

Avaliação Numérica do Potencial Hemolítico através de Válvulas Cardíacas Biológicas

Leonardo Guimarães Fonseca, leo1fonseca@gmail.com¹
Rudolf Huebner, rudolf@ufmg.br¹

¹Universidade Federal de Minas Gerais, Av. Antônio Carlos 6627, CEP: 31270-901, Belo Horizonte/MG

Resumo: O coração é o principal órgão do sistema circulatório, sendo responsável por bombear o sangue através das veias e artérias. Dentre os principais problemas associados ao coração podem ser citadas a insuficiência cardíaca e valvopatias, principalmente nas válvulas mitral e aórtica. Atualmente, no caso das válvulas cardíacas, existem diferentes tipos de próteses disponíveis, podendo ser classificadas em próteses mecânicas e próteses biológicas. Um dos grandes problemas associados ao uso de válvulas cardíacas artificiais tem sido a destruição de hemáceas, e desta forma, a análise do escoamento de sangue através de válvulas cardíacas constitui uma ferramenta importante no projeto de válvulas cardíacas. Neste trabalho pretende-se avaliar numericamente o escoamento através de uma válvula cardíaca biológica. Numa primeira etapa, foi criado um modelo computacional tridimensional de uma seção de teste com válvula cardíaca instalada em seu interior. Numa segunda etapa, foram feitas simulações do escoamento de sangue através do modelo computacional e os dados foram utilizados para estabelecer as condições de contorno para se avaliar o escoamento através da válvula cardíaca. Os resultados obtidos nesta etapa foram utilizados na avaliação do potencial hemolítico através da válvula.

Palavras-chave: hemólise, simulação numérica, válvula cardíaca

1. INTRODUÇÃO

O sistema circulatório consiste de um conjunto de vasos e artérias, por onde escoam o sangue, e pelo coração, que mantém o sangue em circulação. O sistema circulatório realiza o transporte do O₂ e das substâncias absorvidas no tubo gastrointestinal para os tecidos, conduz o CO₂ para os pulmões e os outros produtos do metabolismo para os rins, atua na regulação da temperatura corporal e distribui por todo o corpo os hormônios e outros agentes que regulam a função celular. O coração é o principal órgão do sistema circulatório, sendo responsável por bombear o sangue através das veias e artérias. Basicamente, o coração é constituído por átrios, ventrículos e válvulas cardíacas (mitral, tricúspide, aórtica e pulmonar).

Dentre os principais problemas associados ao coração podem ser citados a insuficiência cardíaca e problemas nas válvulas cardíacas. A insuficiência é uma síndrome clínica grave e frequente, que em estágios avançados, pode estar associada a alguma valvopatia, o que piora a qualidade de vida do paciente e leva a uma redução do tempo de vida. As principais valvopatias ocorrem nas válvulas mitral ou aórtica, e existem diferentes tipos de substitutos disponíveis, que podem ser classificados em próteses mecânicas e próteses biológicas, cada um com suas vantagens e desvantagens. As próteses mecânicas apresentam longa durabilidade, mas requerem o uso de anticoagulantes, com risco de complicações tromboembólicas e um desempenho hemodinâmico não fisiológico. As vantagens das próteses biológicas são a eliminação do uso de anticoagulantes e o excelente desempenho hemodinâmico, com redução completa da hipertrofia ventricular em certos pacientes, porém, a desvantagem é a progressiva degeneração com o passar do tempo.

O escoamento do sangue através de uma prótese cardíaca não é considerado ideal comparado ao escoamento através de uma válvula cardíaca natural. Complicações clínicas pós-implante, como a trombose, hemólise, danos ao tecido endotelial, calcificação, crescimento dos tecidos, cavitação, e infecções, podem estar direta ou indiretamente associadas a estruturas presentes no escoamento. Desta forma, a análise do escoamento através de válvulas cardíacas e de seu efeito sobre as hemáceas constitui uma ferramenta essencial para o desenvolvimento de válvulas artificiais.

