HEMODINÂMICA COMPUTACIONAL DE UMA BOMBA CARDÍACA AXIAL

Paulo Virginio da Silva Neto [(1)] (paulo.virginio@ufpe.br), Kenenton Kenedy Fabricio da Silva[(1)] (kenenton.kenedy@ufpe.br), Flavio Augusto Bueno Figueiredo[(1)] (flavio.figueiredo@ufpe.br), Guilherme Barbosa Lopes Junior [(1)] (guilherme.lopes@ufpe.br)

[(1)] Universidade Federal de Pernambuco (UFPE); Departamento de Engenharia Mecânica

RESUMO: *A insuficiência cardíaca (IC), é uma condição crônica onde o coração não consegue atender às necessidades do corpo. Isso ocorre quando ele não contrai-se ou enche-se adequadamente durante as fases de bombeamento, resultando em sintomas como falta de ar, fadiga e batimentos acelerados. Em casos graves, há intervenções, como o transplante cardíaco, embora a disponibilidade de doadores e o risco de rejeição do órgão possam limitar essa abordagem. Os Dispositivos de Assistência Ventricular (DAV's), surgem como alternativas, auxiliando no suprimento de sangue e na melhoria da qualidade de vida dos pacientes. Este projeto conduziu uma modificação na geometria de uma bomba axial, para determinar a influência das mudanças do rotor nos resultados das análises, seguido por simulações computacionais internas. As curvas de desempenho foram geradas baseadas nos dados do ensaio hidrodinâmico da bomba centrífuga Cardiac Assistant Recovery of Life (CARoL). A avaliação resultante dessas curvas, somada à análise dos fluxos das rotações e vazões, serviram de comparativo entre o modelo anterior e de base para novas modificações do dispositivo para atuação como uma alternativa de DAV. Este trabalho se concentra em fornecer uma breve apresentação da formulação e da resolução das análises previamente expostas.*

PALAVRAS-CHAVE: *HEMODINÂMICA COMPUTACIONAL, BOMBA CARDÍACA AXIAL, INSUFICIÊNCIA CARDÍACA, DISPOSITIVO DE ASSISTÊNCIA VENTRICULAR.*

COMPUTATIONAL HEMODYNAMICS OF AN AXIAL CARDIAC PUMP

ABSTRACT: *Heart failure (HF) is a chronic condition where the heart is unable to meet the body's needs. This occurs when it doesn't contract or inflate properly during the pumping phases, resulting in symptoms such as shortness of breath, fatigue, and rapid heartbeat. In severe cases, there are interventions such as heart transplantation, although the availability of donors and the risk of organ rejection may limit this approach. Ventricular Assistance Devices (VAD's) appear as alternatives, assisting in the blood supply and improving the quality of life of patients. This project conducted a modification in the geometry of an axial pump, to determine the influence of rotor changes on the analysis results, followed by internal computational simulations. The performance curves were generated based on data from the hydrodynamic test of the Cardiac Assistant Recovery of Life (CARoL) centrifugal pump. The evaluation resulting from these curves, added to the analysis of the rotations and outflows flows, served as a comparison between the previous model and as a basis for new modifications of the device to act as an alternative to ADL. This work focuses on providing a brief presentation of the formulation and resolution of the previously exposed analyses.*

KEYWORDS: *COMPUTATIONAL FLUID DYNAMICS, ELECTRIC MOTORCYCLES, AERODYNAMIC FACTOR, RESISTIVE FORCES, FINAL POWER IN THE ENGINE.*

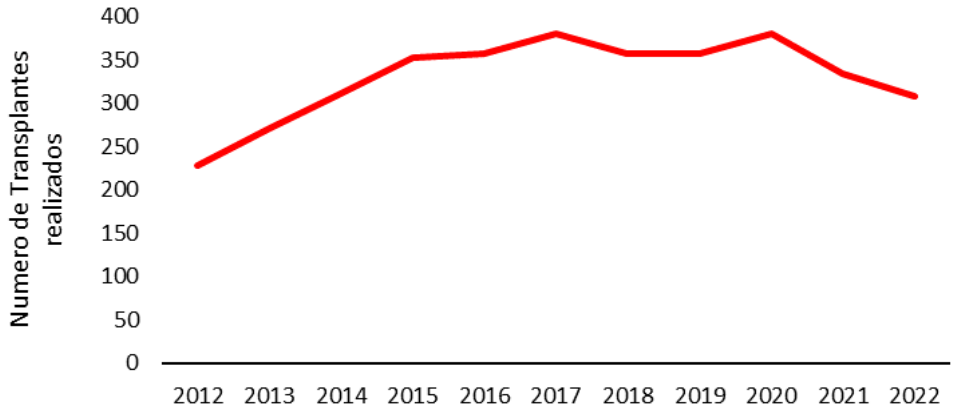
1. INTRODUÇÃO

O desenvolvimento de dispositivos de assistência cardíaca tem sido impulsionado pelos progressos tecnológicos contemporâneos. A evolução de materiais, métodos de propulsão, técnicas de levitação, cirurgia e medicamentos tem viabilizado aprimoramentos na eficácia desses dispositivos para pacientes com diversas condições cardíacas.

Ainda assim, o número de óbitos decorrentes de doenças cardíacas tem aumentado anualmente no Brasil e ao redor do mundo. Uma pesquisa conjunta da Organização Pan-Americana de Saúde (OPAS) e da Organização Mundial da Saúde (OMS) identifica a Cardiopatia Isquêmica e o Acidente Vascular Cerebral (AVC) como as principais causas de mortalidade global, totalizando 15,2 milhões de falecimentos em 2016. Essa situação mantém-se inalterada nos últimos 15 anos, solidificando essas doenças no topo desse índice de óbitos.

A Figura 1 mostra a quantidade de transplantes cardíacos realizados no Brasil desde 2012. Em 2022, no momento em que o relato do Registro Brasileiro de Transplantes foi publicado, apenas 77 tinham sido realizados, mas a projeção era de 308, o que representa uma queda em relação ao ano anterior.

FIGURA 1. Gráfico do número de transplantes cardíacos entre os anos de 2010 e 2022 no Brasil.



Fonte: Adaptado de RBT (2022).

.

Com o objetivo de reduzir os índices mencionados anteriormente, diversas nações têm direcionado investimentos para dispositivos denominados como auxiliares dos corações. Esses dispositivos têm a finalidade de oferecer suporte ao ventrículo esquerdo, a região em que se origina a aorta, a artéria responsável por distribuir sangue oxigenado pelo restante do corpo a partir do coração.

