



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO  
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

THALLYS DE SANTANA AZEVEDO

**ANÁLISE E SIMULAÇÃO DE UMA BOMBA DE SANGUE AXIAL**

Recife

2021

THALLYS DE SANTANA AZEVEDO

**ANÁLISE E SIMULAÇÃO DE UMA BOMBA DE SANGUE AXIAL**

Trabalho de Conclusão de Curso submetido ao Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Pernambuco como requisito parcial para obtenção do título de Bacharel em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Dr. Guilherme Barbosa Lopes Junior

Recife

2021

Catálogo na fonte  
Bibliotecária Maria Luiza de Moura Ferreira, CRB-4 / 1469

- A994a Azevedo, Thallys de Santana.  
Análise e simulação de uma bomba de sangue axial / Thallys de Santana Azevedo.  
- 2021.  
78 folhas, il.; tab.
- Orientador: Prof. Dr. Guilherme Barbosa Lopes Júnior.
- TCC (Graduação) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Departamento de Engenharia Mecânica, 2021.  
Inclui Referências e Apêndice.
1. Engenharia Mecânica. 2. Insuficiência cardíaca. 3. DAV. 4. Bomba de sangue axial.  
5. Simulação hemodinâmica. 6. CARol. I. Lopes Júnior, Guilherme Barbosa (Orientador). II. Título.

UFPE

621 CDD (22. ed.)

BCTG/2021-06

THALLYS DE SANTANA AZEVEDO

**ANÁLISE E SIMULAÇÃO DE UMA BOMBA DE SANGUE AXIAL**

Trabalho de Conclusão de Curso submetido ao Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Pernambuco como requisito parcial para obtenção do título de Bacharel em Engenharia Mecânica.

Aprovado em: 25/08/2021.

**BANCA EXAMINADORA**

---

Prof<sup>o</sup>. Dr. Guilherme Barbosa Lopes Júnior (Orientador)  
Universidade Federal de Pernambuco

---

Prof<sup>o</sup>. Dr. Flávio Augusto Bueno Figueiredo (Examinador Interno)  
Universidade Federal de Pernambuco

---

Eng. Luann Marcos Gondim Lopes (Examinador Externo)  
Universidade Federal de Pernambuco

À minha família, meus maiores incentivadores.

## **AGRADECIMENTOS**

À minha família que sempre me incentivou e auxiliou em todas as coisas que precisei.

Aos meus amigos que me ajudaram no caminhar dos estudos da universidade.

Ao meu orientador que contribuiu com seus ensinamentos para a conclusão do meu curso.

À Universidade Federal de Pernambuco por proporcionar um ensino gratuito e de qualidade.

## RESUMO

A insuficiência cardíaca é uma doença que incapacita o coração de desenvolver sua função de bombeamento sanguíneo, necessária para as necessidades do corpo humano. O transplante cardíaco ainda é uma das soluções mais utilizadas para essa situação, mas existem problemas que podem comprometer esse método, como a falta de doadores, rejeição do corpo ao transplante, entre outros. Diante desses obstáculos, para suprir essas necessidades ao problema dessa insuficiência, surgem os dispositivos de assistência circulatória mecânica e, mais especificamente, sendo o objeto deste estudo, o Dispositivo de Assistência Ventricular (DAV) em forma de uma bomba de sangue axial. Para o desenvolvimento deste projeto foi de extrema importância seguir alguns procedimentos, sendo eles a construção do modelo geométrico da bomba axial em um *software CAD*, a simulação computacional hemodinâmica do sangue no interior da bomba e a geração das curvas de desempenho da bomba de sangue axial baseando-se nos dados do ensaio hidrodinâmico da bomba centrífuga radial chamada *Cardiac Assistant Recovery of Life (CARoL)*. Os resultados mostraram-se bons e, por meio disso, pôde-se analisar que existe a possibilidade de o dispositivo servir como uma alternativa a CARoL e por meio do escoamento interno, verificou-se que existem zonas características de recirculação e de vórtices. Sendo assim, recomenda-se a melhoraria da geometria da bomba.

Palavras-chave: insuficiência cardíaca; DAV; bomba de sangue axial; simulação hemodinâmica; CARoL.

## **ABSTRACT**

Heart failure is a disease that disables the heart from developing its blood pumping function, necessary for the needs of the human body. Heart transplantation is still one of the most used solutions for this situation, but there are problems that can compromise this method, such as: lack of donors, rejection of the body to transplantation, among others. Faced with these obstacles, to meet these needs for the problem of this insufficiency, mechanical circulatory assistance devices arise and, more specifically, the object of this study is the Ventricular Assistance Device (VAD) in the form of an axial blood pump. For the development of this project, it was extremely important to follow some procedures, namely the construction of the geometric model of the axial pump in a CAD software, the computer hemodynamic simulation of the blood inside the pump and the generation of the axial blood pump performance curves based on data from the hydrodynamic test of the radial centrifugal pump called Cardiac Assistant Recovery of Life (CARoL). The results were good and, through this, it can be analyzed that there is a possibility of the device serving as an alternative to CARoL and through the internal flow, it was verified that there are characteristic zones of recirculation and vortices. Therefore, it is recommended to improve the pump geometry.

Keywords: heart failure; VAD; axial blood pump; hemodynamic simulation; CARoL.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Gráfico do número de transplantes cardíacos entre os anos de 2010 e 2020 no Brasil.....	16
Figura 2 -	Bomba DeBackey antes da versão de aplicação clínica.....	21
Figura 3 -	Bomba de sangue axial <i>Jarvik 2000</i> .....	21
Figura 4 -	Bomba <i>Heartmate II</i> redesenhada.....	22
Figura 5 -	Bomba axial de sangue do Instituto do Coração de Curitiba.....	23
Figura 6 -	Estrutura do coração e o fluxo de sangue.....	24
Figura 7 -	Hemácias.....	25
Figura 8 -	Esquema geral do sistema circulatório sanguíneo.....	27
Figura 9 -	Gráfico do efeito do hematócrito em relação a viscosidade relativa do sangue total, do plasma e da água.....	29
Figura 10 -	Componentes de uma bomba axial sanguínea.....	31
Figura 11 -	Triângulo de velocidades para uma bomba axial.....	31
Figura 12 -	Fluido sob a tensão de um cisalhamento simples.....	33
Figura 13 -	Volume de controle.....	39
Figura 14 -	Geometria da carcaça da bomba axial à esquerda e rotor com pá em hélice à direita.....	43
Figura 15 -	Mancais e seus suportes superior, à esquerda, e inferior, à direita..	43
Figura 16 -	Demonstração das zonas: A – não-inercial; B – inercial.....	44
Figura 17 -	Malha computacional para o volume fluido da bomba axial sanguínea em um A- corte longitudinal; B- corte transversal e C- detalhe próximo as pás.....	45
Figura 18 -	Curva de desempenho hidrodinâmico da bomba CARoL.....	49
Figura 19 -	Mapeamento das curvas de desempenho da bomba axial sanguínea.....	50
Figura 20 -	Distribuição das pressões para a rotação de 11.000 rpm e vazão de 5 L/min.....	52
Figura 21 -	Distribuição das velocidades para a rotação de 11.000 rpm e vazão de 5 L/min.....	53

Figura 22 - Vetores da distribuição das velocidades para a rotação de 11.000 rpm e vazão de 5 L/min para os planos x-y, à esquerda, e y-z, à direita.....	54
Figura 23 - Distribuição das pressões para a rotação de 11.450 rpm e vazão de 5 L/min.....	55
Figura 24 - Distribuição das velocidades para a rotação de 11.450 rpm e vazão de 5 L/min.....	56
Figura 25 - Vetores da distribuição das velocidades para a rotação de 11.450 rpm e vazão de 5 L/min, para os planos x-y, à esquerda, e y-z, à direita.....	56
Figura 26 - Distribuição das pressões para a rotação de 10.300 rpm e vazão de 5 L/min.....	57
Figura 27 - Distribuição das velocidades para a rotação de 10.300 rpm e vazão de 5 L/min.....	58
Figura 28 - Vetores da distribuição das velocidades para a rotação de 10.300 rpm e vazão de 5 L/min, para os planos x-y, à esquerda, e y-z, à direita.....	59
Figura 29 - Distribuição das pressões para a rotação de 11.450 rpm e vazão de 1 L/min.....	60
Figura 30 - Distribuição das velocidades para a rotação de 11.450 rpm e vazão de 1 L/min.....	60
Figura 31 - Vetores da distribuição das velocidades para a rotação de 11.450 rpm e vazão de 1 L/min, para os planos x-y, à esquerda, e y-z, à direita.....	61
Figura 32 - Distribuição das pressões para a rotação de 11.000 rpm e vazão de 5 L/min, no plano dos mancais.....	62
Figura 33 - Distribuições de a) velocidades e dos vetores no suporte b) superior e c) inferior, no plano dos mancais para a rotação de 11.000 rpm e vazão de 5 L/min.....	63
Figura 34 - Distribuição das pressões para a rotação de 11.450 rpm e vazão de 5 L/min, no plano dos mancais.....	64

Figura 35 - Distribuições de a) velocidades e dos vetores no suporte b) superior e c) inferior, no plano dos mancais para a rotação de 11.450 rpm e vazão de 5 L/min.....	65
Figura 36 - Distribuição da pressão para a rotação de 10.300 rpm e vazão de 5 L/min, no plano dos mancais.....	65
Figura 37 - Distribuições de a) velocidades e dos vetores no suporte b) superior e c) inferior, no plano dos mancais para a rotação de 10.300 rpm e vazão de 5 L/min.....	66
Figura 38 - Distribuição das pressões para a rotação de 11.450 rpm e vazão de 1 L/min, no plano dos mancais.....	67
Figura 39 - Distribuições de a) velocidades e dos vetores no suporte b) superior e c) inferior, no plano dos mancais para a rotação de 11.450 rpm e vazão de 1 L/min.....	67
Figura 40 - Linhas de corrente para as vazões de 5 L/min e rotações de a) 11.000 rpm e b) 10.300 rpm.....	68
Figura 41 - Linhas de corrente para as rotações de 11.450 rpm e vazões de a) 5 L/min e b) 1 L/min.....	69
Figura 42 - Divisões da bomba axial de sangue em quatro partes.....	75
Figura 43 - Rotor com pá helicoidal e mancais de sustentação superior e inferior.....	76
Figura 44 - Cotas das vistas frontais das partes da bomba axial.....	76
Figura 45 - Costas na vista superior da parte 3 da bomba axial.....	77
Figura 46 - Cotas do rotor (A) e cotas da pá em hélice (B).....	77
Figura 47 - Cotas dos mancais (A) e os detalhes dos perfis: B - Superior; C – Inferior.....	78

## LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Classificação dos dispositivos de assistência à circulação mecânica e suas subclassificações.....	17
Quadro 2 - Indicações e descrições para um Dispositivo de Assistência Ventricular.....	18

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Proporção média da constituição do sangue.....	26
Tabela 2 -	Vazões e suas respectivas velocidades na entrada da bomba.....	47

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CAD	<i>Computer Aided Design</i>
CARoL	<i>Cardiac Assistant Recovery of Life</i>
CO <sub>2</sub>	Dióxido de carbono
DACM	Dispositivos de Assistência Circulatória Mecânica
DAV	Dispositivos de Assistência Ventricular
H <sub>t</sub>	Hematócrito
IC	Insuficiência Cardíaca
mmHg	Milímetros de mercúrio
<i>PIV</i>	<i>Particle Image Velocimetry</i>
RBT	Registro Brasileiro de Transplantes
Re	Número de Reynolds
SC	Superfície de controle
<i>SIMPLEC</i>	<i>Semi-Implicit Method for Pressure-Linked Equation Consistent</i>
SMR	Sistema de Múltiplas Referências
<i>SST</i>	<i>Shear-Stress Transport</i>
TC	Transplante Cardíaco
TTR	Teorema de Transporte de Reynolds
VC	Volume de controle

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO.....</b>	<b>16</b>
1.1	OBJETIVOS.....	19
1.1.1	<b>Objetivos específicos.....</b>	<b>19</b>
<b>2</b>	<b>REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....</b>	<b>20</b>
2.1	DESENVOLVIMENTO DE BOMBAS AXIAIS SANGUÍNEAS.....	20
2.2	CONCEITOS E CARACTERÍSTICAS DO CORAÇÃO E DO SANGUE..	23
2.3	CIRCULAÇÃO SANGUÍNEA.....	26
<b>3</b>	<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....</b>	<b>30</b>
3.1	CONSIDERAÇÕES INICIAIS SOBRE BOMBAS AXIAIS.....	30
3.1.1	<b>Triângulo de velocidades.....</b>	<b>31</b>
3.2	CONCEITOS BÁSICOS DE MECÂNICA DOS FLUIDOS.....	32
3.3	ESCOAMENTO.....	35
3.4	ANÁLISE DO MOVIMENTO DO ESCOAMENTO.....	37
<b>4</b>	<b>METODOLOGIA.....</b>	<b>42</b>
4.1	DESENVOLVIMENTO DA GEOMETRIA.....	42
4.2	SISTEMA DE MÚLTIPLAS REFERÊNCIAS.....	44
4.3	MALHA COMPUTACIONAL.....	45
4.4	CONFIGURAÇÕES DA SIMULAÇÃO.....	46
4.4.1	<b>Modelagem da turbulência.....</b>	<b>46</b>
4.4.2	<b>Condições de contorno.....</b>	<b>47</b>
4.4.3	<b>Método de resolução.....</b>	<b>48</b>
4.4.4	<b>Condições de inicialização da simulação.....</b>	<b>48</b>
4.5	CONSTRUÇÃO DAS CURVAS DA BOMBA AXIAL.....	48
<b>5</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÕES.....</b>	<b>50</b>
5.1	CURVAS DE DESEMPENHO.....	50
5.2	RESULTADOS DOS ESCOAMENTOS.....	51
5.2.1	<b>Escoamento para a rotação de 11.000 rpm e vazão de 5 L/min.....</b>	<b>52</b>
5.2.2	<b>Escoamento para a rotação de 11.450 rpm e vazão de 5 L/min.....</b>	<b>54</b>
5.2.3	<b>Escoamento para a rotação de 10.300 rpm e vazão de 5 L/min.....</b>	<b>57</b>
5.2.4	<b>Escoamento para a rotação de 11.450 rpm e vazão de 1 L/min.....</b>	<b>59</b>
5.2.5	<b>Interferência dos suportes dos mancais.....</b>	<b>61</b>

5.2.6	Linhas de corrente.....	68
6	CONCLUSÃO.....	70
6.1	RECOMENDAÇÕES FUTURAS.....	70
	REFERÊNCIAS.....	72
	APÊNDICE A – GEOMETRIA DO DISPOSITIVO.....	75

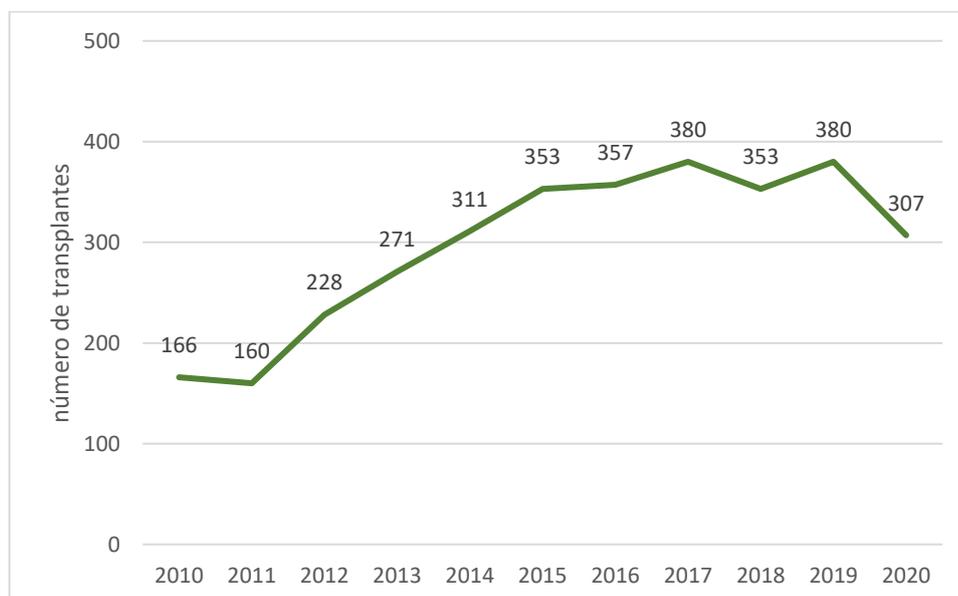
## 1 INTRODUÇÃO

A Diretriz Brasileira de Insuficiência Cardíaca Crônica e Aguda (2018) define que a Insuficiência Cardíaca (IC) é uma síndrome que faz o coração ser incapaz de bombear sangue suficiente para atender as necessidades metabólicas. Além disso, classifica a síndrome como crônica ou aguda. A insuficiência cardíaca crônica representa a natureza progressiva e persistente da doença, enquanto a insuficiência cardíaca aguda, é excepcional de alterações rápidas ou graduais de sinais e sintomas necessitando de terapia com urgência.

Segundo a 3ª Diretriz Brasileira de Transplante Cardíaco (2018), o Transplante Cardíaco (TC) ainda é considerado como um procedimento padrão para o tratamento da IC. Porém, ainda existem problemas para esse procedimento, tais como a falta de doadores, o longo tempo de espera para o transplante, uma possível rejeição do órgão transplantado, entre outros.

No ano de 2019 o Registro Brasileiro de Transplantes (RBT) relatou que havia uma necessidade estimada de TC de 1876, porém só aconteceram 380 transplantes. Para o ano de 2020, foi registrado que a necessidade era de 1681 e que ocorreram apenas 307 transplantes. A Figura 1 apresenta o gráfico do número de transplantes cardíacos em relação aos anos de 2010 a 2020 no Brasil.

Figura 1 - Gráfico do número de transplantes cardíacos entre os anos de 2010 e 2020 no Brasil.



Fonte: (Adaptado do REGISTRO BRASILEIRO DE TRANSPLANTES, 2020).

