



ANÁLISE E SIMULAÇÃO DE UMA BOMBA DE SANGUE AXIAL

Thallys de Santana Azevedo ^[0000-0002-3030-9733], Departamento de Engenharia Mecânica - UFPE,
thallys_azevedo@hotmail.com

Paulo Virginio da Silva Neto ^[0000-0002-0801-0807], Departamento de Engenharia Mecânica - UFPE,
paulo.virginio@ufpe.br

Guilherme Barbosa Lopes Junior ^[0000-0002-5605-6703], Departamento de Engenharia Mecânica - UFPE,
guilherme.lopes@ufpe.br

Resumo. O transplante cardíaco é uma das soluções mais utilizadas contra a insuficiência cardíaca, uma doença que incapacita o coração de desenvolver suas funções. Porém, a falta de doadores e rejeição do corpo ao transplante podem comprometer esse método. Para suprir tais necessidades, surgem os dispositivos de assistência circulatória mecânica, sobretudo, o Dispositivo de Assistência Ventricular (DAV). No desenvolvimento deste projeto seguiu-se alguns procedimentos como a construção do modelo geométrico de uma bomba de sangue axial, a simulação computacional hemodinâmica em seu interior e a geração das curvas de desempenho, baseando-se nos dados do ensaio hidrodinâmico da bomba centrífuga chamada Cardiac Assistant Recovery of Life (CARoL). Os resultados advindos dessas curvas somado as análises dos escoamentos para as rotações e vazões, mostraram-se adequados, provando que existe a possibilidade de o dispositivo servir como uma alternativa a CARoL. Este trabalho visa apresentar brevemente a formulação e solução das análises anteriormente apresentadas.

Palavras chave: Insuficiência cardíaca. DAV. Bomba de sangue axial. Simulação hemodinâmica. CARoL.

1. INTRODUÇÃO

Uma pesquisa realizada em 2020 pelo Hospital Alberto Urquiza, avaliou as capitais mais afetadas pelo coronavírus nos primeiros meses da pandemia (Brant et al., 2020). O resultado registrou um aumento nos óbitos causados por infarto e problemas cardiovasculares se comparados com os meses de março a maio de 2019. Manaus cresceu seus óbitos em 132%, em seguida, Belém (126%), Fortaleza (87,7%), Recife (71,7%), Rio de Janeiro (38,7%) e São Paulo (31,1%).

A Diretriz Brasileira de Insuficiência Cardíaca Crônica e Aguda (2018) define Insuficiência Cardíaca (IC) como uma síndrome que faz o coração ser incapaz de bombear sangue suficiente para atender as necessidades metabólicas. A IC crônica representa a natureza progressiva e persistente da doença, enquanto a IC aguda, é excepcional de alterações rápidas ou graduais de sinais e sintomas, necessitando de terapia com urgência. Mesmo sendo considerado um procedimento padrão para o tratamento da IC, ainda existem problemas para o Transplante Cardíaco (TC), tais como a falta de doadores, o longo tempo de espera para o transplante e uma possível rejeição do órgão transplantado e, diante das dificuldades encontradas, recursos alternativos estão sendo desenvolvidos.

Um artigo publicado por Andrade (2017), baseado no registro oficial da INTERMACS (*Interagency Registry for Mechanically Assisted Circulatory Support*), relata que de 2006 a 2016, mais de 19 mil pacientes tiveram algum tipo de coração artificial implementado nos Estados Unidos. Esse registro acompanha 168 hospitais americanos que realizaram esse procedimento. Até a data em que o artigo foi publicado apenas 40 pacientes tinham recebido o dispositivo no Brasil, um número extremamente baixo se comparado a quantidade de pessoas que necessitariam do aparelho. Os dispositivos de assistência ventricular (DAV), tem se mostrado uma excelente solução para a diminuição do número de mortes por cardiopatias no mundo inteiro, sendo ainda alternativas viáveis de “pontes para o transplante e recuperação”, “terapia de destino”, “ponte de candidatura” ou “ponte para outra ponte” (Lafranca et al., 2013). Porém, o estudo e aplicação dos DAVs é pouco desenvolvido e explorado no Brasil, além de existir uma preocupação no desenvolvimento desses dispositivos por conta da dinâmica do fluxo dentro das bombas de sangue, assim como o estudo das análises em CFD e a necessidade de se compreender o escoamento periférico ao rotor.