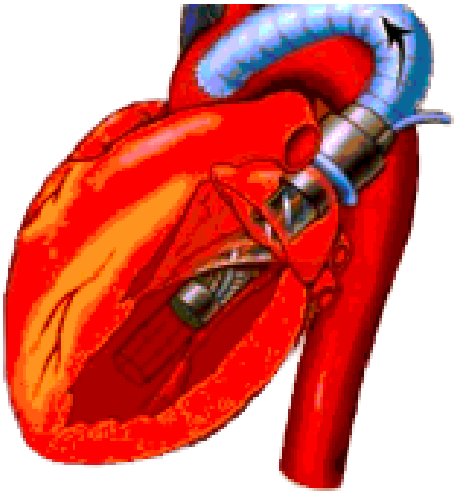
De acordo com os autores Fuchs e Netz (2002), a concepção inicial de um dispositivo de suporte circulatório remonta a 1812, com o médico Legallois. O marco de 1964 trouxe a publicação do implante do primeiro Dispositivo de Assistência Ventricular (DAV) pulsátil, pertencente à primeira geração, no ventrículo esquerdo de um paciente (Liotta et al., 1964). A bomba de sangue axial surgiu como alternativa às complicações das bombas implantáveis da época, que eram pulsáteis de primeira geração (Bock, 2011).

Nesse contexto, em 1989, a Nimbus Medical Inc. iniciou o desenvolvimento do dispositivo Heartmate II. Esse aparelho, com fluxo axial e implantação no ventrículo esquerdo, passou por ajustes de design devido a desafios identificados. Foi reconfigurado para operar em rotações entre 6.000 e 15.000 rpm, gerando um fluxo de até 10 L/min. A primeira implantação bem-sucedida desse novo modelo ocorreu nos Estados Unidos em 2003 (Frazier et al., 2004).

O sistema de propulsão na forma axial permite a vantagem de ter dimensões reduzidas e uma não necessidade de instalação de válvulas cardíacas artificiais. Assim, existe a possibilidade de instalação dentro da caixa torácica do paciente. Esta geração de DAV’s axiais consistia em um cilindro com um rotor que dispunha de aletas helicoidais propulsoras do sangue na entrada em uma extremidade à saída na extremidade oposta, gerando um fluxo paralelo ao eixo da bomba (Hernandes, 2018).

Um exemplo de bomba axial é a versão cutânea do Jarvik 2000, mostrado da Figura 2. A bomba de sangue é colocada dentro do ventrículo esquerdo, e o enxerto de saída é anexado ao a aorta torácica. O eletrodo passa na parede abdominal e está conectado a uma unidade de controle externa e energia para a bomba implantada é recebida de uma bateria conectada ao controlador.

FIGURA 2. Esquema de instalação DAV axial.



Fonte: Debakey (2000).

1.1 Objetivos

Os objetivos específicos deste trabalho são:

- Propor a geometria de estudo;
- Simular, num conjunto de condições de contorno apropriadas, cenários de bombas de sangue para diferentes diferentes vazões e rotações;
- Analisar o escoamento interno da bomba axial e indicar as curvas gerais para os cenários.
- Avaliar os pontos onde ocorrem recirculação e apontar melhorias que podem ocorrer na geometria.

1.2 Justificativas

Os DAVs têm emergido como uma notável solução para reduzir o número de óbitos decorrentes de cardiopatias em todo o mundo. Além disso, eles representam alternativas viáveis como pontes para transplante e recuperação, terapia de destino, ponte de candidatura ou ponte para outra abordagem (Franca et al., 2013).

Contudo, como previamente abordado, a exploração e estudo dos DAVs no contexto brasileiro são limitados. Adicionalmente, há uma inquietação referente ao desenvolvimento desses dispositivos, associada à complexidade do fluxo intrínseco às bombas de sangue e à análise em Dinâmica dos Fluidos Computacional (CFD) desses sistemas (Lopes et al., 2016), bem como à necessidade de compreender o escoamento circunvizinho ao rotor.

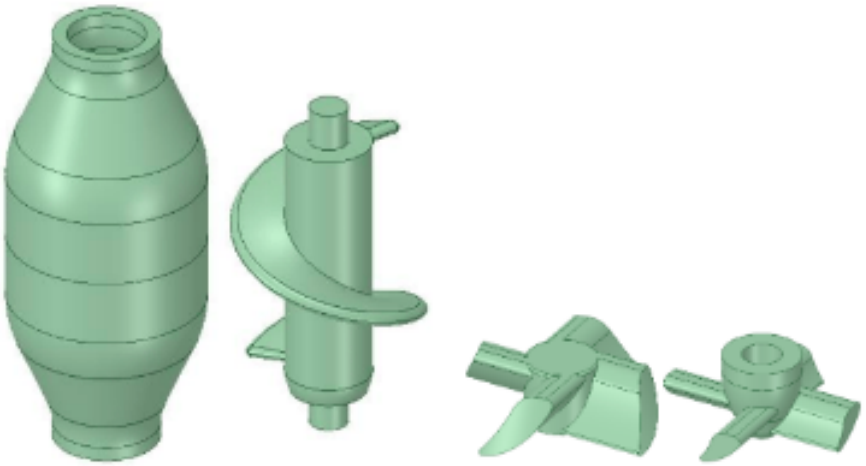
O Projeto aqui desenvolvido é uma modificação da geometria de Azevedo(2022). As características da bomba foram abordadas e mencionadas na sequência.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Para realizar uma análise em CFD, exigisse um conhecimento prévio da ferramenta, é necessário gerar a geometria, estudar a melhor forma de análise de pré-processamento, quais equações e condições que regem a física do problema e depois abordar os resultados.

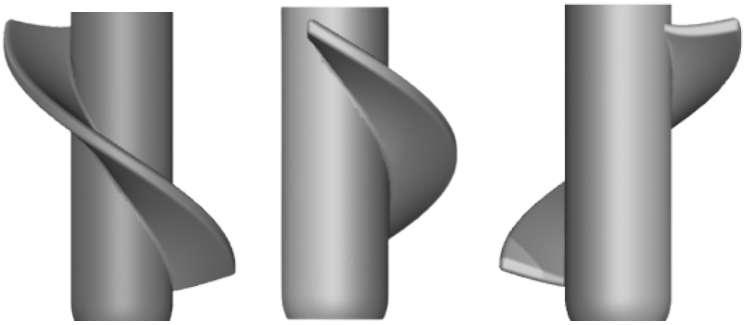
Aqui, as geometrias em estudo foram geradas com softwares de CAD. As modelagens foram feitas na versão estudante do Ansys® e preparadas para a simulação neste ambiente. A Figura 3 mostra o modelo que se tomou como base e a Figura 4 a modificação no rotor da bomba. Aqui pode-se perceber que, além da alteração da angulação do perfil da hélice, o passo da mesma também foi alterado para não ter uma volta completa. A carcaça e os mancais permaneceram idênticos.

FIGURA 3. Modelo inicial da bomba axial.