A mecânica dos fluidos computacional pode fornecer descrições detalhadas do escoamento em geometrias tridimensionais complexas. Tais geometrias são muito comuns na área cardiovascular e incluem as válvulas cardíacas. Uma das principais vantagens da simulação numérica é a possibilidade da avaliação de projetos preliminares sem a necessidade de construção de modelos ou protótipos. A literatura mostra que a simulação do escoamento através de válvulas cardíacas revela as características do escoamento, podendo levar à mudança de projetos de válvulas atualmente em uso. Neste sentido, é importante o uso de modelos tridimensionais, que incluem a influência de escoamentos secundários perpendiculares ao escoamento principal. O trabalho de Shim e Chang (1997) mostra o uso da mecânica dos fluidos computacional na avaliação do escoamento tridimensional através de uma válvula mecânica. Nos trabalhos

de King et al. (1996, 1997) e Krafczyk et al. (1998) foram consideradas condições de escoamento pulsátil. Nestes trabalhos, as simulações revelaram estruturas no campo de escoamento, dentro e à jusante da válvula. Os trabalhos de Wang et al. (2000), Gao et al.(1999) e Kelly et al.(1999) avaliaram o escoamento através de uma válvula de duplo folheto focando o efeito do projeto do sistema de pivotamento dos folhetos na estrutura do escoamento. De uma maneira geral, a comparação com resultados experimentais indica que estes métodos são capazes de prever com razoável precisão o campo de escoamento através de válvulas cardíacas.

2. METODOLOGIA

2.1. Modelo da Válvula

A Figura (1) mostra o desenho original da válvula cardíaca biológica, na posição de 100 por cento de abertura.. Nota-se que o canal interno é limitado por três folhetos.

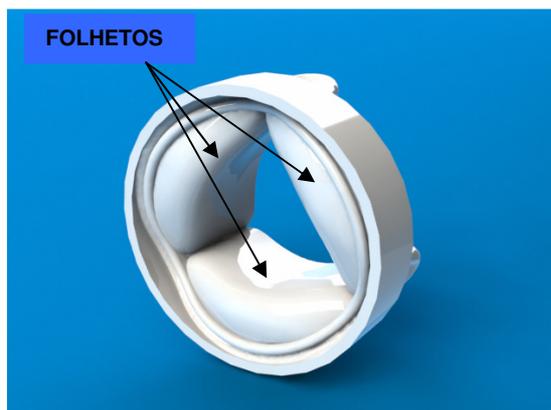


Figura 1. Desenho original da válvula cardíaca

A partir deste desenho foi construído um modelo computacional de uma bancada de teste com válvula para simulação do escoamento, ilustrado na Fig. (2).

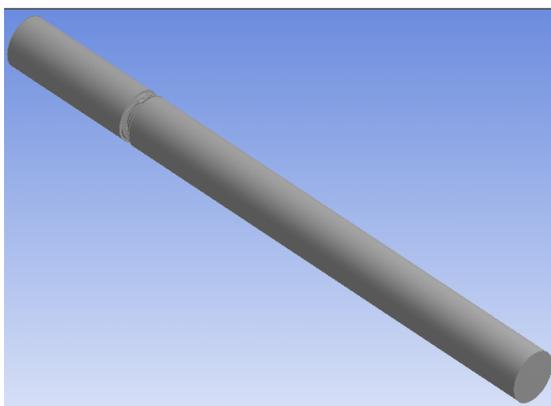


Figura 2. Modelo de bancada com válvula cardíaca

O modelo original da válvula teve de ser simplificado para viabilizar a geração da malha. A Figura 3 mostra pequenas falhas na geometria que inviabilizavam a geração da malha.

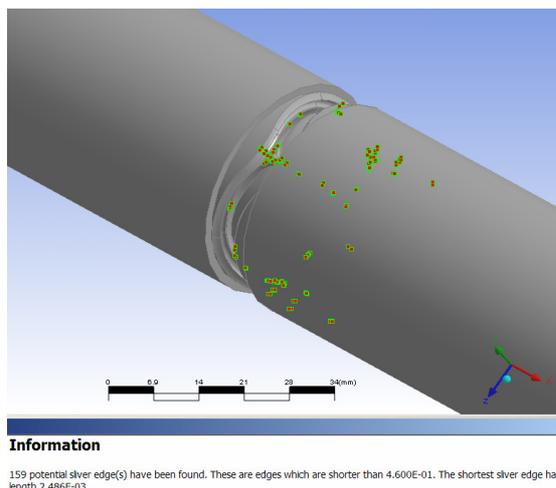


Figura 3. O programa registrou 159 erros conhecidos como 'sliver edges'.