O estudo deste trabalho é o desenvolvimento de um DAV, analisando seu funcionamento em relação a sua geometria e que pudesse servir como uma alternativa a bomba centrífuga apresentada por Hernandez (2018). Sendo assim, o dispositivo será uma bomba de sangue axial, com assistência ao ventrículo esquerdo e para um longo tempo de permanência. Além disso realizou-se o estudo do escoamento hemodinâmico, através de simulações computacionais no software Fluent® para estudar os parâmetros do escoamento interno da bomba, tais como a velocidade e pressão, com o objetivo de analisar prováveis áreas de recirculação e de vórtices.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1. Desenvolvimento de bombas axiais sanguíneas

Os autores Fuchs e Netz (2002) fazem menção de que o primeiro conceito sobre um dispositivo de apoio circulatório teria sido postulado pelo médico Legallois no ano de 1812. Já em 1964 houve a publicação do implante de um DAV



pulsátil, pertencente a primeira geração, no ventrículo esquerdo de um paciente (Liotta *et al.*, 1964). A bomba de sangue axial foi criada como uma alternativa para as complicações que existiam nas únicas bombas implantáveis daquele tempo, que eram as da primeira geração, as bombas pulsáteis (Bock, 2011). Visto isso, em 1989 a *Nimbus Medical Inc.* iniciava o desenvolvimento do dispositivo *Heartmate II*. O aparelho possuía fluxo axial, implante no ventrículo esquerdo e foi constatado que havia problemas em seu design. Dessa forma, precisou ser redesenhado e projetado para alcançar rotações entre 6.000 a 15.000 rpm entregando um fluxo de até 10 L/min. Esse novo modelo foi implantado pela primeira vez em um paciente dos Estados Unidos no ano de 2003 (Frazier *et al.*, 2004). Já no Brasil, o Instituto do Coração de Curitiba desenvolveu uma bomba axial capaz de gerar, em testes “*in vitro*”, fluxos de 5 L/min a 8 L/min, projetado para trabalhar com rotações entre 8.000 a 12.000 rpm (Kubrusly *et al.*, 2000).

2.2. Conceitos e características do coração e sangue.

O coração é um conjunto de duas bombas pulsáteis onde o lado direito bombeia o sangue para os pulmões, em que ocorre a circulação pulmonar, e o lado esquerdo bombeia para os órgãos periféricos, realizando a circulação sistêmica. Nesse sentido, o bombeamento é ocasionado pelas variações de volume e pressão em cada câmara do coração em que a quantidade de sangue por unidade de tempo que cada ventrículo bombeia é dita como débito cardíaco.

De acordo com Aires (2012), pessoas na fase adulta, em repouso, apresentam um débito cardíaco fluindo da artéria aorta próximo de 5 L/min. Assim, a pressão arterial sistêmica, durante a circulação sanguínea, decai de aproximadamente 120 mmHg, acima da pressão atmosférica, para cerca de 80 mmHg, enquanto a pressão pulmonar declina de aproximadamente 25 mmHg para 10 mmHg. O autor ainda ressalta que o sangue pode ser caracterizado como um líquido não newtoniano, porém em determinadas condições apresenta um comportamento próximo a dos newtonianos com viscosidade próxima de 3 mPa.s, sendo a sua circulação em regime laminar e turbulento. O laminar, geralmente, acontece em artérias, arteríolas, vênulas e veias, enquanto o turbulento acontece nas câmaras cardíacas e nas ramificações dos vasos. Guyton e Hall (2006) ainda argumentam que se a porcentagem de hemácias dentro do sangue aumenta, a viscosidade do sangue também aumenta. A viscosidade do sangue é próxima de 3 mPa.s e a viscosidade do plasma sendo cerca de 1,5 maior que a da água.