O RBT (2020), relatou que além dos problemas da falta de doadores, ainda existiu no ano de 2020 um fator que mudou o mundo, que foi a pandemia da Covid-19, e que contribuiu para que houvesse uma redução na taxa de transplante cardíaco no Brasil de 16,7% para esse ano, conforme Figura 1.

Segundo Benício *et al.*, (1999), diante das dificuldades encontradas para o transplante cardíaco, recursos alternativos estão sendo desenvolvidos como forma de tratamento ou procedimentos para aumentar a expectativa de vida dos portadores de IC. Um desses procedimentos está relacionado aos Dispositivos de Assistência Circulatoria Mecânica (DACM), que auxiliam na circulação sanguínea e possuem como uma de suas classes os Dispositivos de Assistência Ventricular (DAV). Esses mecanismos tem como finalidade dar assistência a circulação hemodinâmica, bombeando o sangue. Sendo assim, contribuem para que o paciente tenha uma condição clínica mais estável, dando suporte à vida.

Existem diversos tipos de DACM e permitem que esses recursos sejam usados para as ICs crônicas e agudas. A classificação desses dispositivos pode se estabelecer pelo tipo de fluxo, da posição em relação ao coração, da relação ao ventrículo assistido, do grau de substituição ventricular, da posição em relação ao paciente e do tempo de permanência (FIORELLI *et al.*, 2008). O Quadro 1 apresenta a classificação desses dispositivos e suas subclassificações.

Quadro 1 - Classificação dos dispositivos de assistência à circulação mecânica e suas subclassificações.

<b>Classificação do dispositivo</b>	<b>Subclassificação dos dispositivos</b>
Tipo de fluxo	Contrapulsção, contínuo e pulsátil
Posição em relação ao coração	Série ou paralelo
Em relação ao ventrículo assistido	Direito, esquerdo ou biventricular
Grau de substituição ventricular	Total ou parcial
Posição em relação ao paciente	Para-corpóreo ou implantável
Tempo de permanência	Curta duração (menor que 30 dias), média duração (entre 30 dias e 1 ano) e longa duração (maior que 1 ano).

Fonte: (Adaptado de FIORELLI *et al.*, 2008).

Os DAVs ainda possuem algumas indicações para sua utilização em aplicações clínicas, são as chamadas “pontes”. Essas indicações são organizadas como: ponte para transplante, ponte para recuperação, terapia de destino, ponte para candidatura

e ponte para ponte (LA FRANCA *et al.*, 2013). Essas indicações, juntamente com suas descrições, são apresentadas no Quadro 2.

Quadro 2 - Indicações e descrições para um Dispositivo de Assistência Ventricular.

<b>Indicações do DAV</b>	<b>Descrições</b>
Ponte para transplante	Enquanto o paciente aguarda o transplante de coração
Ponte para recuperação	Auxilia na recuperação do coração lesionado
Terapia de destino	Ponte para assistência permanente a vida do paciente
Ponte para candidatura	Quando existem contraindicações para o transplante cardíaco que podem ser reversíveis com o uso de uma ponte
Ponte para ponte	Substitui uma ponte para outra mais vantajosa

Fonte: (Adaptado de LA FRANCA *et al.*, 2013).

A classificação de um dispositivo de assistência circulatória mecânica, para Kirklin e Naftel (2008), ainda pode ser conforme a sua evolução temporal, dividida em três gerações. Os primeiros a serem estudados foram os da primeira geração, as bombas pulsáteis de deslocamento positivo, essas bombas são dotadas de câmaras de bombeamento e necessitam de válvulas para a orientação do fluxo de sangue. A segunda geração são as bombas axiais de fluxo contínuo, apresentam menores dimensões e operam com altas rotações. Por fim, a terceira geração é composta por bombas centrífugas, trabalham com rotações menores e fluxos contínuos ou modulados.

Nesse contexto, diante das adversidades que existem sobre o transplante de coração e do entendimento de como um DAV pode ser de grande auxílio para a vida, o estudo deste trabalho é o desenvolvimento deste dispositivo analisando seu funcionamento em relação a sua geometria e que pudesse servir como uma alternativa a bomba centrífuga radial apresentada por Hernandez (2018), chamada de *Cardiac Assistant Recovery of Life (CARoL)*. Sendo assim, a classificação para esse dispositivo será de uma bomba de sangue axial, com assistência ao ventrículo esquerdo e para um longo tempo de permanência. Para o seu desenvolvimento, foi necessário a utilização de um software de Desenho Assistido por Computador (*Computer Aided Design – CAD*), em que foram desenhados os componentes da bomba.

Além disso, como forma de validação da geometria do projeto também é necessário o estudo do escoamento hemodinâmico, realizando simulações computacionais no *software* Fluent® do programa Ansys®, 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. Outro fator relevante, foi o mapeamento das curvas de desempenho da bomba de sangue axial utilizando os dados do ensaio hidrodinâmico da bomba radial CARoL.

## 1.1 OBJETIVOS

O objetivo geral deste trabalho é analisar o funcionamento de uma bomba de sangue axial, em relação a seus parâmetros geométricos, visando apresentar uma alternativa semelhante a bomba radial CARoL.

### 1.1.1 Objetivos específicos

- Desenhar os componentes da bomba axial em um *software CAD*;
- Simular o escoamento interno do sangue na bomba de sangue axial;
- Analisar a hemodinâmica do protótipo;
- Gerar as curvas de desempenho da bomba de sangue em estudo.

## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste tópico serão apresentados o desenvolvimento de algumas das bombas axiais de sangue, assim como, uma introdução de alguns conceitos referentes ao coração, ao sangue e a sua circulação. Esses conceitos irão auxiliar no entendimento deste projeto.

### 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.

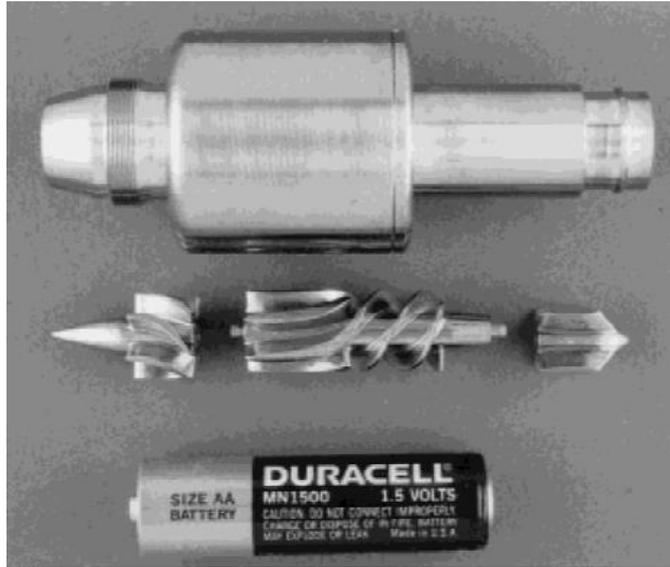
No ano de 1964 houve a publicação do implante de um DAV pulsátil, pertencente a primeira geração, no ventrículo esquerdo de um paciente (LIOTTA *et al.*, 1964).

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).

Como um exemplo de bomba axial da segunda geração se tem a bomba *Hemopump*, que podia ser acionada a uma certa distância por cabo. Ela foi desenvolvida para assistência ventricular esquerda, com o objetivo de alcançar um fluxo de 3 L/min. No ano de 1988, foram realizados com esse aparelho experimentos “in vivo” em bezerras, no *Texas Heart Institution* e na *Artificial Organs Division at the University of Utah* (WAMPLER *et al.*, 1988).

O dispositivo *DeBaKey*, foi desenvolvido com o fluxo axial e podia gerar um fluxo de 5 a 6 L/min, fornecendo uma pressão de 100 mmHg, com uma rotação de 10.000 rpm. Para a criação dessa bomba houve a colaboração entre o *Baylor College of Medicine* e engenheiros da NASA (DEBAKEY, 2000). O estudo dessa bomba foi iniciado no ano de 1992 e após 5 anos foi provada a capacidade da sua utilização em aplicações clínicas (NOSÉ *et al.*, 2000). A Figura 2 ilustra o modelo da bomba *DeBaKey* antes da versão para aplicações clínicas.

Figura 2 - Bomba *DeBackey* antes da versão de aplicação clínica.



Fonte: (NOSÉ *et al.*, 2000).

Em 1989 começou o estudo da bomba de sangue *Jarvik 2000* (Figura 3) construída com o material titânio para o fluxo axial, implantada no ventrículo esquerdo e projetada para longo prazo. Para o seu desenvolvimento, houve a parceria entre o *Texas Heart Institute* e a *Jarvik Heart Inc.* O rotor é imantado e pode alcançar velocidades entre 8.000 e 12.000 rpm, produzindo um fluxo máximo de 7 L/min. Os mancais de sustentação do rotor foram feitos com material cerâmico (FRAZIER *et al.*, 2001).

Figura 3 - Bomba de sangue axial *Jarvik 2000*.

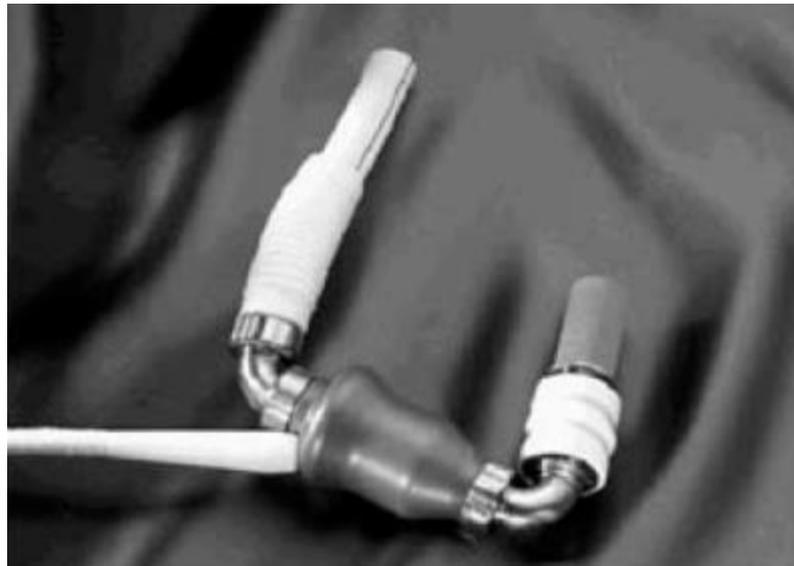


Fonte: (FRAZIER *et al.*, 2001).

Em 1989 a *Nimbus Medical Inc.* iniciou o desenvolvimento do dispositivo *Heartmate II*, logo após, a *Thermo Cardiosystem* adquiriu a *Nimbus Medical Inc.* O aparelho possui fluxo axial e implante no ventrículo esquerdo. Inicialmente, passou por um estudo na Europa e foi constatado que havia problemas em seu *design* devido a seus resultados ruins (FRAZIER *et al.*, 2004).

Com isso, a bomba *Heartmate II* precisou ser redesenhada e foi projetada para alcançar rotações entre 6.000 a 15.000 rpm e entregar 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). A Figura 4 apresenta o novo modelo da bomba *Heartmate II*.

Figura 4 - Bomba Heartmate II redesenhada.



Fonte: (FRAZIER *et al.*, 2004).

No Brasil, o Instituto do Coração de Curitiba desenvolveu o modelo de uma bomba de sangue axial (Figura 5) em meados do fim da década de 90, destinada a assistência de média a longa permanência de uso intraventricular. Esse dispositivo foi capaz de gerar, em testes “*in vitro*”, fluxos de 5 L/min a 8 L/min. Foi projetado para trabalhar com rotações entre 8.000 a 12.000 rpm (KUBRUSLY *et al.*, 2000).

Figura 5 - Bomba axial de sangue do Instituto do Coração de Curitiba.



Fonte: (KUBRUSLY et al., 2000).

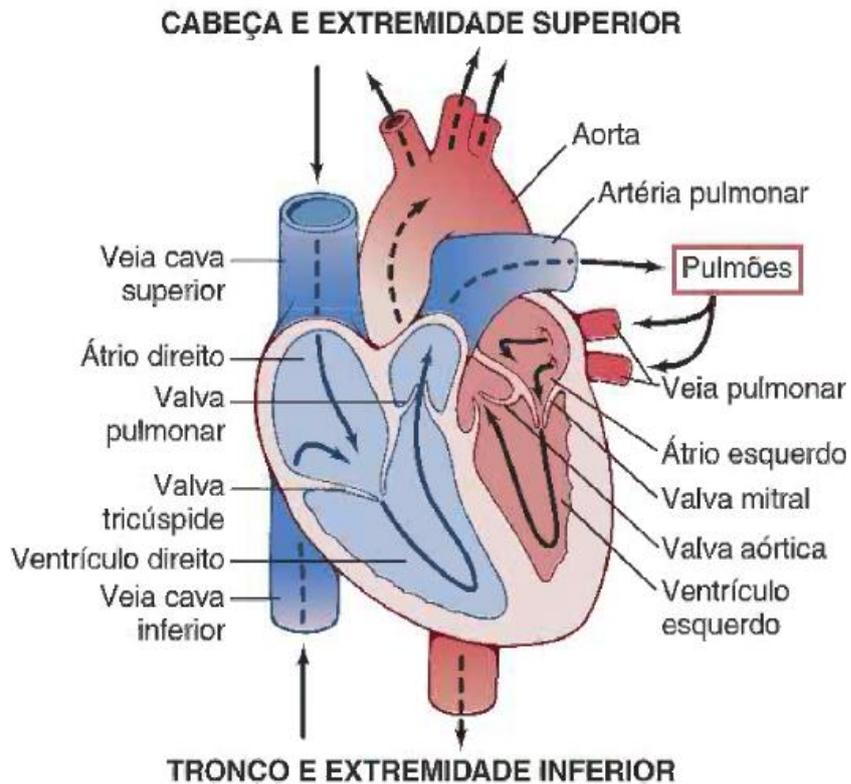
## 2.2 CONCEITOS E CARACTERÍSTICAS DO CORAÇÃO E DO SANGUE

O coração é o conjunto de duas bombas pulsáteis, sendo dividido em coração direito e coração esquerdo. 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. Além disso, cada lado ainda é formado por duas câmaras: um átrio e um ventrículo. O átrio é uma bomba fraca que recebe o sangue das diversas partes do corpo e envia para o ventrículo, já este, faz o bombeamento principal que manda o sangue para as partes do corpo. O ventrículo direito manda o sangue para os pulmões que retorna para o átrio esquerdo. No entanto, o ventrículo esquerdo lança o sangue para o restante do corpo, sendo retornado para o átrio direito (GUYTON; HALL, 2006).

O ciclo cardíaco acontece entre o período de início de um batimento do coração e o início do próximo. Ele abrange o relaxamento do órgão, conhecido como diástole, em que o sangue entra no coração e logo em seguida ocorre a contração, conhecida como sístole, para que haja a propulsão (GUYTON; HALL, 2006).

Nesse sentido, o bombeamento é ocasionado pelas variações de volume e pressão em cada câmara do coração. A Figura 6 ilustra a estrutura do coração e o fluxo de sangue dentro dele.

Figura 6 - Estrutura do coração e o fluxo de sangue.



Fonte: (GUYTON; HALL, 2006).

A quantidade de sangue por unidade de tempo em que cada ventrículo bombeia o sangue para a circulação, seja pulmonar ou seja sistêmica, é conceituada como débito cardíaco, também conhecido como fluxo de sangue. Pessoas na fase adulta, quando estão em repouso, apresentam um débito cardíaco fluindo da artéria aorta próximo de 5 L/min. O débito cardíaco pode ser calculado por meio do produto entre o débito sistólico e a frequência cardíaca, em que o débito sistólico é a quantidade de sangue bombeado pelo ventrículo em cada contração (AIRES, 2012).

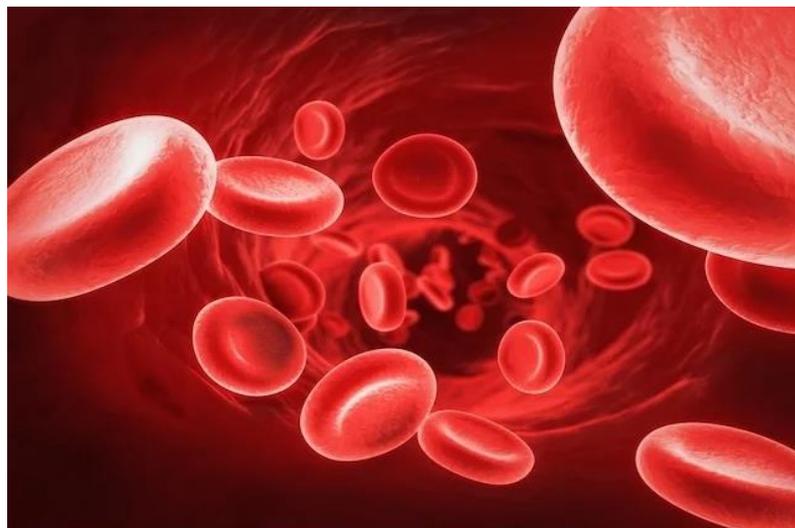
Conforme essa mesma autora Aires (2012), as circulações e os ventrículos correspondem a um sistema conectado em série. Sendo assim, em um tempo suficiente para ocorrer vários batimentos cardíacos o débito do ventrículo direito é basicamente o mesmo do ventrículo esquerdo.

A pressão arterial sistêmica, durante a circulação sanguínea, decai de aproximadamente 120 mmHg, acima da pressão atmosférica, para cerca de 80 mmHg. Enquanto que a pressão pulmonar declina de aproximadamente 25 mmHg para 10 mmHg (AIRES, 2012).

A Fundação Hemominas (2014) define o sangue como um tecido vivo e que leva oxigênio e nutrientes para todo o corpo. Sua composição é dividida em: plasma, hemácias, leucócitos e plaquetas. O plasma é a parte líquida do sangue, sendo constituído de cerca de 90% de água, possui cor amarela, representa aproximadamente 55% do volume total do sangue e nele se encontram elementos nutritivos para a sobrevivência das células. Já os leucócitos, conhecidos como glóbulos brancos, possuem a função de defesa do organismo contra elementos estranhos ao corpo. Enquanto isso, as plaquetas auxiliam no processo de coagulação do sangue e auxiliam na interrupção de sangramentos.