Fonte: Azevedo (2022).

FIGURA 4. Alteração na hélice do rotor.



Fonte: Autor.

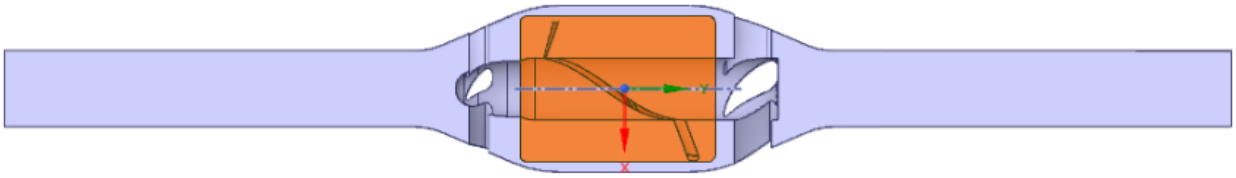
Para realizar a análise dos fluxos, empregou-se um Sistema de Múltiplas Referências (SMR), um dos métodos computacionais mais empregados em condições permanentes. Esse sistema viabiliza a alteração do ponto de referência para calcular as velocidades dos elementos em diferentes zonas.

A quantidade de zonas pode variar, geralmente sendo divididas em duas regiões distintas: uma inercial e outra não-inercial. Na região inercial, o referencial permanece estático em relação ao estado permanente, ao passo que na região não-inercial, ele é dinâmico.

A Figura 5 ilustra, em laranja, a área não-inercial, abrangendo a região do rotor, enquanto a inercial ocupa a parte mais externa. Percebe-se que o volume interno da tubulação de saída e entrada também foi aumentado para que as pressões nessas regiões fossem fornecidas de forma

mais assertiva. A malha computacional foi gerada para delimitar o volume do fluido e as condições estabelecidas no pré-processamento são as mesmas de Azevedo (2022).

FIGURA 5. Zona inercial e não inercial.



Fonte: Autor.

As condições de contorno a serem empregadas, seguem inicialmente as faixas de rotação e vazão estabelecidas por Hernandes (2018). Há quatro conjuntos de condições de contorno possíveis para o par entrada-saída: velocidade-pressão, pressão velocidade, velocidade-outflow, pressão-pressão. O mais apropriado é a condição velocidade-outflow, a qual permite a comparação global através dos resultados de velocidade, sem que o programa seja tendencioso nos resultados específicos (Junior, 2016).

Para a modelagem e simulação de turbulência, empregou-se o modelo de duas equações κ-□ e o método semi-implícito *SemiImplicit Method for Pressure-Linked Equation Consistent* (SIMPLEC). O modelo de turbulência de duas equações é descrito através das equações de transporte para energia turbulenta (κ) e comprimento de escala turbulenta (□), com base em Wilcox (1994). O método SIMPLEC, desenvolvido por Doormaal e Raithby (1984), é introduzido como uma ferramenta eficaz para resolver equações de Navier-Stokes, notavelmente na correção de pressão e conservação de momento. A configuração da simulação inclui a inicialização a partir de todas as zonas e aplicação de pressão manométrica de 10666 Pa, representando características hemodinâmicas.

As análises foram realizadas com base nas vazões descritas na Tabela 1, onde tais valores foram obtidos relacionando a geometria e a vazão desejada. Contudo, na seção de resultados, será apresentada apenas as simulações referente a 5 L/min, esta é vazão de sangue para uma pessoa em repouso levando em conta as rotações de 8.000, 10.000 e 12.000 RPM. Além disso, o fluxo do fluido e rotação ocorrem no sentido positivo do eixo Y.

TABELA 1. Relação Vazão-Velocidades.

Vazão (L/min)	Velocidade (m/s)
3	0,53

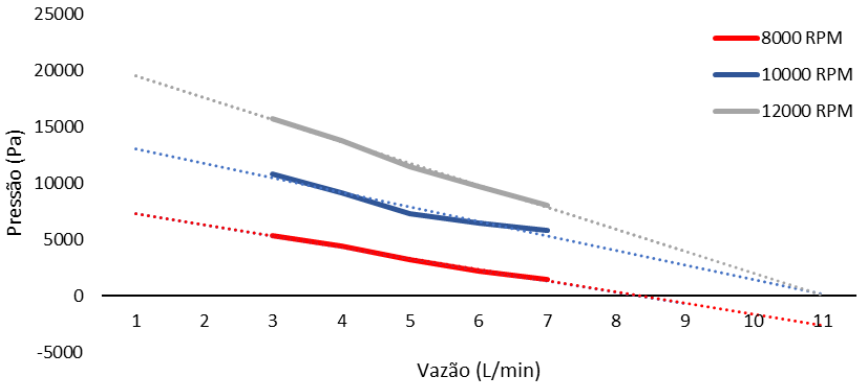
4	0,70
5	0,88
6	1,05
7	1,23

Fonte: Autor.

3. RESULTADOS,

O presente segmento se dedica a explorar e discutir as simulações minuciosamente realizadas na nova geometria da bomba axial. Através de uma abordagem detalhada, o modelo é submetido a simulações específicas para avaliar seu desempenho. Com as simulações considerando as vazões apresentadas na Tabela 1 e avaliando-as nas rotações distintas, obteve-se a Figura 6 que mostra o mapeamento das curvas da bomba.

FIGURA 6. Mapeamento das curvas de desempenho da bomba axial.



Fonte: Autor.

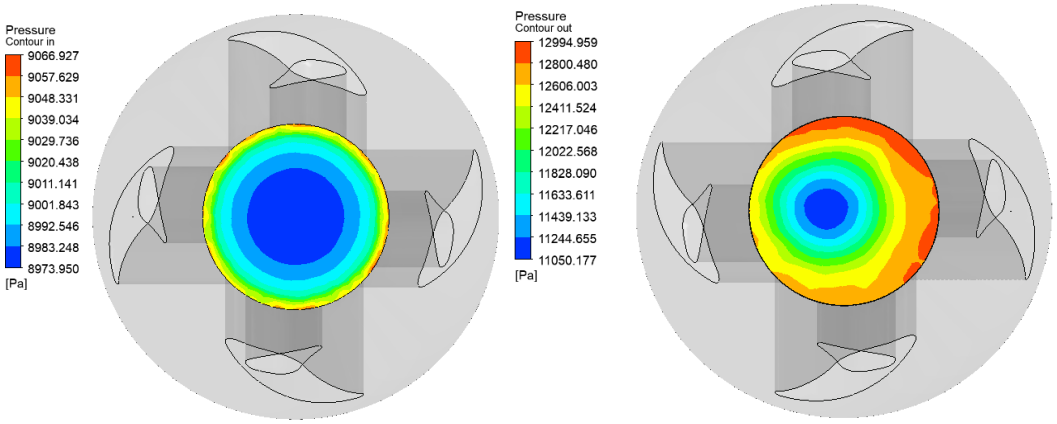
Analisando essas curvas, a geometria com 8000 RPM demonstra estar bem abaixo do esperado, enquanto em 10000 e 12000 rpm se apresentam mais satisfatórias. As linhas tracejadas representam a tendência dessas curvas. Para se ter algo mais preciso, seria necessário realizar mais simulações e comprovar se seguem realmente esse comportamento. A seguir, é apresentado as simulações para a vazão de 5L/min variando as rotações