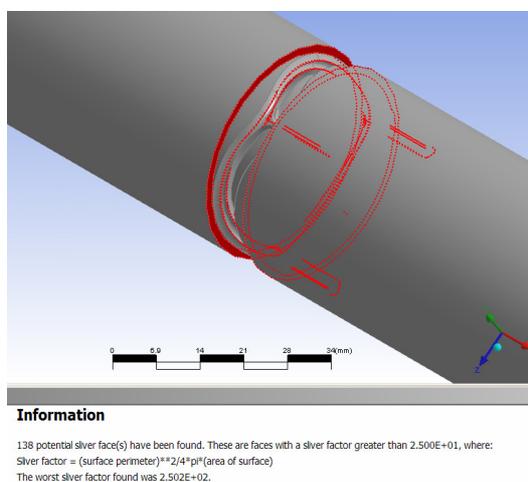


Figura 4. O programa registrou 138 erros conhecidos como 'sliver faces'.

Foi necessário construir um modelo computacional da válvula, simplificando sua geometria, de forma a possibilitar a geração de malha e, por conseqüência, a simulação. O programa utilizado para a construção do modelo simplificado foi o SolidWorks®. O processo de simplificação consistiu em realizar cortes transversais na válvula, de forma a revelar seu formato interno, em diversos pontos ao longo de seu comprimento. Para cada corte, um esboço foi feito. Como foram feitos vários cortes, havia no final cerca de vinte esboços da seção interna da válvula. Apenas a seção interna da válvula foi desenhada nos esboços, de forma que a estrutura da válvula foi desprezada. As Figuras (5) e (6) ilustram o processo.

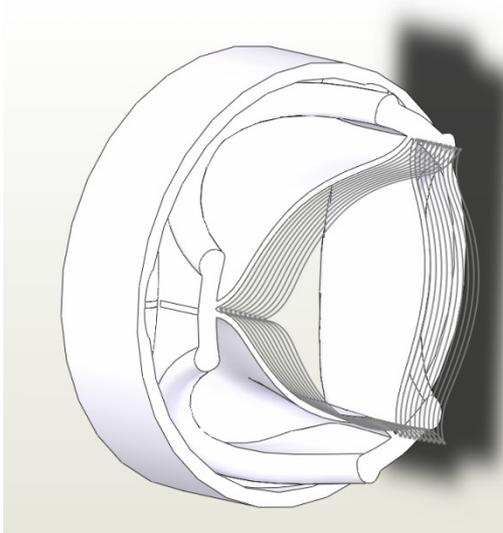


Figura 5. Cortes transversais utilizados para representar a seção interna da válvula. Note-se que, a estrutura da válvula foi desprezada.

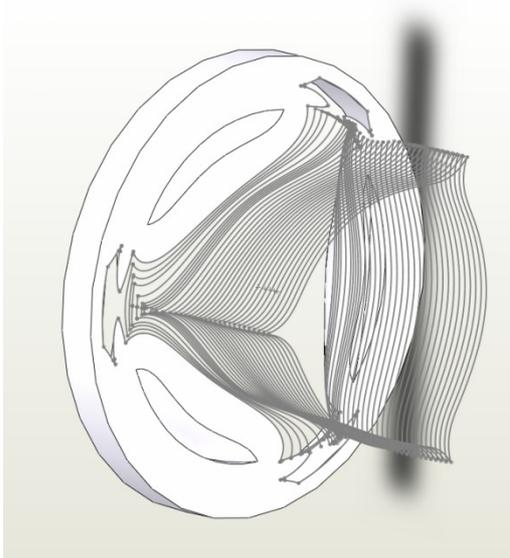


Figura 6. Cortes transversais utilizados para representar a seção interna da válvula.

Os esboços da seção interna, na região de saída da válvula, foram modificados a fim de tornar a cavidade um sólido sem descontinuidades. Esses esboços possuem três vértices, o que lhes confere um aspecto triangular. Em cada união de folhetos de cada esboço, os vértices dos triângulos foram substituídos por curvas, tornando a superfície interna da válvula contínua. Cada curva foi desenhada separadamente, pois a região de união dos folhetos não ocorre em linha reta. A superfície simplificada esta representada nas Figs. (7) e (8).