As hemácias, também conhecidas como glóbulos vermelhos ou eritrócitos (Figura 7), possuem formato bicôncavo com diâmetros próximos de 8 micrômetros, espessuras próximas a 2 micrômetros e volumes médios de 90 a 95 micrômetros cúbicos. Elas possuem como função transportar a hemoglobina, que carrega o oxigênio dos pulmões para todo o corpo. Além disso, nas hemácias se encontram grandes quantidades de anidrase carbônica, que catalisa a reação entre o dióxido de carbono ( $\text{CO}_2$ ) e água, transportando para a os pulmões, onde é reconvertido em  $\text{CO}_2$  para a eliminação na atmosfera (GUYTON; HALL, 2006).

Figura 7 - Hemácias.



Fonte: (LEMOS, 2021).

O ciclo fisiológico da hemácia acaba quando ocorre sua baixa capacidade de deformação ou com a hemólise no percorrer do sistema circulatório. A hemólise é um

processo natural de rompimento da hemácia, em que seu conteúdo intracelular é liberado para o plasma (LOPES JUNIOR, 2016).

A Tabela 1 é proposta por Mazumdar (2016) e mostra a proporção média da constituição do sangue.

Tabela 1 - Proporção média da constituição do sangue.

<b>Elementos celulares</b>	<b>Proporções relativas (em <math>5.10^6</math> partículas por <math>mm^3</math>)</b>
Hemácias	600
Leucócitos	1
Plaquetas	30
<b>Plasma</b>	<b>Porcentagem média (%)</b>
Água	91
Proteínas	7
Solutos inorgânicos	1
Outras substâncias orgânicas	1

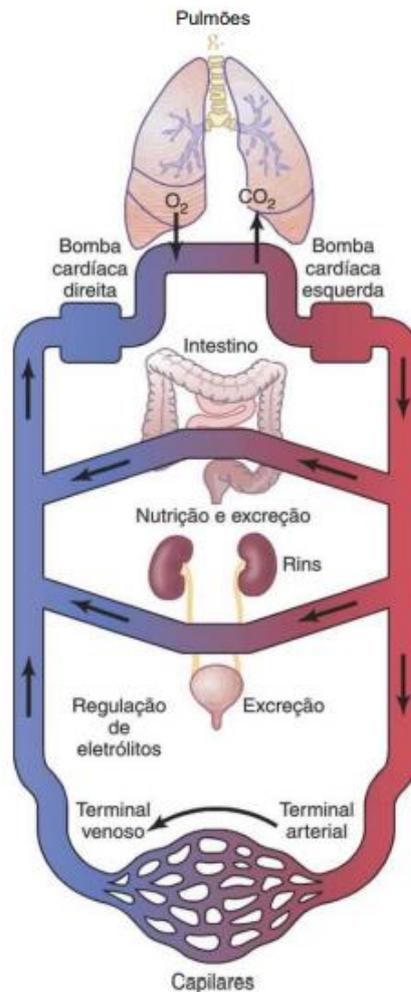
Fonte: (MAZUMDAR, 2016).

### 2.3 CIRCULAÇÃO SANGUÍNEA

O objetivo da circulação sanguínea é de assistir as necessidades dos tecidos corporais, seja de transportar nutrientes, de transporte de hormônios para todo o corpo, de remover produtos do metabolismo, entre outros; com a finalidade de fazer as células do corpo desempenharem suas funções fisiológicas (CHERNIAUSKAS, 2010).

O autor Mazumdar (2016) ainda acrescenta que além dessas funções citadas anteriormente, o sistema circulatório é de extrema importância em mecanismos homeostáticos, como exemplo, na regulação da temperatura corporal, a comunicação humoral do corpo e o ajuste de suprimento de oxigênio e nutrientes para as diversas circunstâncias fisiológicas. Ainda é citado que se caso a circulação sanguínea venha a falhar, pode ocasionar vários tipos de doenças e até levar a morte. A Figura 8 apresenta um esquema geral do sistema circulatório sanguíneo.

Figura 8 - Esquema geral do sistema circulatório sanguíneo.



Fonte: (GUYTON; HALL, 2016).

Ainda, de acordo com o autor Cherniauskas (2010), é importante que o sistema circulatório sanguíneo mantenha seu funcionamento nas melhores condições possíveis, para auxiliar as células do corpo em suas funções. Quando uma pessoa possui alguma deficiência nesse sistema ou algum tipo de disfunção cardíaca, pode ser necessária alguma circunstância especial para o auxílio da circulação sanguínea. Esse auxílio pode ser por meio de dispositivos mecânicos como bombas de sangue, em especial ao que se estuda neste trabalho, as bombas de fluxo axial, que elevam a pressão sanguínea para ajudar na circulação de sangue.

Para Guyton e Hall (2016), quando se trata do sistema circulatório é necessário entender as partes funcionais da circulação, que são:

- Artérias: transportam o sangue a elevadas pressões para os tecidos do corpo, nelas o sangue escoia a velocidades elevadas;
- Arteríolas: são pequenas ramificações no final do sistema arterial, controlam a passagem do sangue para os capilares.;
- Capilares: possibilitam a troca de líquidos, eletrólitos, hormônios entre outros, com o sangue e o líquido intersticial;
- Vênulas: tem a função de captar o sangue proveniente dos capilares;
- Veias: estabelecem o papel de condutos para carregar o sangue das vênulas de volta ao coração. Assim, funcionam como um reservatório de sangue.

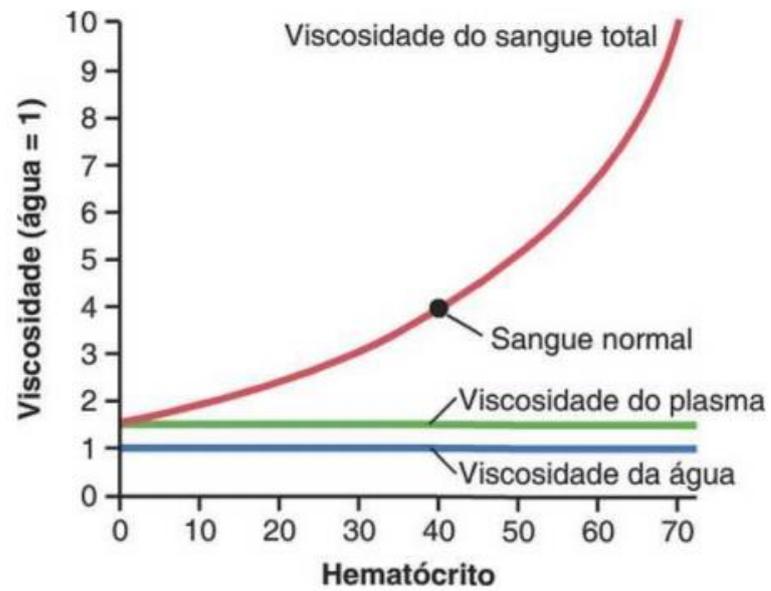
De acordo com Aires (2012), a circulação do sangue no corpo pode ser em regime laminar ou turbulento. O laminar, geralmente, acontece em artérias, arteríolas, vênulas e veias, enquanto o turbulento acontece nas câmaras cardíacas e nas ramificações dos vasos. Esta mesma autora também apresenta que o sangue ainda pode ser caracterizado como um líquido não newtoniano, porém, em determinadas condições, apresenta um comportamento próximo a dos newtonianos.

Guyton e Hall (2006) argumentam que a porcentagem de hemácias dentro do sangue é denominada de hematócrito ( $H_t$ ). Com isso, se há o aumento do hematócrito a viscosidade do sangue também aumenta. Por exemplo, eles citam que se alguém tem hematócrito igual a 40, significa que 40% do seu volume sanguíneo é formado por células e o restante por plasma. Além disso, foi exposto que o hematócrito médio para homens é de 42 e para mulheres é cerca de 38.

Também foi apresentado pelos autores Guyton e Hall (2006) que a viscosidade do sangue total, como o hematócrito normal, é próxima de 3 mPa.s e a viscosidade do plasma sendo cerca de 1,5 maior que a da água. Os autores afirmam que a viscosidade sendo três, quer dizer que para bombear o sangue é preciso uma pressão três vezes maior do que para bombear água de viscosidade igual a 1 mPa.s.

A Figura 9 apresenta o gráfico do efeito da quantidade de hematócrito em relação a viscosidade relativa do sangue total, do plasma e da água.

Figura 9 - Gráfico do efeito do hematócrito em relação a viscosidade relativa do sangue total, do plasma e da água.



Fonte: (GUYTON; HALL, 2006).

### 3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo será abordado a apresentação sobre as bombas axiais, conceitos básicos da Mecânica dos Fluidos, como se caracteriza os tipos de escoamento e as equações para a análise do movimento do escoamento.

#### 3.1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS SOBRE BOMBAS AXIAIS

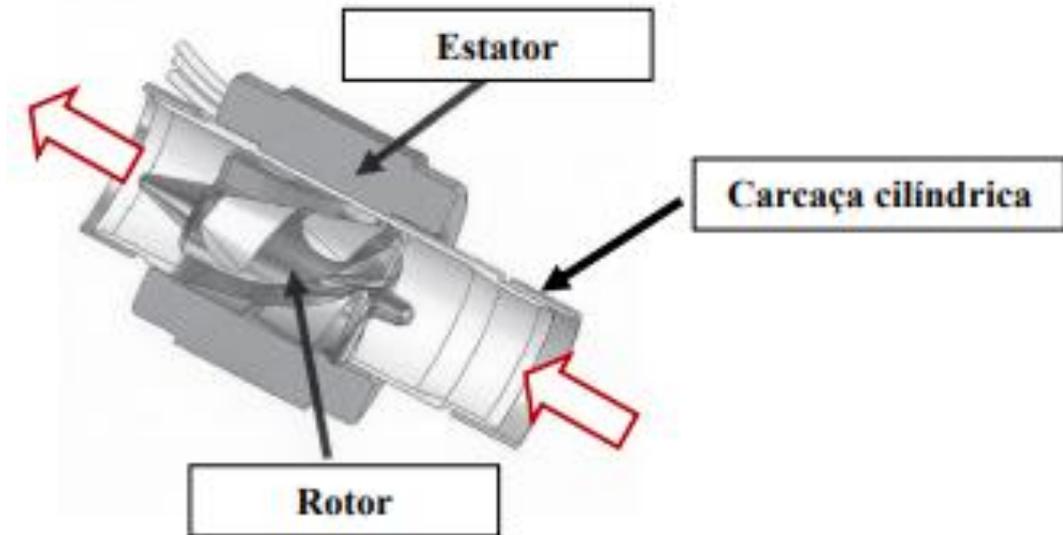
De acordo com Macintyre (1997), as bombas são conhecidas como máquinas geratrizes, ou seja, recebem trabalho mecânico, geralmente proveniente de uma máquina motriz, e convertem para energia hidráulica. Sua finalidade é fornecer energia hidráulica para o fluido em forma de energia potencial de pressão e de energia cinética.

As principais classificações das bombas se dividem em duas: as de deslocamento positivo e as turbobombas. Enquanto as bombas de deslocamento positivo possuem um volume fixo de fluido para o trabalho; as turbobombas mantêm um fluxo contínuo pela bomba.

Em relação ao escoamento das turbobombas as principais classificações são as de fluxo radial e axial. Nas bombas de fluxo radial, o fluido entra de forma axial na bomba, mas a saída do fluxo é na direção radial ao movimento do rotor da bomba. Além disso, elas entregam uma menor vazão de saída, se comparada a axial, mas em compensação fornecem recalque para alturas elevadas. No entanto, as bombas axiais, que são o principal objeto de estudo deste trabalho, fornecem maiores vazões, porém as alturas de recalque são menores.

O autor Silva (2012) define que os dispositivos axiais possuem o fluxo contínuo e paralelo ao eixo do rotor, tendo como alguns de seus componentes, além do rotor, a carcaça cilíndrica e o estator do motor elétrico, que funciona para rotacionar a bomba. O escoamento do sangue é provocado pela rotação do rotor que possui pás, aletas ou canais em forma de espiral. O rotor é fixado, geralmente, por um par de mancais na sua entrada e saída. A Figura 10 apresenta alguns componentes de uma bomba axial sanguínea em que as setas vermelhas mostram a direção do fluxo.

Figura 10 - Componentes de uma bomba axial sanguínea.

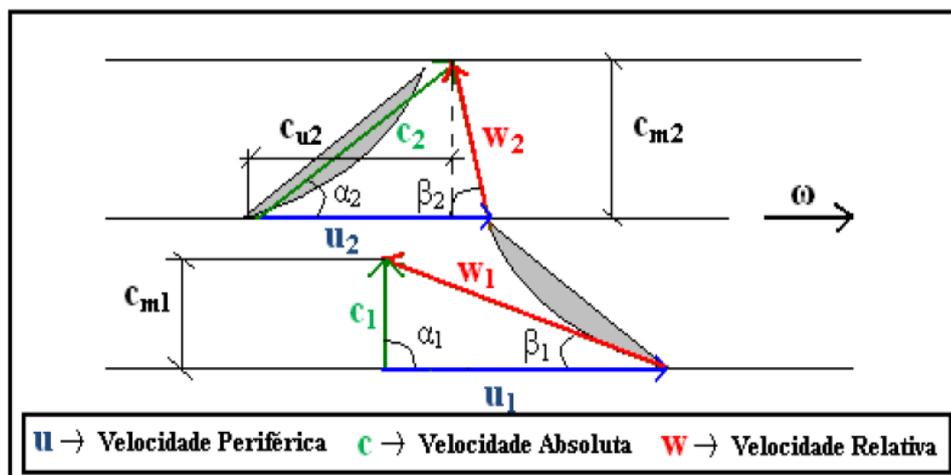


Fonte: (SILVA, 2012).

### 3.1.1 Triângulo de velocidades

A forma de como a pá do rotor age sobre a trajetória das partículas do fluido, pode ser representado como um diagrama que apresenta as velocidades, conhecido como triângulo de velocidades. Essas velocidades representam os movimentos relativo, periférico e absoluto. A Figura 11 apresenta o triângulo de velocidades para uma bomba axial.

Figura 11 - Triângulo de velocidades para uma bomba axial.



Fonte: (KOVATS, 1964 apud CHERNIAUSKAS, 2010).

Da Figura anterior, os subíndices 1 e 2 são relacionados a entrada e a saída, respectivamente, da pá do rotor que se encontram a um diâmetro  $d$  do centro do rotor;  $u$  é a velocidade periférica;  $c$  se refere a velocidade absoluta;  $w$  é a velocidade relativa;  $c_m$  refere-se à velocidade meridiana;  $c_{u2}$  é a projeção do vetor  $c_2$  em  $u_2$ ;  $\alpha$  é o ângulo formado entre os vetores das velocidades absoluta e periférica;  $\beta$  é o ângulo formado entre os vetores das velocidades relativa e periférica, podendo ser dividido em ângulo de bordo de ataque ( $\beta_1$ ) e ângulo de defesa ( $\beta_2$ ), enquanto isso,  $\omega$  representa a velocidade angular.

Algumas considerações devem ser usadas para com que a trajetória da partícula coincida com o perfil da pá, sendo um número infinito de pás sem espessura e que o escoamento não seja turbulento. Outro fator é que para rotores em hélice de propulsão, tem-se  $u_1=u_2$ . Esses critérios são empregados para facilitar os cálculos (MACINTYRE, 1997).

Conforme Cherniauskas (2010), a partir da Figura 11 pode-se inferir algumas equações com base nesses ângulos e velocidades.

$$\begin{aligned}
 \cos \beta_1 &= \frac{u_1}{w_1} \\
 \sin \beta_1 &= \frac{c_{m1}}{w_1} = \frac{c_1}{w_1} \\
 \cos \beta_2 &= \frac{u_2 - c_{u2}}{w_2} = \frac{u_2 - c_2 \cdot \cos \alpha_2}{w_2} \\
 \sin \beta_2 &= \frac{c_2 \cdot \sin \alpha_2}{w_2}
 \end{aligned} \tag{3.1}$$

### 3.2 CONCEITOS BÁSICOS DE MECÂNICA DOS FLUIDOS

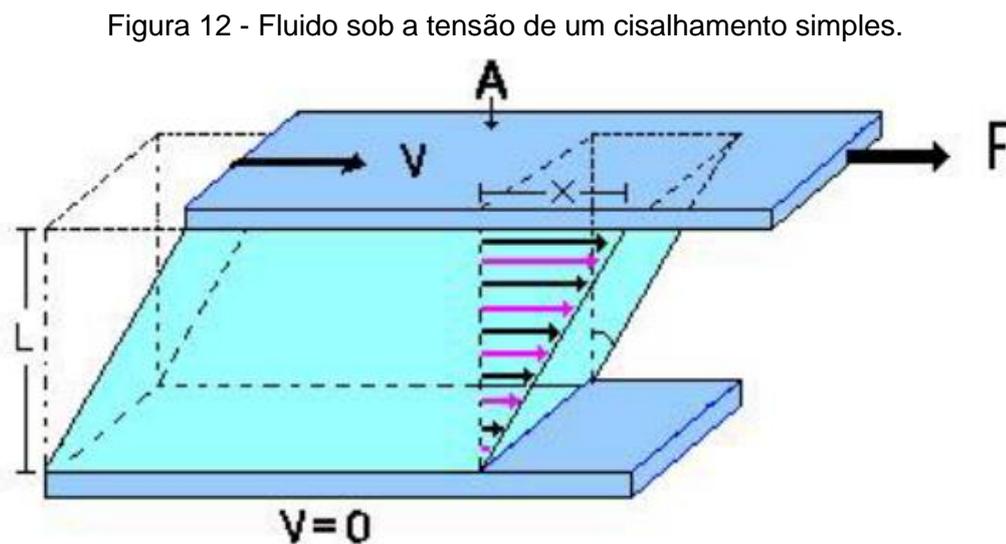
A mecânica dos fluidos estuda o comportamento dos fluidos sob a atuação de forças aplicadas. No entanto, a ciência que estuda o comportamento viscoso do fluido é a reologia (TREJO *et al.*, 2010).