3. METODOLOGIA

O modo empregado para realizar as simulações foi a utilização da vazão de 5 L/min e supor que rotações aproximassem as pressões na saída com os valores das pressões do ensaio hidrodinâmico de Hernandez (2018). Com base nisso, as rotações encontradas foram de 11.450, 11.000, 10.300 e 8.900 na unidade de rpm. Logo mais, atribuiu-se para cada umas dessas rotações os valores das vazões que variaram em 1 L/min, no intervalo de 1 a 7 L/min. Além disso, na realização das simulações adotou-se o sangue como um fluido newtoniano, o regime como sendo de escoamento permanente e o escoamento incompressível. A característica da viscosidade do fluido foi de 3,38 mPa.s de acordo com Hernandez (2018) e a densidade do sangue foi de 1059 kg/m³ conforme mencionado por Lopes Junior (2016).

3.1. Desenvolvimento da geometria, malha e sistema de múltiplas referências

O DAV foi desenvolvido no SpaceClaim® e é formado por uma carcaça cilíndrica, um rotor com pá em hélice e por mancais na entrada e na saída da bomba, assim como, seus suportes. A entrada e a saída foram dispostas de maneira paralela ao eixo de rotação, com um diâmetro interno de 11 mm, conforme o diâmetro das cânulas que são ligadas ao dispositivo e ao coração. Como pode ser visto na Figura (1), o rotor possui pá propulsora na forma de hélice cilíndrica. Essa pá possui um diâmetro de entrada e saída respectivos de 9 e 20 mm, assim como, um ângulo $\beta_1 = 122,88^\circ$ e $\beta_2 = 109,60^\circ$.

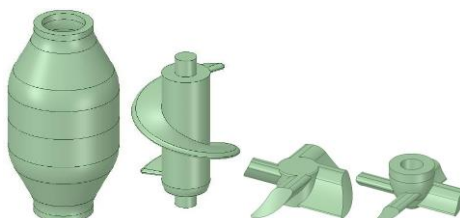


Figura 1. Geometria da carcaça da bomba axial, rotor com pá em hélice e mancais e seus suportes superior e inferior.

Para se fazer a análise de escoamentos, utilizou-se um Sistema de Múltiplas Referências (SMR), um dos métodos de resolução computacional mais utilizados em regime permanente. Segundo Lopes Junior (2016), esse sistema permite

mudar o referencial para se calcular as velocidades dos elementos de zonas distintas. Essa quantidade de zonas pode variar e normalmente se divide em duas regiões, uma inercial e outra não-inercial. No sistema inercial a referência é estática em respeito ao regime permanente, já o não-inercial é dinâmico. A Figura (2) mostra a região não-inercial, que envolve área do rotor, a inercial como sendo a mais externa e apresenta a malha computacional gerada para o volume do fluido com 89 elementos/mm³ para todo o domínio com um total aproximado de 1.433.500 elementos de malha.

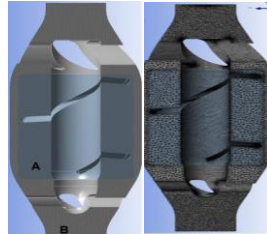


Figura 2. À esquerda a demonstração das zonas: A – não-inercial; B – inercial. À direita a malha computacional para o volume fluido.

3.2. Configurações da Simulação

O modelo de turbulência usado foi o de duas equações κ - ω , sendo para a resolução do sistema uma equação de transporte para a energia turbulenta (κ) e outra para o comprimento da escala turbulenta (ω) (Wilcox, 1994). Além desse modelo, ao se acrescentar o Shear-Stress Transport (SST), melhora-se a captura dos escoamentos que ficam mais distantes das regiões de parede. A condição de parede foi adicionada atribuindo as quatro rotações específicas no volume não-inercial no sentido anti-horário para cada vazão. Por fim, estabeleceu-se a condição de operação de pressão relativa como sendo zero, para proporcionar a diminuição dos erros de aproximação.

Na resolução das equações, usou-se o *SemiImplicit Method for Pressure-Linked Equation Consistent* (SIMPLEC) que manipula equações de correção de momento, fazendo com que se omita termos que são pouco significativos para os resultados (Doormaal e Raithby, 1984). Além disso, na configuração das condições de inicialização do sistema optou-se pelo modo padrão do software, computando a inicialização a partir de todas as zonas e adicionando a pressão manométrica de 80 mmHg, aproximando da caracterizada para o lado esquerdo do coração.

