-528/BEN2020_sp.pdf. Accessed 12 January 2021.
- Fernandes, R.B., Teixeira, J.S.V., Boeing, F., Pedro Filho, A., Berramashi, E.A., Tounier, M.B., Silva, M.B., and Caminha Junior, L., 2018. "System for monitoring controlled areas in work environments (in Portuguese)". Patent, INPI - Instituto Nacional da Propriedade Industrial, Brazil, Utility Model, Registry number: BR10201806780403, Deposit: September 04, 2018.
- Grando, M.T., 2017. Complacency of cable guided robotic systems (in Portuguese). Doctoral Dissertation, Graduate Program in Mechanical Engineering, Federal University of Santa Catarina, Florianópolis, Brazil.
- Mendonça, P.T.R. and Fancelllo, E.A., 2019. *The method of finite elements applied to mechanics of solids (in Portuguese)*. Editora Orsa Maggiore, Florianópolis.
- MLA, 2020. MLA works cited: Electronic sources (web publications). Modern Language Association, Purdue Online Writing Laboratory, Purdue University, https://owl.purdue.edu/owl/research_and_citation/mla_style/mla_formatting_and_style_guide/mla_works_cited_electronic_sources.html. Accessed 12 January 2021.
- Santos, D.D., Furtado, G.M., Frey, S.L., Naccache, M.F., and de Souza Mendes, P.R., 2013a. "Flow of elasto-viscoplastic fluids inside a cavity". In *Proceedings of the 22nd International Congress of Mechanical Engineering - COBEM 2013*. Ribeirão Preto, Brazil.
- Santos, D.D., Furtado, G.M., Frey, S.L., Naccache, M.F., and de Souza Mendes, P.R., 2013b. "Numerical investigation of elastic and viscous effects on inertial viscoplastic fluid flows". In *Proceedings of the 22nd International Congress of Mechanical Engineering - COBEM 2013*. Ribeirão Preto, Brazil.
- Simas, H. and Di Gregorio, R., 2019. "A technique based on adaptive extended jacobians for improving the robustness of the inverse numerical kinematics of redundant robots". *Journal of Mechanisms and Robotics*, Vol. 11, p. 020913.

5. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.