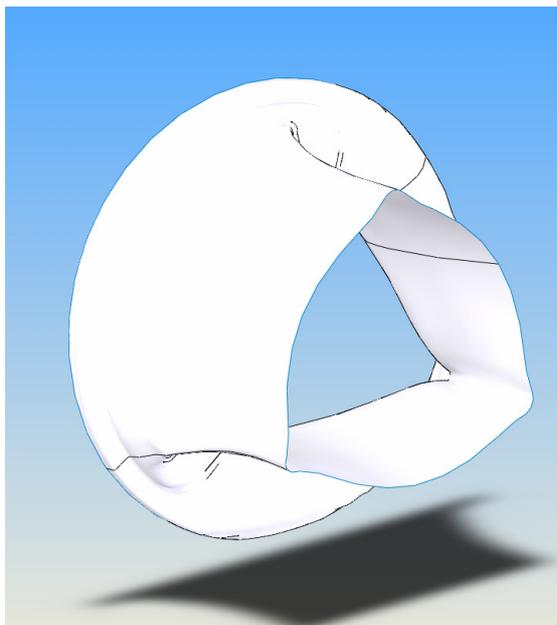


Figura 7. Superfície simplificada da seção de escoamento de uma válvula cardíaca biológica.

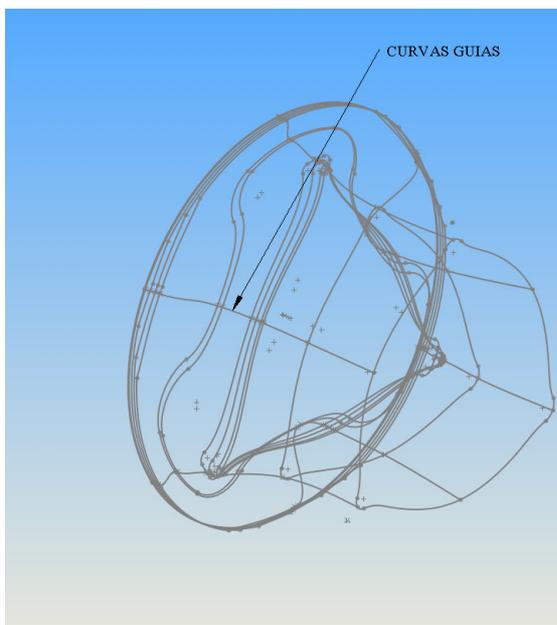


Figura 8. Curvas utilizadas na construção da superfície da Fig.(7)

Porém não há no programa um recurso que crie um sólido a partir de uma superfície tão irregular quanto a superfície representada na Fig. (7). Para contornar esse problema, foram utilizados dois esboços: o da seção de entrada e o da seção de saída. Com cada desenho foi criada uma superfície, e entre essas duas superfícies foi criado um sólido. Utilizando as curvas guia observadas na Fig. (8) para delimitar o sólido, obteve-se o modelo computacional de uma válvula cardíaca biológica, utilizada neste trabalho. A Figura (9) apresenta este modelo, enquanto a Fig. (10) mostra o desenho original para efeito de comparação.

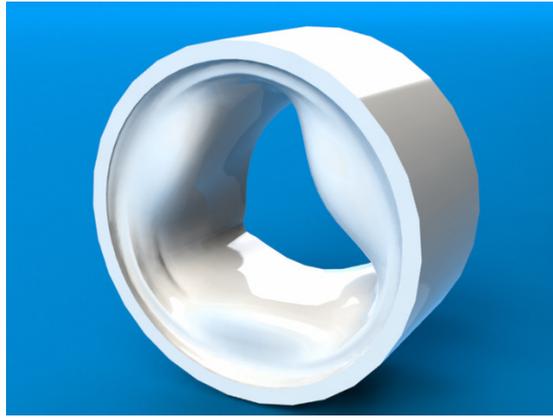


Figura 9. Modelo computacional de uma válvula cardíaca biológica.



Figura 10. Desenho original de uma válvula cardíaca biológica.

2.2. Simulação

O escoamento a ser simulado pode ser representado pelas equações da conservação da massa, conservação da quantidade de movimento e um modelo de turbulência. Campos de escoamentos turbulentos calculados com as equações de Navier-Stokes podem ser ponderados no espaço ou tempo. O modelo a ser utilizado é ponderado no tempo e considera o escoamento de um fluido incompressível.