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Baseando-se nas metodologias expostas anteriormente, criou-se as curvas da bomba de sangue axial utilizando as relações entre rotação, pressão e vazão. O objetivo da construção dessas curvas foi de encontrar o desempenho da bomba axial de sangue perante as simulações computacionais usando os resultados dispostos pelo ensaio de desempenho hidrodinâmico da bomba centrífuga CARoL, apresentado por Hernandez (2018). As curvas foram geradas a partir de testes das rotações para determinadas vazões e assim encontrar as pressões na saída e os resultados das pressões da Figura (3) foram encontrados por meio da função média sob a área da superfície na saída da bomba no ambiente Results® da Ansys®. Como pode ser observado, existe uma tendência de a pressão diminuir conforme o aumento da vazão na mesma rotação, ao mesmo tempo que, a pressão diminui conforme o decaimento da rotação para a mesma vazão.

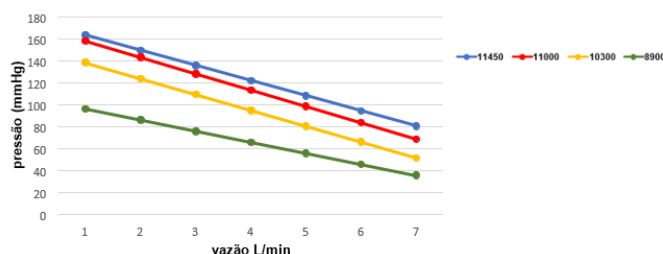


Figura 3. Mapeamento das curvas de desempenho da bomba axial sanguínea.

Comparados os resultados com a bomba CARoL, valida o fato de que as rotações das bombas axiais para alcançar determinadas pressões, são maiores do que as das bombas centrífugas e a importância desses resultados demonstra que o coração não mantém um fluxo contínuo, assim como suas pressões. Além disso, quando confrontados, os dados da simulação computacional e do ensaio hidrodinâmico apresentam-se bons resultados de pressão.

4.1. Escoamento para vazões de 5 e 1 L/min com 11.450 rpm além da interferência do suporte dos mancais.

Os resultados foram analisados com a finalidade de identificar se, nas configurações de rotação e vazão, haveria áreas que podem ser consideradas como de recirculação e de vórtices, dentro da bomba de sangue axial. Na Figura (4), com 1 L/min, os pontos de 171 e 232,04 mmHg, no plano x-y, representam a média das pressões para as suas áreas, de mesma cor em seu entorno. Há um pico de pressão de 256.03 mmHg, na região de pressão média de 232,04 mmHg, isso pode ter ocorrido pelo fato de que o valor da vazão diminuiu logo após a expansão na região de saída do rotor. A de 5 L/min apresenta regiões que podem ser de recirculação do sangue, como por exemplo, nas pressões de 68,53 e 107,78 mmHg, no plano de representação y-z. Os pontos 220,13 e 201,55 são as pressões médias de alguns pontos das regiões de seus contornos, próximas as zonas externas do rotor. Na saída as maiores pressões se encontram próximas as regiões de parede.

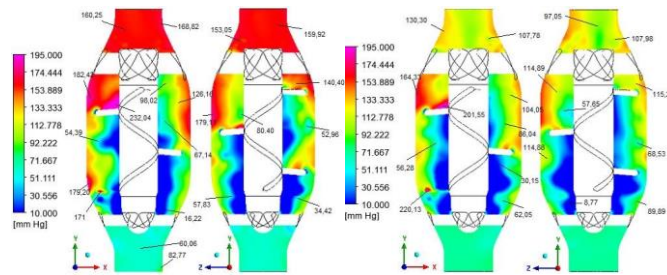


Figura 4. Distribuição das pressões para a rotação de 11.450 rpm e vazão de 1 L/min e de 5 L/min, respectivamente.

A Figura (5) evidencia a distribuição do campo das velocidades mostrando que existem zonas indicando possíveis recirculações do fluido com 1 L/min, mesmo que em zonas pequenas na passagem entre as pás. O valor da maior velocidade é de 11,75 m/s e se localiza nas regiões da pá em no formato de hélice. Já com 5 L/min, percebe-se que na região da saída superior ao mancal, no entorno dos pontos 2,05 e 1,17 m/s, apresentam a mesma configuração de áreas instáveis tratadas como vórtices de origem em regimes turbulentos.