O fluido é uma substância que se deforma continuamente quando submetido a alguma tensão de cisalhamento. Essa tensão é produzida quando uma força na direção tangencial atua sobre uma superfície. Sendo assim, os fluidos quando estiverem sobre uma atuação da tensão de cisalhamento irão escoar (MUNSON *et*

al., 2002). Ainda nesse contexto, o escoamento pode ser entendido como a movimentação do fluido em uma superfície.

Alguns dos métodos usados para o estudo do escoamento dos fluidos são o método de Euler e o método de Lagrange. No estudo utilizando Euler se mantém um ponto fixo no espaço e a cada momento se captura as grandezas das partículas que passam por esse ponto. Enquanto no método de Lagrange, o estudo das grandezas é realizado acompanhando-se a partícula ao longo de toda a sua trajetória (MACINTYRE, 1997).

A Figura 12 demonstra a situação em que o líquido sofre uma tensão de cisalhamento simples. Nessa situação, tem-se o fluido entre duas placas separadas por uma distância  $L$ . A placa superior se move com uma velocidade constante  $v$  sob a atuação da força  $F$ .



Fonte: (TREJO et al., 2010).

A tensão de cisalhamento provocada pela atuação da força, fazendo a placa superior se movimentar, pode ser calculada pela equação 3.2.

$$\tau = \frac{F}{A} \quad (3.2)$$

Sendo a tensão de cisalhamento na unidade de pascal (Pa), a força  $F$  em newtons (N) e  $A$  é a área da placa superior em  $m^2$ .

Com o movimento da placa superior se produz uma deformação no fluido, que pode ser calculada por meio da equação 3.3.

$$y = \frac{x}{L} \quad (3.3)$$

A deformação do fluido  $y$  é adimensional e pode ser compreendida para qualquer ponto do zero até a distância  $L$  na direção vertical da Figura 12. De mesmo modo o  $x$ , na unidade de metros (m), pode ser compreendido a partir do ponto da placa inferior dotado como zero, até o máximo deslocamento, nessa direção, encontrado em contato com a placa superior.

A equação anterior é semelhante ao caso de deformação elástica, sofrida por um material sólido, em que a deformação é constante até a remoção da força em ação. Em contraste, tem-se a deformação do fluido que aumenta gradativamente até que a força atuante na placa seja retirada. Desse modo, a taxa de deformação é mais significativa em fluidos pois acontece com a variação da deformação no tempo (TREJO *et al.*, 2010).

Nesse sentido, a taxa de deformação é obtida por meio da variação da velocidade ( $dv$ ) em relação a variação da distância entre as placas, representada por ( $dy$ ), obtendo a equação a seguir. A taxa de cisalhamento  $\dot{\gamma}$  é na unidade de  $s^{-1}$ .

$$\dot{\gamma} = \frac{dv}{dy} \quad (3.4)$$

A partir dos conceitos apresentados neste tópico, pode-se determinar a equação da viscosidade do fluido  $\eta$ , conforme a equação a seguir, na unidade de pascal-segundo (Pa.s).

$$\eta = \frac{\tau}{\dot{\gamma}} \quad (3.5)$$

Cabe, ainda, ressaltar que o fluido pode ser considerado como newtoniano e não newtoniano. Para ser considerado newtoniano a relação entre a tensão de cisalhamento e a taxa de deformação precisa ser linear, caso contrário o fluido será não newtoniano (TREJO *et al.*, 2010).

Nesse contexto, para um líquido ser considerado como newtoniano, pode-se determinar um valor único de viscosidade em diferentes velocidades de escoamento (AIRES, 2012). A equação 3.6 representa a lei de Newton para fluidos newtonianos.

$$\tau = \mu \dot{\gamma} \quad (3.6)$$

Da equação anterior, o  $\mu$  é a viscosidade dinâmica do fluido para a condição de ser constante.

Enquanto isso, a equação para fluidos não newtonianos é representada pela equação a seguir:

$$\tau = k \dot{\gamma}^n \quad (3.7)$$

Na equação acima, o  $k$  é o índice de consistência do fluido e  $n$  é a inclinação da curva, em que se  $n > 1$  será para a dilatação do fluido.

Além das equações representadas acima, outras equações importantes para o entendimento deste trabalho é a da densidade do fluido, equação 3.8, e da vazão apresentada pela equação 3.9.

$$\rho = \frac{m}{V_{ol}} \quad (3.8)$$

$$Q = v \cdot A_r \quad (3.9)$$

Em que a densidade é a massa  $m$  do fluido em quilos (kg), sobre um volume específico  $V_{ol}$  na unidade de metros cúbicos ( $m^3$ ). Enquanto isso,  $v$  é a velocidade normal a superfície de área  $A_r$  da entrada, ou saída, da bomba.

### 3.3 ESCOAMENTO

Uma possível classificação da mecânica dos fluidos dos meios contínuos é em escoamento viscosos e não viscosos. O escoamento viscoso se divide em laminar e turbulento. Enquanto isso, o não viscoso se divide em laminar, turbulento, compressível e incompressível (FOX *et al.*, 2014).

Quando existe uma movimentação relativa entre duas camadas de fluido, cria-se uma força de atrito. Essa força provoca um retardo na velocidade da camada de fluido mais rápida. Essa resistência interna ao escoamento é a viscosidade. Se os efeitos da força de atrito são consideráveis o escoamento é dito como viscoso. Em alguns escoamentos em regiões mais afastadas da superfície, a força de atrito pode ser considerada desprezível, sendo assim, atribui-se as regiões de escoamento não viscoso (ÇENGEL; CIMBALA, 2006).

Os autores Çengel e Cimbala (2006) ainda descrevem sobre o escoamento incompressível, que se trata da densidade do fluido, caso a densidade se mantenha aproximadamente constante durante o escoamento. Se por acaso a densidade do fluido ficar variando, o escoamento é considerado como compressível.

O escoamento pode ser classificado também em regime laminar e turbulento. Para isso, existe o número de Reynolds ( $R_e$ ), equação 3.10, que faz a relação entre a força de inércia e forças viscosas. Enquanto isso, no escoamento laminar o fluido se movimenta de forma ordenada em lâminas, o turbulento apresenta um fluxo desordenado formando espécies de redemoinhos. A transição do regime laminar para o turbulento, por exemplo, em canais abertos ocorre na faixa entre  $2300 < R_e < 4000$ . Sendo assim, para um número de Reynolds inferior a 2300 o regime é de escoamento laminar, enquanto para um número acima de 4000 o regime é turbulento (LINSINGEN, 2001).

$$R_e = \frac{\rho V d}{\mu} \quad (3.10)$$

Na equação do número de Reynolds, sendo um número adimensional, o  $\rho$  é a massa específica na unidade de  $\text{kg}/\text{m}^3$ ;  $V$  é a velocidade média do fluxo em  $\text{m}/\text{s}$ ;  $d$  é uma dimensão que depende da geometria da seção transversal do escoamento em metros e o  $\mu$  é a viscosidade dinâmica do fluido em  $\text{Pa}\cdot\text{s}$ .

Ainda sobre o escoamento, é dito como em regime permanente quando os parâmetros do escoamento caracterizados como velocidade, temperatura, massa específica, entre outros são independentes do tempo em um determinado ponto fixo, porém os parâmetros podem variar no tempo entre pontos. No entanto, no escoamento transitório os parâmetros variam no tempo tanto em pontos fixos como entre pontos (MUNSON *et al.*, 2002).

### 3.4 ANÁLISE DO MOVIMENTO DO ESCOAMENTO

Nas análises com a lei de conservação, inicialmente se estuda uma região fixa do escoamento, um sistema fechado, logo em seguida se aplica esse princípio para regiões no espaço, que são os volumes de controle (VC) (ÇENGEL; CIMBALA, 2006). Além disso, quando se analisa esse sistema por meio de um plano, chama-se de superfície de controle (SC). As equações a seguir, deste tópico, foram tomadas com base nesses mesmos autores.

Nesse sentido, usando da lei de conservação, tem-se que a massa desse sistema permanece inalterado durante o escoamento. Com isso, analisando no espaço, o balanço de massa para o volume de controle pode ser expresso pela equação a seguir:

$$\dot{m}_e - \dot{m}_s = \frac{dm_{VC}}{dt} \quad (3.11)$$

Da equação acima pode ser definido que  $\dot{m}_e$  e  $\dot{m}_s$  são as vazões mássicas na entrada e na saída, respectivamente, do volume de controle em kg/s. Já a expressão  $dm_{VC}/dt$  representa a taxa de variação da massa dentro do volume de controle. No entanto, para o princípio de conservação da massa precisa que da expressão  $dm_{VC}/dt=0$ . Sendo assim, a equação da conservação da massa obtém a forma:

$$\dot{m}_e = \dot{m}_s \quad (3.12)$$

Quando se analisa essa conservação da massa para o regime permanente, a equação anterior se torna:

$$\sum_e \dot{m} = \sum_s \dot{m} \quad (3.13)$$

Da equação anterior se pode entender que a vazão mássica total que entra no VC é igual a vazão mássica total que sai do VC.

Da mesma forma que foi estudado para alcançar a conservação de vazão da massa, também pode ser feito para a conservação da energia mecânica, em que o balanço de energia para o volume de controle é dado pela equação:

$$\dot{E}_e - \dot{E}_s = \frac{dE_{VC}}{dt} \quad (3.14)$$

Da equação anterior, pode ser entendido que a diferença entre as taxas de transferência de energia que entra e que sai do VC é igual a taxa de variação de energia dentro do VC, podendo ser representados na unidade de Joule por segundo (J/s).

No momento em que se faz o termo  $dE_{VC}/dt=0$ , a equação 3.14 pode ser adaptada para a equação de conservação da energia. Após isso, realizando algumas adaptações nessa conservação se pode chegar a uma das equações mais conhecidas para a análise do escoamento, a equação de Bernoulli.

A equação de Bernoulli, equação 3.15, demonstra a conservação entre as energias no fluido. Essa equação faz a relação de transformação entre as energias de pressão, cinética e potencial. Para o uso dessa equação, ainda, se faz necessária as condições de que o escoamento seja em regime permanente, o fluido seja incompressível e não seja viscoso, ou seja, não haja atrito entre o fluido e a superfície de escoamento.

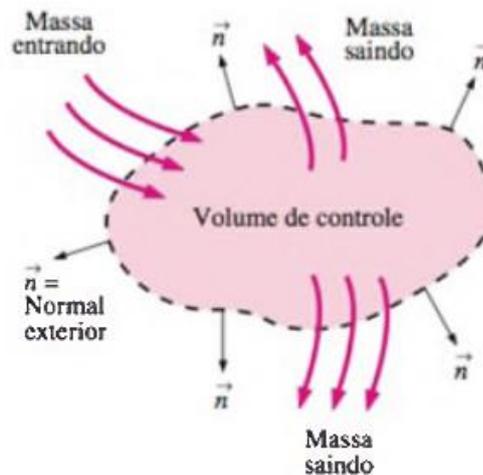
$$\frac{p_1}{\rho g} + \frac{V_1^2}{2g} + z_1 = \frac{p_2}{\rho g} + \frac{V_2^2}{2g} + z_2 \quad (3.15)$$

Na equação 3.15 a letra p representa a pressão na unidade de pascal (Pa), o V é a velocidade em m/s, z corresponde à altura do ponto em estudo em relação a um referencial em metros, g é aceleração da gravidade em  $m/s^2$  e  $\rho$  é a densidade do fluido na unidade de  $kg/m^3$ . Os subscritos 1 e 2 equivalem a pontos distintos para o estudo do escoamento. Fazendo a diferença na entrada e na saída do fluido pela equação 3.15, obtém-se a energia cedida pela bomba ao fluido.

Os autores Çengel e Cimbala (2006) fazem menção de que na mecânica dos fluidos é muito oportuno trabalhar usando uma relação das variações do sistema e do volume de controle. Nesse aspecto, essa relação das taxas de variação no tempo para

uma determinada propriedade extensiva do sistema e do volume controlado, surge o teorema de transporte de Reynolds (TTR). A Figura 13 mostra um volume de controle.

Figura 13 - Volume de controle.



Fonte: (ÇENGEL; CIMBALA, 2006).

A vazão total dentro da superfície de controle na Figura 13 é a diferença entre a vazão na saída pela vazão na entrada da superfície de controle, expressada pela equação:

$$\dot{B}_t = \dot{B}_s - \dot{B}_e = \int_{SC} \rho b \vec{V} \cdot \vec{n} dA \quad (3.16)$$

Da equação anterior, do termo mais à direita, pode ser inferida que na integral os termos  $\rho b \vec{V} \cdot \vec{n}$  é a vazão que escoar pela SC, sendo  $\vec{V} \cdot \vec{n}$  a normal da velocidade que passa por um infinitésimo de área  $dA$ . A letra B pode ser qualquer propriedade extensiva, já o b é conhecida como a propriedade intensiva e equivale a  $b=B/\text{massa}$ .

A quantidade total da propriedade extensiva dentro do volume de controle é denotada por:

$$B_{VC} = \int_{VC} \rho b dV_{ol} \quad (3.17)$$

Em seguida, pode ser obtida a equação 3.18 do teorema de transporte de Reynolds, expressada como a taxa de variação no tempo da propriedade extensiva. O termo  $dV_{ol}$  é o infinitésimo de volume.

$$\frac{dB_{sis}}{dt} = \frac{d}{dt} \int_{VC} \rho b dV_{ol} + \int_{SC} \rho b \vec{V} \cdot \vec{n} dA \quad (3.18)$$

Usando o TTR na conservação do momento linear, pode-se obter a equação geral dessa conservação em um volume de controle, apresentada por:

$$\sum \vec{F} = \int_{VC} \rho \vec{g} dV_{ol} + \int_{SC} \sigma_{ij} \cdot \vec{n} dA = \int_{VC} \frac{\partial}{\partial t} (\rho \vec{V}) dV_{ol} + \int_{SC} (\rho \vec{V}) \vec{V} \cdot \vec{n} dA \quad (3.19)$$

Onde  $\sum \vec{F}$  é o somatório das forças,  $\vec{g}$  é o vetor gravidade e  $\sigma_{ij}$  é o tensor da tensão aplicada na forma de componentes cartesianos.

Para dar continuidade ao assunto será necessário ter o conhecimento do teorema do divergente, ou teorema de Gauss. Esse teorema permite converter uma integral de volume de controle em uma integral da área da superfície. Sendo assim, obtém-se a equação:

$$\int_V \vec{\nabla} \cdot G_{ij} dV_{ol} = \int_A G_{ij} \cdot \vec{n} dA \quad (3.20)$$

Com o teorema do divergente é possível converter os seguintes termos, gerando as equações:

$$\int_{SC} (\rho \vec{V}) \vec{V} \cdot \vec{n} dA = \int_{VC} \vec{\nabla} \cdot (\rho \vec{V} \vec{V}) dV_{ol} \quad (3.21)$$

$$\int_{SC} \sigma_{ij} \cdot \vec{n} dA = \int_{VC} \vec{\nabla} \cdot \sigma_{ij} dV_{ol}$$

Substituindo as equações 3.21 na 3.19 e igualando a zero, pode-se chegar na equação diferencial de Cauchy (3.22), que pode ser usada tanto para escoamento compressível como incompressível.

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho \vec{V}) + \vec{\nabla} \cdot (\rho \vec{V} \vec{V}) = \rho \vec{g} + \vec{\nabla} \cdot \sigma_{ij} \quad (3.22)$$

A equação de Cauchy na forma da equação 3.22 possui mais incógnitas do que número de equações, por isso, é necessário utilizar algumas adaptações nessa equação. Dessa equação ainda podemos usar a conversão apresentada logo a seguir:

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho \vec{V}) + \vec{\nabla} \cdot (\rho \vec{V} \vec{V}) = \rho \frac{D\vec{V}}{Dt} \quad (3.23)$$

Quando o fluido se encontra em repouso, o tensor tensão  $\sigma_{ij}$  pode ser expressado na forma da equação 3.24. Os subscritos  $i$  e  $j$  do tensor tensão representam os nove componentes da forma cartesiana.

$$\sigma_{ij} = -P_{ij} + \tau_{ij} \quad (3.24)$$

Adotando o fluido como incompressível, a letra  $P$  se refere a pressão mecânica normal agindo para dentro do líquido e  $\tau_{ij}$  é dito como o tensor tensão viscosa para fluidos newtonianos incompressíveis. Esse tensor ainda pode ser escrito na forma da equação 3.25, utilizando o tensor da taxa de deformação  $\varepsilon_{ij}$ .

$$\tau_{ij} = 2\mu\varepsilon_{ij} \quad (3.25)$$

Após decompor a equação 3.24 em suas componentes, logo mais substituí-la na equação 3.22 e reorganizá-la usando o operador laplaciano, pode-se encontrar a equação de Navier-Stokes (3.26). Essa equação é para escoamentos com líquidos incompressíveis e é utilizada para descrever o movimento do escoamento do fluido.

$$\rho \frac{D\vec{V}}{Dt} = -\vec{\nabla}P + \rho g + \mu \nabla^2 \vec{V} \quad (3.26)$$

## 4 METODOLOGIA

Esta pesquisa foi realizada no computador pessoal deste autor, realizando uma pesquisa do tipo experimental e matemática. O modo empregado para se realizar as simulações foi a de utilização da vazão de 5 L/min, que é a vazão de sangue para uma pessoa em repouso, e supor as rotações que aproximassem as pressões na saída com os valores das pressões do ensaio hidrodinâmico de Hernandez (2018), logo que encontradas para essa situação de vazão foram realizadas as demais simulações.

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.

### 4.1 DESENVOLVIMENTO DA GEOMETRIA

O modelo do protótipo do DAV axial foi desenvolvido no software de modelagem CAD SpaceClaim® do programa Ansys®. O dispositivo 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.