3.1 Análise de pressões para a vazão de 5 L a 8000 RPM.

Para essa rotação, a pressão média na entrada foi de 9001,67 Pa, enquanto na saída seu valor foi de 12254,10 Pa. Resultando em uma carga de pressão de 3252,43 Pa. A Figura 7 mostra a distribuição de pressões na entrada e na saída da bomba, perceba que a escala muda devido ao

fato do intervalo dessas pressões ser baixo para esta gama, caso fosse usado a mesma escala não seria possível distinguir certos valores.

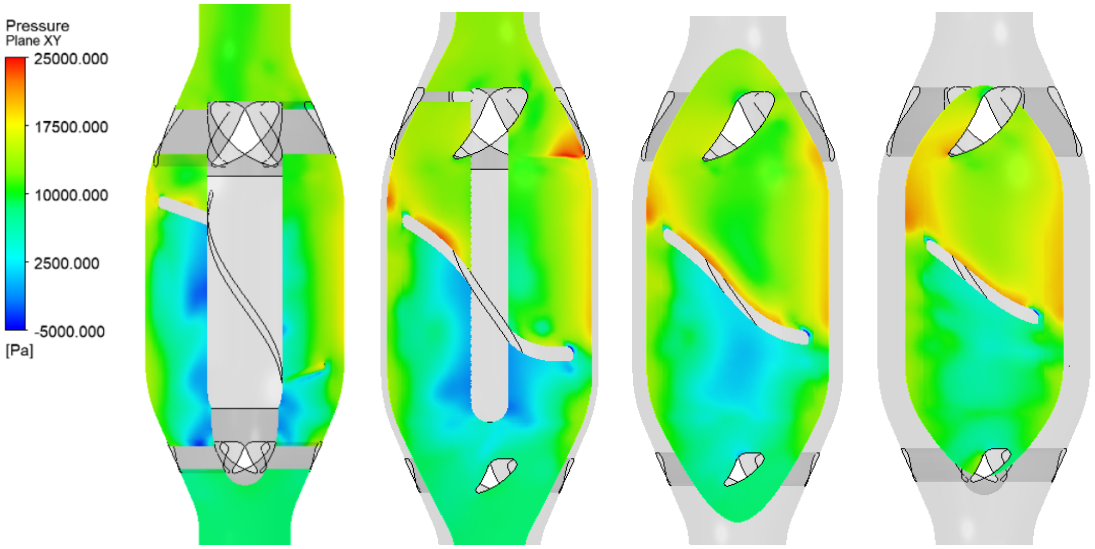
FIGURA 7. Pressões na entrada e na saída a 8000 RPM.



Fonte: Autor.

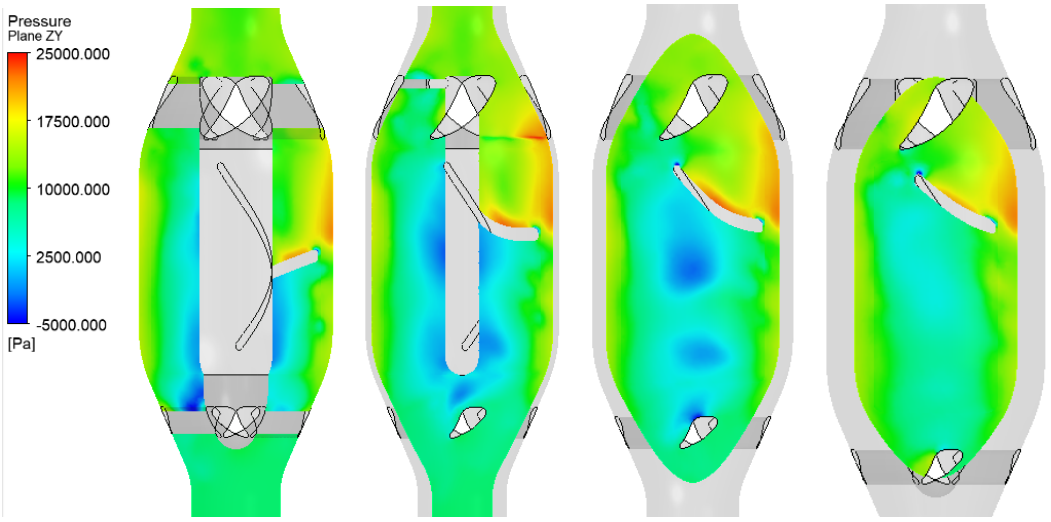
As Figura 8 e Figura 9 representam a distribuição de pressão nos Planos XY e ZY. As imagens laterais, seguintes à primeira imagem representam cortes realizados a 4mm, 6mm e 8mm do centro. Nelas pode-se verificar a influência que a angulação da hélice tem em relação às pressões. Aqui, consegue-se utilizar a mesma escala de avaliação.

FIGURA 8. Pressões no Plano XY a 8000 RPM.



Fonte: Autor.

FIGURA 9. Pressões no Plano ZY a 8000 RPM.



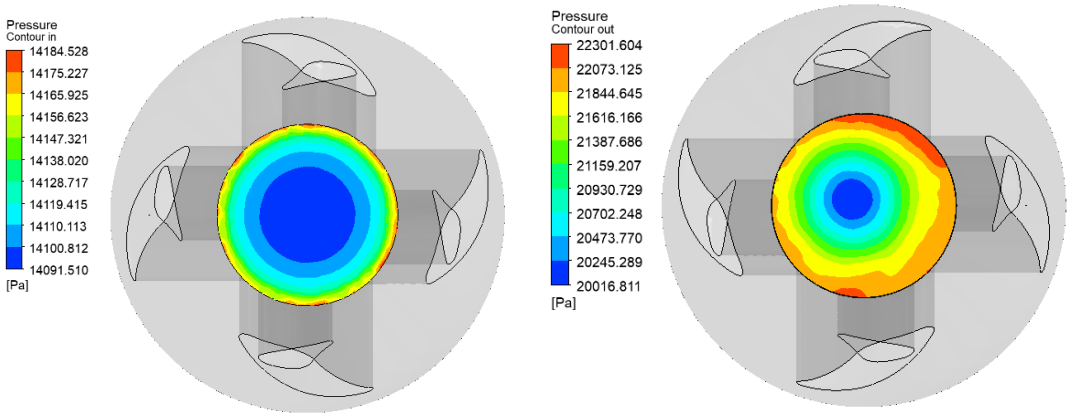
Fonte: Autor.