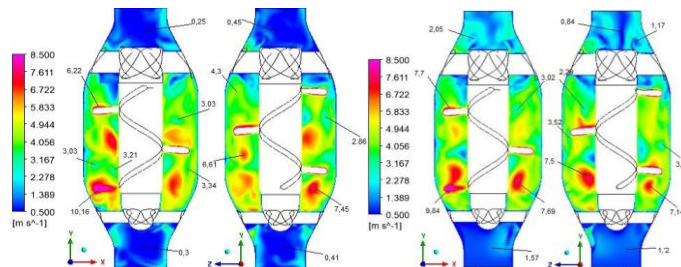


Figura 5. Distribuição das velocidades para a rotação de 11.450 rpm e vazão de 1 L/min e 5 L/min, respectivamente.

A diminuição da vazão para 1 L/min favoreceu uma maior uniformidade na distribuição das velocidades na saída da bomba, quando confrontadas com as de vazão de 5 L/min. Porém, na entrada da bomba, existe uma tendência a formação de turbilhões. Na Figura (6), obteve-se os seguintes valores da quantidade de linhas de corrente que saíram na bomba, a velocidade média e o tempo médio para percorrer a bomba, para a) 8 linhas de corrente, 3,46 m/s e 0,221 s, no entanto, para b) 1 linha de corrente, 3,30 m/s e 0,211 s. Na imagem b, verifica-se que existe regiões consideráveis de recirculação.

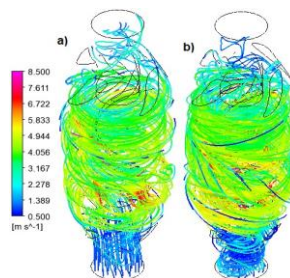
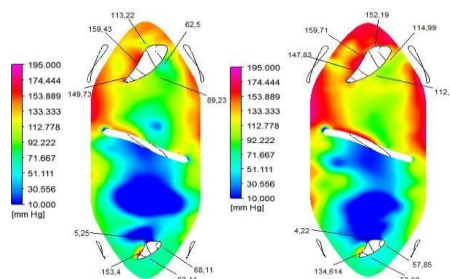
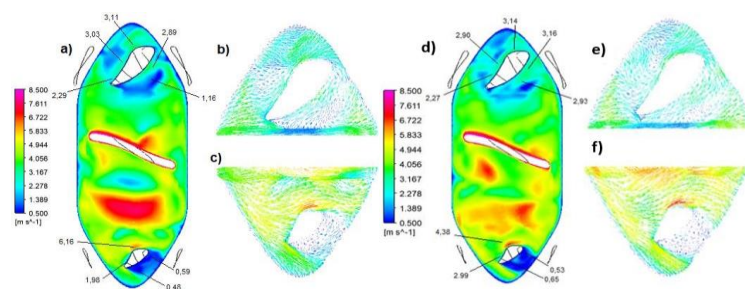


Figura 6. Linhas de corrente para as rotações de 11.450 rpm e vazões de a) 5 L/min e b) 1 L/min.

Na Figura (8), para 5 L/min, observa-se que a área das pressões nos lados esquerdos dos suportes, abrangem uma área quase do tamanho de seus lados. Nesse sentido, no suporte superior é mais válido devido ao fluxo, no entanto, no suporte inferior pode causar uma resistência ao escoamento. Ainda, pode-se ver que o ponto de pressão 62, 5 mmHg, dá a impressão de que existe uma área de recirculação. Já com 1 L/min observa-se que com o aumento da rotação e a diminuição da vazão as pressões nos suportes tendem a aumentar consideravelmente. Nas áreas próximas ao ponto de 114,99 mmHg pode significar a existência de recirculação.



Além disso, na Figura (9), percebe-se que, com 5 L/min, existe indício de criação de vórtice, que pode ser confirmado devido aos vetores no suporte superior em “b”. Nos vetores em “c” há uma maior interferência do suporte no escoamento por causa do aumento da rotação, sendo que esse efeito causa uma bifurcação, em que parte do fluido é forçado a seguir o fluxo desejado.