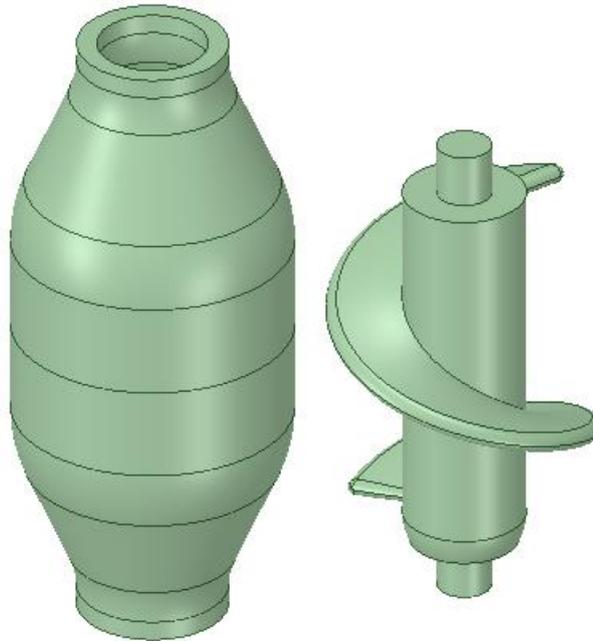
Segundo o autor Macintyre (1997), quanto maior as dimensões da bomba, menor será a rotação necessária para se obter uma determinada pressão.

Ao realizar algumas simulações preliminares, foi possível criar uma geometria da bomba axial, do rotor em hélice e dos mancais que melhor serviria a este estudo, Figura 14, levando em consideração a que obtivesse rotações menores e que permitisse refinar a malha com maior qualidade. Essas especificações propuseram um melhor detalhamento do estudo do escoamento na bomba. As dimensões da bomba axial, assim como, a divisão de suas partes e seus mancais, estão representadas no Apêndice A deste trabalho.

O foco deste trabalho, para este tópico, foi a criação da carcaça da bomba, do rotor e dos mancais de sustentação com seus suportes. Não se levou em consideração, neste projeto, a parte do estator do motor elétrico.

Como pode ser visto na Figura 14, 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  $\beta_2 = 109,60^\circ$ .

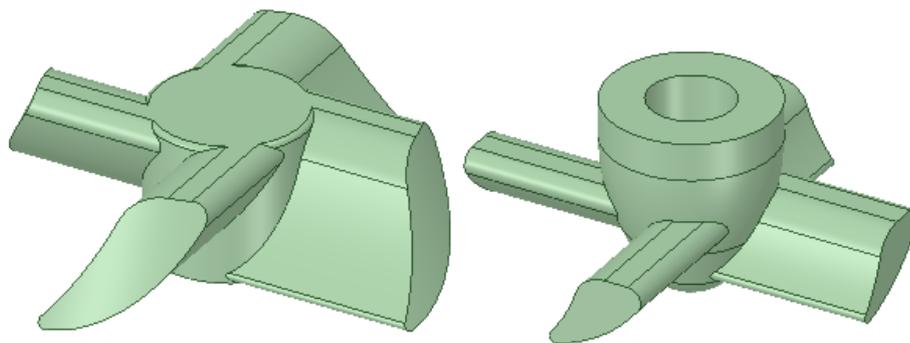
Figura 14 - Geometria da carcaça da bomba axial à esquerda e rotor com pá em hélice à direita.



Fonte: (Autor, 2021).

Logo mais, apresenta-se a Figura 15 que mostra os mancais superior e inferior, esses mancais são fixos na carcaça da bomba por meio de seus suportes. Os suportes dos mancais têm a função de guiar o fluxo, ou seja, ambos funcionam como um estator. Entretanto, o suporte do mancal superior além de estator, tem a função de difusor, para converter a energia cinética em energia de pressão

Figura 15 - Mancais e seus suportes superior, à esquerda, e inferior, à direita.



Fonte: (Autor, 2021).

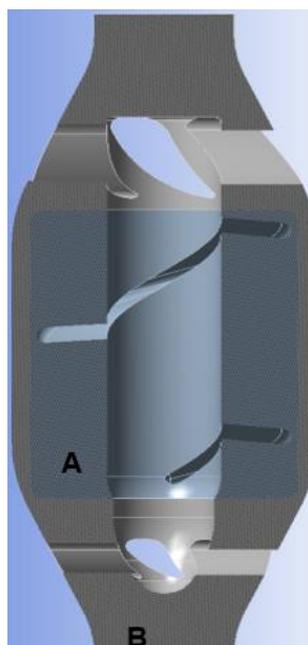
## 4.2 SISTEMA DE MÚLTIPLAS REFERÊNCIAS

A bomba axial possui um fluxo sendo rotativo e paralelo ao eixo do rotor, com isso, para o estudo do escoamento o domínio fluido (volume líquido) precisa ser rotacional.

Ao utilizar-se um sistema referencial simples, todas as partes do domínio fluido se movimentam com velocidade angular em relação ao do eixo rotacional. Contudo, partes do mesmo domínio podem estar com velocidades diferentes em relação ao eixo de rotação, dificultando a previsão do campo de fluxo em regime permanente. Diante disso, para analisar o escoamento dessa situação pode se utilizar um Sistema de Múltiplas Referências (SMR), que é um dos métodos de resolução computacional utilizados para se fazer a análise de escoamentos em regime permanente (ANSYS, 2017).

Segundo Lopes Junior (2016), esse sistema SMR 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 uma não-inercial. No sistema inercial, a referência é estática em respeito ao regime permanente, já o não-inercial é dinâmico. A Figura 16 aponta a região não-inercial que envolve área do rotor e a inercial como sendo a mais externa.

Figura 16 - Demonstração das zonas: A – não-inercial; B – inercial.



Fonte: (Autor, 2021).

### 4.3 MALHA COMPUTACIONAL

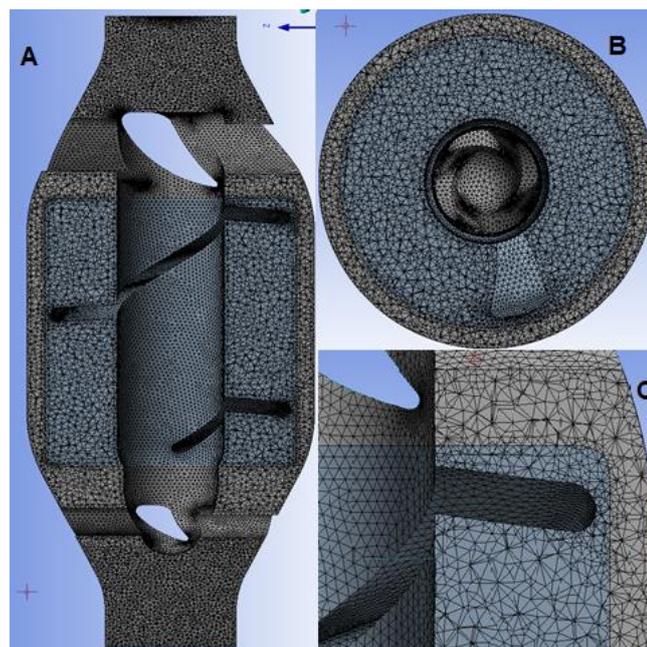
Após a criação da geometria da bomba, faz-se necessária a construção da malha computacional, que discretiza o volume fluido e forma pequenos elementos. A partir dessa manipulação da malha, o sistema computacional pode capturar os efeitos do escoamento com maior ou menor precisão. Ainda, cabe ressaltar que quanto maior a quantidade de elementos para compor a malha, mais se irá requerer da capacidade do computador.

A geração da malha foi estabelecida no ambiente virtual Mesh® do programa Ansys®, aplicando-se nos volumes de fluido inercial e não-inercial os mesmos parâmetros de concepção da malha, assim como em todas as simulações realizadas.

A forma dos elementos da malha foi o tetraédrico, o tamanho máximo dos elementos foi declarado como 0,4 mm, a qualidade de suavização dos nós, que reposiciona os nós diminuindo a assimetria da malha, como sendo alta e se acionou a captura de regiões de curvatura.

A Figura 17 apresenta a malha computacional gerada para o volume do fluido da bomba axial sanguínea em um corte longitudinal, um transversal e um detalhe da malha próximo as pás.

Figura 17 - Malha computacional para o volume fluido da bomba axial sanguínea em um A- corte longitudinal; B- corte transversal e C- detalhe próximo as pás.



Fonte: (Autor, 2021).

Além disso, a partir de simulações preliminares, foi possível identificar uma descontinuidade na distribuição de pressão entre a região de transição da zona inercial e não-inercial. Por isso, editou-se a malha usando o contact match que permite coincidir os nós das regiões de contato entre os dois domínios melhorando a distribuição.

Após a especificação dos parâmetros da malha, obteve-se um resultado de densidade da malha 89 elementos/mm<sup>3</sup> para todo o domínio fluídico com um total aproximado de 1.433.500 elementos de malha.

#### 4.4 CONFIGURAÇÕES DA SIMULAÇÃO

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 a autora Hernandez (2018).

Contudo, a densidade do sangue foi de 1059 kg/m<sup>3</sup> conforme mencionado por Lopes Junior (2016). Essas adições das configurações da simulação foram dispostas no ambiente Setup®, que também realiza os cálculos.

##### 4.4.1 Modelagem da turbulência

A turbulência é caracterizada como uma oscilação dos parâmetros do escoamento, tais como a velocidade, temperatura e pressão. Sendo assim, o modelo de turbulência permite capturar o comportamento desses parâmetros no escoamento do fluido dentro da bomba (ANSYS, 2017).

O modelo usado neste trabalho foi o de duas equações  $\kappa$ - $\omega$ , sendo para a resolução do sistema uma equação de transporte para a energia turbulenta ( $\kappa$ ) e outra para o comprimento da escala turbulenta ( $\omega$ ) (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 (LOPES JUNIOR, 2016).

#### 4.4.2 Condições de contorno

Para a condição de entrada da bomba axial, foram escolhidos os valores das velocidades com base nas vazões já citadas. Cada um dos valores das magnitudes das velocidades, na unidade de m/s, foi calculado pela relação entre a vazão específica e a área da superfície da entrada da bomba, atribuindo-se esse valor nessa superfície.

A Tabela 2 apresenta as vazões e suas respectivas velocidades na entrada da bomba usadas nas simulações.

Tabela 2 - Vazões e suas respectivas velocidades na entrada da bomba.

Vazões (L/min)	Velocidades (m/s)
1	0,18
2	0,35
3	0,53
4	0,70
5	0,88
6	1,05
7	1,23

Fonte: (Autor, 2021).

Outra condição adicionada nas simulações foi a de parede, atribuindo as quatro rotações específicas, no volume não-inercial no sentido anti-horário para cada vazão. Além disso, como os valores dos resultados do escoamento na saída são inicialmente desconhecidos, o ambiente computacional Results® da Ansys® permite aplicar a condição outflow na superfície de saída, escolhida para estas simulações, que realiza os cálculos do gradiente de pressão e de velocidade na saída.

Por fim, estabeleceu-se a condição de operação de pressão relativa como sendo zero, para proporcionar a diminuição dos erros de aproximação, o valor da intensidade da turbulência admitido de 5% e o diâmetro hidráulico de 20 mm.

#### 4.4.3 Método de resolução

Na resolução das equações de escoamento dos fluidos na computação numérica, pode-se utilizar como método de resolução do sistema de equações o *Semi-Implicit Method for Pressure-Linked Equation Consistent* (SIMPLEC).

Esse método semi-implícito SIMPLEC manipula equações de correção de momento, fazendo com que se omita termos que são pouco significativos para os resultados (DOORMAAL; RAITHBY, 1984). Nesse mesmo método se atribui a energia cinética de turbulência como de segunda ordem.

#### 4.4.4 Condições de inicialização da simulação

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.

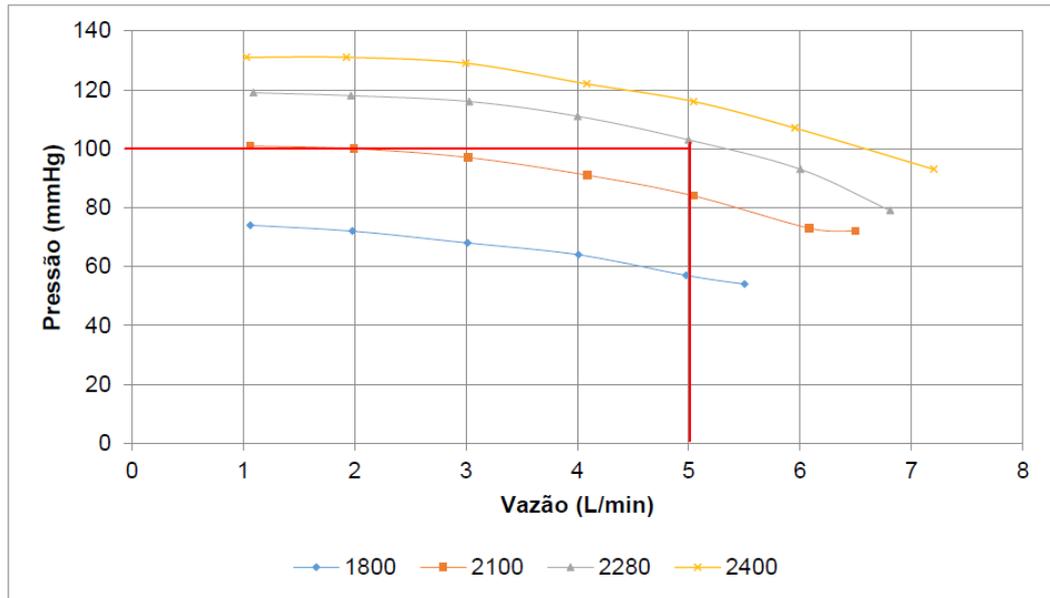
Ademais, adicionou-se a velocidade normal na entrada para a inicialização, citada anteriormente, e por fim, inseriu-se o valor de 3.000 iterações para a simulação do escoamento.

### 4.5 CONSTRUÇÃO DAS CURVAS DA BOMBA AXIAL

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 radial CARoL (Figura 18), apresentado por Hernandez (2018).

As curvas foram geradas a partir de testes das rotações para determinadas vazões e assim encontrar as pressões na saída. Maiores informações sobre o ensaio de desempenho hidrodinâmico se encontram no trabalho dessa autora.

Figura 18 - Curva de desempenho hidrodinâmico da bomba radial CARoL.



Fonte: (HERNANDES, 2018).

Nos resultados das curvas dos ensaios hidrodinâmicos da bomba CARoL, Figura 18, os valores das rotações aplicadas foram de 1.800, 2.100, 2.280 e 2.400 na unidade de rpm.

## 5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

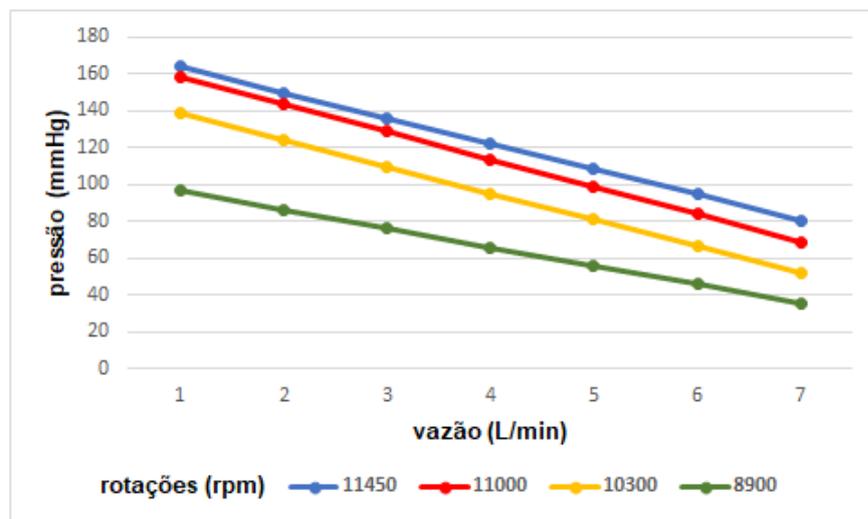
Neste tópico será abordado os resultados das simulações computacionais para a bomba de sangue axial. Os autores Nosé e Motomura (2003), em seus estudos, citam que, para um DAV rotacional de vazão contínua, seria importante que o dispositivo auxiliasse na circulação sanguínea a uma vazão de  $5 \pm 1$  L/min e obtivesse uma pressão de  $100 \pm 20$  mmHg. Com base nisso, a vazão de 5 L/min para a pressão próxima a 100 mmHg será um dos resultados apresentados neste tópico, assim como os pontos que estão dentro desse intervalo de pressão nessa mesma vazão e a simulação que obteve a maior pressão na saída da curva de desempenho do DAV axial.

Sendo assim, as simulações analisadas serão as que compreendem as vazões de 5 L/min para as rotações de 11.450, 11.000 e 10.300 rpm, assim como a que possui rotação de 11.450 rpm e vazão de 1L/min. Os resultados dessas simulações foram gerados no ambiente computacional Results® da Ansys®.

### 5.1 CURVAS DE DESEMPENHO

A Figura 19 apresenta o resultado do mapeamento das curvas de desempenho da bomba axial sanguínea.

Figura 19 - Mapeamento das curvas de desempenho da bomba axial sanguínea.



Fonte: (Autor, 2021).

Os resultados das pressões da Figura anterior 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 na Figura 17, 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.

As rotações encontradas para o mapeamento da curva de desempenho foram de 11.450, 11.000, 10.300 e 8.900 na unidade de rpm. Comparados esses 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.

A importância desses resultados está no fato de que o coração não mantém um fluxo contínuo, assim como, suas pressões. Desse modo, é de extrema importância a análise da bomba para diversas vazões e rotações, para entender o seu comportamento nessas situações variadas. Esses dispositivos de assistência circulatória podem auxiliar, dependendo da condição do paciente, em apenas acréscimos na pressão ou vazão, auxiliando o ventrículo de forma parcial.