Nas imagens apresentadas anteriormente é possível observar que abaixo da hélice, tem-se zonas de menor pressão, enquanto que acima da hélice pode-se notar zonas de pressão mais elevada. Ressalta-se que nas imagens não se mostra o cumprimento total das tubulações para focar apenas nas zonas inerciais e não-inerciais da bomba.

3.2 Análise de pressões para a vazão de 5 L a 10000 RPM.

Nesta análise, a pressão média na entrada foi de 14119,3 Pa, enquanto na saída seu valor foi de 21419 Pa. Resultando em uma carga de pressão de 7299,7 Pa. A Figura 10 mostra a distribuição de pressões na entrada e na saída da bomba, com a mesma mudança da escala relatada nas análises anteriores.

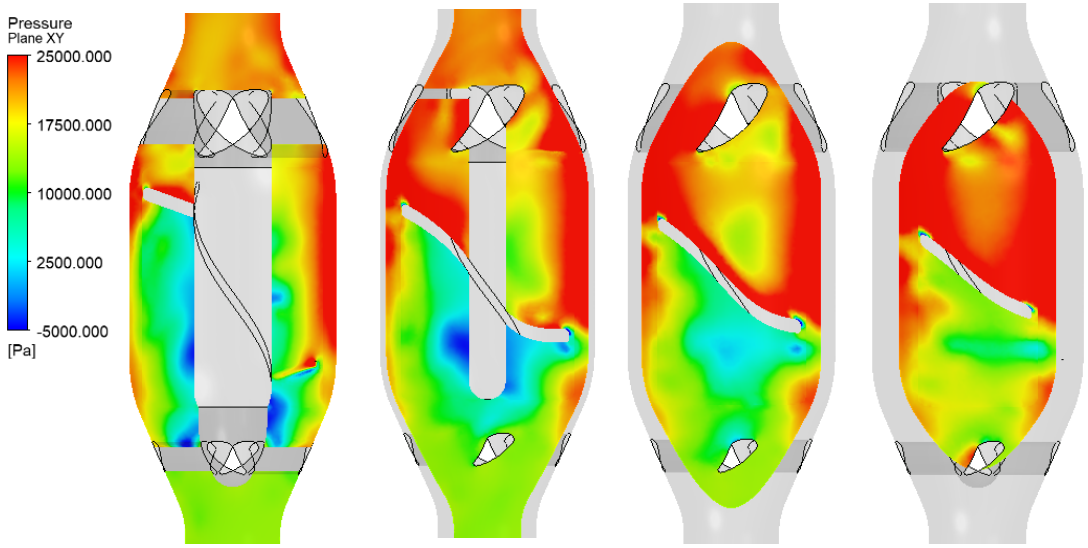
FIGURA 10. Pressões na entrada e na saída a 10000 RPM.



Fonte: Autor.

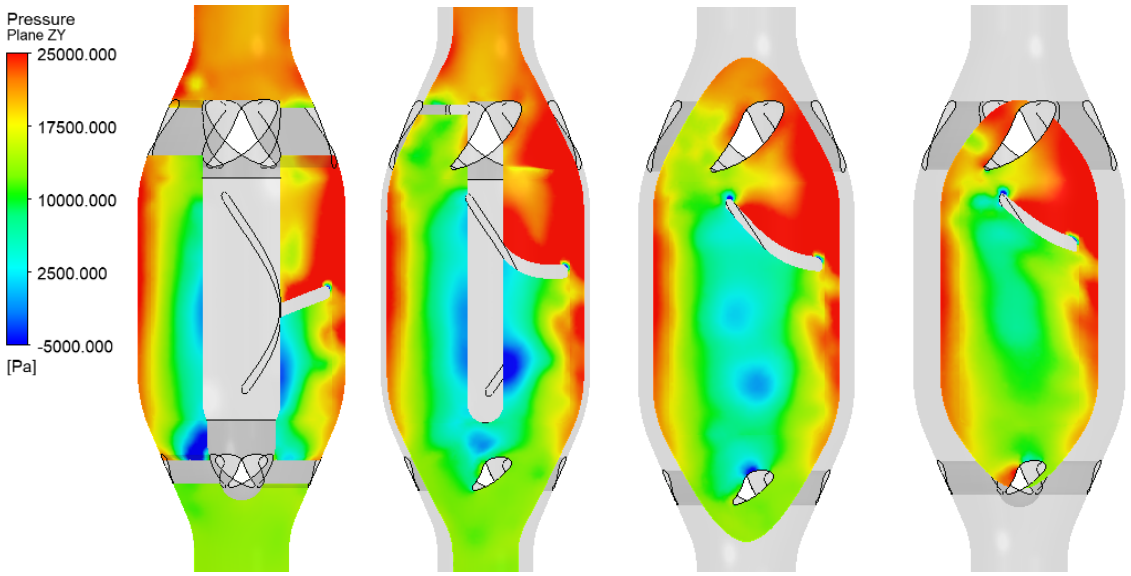
As Figura 11 e Figura 12 representam a distribuição de pressão nos Planos XY e ZY com os mesmos cortes. Observa-se um comportamento similar da distribuição de pressões que em 8000 RPM, contudo, ao usar a mesma escala de análises, vemos algumas áreas onde o limite superior não é suficiente para a visualização.

FIGURA 11. Pressões no Plano XY a 10000 RPM.



Fonte: Autor.

FIGURA 12. Pressões no Plano ZY a 10000 RPM.

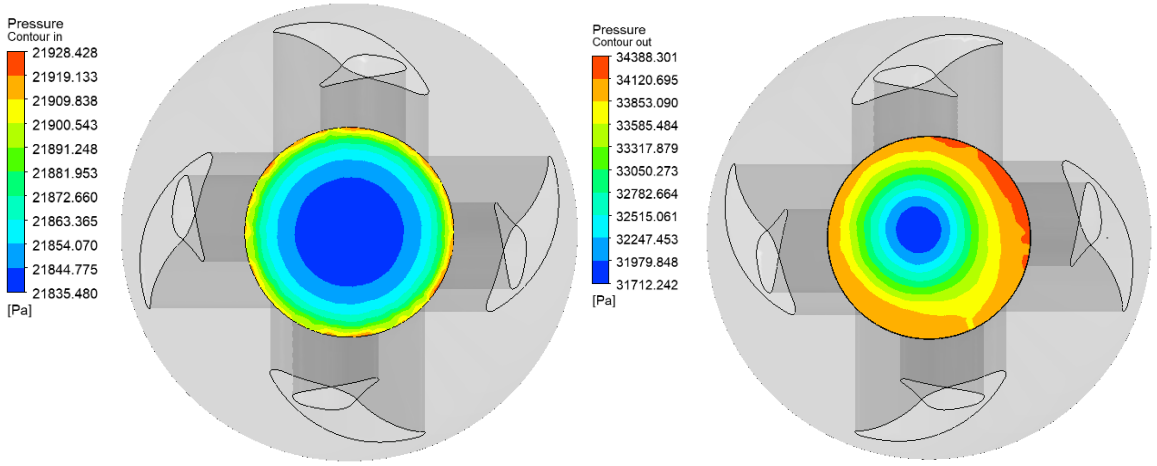


Fonte: Autor.