A equação que descreve o princípio da conservação da massa é dada pela relação

$$\nabla \cdot \vec{u} = 0 \quad (1)$$

onde, \vec{u} representa o vetor velocidade.

A equação da conservação da quantidade de movimento é escrita na forma,

$$\rho \vec{u} \cdot \nabla \vec{u} = -\nabla p + \nabla \cdot [(\mu + \mu_T)(\nabla \vec{u} + \nabla \vec{u}^T)] \quad (2)$$

em que ρ representa a massa específica, p a pressão, \vec{u} o vetor velocidade, μ a viscosidade do fluido e μ_T a viscosidade turbulenta.

O modelo de turbulência utilizado foi o K- ω , devido à sua estabilidade e precisão no estudo do escoamento. Abaixo estão listadas as equações para a energia cinética turbulenta e para dissipação específica:

$$\frac{\partial k}{\partial t} + U_j \frac{\partial k}{\partial x_j} = \tau_{ij} \frac{\partial U_i}{\partial x_j} - \beta^* k \omega + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[(v + \sigma^* v_\tau) \frac{\partial k}{\partial x_j} \right] \quad (3)$$

$$\frac{\partial \omega}{\partial t} + U_j \frac{\partial \omega}{\partial x_j} = \alpha \frac{\omega}{k} \tau_{ij} \frac{\partial U_i}{\partial x_j} - \beta \omega^2 + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[(v + \sigma v_\tau) \frac{\partial \omega}{\partial x_j} \right] \quad (4)$$

A viscosidade cinemática é dada por

$$v_{\tau} = \frac{k}{\omega} \quad (5)$$

Os coeficientes de fechamento e relações auxiliares estão listadas a seguir:

$$\sigma = \frac{5}{9}, \quad \beta = \frac{3}{40}, \quad \beta^* = \frac{9}{100}, \quad \sigma = \frac{1}{2}, \quad \sigma^* = \frac{1}{2}, \quad \varepsilon = \beta^* \omega k$$

As condições de contorno a serem utilizadas são descritas a seguir. Na seção de entrada do filtro a vazão é conhecida. O gradiente de pressão na entrada é nulo. Nas fronteiras sólidas tem-se a condição de não-deslizamento. Na seção de saída será admitida a condição de escoamento plenamente desenvolvido. A pressão na saída é admitida como sendo nula (valor de referência). Nas fronteiras sólidas serão utilizadas as funções de parede implementadas no módulo de processamento do programa CFX[®]. Na seção de saída será admitida a condição de escoamento plenamente desenvolvido.

As simulações serão efetuadas considerando um fluido com viscosidade e massa específica iguais às da água. As simulações serão efetuadas, inicialmente, para valores de vazão de 1,5 , 3,0 , 4,5 e 6,0 l/min, e os resultados serão comparados com dados experimentais obtidos pelo fabricante da válvula. Será utilizada uma população de trezantas partículas na simulação, para representar a presença das hemácias na corrente sanguínea. O programa a ser utilizado nas simulações é o CFX11[®].

A avaliação do potencial hemolítico será feita por meio da fórmula proposta por Wurzinger *et al.* (1986), que relaciona o percentual de hemoglobina liberada com o tempo de exposição e a tensão de cisalhamento. No presente trabalho, esta relação será usada para calcular o índice de dano às hemácias, que é uma medida da quantidade de deformação à qual essas células são submetidas durante sua passagem pela válvula. Considerando a história do carregamento sobre as mesmas, desde a entrada da válvula até a saída, o potencial hemolítico é dado por meio da integral:

$$D = \int_{\text{Entrada}}^{\text{Saída}} 3,62 \times 10^{-5} \tau^{2,4} t^{0,79} = \sum_{\text{Entrada}}^{\text{Saída}} 3,62 \times 10^{-5} \tau^{2,4} \Delta t^{0,79} \quad (6)$$

onde D representa o índice de dano, τ é a tensão de cisalhamento e t é o tempo de exposição. O tempo de exposição a ser utilizado na equação acima pode ser aproximado calculando-se o tempo que as hemáceas levariam para percorrer cada volume de controle da malha, e a tensão de cisalhamento seria a tensão máxima principal obtida à partir da soma entre tensões viscosas e turbulentas em cada volume da malha. A vantagem em se ter uma equação que relaciona a liberação de hemoglobina, com tensão de cisalhamento e tempo de exposição, é a possibilidade de se mapear o escoamento com a previsão de regiões com potencial de danificar hemáceas (Pinotti e Rosa, 1995).