Além disso, pode-se observar os resultados da simulação com o teste hidrodinâmico. Quando confrontados esses dados das pressões fornecidas por este dispositivo e o do CARoL, os resultados da pressão neste trabalho apresentaram-se satisfatórios. Com isso, pode ser observado que o dispositivo deste estudo pode vir a ser usado como uma bomba alternativa ao dispositivo CARoL.

## 5.2 RESULTADOS DOS ESCOAMENTOS

As análises desses resultados foram baseadas na distribuição de pressão e de velocidades, dos vetores de velocidade e das linhas de corrente no decorrer da bomba axial de sangue. Para isso, foram atribuídos alguns planos que melhor identificaram o escoamento interno. O valor da escala, tanto para a pressão como para a velocidade, foi disposto de maneira que pudesse se obter uma melhor visualização da distribuição dessas propriedades no escoamento. Para este tópico, a zona de entrada da bomba será considerada como a região que compreende do início do escoamento na bomba e antes do mancal inferior. No mesmo sentido, a zona de saída compreende após o mancal superior ao final do escoamento na bomba.

As zonas de recirculação têm o caráter de trazer descontinuidades na distribuição dos parâmetros analisados, representadas por instabilidades como

mudanças abruptas na distribuição, geralmente quando uma certa localidade tem pressões, ou velocidades, menores que seu entorno. Nesse sentido, a recirculação provoca uma resistência ao escoamento, causando a perda de carga da bomba. Além disso, a recirculação do fluido ocasiona um fenômeno conhecido como vórtice, que se assemelha a redemoinhos.

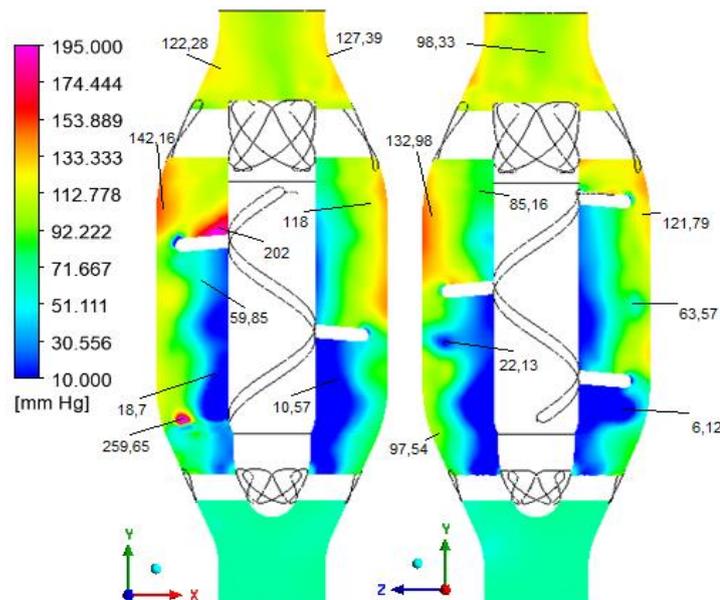
Diante disso, os resultados do escoamento serão analisados, principalmente, com a finalidade de identificar se para as configurações de rotação e vazão, ocasionam-se áreas que podem ser consideradas como de recirculação e de vórtices, dentro da bomba de sangue axial.

Os planos das imagens se encontram no centro da bomba e foram escolhidos o x-y e o y-z, que estão representados na imagem de algumas das Figuras no lado esquerdo na parte inferior. Além disso, em algumas das Figuras serão indicados alguns pontos de pressão e de velocidade ao longo do escoamento.

### 5.2.1 Escoamento para a rotação de 11.000 rpm e vazão de 5 L/min

A Figura 20 apresenta a distribuição das pressões na bomba para a rotação de 11.000 rpm e a vazão de sangue de 5 L/min.

Figura 20 - Distribuição das pressões para a rotação de 11.000 rpm e vazão de 5 L/min.



Fonte: (Autor, 2021).

Na Figura anterior se pode observar a distribuição do escoamento, juntamente com a indicação de algumas pressões em pontos específicos. No entanto, para as

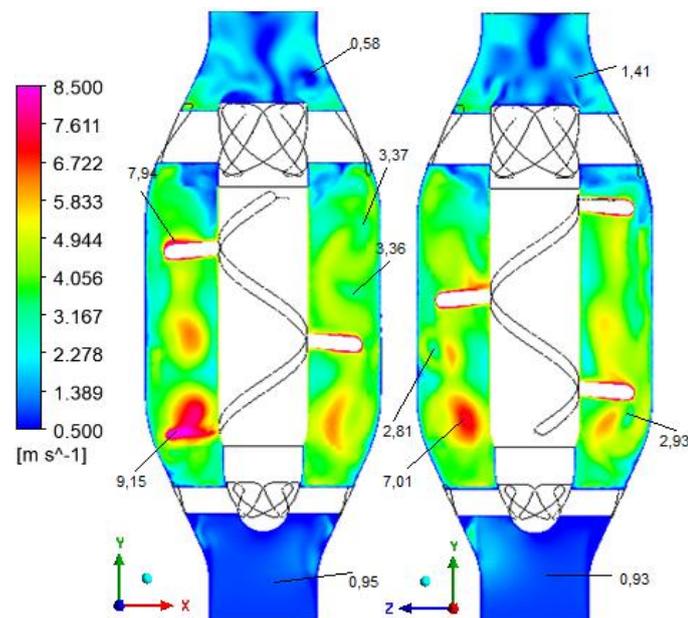
pressões de 259,65 e 202 mmHg, no plano x-y, foram obtidas por meio das pressões médias de alguns pontos selecionados nessa área, pois nessas regiões se concentraram os maiores valores e que não foram representados na escala.

A pressão máxima foi de 288 mmHg e se encontra na região da pressão média de 259,65 mmHg. A zona da entrada da bomba possui uma pressão média 69,13 mmHg, já na saída da bomba a pressão média é de 108,74 mmHg. A partir desses resultados, calculando a diferença das pressões na entrada e na saída, é possível se estimar a carga de pressão fornecida pela bomba sendo de 39,61 mmHg.

A área que se encontra nos pontos de pressão de 63,57 mmHg e próximo a pressão média de 259,65 mmHg, indicam possíveis áreas de recirculação do fluido. Ainda, pode ser percebido que na saída, as pressões mais elevadas se encontram nas regiões próximas as paredes.

A Figura 21 demonstra a distribuição do campo de velocidades do escoamento interno do dispositivo para uma rotação de 11.000 rpm e uma vazão de 5 L/min.

Figura 21 - Distribuição das velocidades para a rotação de 11.000 rpm e vazão de 5 L/min.



Fonte: (Autor, 2021).

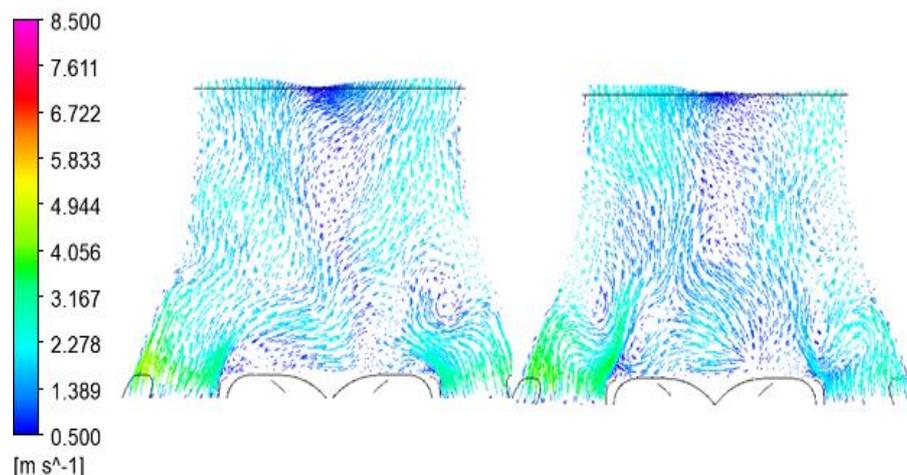
A Figura 21 apresenta em algumas áreas uma descontinuidade nas distribuições como nos pontos 3,36 e 3,37 m/s. Isso pode ser indício de zonas de recirculação.

Na região de saída da bomba, dessa Figura, próxima aos pontos de 0,58 e 1,41 m/s, nos planos x-y e y-z, apresentam zonas que evidenciam redemoinhos que são

próprios de regimes turbulentos. As maiores velocidades do escoamento se encontram no início da pá em hélice e em seu contorno, sendo este o local com a maior velocidade de 11,46 m/s.

A Figura 22 exibe os vetores da distribuição das velocidades para a rotação de 11.000 rpm e vazão de 5 L/min na saída da bomba nos planos x-y e y-z, respectivamente, à esquerda e à direita.

Figura 22 - Vetores da distribuição das velocidades para a rotação de 11.000 rpm e vazão de 5 L/min para os planos x-y, à esquerda, e y-z, à direita.



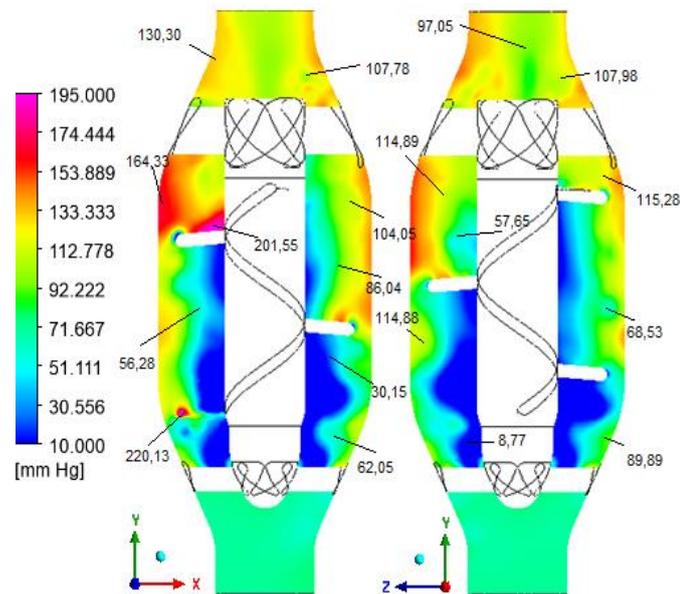
Fonte: (Autor, 2021).

A partir da visualização da Figura 22 é possível se observar, por meio das direções apresentadas pelos vetores, a formação de um esboço semelhante redemoinhos, caracterizados como zona de vórtices. Essas zonas podem ser vistas nos dois planos, tanto nas proximidades dos pontos de 0,58 e 1,41 m/s da Figura 21, nos planos x-y e y-z, como em outras localidades.

### 5.2.2 Escoamento para a rotação de 11.450 rpm e vazão de 5 L/min

A distribuição das pressões para a configuração da rotação de 11.450 rpm e vazão de 5 L/min é apresentada na Figura 23. Essa Figura possui regiões que podem ser de recirculação do sangue, como por exemplo, nas pressões de 68,53 e 107,78 mmHg, nos planos y-z e x-y. Os pontos 220,13 e 201,55 são as pressões médias de alguns pontos das regiões de seus contornos, de cor rosa. Na saída as maiores pressões se encontram próximas as regiões de parede.

Figura 23 - Distribuição das pressões para a rotação de 11.450 rpm e vazão de 5 L/min.

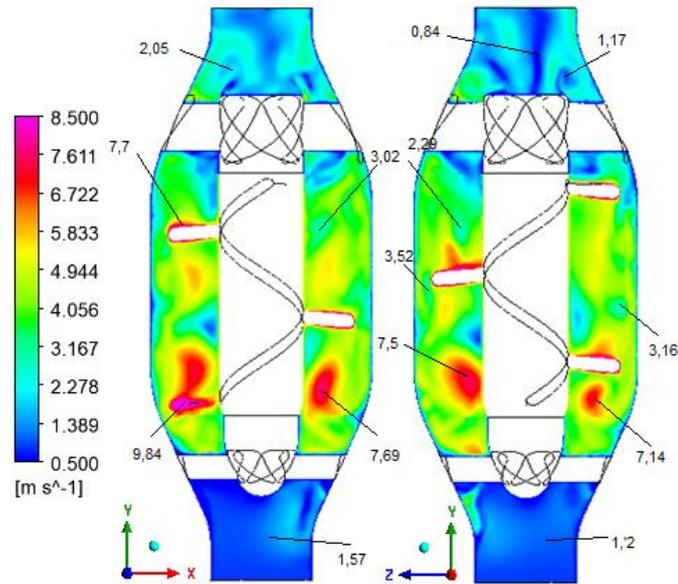


Fonte: (Autor, 2021).

Na entrada da bomba, da imagem acima, a pressão média é de 73,69 mmHg e na saída da bomba é de 116,03 mmHg. Nesse sentido, fazendo a diferença desses valores, a carga de pressão fornecida pela bomba pode ser estimada para o valor de 42,34 mmHg. A maior pressão é de 240,33 mmHg e se encontra na área do ponto médio de 220,13 mmHg.

A distribuição do campo das velocidades da simulação computacional para a rotação de 11.450 rpm e a vazão de 5 L/min é apresentada na Figura 24. Nela, pode-se perceber que na região da saída superior ao mancal, no entorno dos pontos 2,05 e 1,17 m/s, respectivamente nos planos x-y e y-z, apresentam a mesma configuração de áreas instáveis tratadas como vórtices de origem em regimes turbulentos.

Figura 24 - Distribuição das velocidades para a rotação de 11.450 rpm e vazão de 5 L/min.

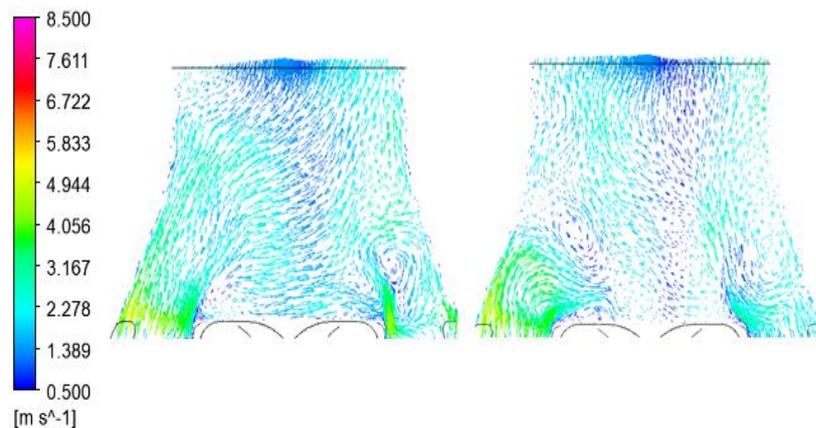


Fonte: (Autor, 2021).

Essa imagem anterior apresenta mais áreas visualmente prováveis de recirculação, por exemplo, nos pontos 3,02 e 3,16 m/s, nos planos x-y e y-z. As maiores velocidades se encontram nas áreas que contornam as pás, com o máximo valor de 11,61 m/s. Analisando o ponto 1,17 m/s do plano y-z, na Figura 24, nota-se que esse critério na imagem de um possível vórtice, é semelhante ao da recirculação, porém com uma tendência a sofrer um movimento circulatório.

A Figura 25 apresenta os vetores da distribuição de velocidades para a rotação de 11.450 rpm e vazão de 5 L/min na saída da bomba, à esquerda se tem o plano x-y e à direita o plano y-z.

Figura 25 - Vetores da distribuição das velocidades para a rotação de 11.450 rpm e vazão de 5 L/min, para os planos x-y, à esquerda, e y-z, à direita.



Fonte: (Autor, 2021).

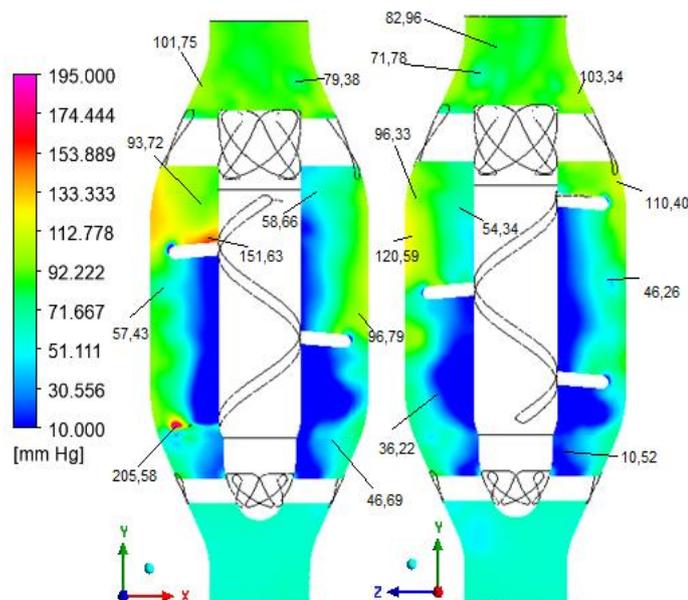
Na Figura 25 afirma-se que na área das proximidades no ponto 1,17 m/s, no plano y-z da Figura 24, apresenta a formação de um vórtice, assim como em outras localidades. No entanto não é possível definir na imagem anterior a mesma procedência para o ponto 2,05 m/s da Figura 24, no plano x-y, porém no lado oposto a esse ponto, existe a formação de redemoinhos, conforme a Figura 25.

Nos locais que apresentam esses redemoinhos, verifica-se que acontecem entre a saída do escoamento que passa pelo suporte do mancal superior e a mudança do diâmetro causado por um fechamento da carcaça.

### 5.2.3 Escoamento para a rotação de 10.300 rpm e vazão de 5 L/min

Apresenta-se na Figura 26 o resultado da distribuição das pressões para a simulação com a rotação de 10.300 rpm e a vazão de 5 L/min. Os pontos de 205,58 e 151,63 mmHg são as pressões médias de suas regiões, sendo na primeira região onde se encontra a maior pressão da bomba de 214,71 mmHg. As regiões dos pontos de 79,38 e 71,78 mmHg, apontam indícios de áreas de recirculação, além de outros que se encontram na saída da bomba. Conforme essa imagem, consegue-se analisar que com a diminuição da rotação os resultados das pressões diminuem.