3.3 Análise de pressões para a vazão de 5 L a 12000 RPM.

A pressão média na entrada foi de 21863,2 Pa, enquanto na saída seu valor foi de 33356,4 Pa. Resultando em uma carga de pressão de 11493,2 Pa. A Figura 13 mostra a distribuição de pressões na entrada e na saída da bomba.

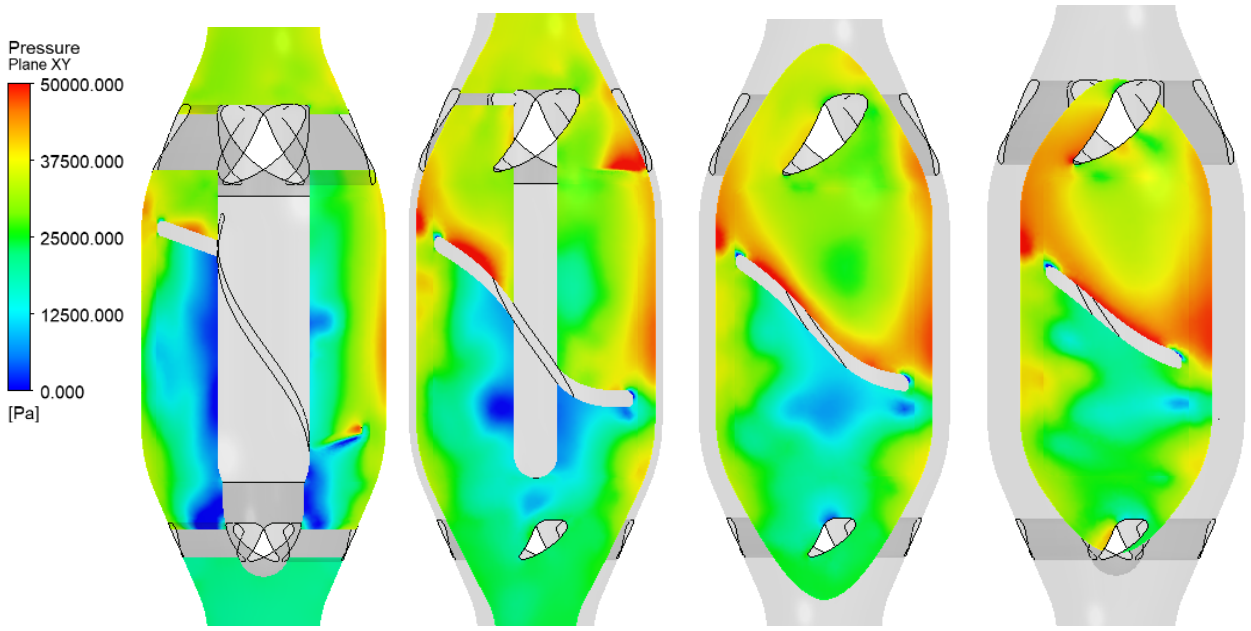
FIGURA 13. Pressões na entrada e na saída a 10000 RPM.



Fonte: Autor.

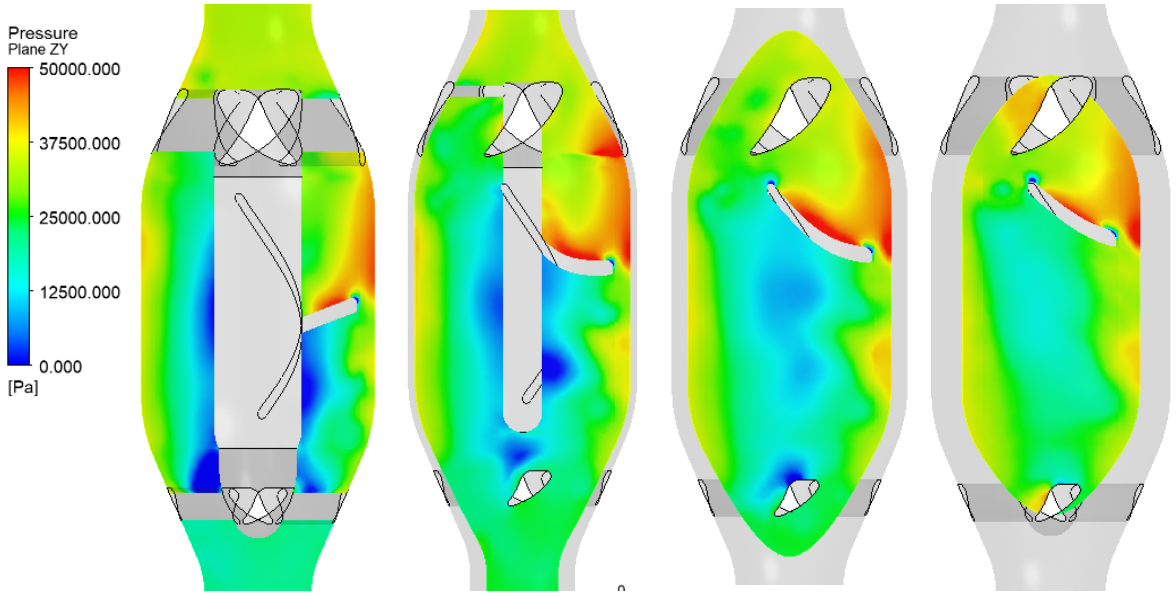
As Figura 14 e Figura 15 representam a distribuição de pressão nos Planos XY e ZY com os mesmos cortes, porém, aqui aumentou-se a escala de visualização, visto que, ao usar a mesma (antes um intervalo de -5000 a 25000 Pa), muitas zonas não seriam vistas.

FIGURA 14. Pressões no Plano XY a 12000 RPM.



Fonte: Autor.

FIGURA 15. Pressões no Plano ZY a 12000 RPM.