Numa primeira etapa, as simulações iniciais foram realizadas considerando a bancada com a válvula em seu interior. Os resultados obtidos na primeira etapa auxiliaram a definir as condições de contorno nas seções de entrada e saída da válvula. Os resultados obtidos na segunda etapa possibilitaram a avaliação do potencial hemolítico associado ao escoamento através da válvula.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

A Figura (11) apresenta os resultados da simulação para a viscosidade turbulenta, enquanto a Fig. (12) apresenta os resultados para a taxa de deformação por cisalhamento. A tensão de cisalhamento está ligada a ambas as grandezas, de forma que seria possível estimar a tensão a partir das figuras. Porém, observa-se nas figuras, que as regiões onde a taxa de deformação tem seus maiores valores, são também as regiões de menor viscosidade, e vice versa. Logo, há um contraste entre deformação e viscosidade, de forma que não é possível avaliar qualitativamente a tensão cisalhante no volume selecionado.

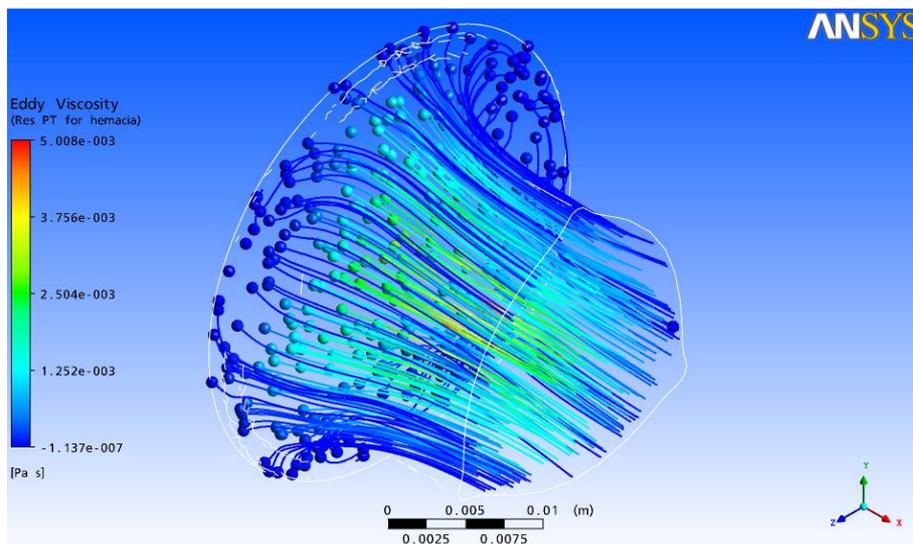


Figura 11. Viscosidade turbulenta ao longo da trajetória das partículas.

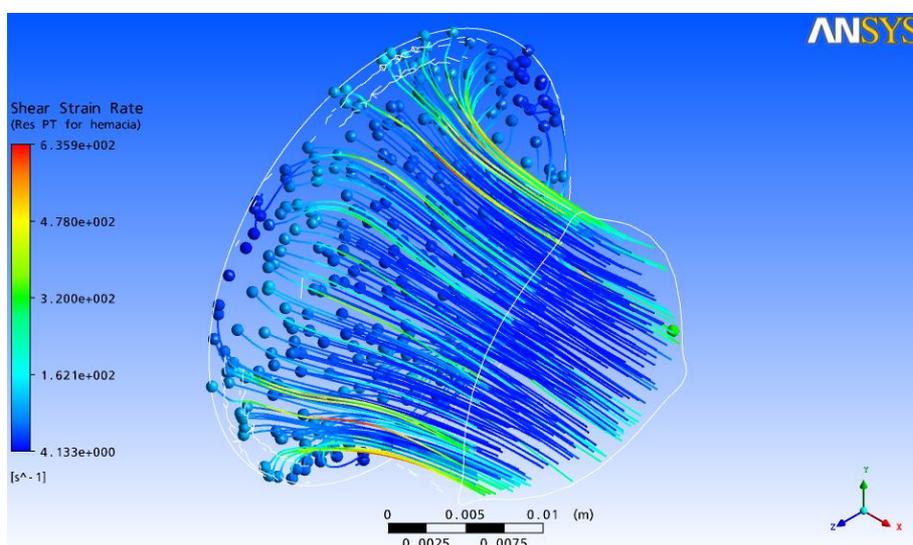


Figura 12. Taxa de deformação por cisalhamento ao longo da trajetória das partículas.