Figura 26 - Distribuição das pressões para a rotação de 10.300 rpm e vazão de 5 L/min.



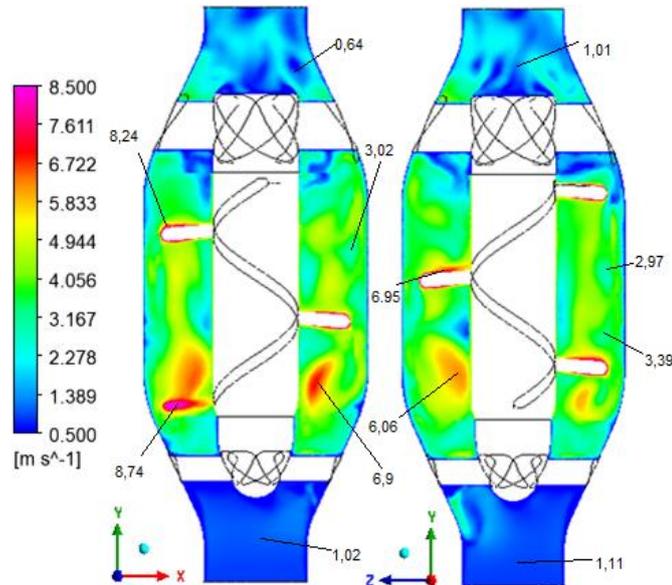
Fonte: (Autor, 2021).

Ainda nessa Figura acima, na entrada da bomba a pressão média é de 60,38 mmHg, enquanto que na saída é de 87,56 mmHg. Com a diferença entre esses

valores, obtém-se o valor de uma estimativa da carga de pressão fornecida pela bomba, sendo de 27,18 mmHg.

A distribuição de velocidades do escoamento para uma rotação de 10.300 rpm e vazão de 5 L/min é exibida na Figura 27.

Figura 27 - Distribuição das velocidades para a rotação de 10.300 rpm e vazão de 5 L/min.



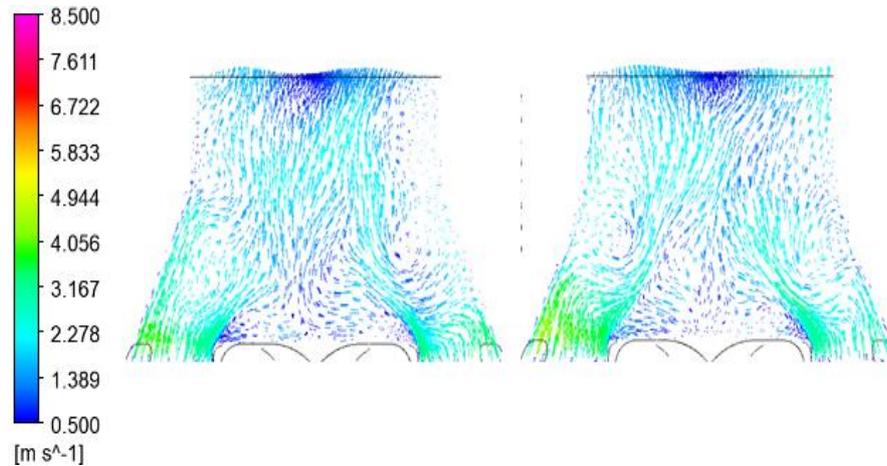
Fonte: (Autor, 2021).

Na Figura 27 pode-se observar que algumas zonas demonstram características de recirculação, nos pontos 3,02 m/s, no plano x-y, e 2,97 m/s, no plano y-z, além de outras localidades. A maior velocidade encontrada possui o valor de 10,72 m/s e se localiza nas regiões que contornam a pá do rotor.

As possíveis zonas de recirculação foram mais bem representadas na Figura 27 da distribuição das velocidades do que na Figura 26 da distribuição das pressões, isso pode ter acontecido por causa da escala escolhida para as pressões. Por isso, existe uma importância em selecionar a escala que melhor represente o escoamento, mas para essa situação, precisava-se adotar esses valores, para que houvesse uma comparação com o resultado das demais.

A Figura 28 apresenta o campo de vetores da distribuição de velocidades na saída da bomba para a rotação de 10.300 rpm e vazão de 5 L/min, no plano x-y, à esquerda, e plano y-z, à direita.

Figura 28 - Vetores da distribuição das velocidades para a rotação de 10.300 rpm e vazão de 5 L/min, para os planos x-y, à esquerda, e y-z, à direita.



Fonte: (Autor, 2021).

Na figura antecedente se apresenta várias formações de regiões de vórtices na saída da bomba, inclusive na área do ponto 0,64 m/s da Figura 26, que indicava uma provável recirculação, observadas pelas direções dos vetores.

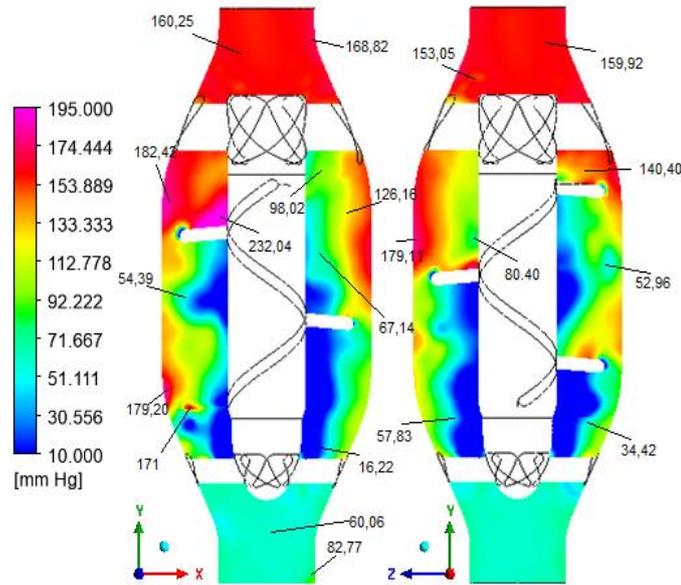
Até o presente momento não se percebeu uma grande diferença, na quantidade de regiões de vórtices entre a Figura 28 e as Figuras 22 e 25 que representam os outros valores de rotações sendo as.

No entanto, verificou-se que as regiões que manifestaram locais de redemoinho se repetiram próximas as regiões de parede e adjacentes a saída do escoamento dos suportes dos mancais superiores.

#### 5.2.4 Escoamento para a rotação de 11.450 rpm e vazão de 1 L/min

A Figura 29 exhibe a distribuição das pressões para o escoamento com a rotação de 11.450 rpm e vazão de 1 L/min no interior da bomba. 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. A maior pressão é de 256.03 mmHg e se encontra no ponto da região de 232,04 mmHg, o que difere do local de maior pressão das demais Figuras, anteriormente apresentadas, para a distribuição das pressões. Isso pode ter ocorrido pelo fato de que o valor da vazão diminuiu.

Figura 29 - Distribuição das pressões para a rotação de 11.450 rpm e vazão de 1 L/min.

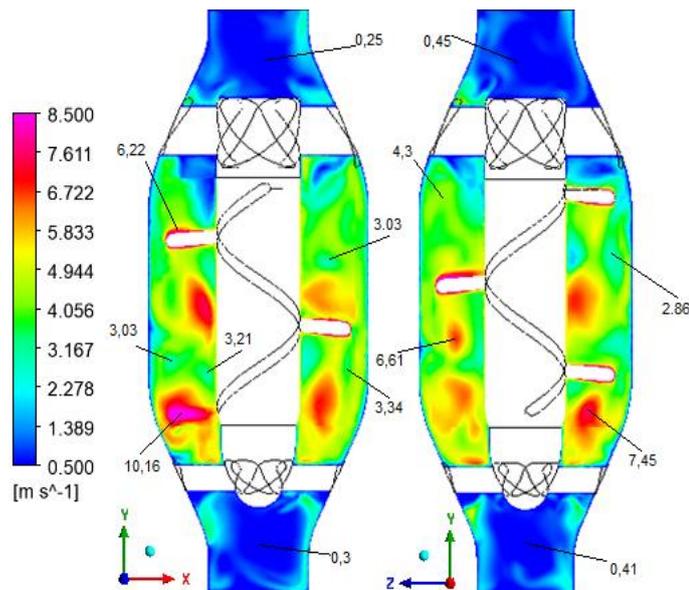


Fonte: (Autor, 2021).

Na Figura 29, na entrada da bomba, a pressão média é de 65,46 mmHg e na saída da bomba é de 160,16 mmHg. Com a diferença desses valores, tem-se a carga de pressão fornecida pela bomba de 94,70 mmHg. Os pontos de 52,96 e 153,05 mmHg apresentam indícios de recirculação.

A Figura 30 evidencia a distribuição do campo das velocidades da simulação do escoamento para a rotação de 11.450 rpm e vazão de 1 L/min.

Figura 30 - Distribuição das velocidades para a rotação de 11.450 rpm e vazão de 1 L/min.



Fonte: (Autor, 2021).

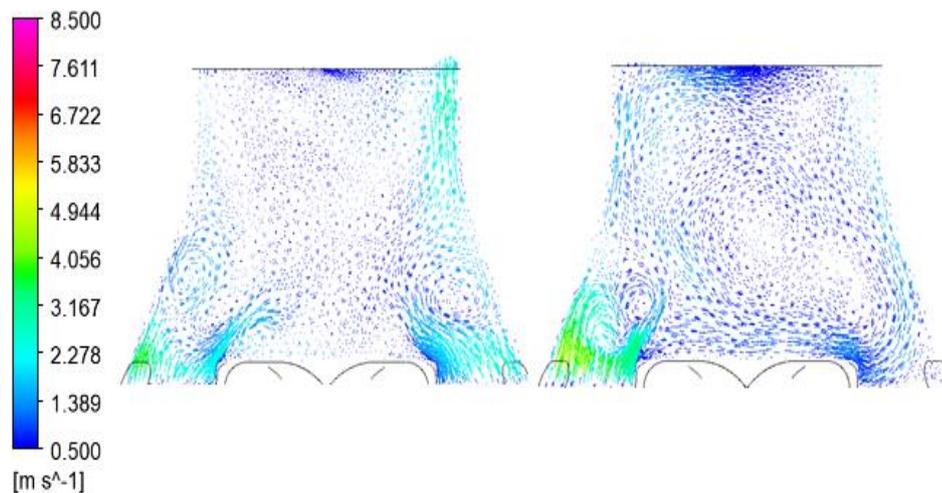
Nessa Figura acima, existem zonas que indicam possíveis recirculações do fluido, como por exemplo, nos pontos 3,03 e 2,86 m/s, respectivamente nos planos x-

y e y-z. O valor da maior velocidade é de 11,75 m/s e se localiza nas regiões de contorno da pá em no formato de hélice.

A diminuição da vazão para 1 L/min favoreceu uma maior uniformidade na distribuição das velocidades na saída da bomba, quando confrontadas com as Figuras de vazão de 5 L/min. Porém, na entrada da bomba na Figura 30, existe uma tendência a formação de redemoinhos. Isso pode ser mais perceptível na seção mais a frente sobre as linhas de corrente para a condição de rotação 11.450 rpm e vazão de 1 L/min.

Os vetores da distribuição de velocidades na saída da bomba, para a rotação de 11.450 rpm e vazão de 1 L/min, à esquerda, para o plano x-y, e à direita, para o plano y-z, são apresentados na Figura 31.

Figura 31 - Vetores da distribuição das velocidades para a rotação de 11.450 rpm e vazão de 1 L/min, para os planos x-y, à esquerda, e y-z, à direita.



Fonte: (Autor, 2021).

Da Figura anterior, pode-se observar com maior clareza, ao contrário da Figura 30 que para as suas configurações de rotação e vazão, existem a formação de consideráveis zonas de vórtices, em especial no plano y-z, com áreas no centro e nas laterais. Essa Figura 31, ainda, demonstra que existem mais formações de vórtices na saída da bomba para a vazão de 1 L/min do que nas outras figuras dos vetores, anteriormente apresentados, com a vazão de 5 L/min.

### 5.2.5 Interferência dos suportes dos mancais

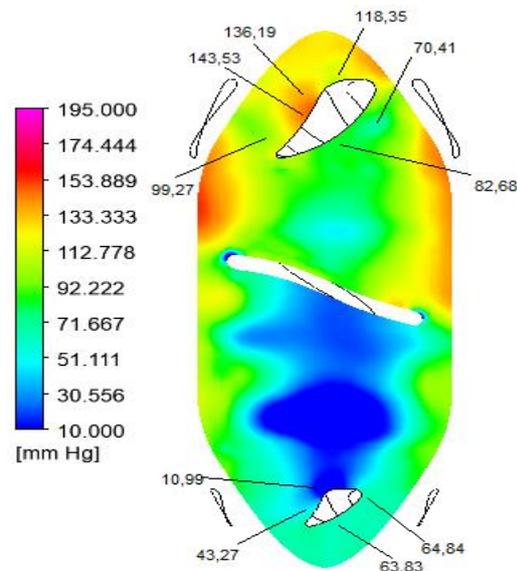
Nesta seção, o plano foi escolhido para que se pudesse analisar os efeitos das interferências no escoamento provocados pelos suportes dos mancais de

sustentação. Esse plano será chamado de plano dos mancais. Ele se encontra na direção do eixo z a uma distância de 6 mm do centro.

Neste tópico busca-se analisar como os suportes de sustentação dos mancais superiores e inferiores interferem no escoamento em suas proximidades dentro da bomba axial, verificando os valores de pressão, de velocidades e dos vetores de velocidade.

A Figura 32 demonstra a distribuição de pressão no plano dos mancais com a rotação de 11.000 rpm e vazão de 5 L/min, para os efeitos da interferência provocados no escoamento pelos suportes dos mancais.

Figura 32 - Distribuição das pressões para a rotação de 11.000 rpm e vazão de 5 L/min, no plano dos mancais.



Fonte: (Autor, 2021).

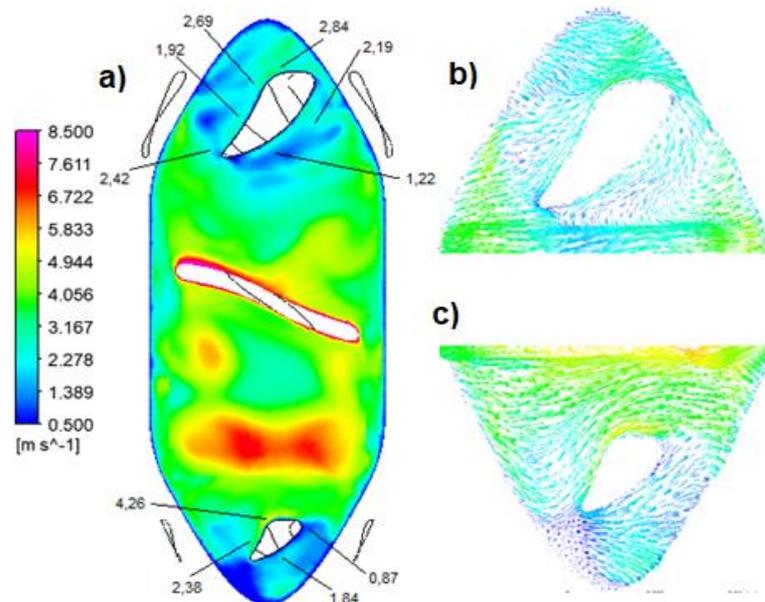
Na Figura 32 observa-se que as pressões são mais elevadas no suporte do mancal superior, na região esquerda pois, devido a direção do movimento de rotação, ele interfere diretamente no sentido do fluxo.

No ponto de 70,41 mmHg, apresenta-se uma zona com indícios de recirculação do sangue. Essa região se concentra entre dois dos suportes superiores. Enquanto isso, na parte inferior, nessa imagem anterior, não se consegue identificar outros aspectos do escoamento.

Apresenta-se na Figura 33, no plano dos mancais, os efeitos da interferência dos suportes dos mancais na distribuição de velocidades à esquerda e no lado direito

os vetores de velocidades próximos aos mancais superior e inferior, respectivamente, para a rotação de 11.000 rpm e vazão de 5 L/min.

Figura 33 - Distribuições de a) velocidades e dos vetores no suporte b) superior e c) inferior, no plano dos mancais para a rotação de 11.000 rpm e vazão de 5 L/min.

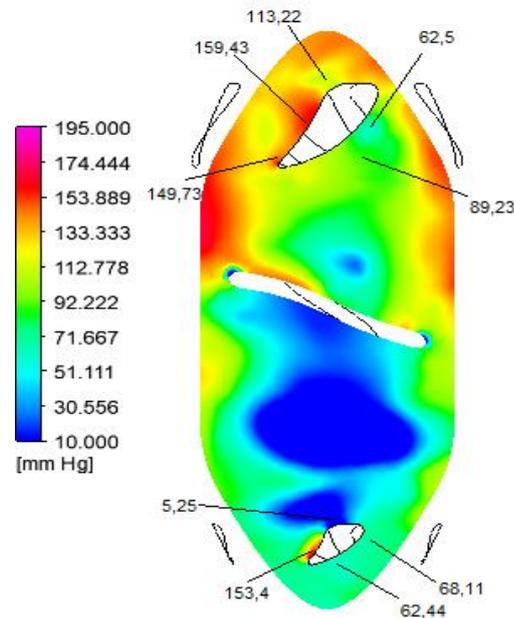


Fonte: (Autor, 2021).

Na imagem anterior, pode-se observar que o suporte do mancal inferior força a subida do fluido, podendo ser visto em c, pois a rotação da pá lança o fluido para baixo. Ainda, percebe-se em b, no lado esquerdo, que o suporte superior funciona como um guia, fazendo parte do fluido seguir a direção do escoamento desejado. No campo dos vetores, para o suporte do mancal superior, existe uma área de vórtice em seu lado direito que representa a área do ponto 2,19 m/s do item a. Isso pode ser causado pelo fato de que o escoamento atinge o suporte seguinte e o fluido acaba retornando.

A distribuição das pressões do escoamento do sangue com a interferência dos suportes dos mancais para a rotação de 11.450 rpm e vazão de 5 L/min, é apresentada na Figura 34 no plano dos mancais.