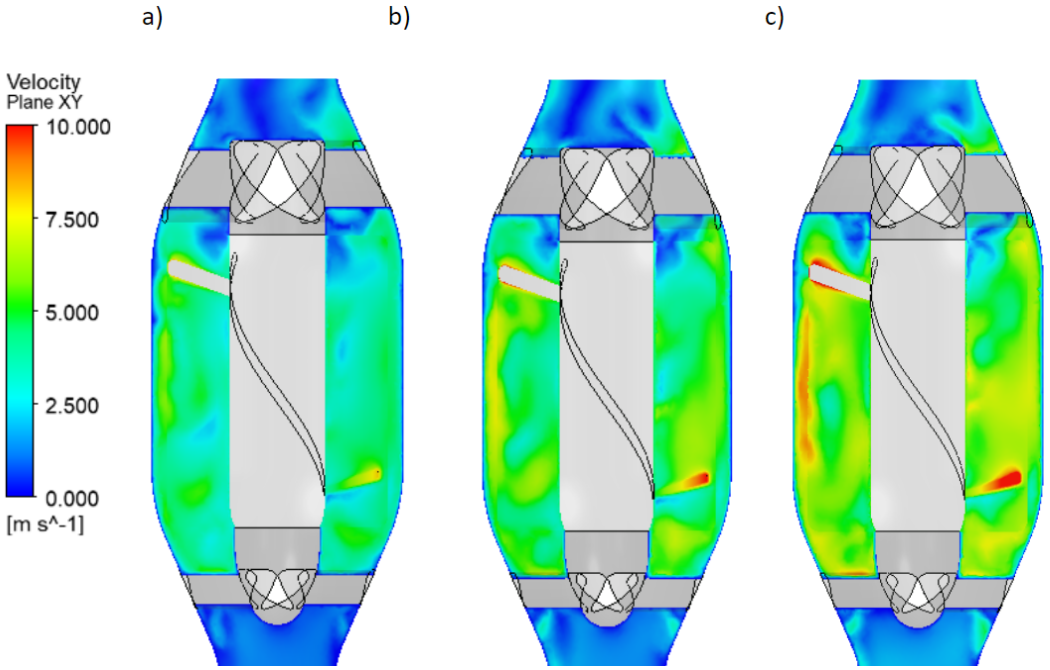


Fonte: Autor.

3.4 Comparativo entre os resultados das velocidades.

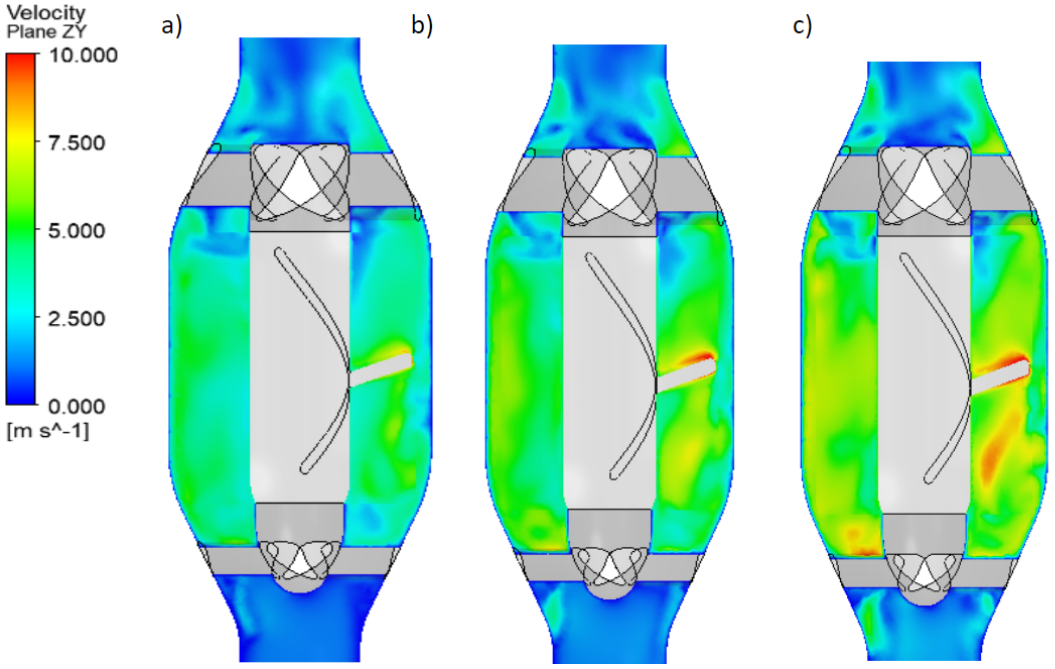
Nessa seção é avaliado a diferença entre os resultados obtidos para as três diferentes rotações. Inicialmente, na Figura 16, pode-se visualizar a diferença entre a elevação da velocidade no Plano XY e na Figura 17 no Plano ZY.

FIGURA 16. Velocidades no Plano XY em a) 800 RPM, b)10000 RPM e c) 12000 RPM.



Fonte: Autor.

FIGURA 17. Velocidades no Plano YZ em a) 800 RPM, b)10000 RPM e c) 12000 RPM.

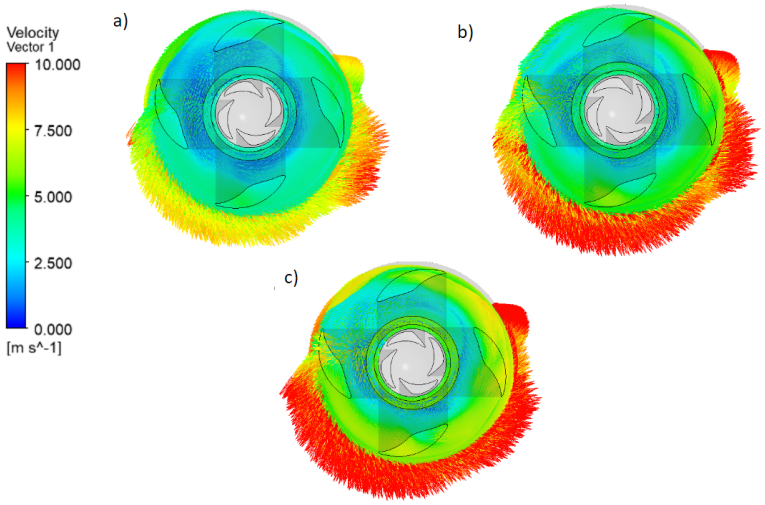


Fonte: Autor.

Como era de se esperar, conforme a rotação aumenta o comportamento das velocidades aumenta proporcionalmente, não mudando, assim, a característica física do problema em questão.