Para 1 L/min, infere-se que na região do ponto 2,93 m/s pode ser observado em “e” que existe uma zona de vórtice. Em “f” percebe-se que o suporte causa uma bifurcação no fluxo, forçando parte do escoamento a subir, assim como existe uma área de vórtice no lado direito desse suporte.



5. CONCLUSÃO

A elaboração deste trabalho apresentou resultados que puderam auxiliar na análise do escoamento do projeto do DAV axial. Ademais, o mapeamento das curvas de desempenho gerou resultados que puderam ser comparados aos de um ensaio hidrodinâmico real e assim verificar que essa bomba axial pode servir como uma alternativa ao dispositivo CARoL. No entanto, é importante realizar alguns ajustes na bomba.

Ao analisar os resultados dos escoamentos para as rotações e vazões estudadas por meio dos planos, verificou-se áreas de recirculação que diminuem a eficiência da bomba de elevar a pressão, uma vez que, a torna mais semelhante a um misturador. Essas zonas também provocam vórtices e faz com que seja possível a diminuição do tempo de vida útil do dispositivo e com o auxílio das linhas de corrente se afirmou que existia recirculação dentro da bomba sendo comprovada com a quantidade de linhas que saíram, comparadas com as que entraram.

Percebe-se que para a configuração de 11.450 rpm e vazão de 1 L/min houve a maior carga de pressão fornecida pela bomba e, conforme as linhas de corrente, foi a que mais apresentou recirculação na região do rotor. Além dos fatos anteriores, pode-se observar, em especial nas imagens com a distribuição de velocidade, que a forma da geometria dos mancais de sustentação superior, juntamente com o fechamento da carcaça para a saída da bomba, favoreceu a criação de redemoinhos.

6. REFERÊNCIAS

- AIRES, M. M., **Fisiologia**. 4. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2012.
- ANDRADE, DM: **No Brasil, corações artificiais ainda são pouco utilizados**. Folha de S.Paulo, 2017. Disponível em: < <https://bityli.com/EzUGE> >. Acesso em: 2 de outubro de 2021.
- BOCK, E. G. P., **Projeto, 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.
- BRANT L.C.C. et al. Excess of cardiovascular deaths during the COVID-19 pandemic in Brazilian capital cities. **Heart – PubMed 2020**. Heart. 2020;106:1898-905. Disponível em: < <https://doi.org/10.1136/heartjnl-2020-317663> >. Acesso em: 21 abr. 2021. doi:10.1136/heartjnl-2020-317663.
- 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.
- 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.; NETZ, H. Ventricular assist devices in pediatrics. **Images Paediatric Cardiology**, v. 3, n. 4, p. 24-54, 2002.
- GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Textbook of Medical Physiology**. 11 ed. Elsevier Saunders, 2006.
- HERNANDES, M.M.A.P. **Análise do Escoamento em um Dispositivo de Assistência Ventricular**. Tese (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Instituto Federal de educação, ciência e tecnologia de São Paulo, São Paulo, 2018.
- KUBRUSLY, L. et al. Dispositivo de assistência circulatória mecânica intraventricular de fluxo axial: estudo in vitro. **Brazilian Journal of Cardiovascular Surgery**, v. 15, n. 2, p. 169-172, 2000.
- LAFRANCA, E.; LACONA, R.; AJELLO, L.; SANSONE, A.; CARUSO, M.; ASSENNATO, P. Heart Failure and Mechanical Circulatory Assist Devices. **Global Journal of Health Science**. 2013; 5(5): 11-19.
- 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 JUNIOR, G. B. **Metodologia para análise computacional de escoamento sanguíneo em dispositivos de assistência ventricular**. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2016.
- SOCIEDADE BRASILEIRA DE CARDIOLOGIA. Departamento de Insuficiência Cardíaca. **Diretriz Brasileira de Insuficiência Cardíaca Crônica e Aguda**. Sociedade Brasileira de Cardiologia. Rio de Janeiro, 104 p., 2018
- WILCOX, D. C. **Turbulence Modeling for CFD**. 2. ed. La Cañada, California: DWC Industries, Inc. 1994.

7. AGRADECIMENTOS

Ao professor orientador que contribuiu com seus ensinamentos para o desenvolvimento desse trabalho e à Universidade Federal de Pernambuco por proporcionar um ensino gratuito e de qualidade.

8. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

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