O histograma da Fig. (13) apresenta o índice de dano na população utilizada, para a vazão de 6 litros por minuto. Nota-se que a maior parte das hemáceas tiveram um índice de dano menor que 10^6 . Segundo a bibliografia utilizada, o valor desse índice que causa ruptura das hemácias é da ordem de 10^2 . Pela diferença da ordem de grandeza, pode-se afirmar que o modelo leva a resultados consistentes, pois as válvulas cardíacas biológicas tendem a apresentar um baixo potencial hemolítico.

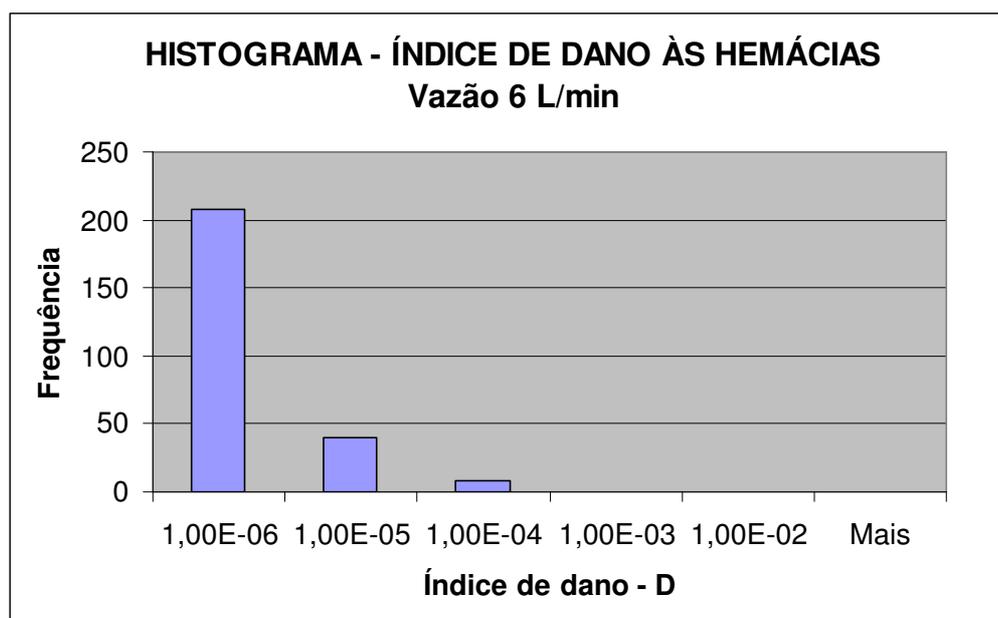


Figura 13. Histograma do índice de dano às hemácias para uma vazão de 6 litros por minuto

4. CONCLUSÕES

O presente trabalho apresenta a metodologia para construção de um modelo computacional simplificado de uma válvula cardíaca biológica. O escoamento de sangue através da válvula foi simulado e os resultados obtidos mostram que a válvula simulada apresenta baixo potencial hemolítico. Como sugestão para uma melhora no modelo, podemos citar a modelagem da união dos folhetos, região que apresenta alta taxa de deformação por cisalhamento, mesmo com a simplificação do modelo utilizada. Uma melhor representação dessa união pode aproximar o modelo da situação real.

5. AGRADECIMENTOS

Agradecimentos a *PRÓ-REITORIA DE PESQUISA da UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS* PROGRAMA INSTITUCIONAL DE BOLSAS DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA PIBIC/CNPq e PROBIC/Fapemig.