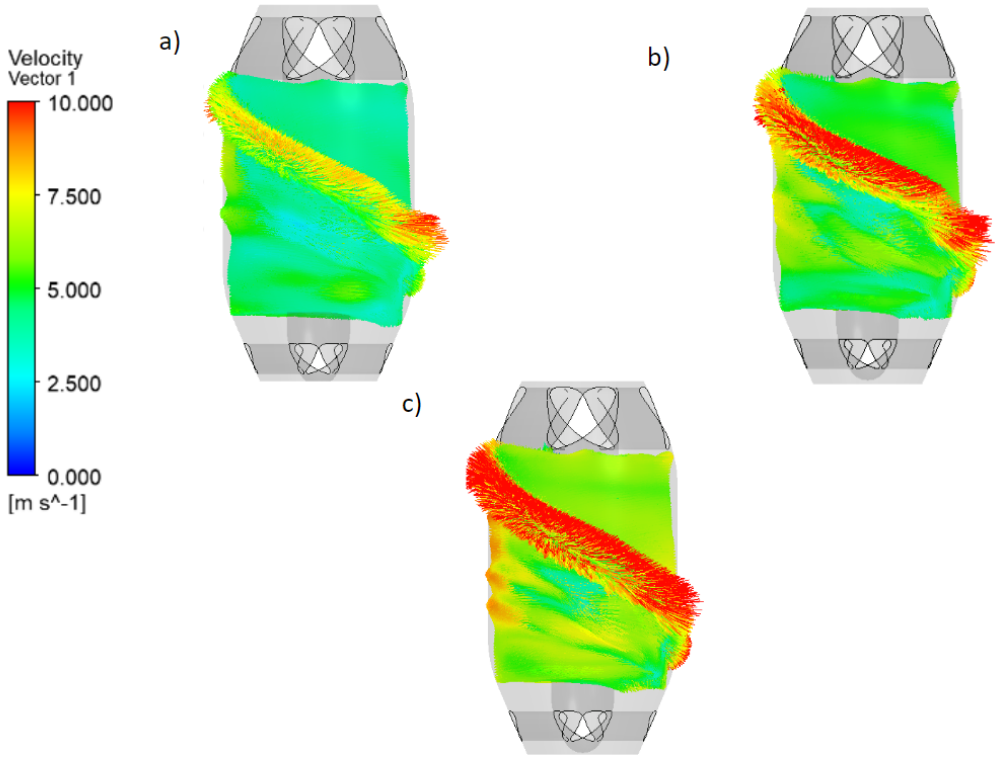
A Figura 18 e Figura 19, mostram a diferença entre a elevação da velocidade nos vetores do volume não inercial da bomba. Aqui percebe-se o mesmo resultado avaliado nos planos anteriormente (elevação da velocidade conforme a rotação aumenta).

FIGURA 18. Comparativo dos vetores de velocidades na vista superior em a) 800 RPM, b)10000 RPM e c) 12000 RPM.



Fonte: Autor.

FIGURA 19. Comparativo dos vetores de velocidades na vista lateral em a) 800 RPM, b)10000 RPM e c) 12000 RPM.



Fonte: Autor.

4. CONCLUSÕES

Nas literaturas e projetos estudados, as bombas axiais operam na faixa de 6000 e 15000 RPM. A bomba em questão foi simulada em condições de 8 a 12 mil rotações.

Em relação a bomba que serviu de modelo, a mesma possui redução na faixa de atuação quando o comparativo é o desempenho. Os resultados obtidos aqui, mostram que a inclinação da hélice pode ter sido um fator importante para a redução dessas zonas.

Contudo, a diminuição do passo pode ter interferido no resultado das pressões finais. A redução dessas zonas de recirculação é importante, visto que essas são fatores determinantes para a vida útil da bomba e também na geração de hemólise que pode por tensões cisalhantes acima do limite de resistência das células. A hemólise pode resultar na liberação de hemoglobina e outros componentes celulares na corrente sanguínea, o que pode ter implicações negativas para a saúde.

Adicionalmente, conclui-se que a alteração do passo possui influência significativa na conversão de pressão da bomba. Além disso, a torção de eixo no perfil da hélice, buscando uma geometria condutiva côncava, possibilitou um resultado mais apropriado para o fluxo em geral.

As zonas de recirculação e de alta intensidade turbulenta, sobretudo devido às altas rotações, culminam em zonas de risco de hemólise e necessitam ainda de certa atenção.

Uma nova geometria está em desenvolvimento, visando aprimorar a geometria em análise deste estudo, buscando reduzir as faixas de rotação e zonas críticas de hemólise.

DECLARAÇÃO DE RESPONSABILIDADE

Os autores são os únicos responsáveis por este trabalho.

REFERÊNCIAS

BOCK, E. G. P. Projeto e construção e testes de um dispositivo de assistência ventricular: bomba de sangue centrífuga implantável. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) - Universidade Estadual de Campinas,Faculdade de Engenharia Mecânica, Campinas, 2011.

DADOS NUMÉRICOS DA DOAÇÃO DE ÓRGÃOS E TRANSPLANTES REALIZADOS POR ESTADO E INSTITUIÇÃO NO PERÍODO: JANEIRO A MARÇO. Registro Brasileiro de Transplantes. São Paulo, RBT, 2022.

DEBAKEY, M. E. The odyssey of the artificial heart. Artificial organs, Wiley Online Library, v. 24, n. 6, p. 405–411, 2000.

DOORMAAL, J. P. V.; RAITHBY, G. D. Enhancements of the simple method for predicting incompressible fluid

flows. Numerical Heat Transfer, v. 7, n. 2, p. 147-163, 1984.

FRANCA, E. L.; IACONA, R.; AJELLO, L.; SANSONE, A.; CARUSO, M.; ASSENNATO, P. Heart failure and mechanical circulatory assist devices. Global journal of Health science, Canadian Center of Science and Education, v. 5, n. 5, p. 11, 2013.

FRAZIER, O. H. et al. First clinical use of the Redesigned HeartMate ® II left ventricular assist system in the United States. Texas Heart Institute, v. 31, n. 2, p. 157-159, 2004.

FUCHS A., N. H. Ventricular assist devices in pediatrics. [S.l.]: Images Paediatric Cardiology, v.9, pp.24-54, 2002.

HERNANDES, M. M. A. P. Análise do escoamento em um dispositivo de assistência ventricular. 2018.

JÚNIOR, G. B. L. Metodologia para análise computacional de escoamento sanguíneo em dispositivos de assistência ventricular. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2016.

LIOTTA, D. et al. Prolonged ventricular bypass with intrathoracic pumps. Transactions American Society Artificial Internal Organs, v. 10, n. 1, p.154-156, 1964.

LOPES, G.; GÓMEZ, L. C.; BOCK, E. Mesh independency analyses and grid density estimation for ventricular assist devices in multiple reference frames simulations. Technische Mechanik-European Journal of Engineering Mechanics, v. 36, n. 3, p. 190–198,2016.

WILCOX, D. C. Turbulence Modeling for CFD. 2. ed. La Cañada, California: DWC Industries, Inc. 1994.