6. REFERÊNCIAS

- Chan, W.K., Wong, Y.W., Ong, W., Koh, S.Y. and Chong, V., 2005, "Numerical investigation of the effects of the clearance gap between the inducer and impeller of an axial blood pump", *Artificial Organs*, v.29, n.3, p.250-258.
- Gao, Z.B., Hosein, N., Dai, F.F. and Hwang, N.H., 1999, "Pressure and flow fields in the hinge region of bileaflet mechanical heart valves", *Journal Heart Valve Diseases*, v.8, pp.197-205.
- Heuser, G. and Opitz, R., 1980, "A couette viscometer for short time shearing in blood", *Biorheology*, vol. 17, pp17-24.
- Kelly, S.G.D., Verdonck, P.R., Vierendeels, J.A.M., Rienslagh, K., Dick, E. and van Nooten, G.G., 1999, "A three-dimensional analysis of flow in the pivot regions of an ATS bileaflet valve", *International Journal of Artificial Organs*, v.22, p.754-76.
- King, M.J., Corden, J., David, T. and Fisher, J., 1996, "A three-dimensional time-dependent analysis of flow through a bileaflet mechanical heart valve: comparison of experimental and numerical results", *Journal of Biomechanics*, v.29, p.609-618,
- King, M.J., David, T. and Fisher, J., 1997, "A three-dimensional study of the effect of two leaflet opening angles on the time-dependent flow through a bileaflet mechanical heart valve", *Medical Engineering Physician*, v.19, p.235-241.
- Krafczyk, M., Cerrolaza, M., Schulz, M. and Rank, E., 1995, "Analysis of 3D transient blood flow passing through an artificial aortic valve by Lattice-Boltzmann methods", *Journal of Biomechanics*, v.31, p.453-462, 1998
- Pinotti, M. and Rosa, E.S., 1995, "Computational prediction of hemolysis in a centrifugal ventricular assist device", *Artificial Organs*, v.19, n.3, p.267-273.
- Schim, E.B. and Chang, K.S., 1997 "Numerical analysis of three-dimensional Bjork-Shiley valvular flow in an aorta", *Journal of Biomechanical Engineering*, v.119, p.45-51.
- Song, X., Throckmorton, A.L., Wood, H.G., Antaki, J.F. and Olsen, D.B., 2003, "Computational Fluid Dynamics Prediction of Blood Damage in a Centrifugal Pump", *Artificial Organs*, vol. 27, pp 938-941.

- Versteeg, H.K. and Malalasekera, W., 1995, "An introduction to computational fluid dynamics – The finite volume method", Longmann Scientific & Technical, Harlow.
- Wang, J., Yeo, T.J.H. and Lim, C.S., 2000, "CFD investigation of steady flow in bi-leaflet heart valve hinge", Crit. Rev. Biomedical Engineering, v.28, pp.61-67.
- Wurzinger, L.J., Optiz, R. and Eckestein, H., 1986, "Mechanical blood trauma : An overview", Angiology, v.38, n.3, p.81-97.

Numerical Evaluation of Hemolytic Potential through Biological Heart Valve

Leonardo Guimarães Fonseca ¹, leo1fonseca@gmail.com
Rudolf Huebner ¹, rudolf@ufmg.br

¹Laboratório de Bioengenharia – Departamento de Engenharia Mecânica - Universidade Federal de Minas Gerais - Av. Antônio Carlos 6627 – CEP: 31270-901 – Belo Horizonte/MG

Abstract. *The heart is the main organ from the circulatory system, being responsible to pump blood through veins and arteries. Among the main diseases associated, it can be mentioned heart failure and heart valve diseases, especially in mitral and aortic positions. Nowadays, in heart valve substitution surgery, there are different kinds of prostheses, which can be classified in mechanical and biological ones. The heart valve design requires attention to problems related to material choose, coating, structures in the flow field and reactions of the organism. One of the great problems associated to the use of prosthetic heart valve has been the haemolysis. Thus, the analysis of the flow field through heart valves and it's effect on the erythrocytes is an important way to determine the hemolytic potential of one prostheses. This study pretend to evaluate numerically the flow through a biological heart valve. The first step is to create a three dimensional computational model of a test section with heart valve, which is the three dimensional geometry of the flow field to be analyzed, including the internal valve region. The second step is to simulate blood and water flow through this model, with different flow rates for each one. The final step is to calculate the hemolytic potential with the information obtained for particles inserted in the flow field. It should be mentioned that the hemolytic potential will be calculated for water and blood flow, and, for each fluid, there will be different flow rates.*

Keywords: *Haemolysis, numeric simulation, heart valve*