Figura 34 - Distribuição das pressões para a rotação de 11.450 rpm e vazão de 5 L/min, no plano dos mancais.



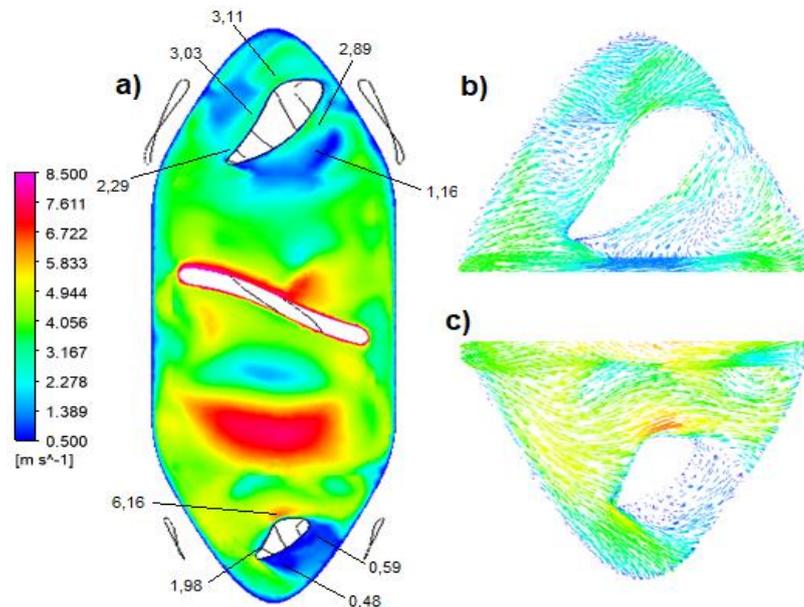
Fonte: (Autor, 2021).

Na Figura 34 se observa 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. No entanto, é necessário analisar juntamente com as velocidades para maiores detalhes. Ainda, pode-se ver que o ponto de pressão 62,5 mmHg, dá a impressão de que existe uma área de recirculação.

A Figura 35 exhibe o impacto da interferência dos suportes dos mancais na distribuição de velocidades, à esquerda, e à direita, os vetores de velocidades próximos aos mancais superior e inferior, respectivamente, para a rotação de 11.450 rpm e vazão de 5 L/min, no plano dos mancais.

Além disso, na Figura 35, percebe-se que próximo aos pontos 2,89 e 1,16 m/s, existe um indício de criação de vórtice, que pode ser confirmado devido aos vetores no suporte superior em b.

Figura 35 - Distribuições de a) velocidades e dos vetores no suporte b) superior e c) inferior, no plano dos mancais para a rotação de 11.450 rpm e vazão de 5 L/min.

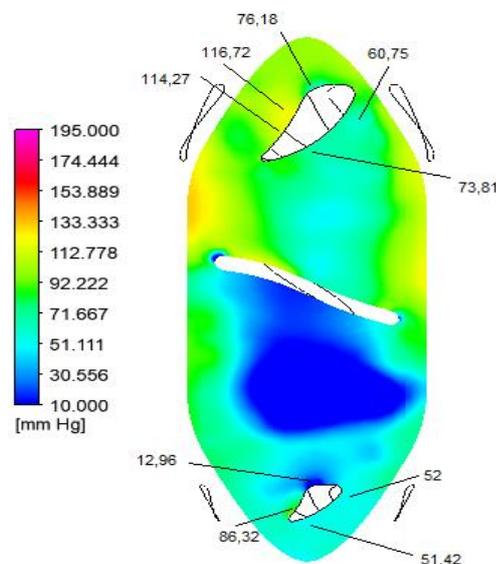


Fonte: (Autor, 2021).

Nos vetores em c, da imagem anterior, 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.

A distribuição das pressões para a condição de rotação de 10.300 rpm e vazão de 5 L/min, com a interferência do fluxo devido aos suportes dos mancais, é demonstrada na Figura 36, apresentada no plano dos mancais.

Figura 36 - Distribuição das pressões para a rotação de 10.300 rpm e vazão de 5 L/min, no plano dos mancais.

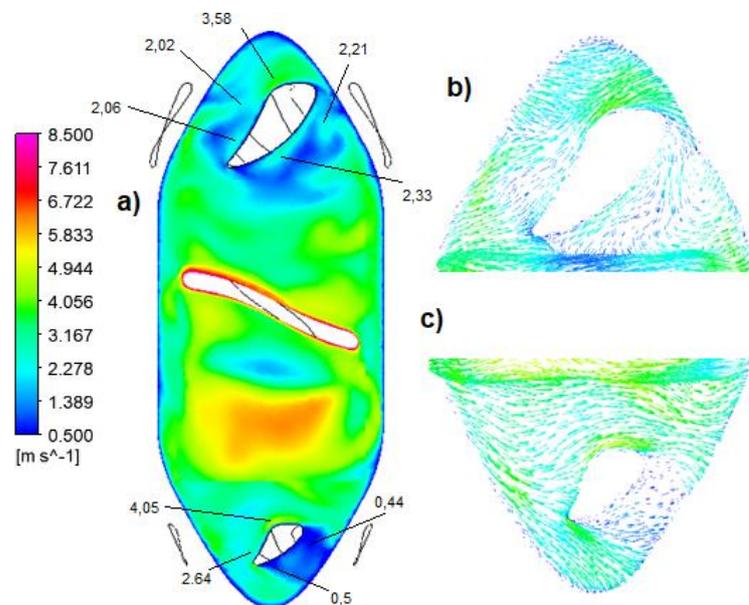


Fonte: (Autor, 2021).

Na imagem anterior, não se consegue visualizar diretamente, com uma maior clareza, a possibilidade de recirculação. A área no ponto 86,32 mmHg deve ser analisada com o auxílio das velocidades locais para tentar se obter maiores informações.

A interferência dos suportes dos mancais na distribuição das velocidades e dos vetores no entorno dos suportes dos mancais para a rotação de 10.300 rpm e vazão de 5 L/min, pode ser vista na Figura 37, representada no plano dos mancais.

Figura 37 - Distribuições de a) velocidades e dos vetores no suporte b) superior e c) inferior, no plano dos mancais para a rotação de 10.300 rpm e vazão de 5 L/min.

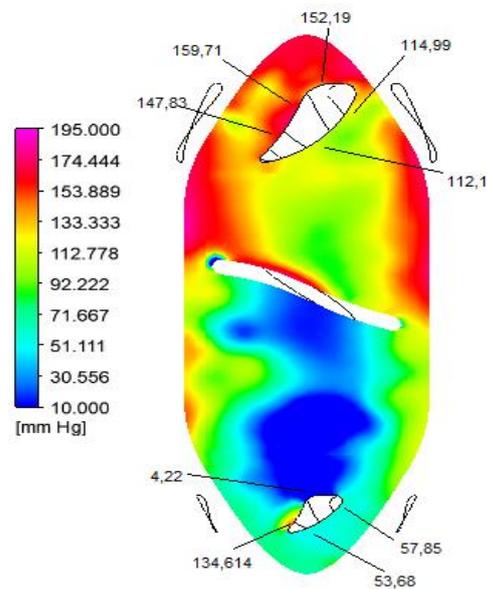


Fonte: (Autor, 2021).

Na Figura 37, a zona ao redor do ponto 2,21 m/s pode ser caracterizada como um possível vórtice, sendo confirmada na imagem b) por meio da direção dos vetores. Enquanto isso, em c), observa-se que a movimentação da pá lança uma parcela do fluido na direção do suporte que provoca uma bifurcação no escoamento. Nessa situação, parte desse escoamento volta para a região de entrada da bomba.

A Figura 38 exibe a distribuição das pressões no plano dos mancais, para a rotação de 11.450 rpm e vazão de 1 L/min, causada pela interferência dos suportes dos mancais. Observa-se que com o aumento da rotação e a diminuição da vazão as pressões nos suportes tendem a aumentar consideravelmente. Nessa Figura, nas áreas próximas ao ponto de 114,99 mmHg pode significar a existência de recirculação.

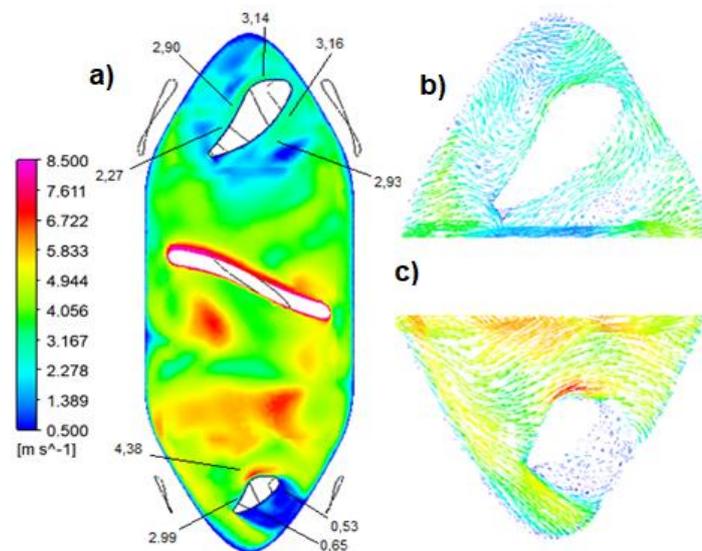
Figura 38 - Distribuição das pressões para a rotação de 11.450 rpm e vazão de 1 L/min, no plano dos mancais.



Fonte: (Autor, 2021).

Na imagem da Figura 39 se demonstra, no plano dos mancais, como os suportes dos mancais podem interferir no escoamento interno da bomba, para a rotação de 11.450 rpm e vazão de 1 L/min, demonstrando a distribuição das velocidades e dos vetores nas proximidades dos suportes.

Figura 39 - Distribuições de a) velocidades e dos vetores no suporte b) superior e c) inferior, no plano dos mancais para a rotação de 11.450 rpm e vazão de 1 L/min.



Fonte: (Autor, 2021).

Da Figura 39, infere-se que na região do ponto 2,93 m/s observa-se em b, que existe uma zona de vórtice. Em c, 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.

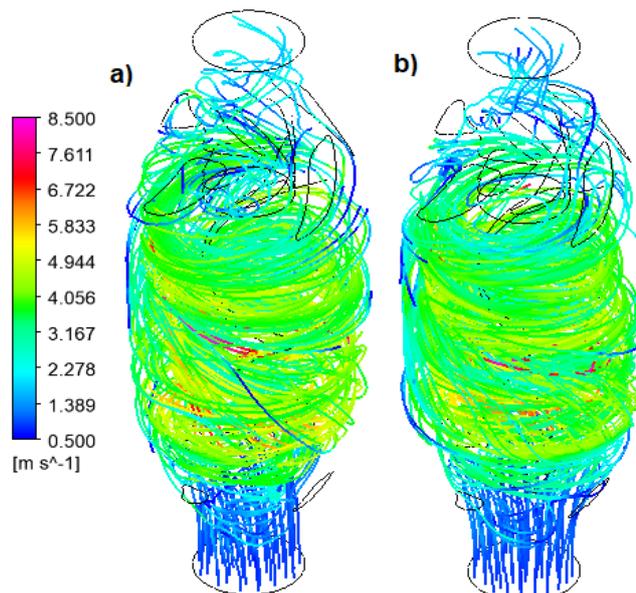
### 5.2.6 Linhas de corrente

Outra forma de se visualizar o escoamento é utilizando as linhas de corrente. Essas linhas revelam a direção instantânea do movimento do fluido no percorrer do escoamento. A partir disso, pode-se identificar regiões de recirculação (ÇENGEL; CIMBALA, 2006).

Para esta análise foi escolhida um total de 50 linhas de corrente que partem da entrada, na condição do estudo da velocidade. Esses resultados foram obtidos com o auxílio do recurso streamline no ambiente Results®.

A Figura 40 apresenta o resultado das linhas de corrente para os cenários de rotação de 11.000 e 10.300 rpm e vazões de 5 L/min. Com o auxílio da função da média no ambiente Results®, foi possível, ainda calcular a velocidade média das linhas de corrente e, desse modo, encontrar o tempo médio em que as linhas de corrente levaram para percorrer o comprimento de 64 mm da bomba.

Figura 40 - Linhas de corrente para as vazões de 5 L/min e rotações de a) 11.000 rpm e b) 10.300 rpm.

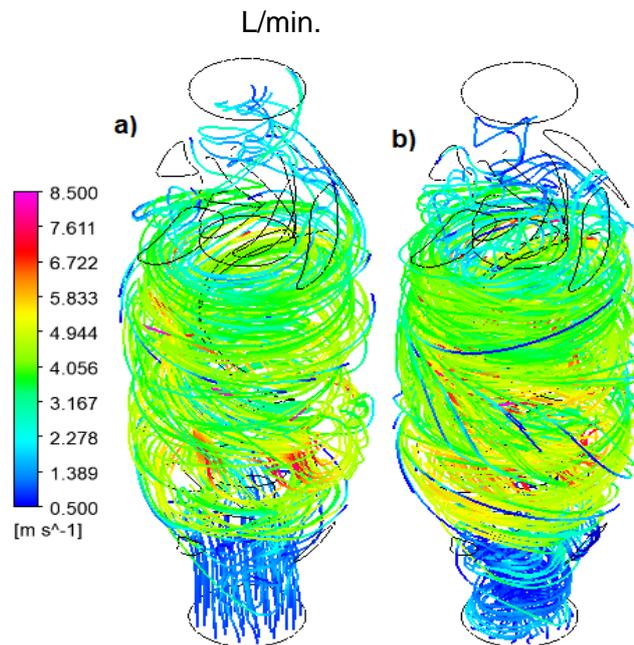


Fonte: (Autor, 2021).

Na imagem da Figura 40 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, 3,41 m/s e 0,218 s, no entanto, para b) 11 linhas de corrente, 3,37 m/s e 0,216 s.

A Figura 41 exibe o resultado das linhas de corrente para os cenários com as rotações de 11.450 rpm e vazões de 5 L/min e 1 L/min.

Figura 41 - Linhas de corrente para as rotações de 11.450 rpm e vazões de a) 5 L/min e b) 1 L/min.



Fonte: (Autor, 2021).

Na Figura antecedente 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.

Observa-se das Figuras anteriores para as linhas de corrente, que se quando se analisa a diferença nas quantidades de linhas de corrente que entram e saem da bomba, é possível se confirmar que existem áreas consideráveis de recirculação. Ainda, nesse aspecto, percebe-se que a recirculação se eleva conforme o aumento da rotação para a mesma vazão e quando se mantém a rotação a recirculação é maior em vazões mais baixas.

## 6 CONCLUSÃO

A elaboração deste trabalho apresentou resultados interessantes e que puderam auxiliar na análise do escoamento do projeto do DAV axial. O mapeamento das curvas de desempenho da bomba foi importante pois os resultados das simulações computacionais puderam ser comparados aos de um ensaio hidrodinâmico real.

Por meio dos resultados das curvas de desempenho, verificou-se 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 e de vórtices. Essas zonas diminuem a eficiência da bomba de elevar a pressão, uma vez que a torna mais semelhante a um misturador e são provocadas, principalmente, pela geometria da carcaça da bomba e da pá do rotor. Assim como faz com que seja possível a diminuição do tempo de vida útil do dispositivo.

Com o auxílio das linhas de corrente se afirmou que existia recirculação dentro da bomba. Uma prova desse argumento é a quantidade de linhas que saíram da bomba, 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, mas também, conforme as linhas de corrente, foi a que mais apresentou recirculação; ao contrário dos resultados para a rotação de 10.300 e vazão de 5 L/min, que apresentou a menor carga de pressão fornecida e menor recirculação.

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.

### 6.1 RECOMENDAÇÕES FUTURAS

Para estudos futuros é conveniente realizar um melhor refinamento da malha e acréscimo no número de iterações. Segundo Lopes Junior (2016), também é recomendável uma adição do tamanho da entrada e da saída simulando as cânulas

na bomba, para diminuir possíveis interferências das condições de contorno no escoamento dentro da bomba.

Recomenda-se que em trabalhos subsequentes, altere-se a geometria dos componentes da bomba, para que possam diminuir a recirculação dentro do dispositivo e a rotação do rotor.

Outro fator a ser ressaltado, é de que nos próximos trabalhos se faça o estudo computacional da hemólise causada por trauma mecânico, devido ao trabalho da bomba de sangue axial para o auxílio da circulação sanguínea. O dispositivo acelera o processo de hemólise das hemácias, sendo assim, a bomba deve causar o menor dano possível para diminuir a hemólise.

Para um maior esclarecimento do desempenho da bomba de sangue axial, seria necessário a realização do teste de ensaio hidrodinâmico, para comparar os resultados da simulação com as simulações numéricas e testar os componentes da bomba. Porém, para isso, orienta-se, primeiramente, atingir resultados mais satisfatórios nas simulações computacionais do escoamento e dos critérios que definem quando ocorre a hemólise do sangue.

Outra forma de auxiliar na determinação de zonas turbulentas é com o ensaio de velocimetria de imagem de partícula (PIV – *Particle Image Velocimetry*), mas para esse ensaio precisa-se fabricar um protótipo da bomba axial. Esse estudo pode ser realizado em conjunto com o ensaio hidrodinâmico, que também necessita de um protótipo.

## REFERÊNCIAS

- AIRES, M. M., **Fisiologia**. 4. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2012. Acesso em: mar. 2021.
- Ansys. **ANSYS Fluent Tutorial Guide**. 2018 R1. Canonsburg, 2017. Acesso em: jun. 2021.
- BENÍCIO, A. *et al.*, Avaliação do desempenho hemodinâmico do dispositivo de assistência ventricular InCor como substituto do coração esquerdo. **Brazilian Journal of Cardiovascular Surgery**, v. 14, n. 3, p. 237-246, 1999. Acesso em: mar. 2021.
- BOCK, E. G. P., **Projeto, construção e testes de um dispositivo de assistência ventricular: bomba de sangue centrífuga implantável**. Tese de doutorado pela Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP - pela Faculdade de Engenharia Mecânica, Campinas, 2011. Acesso em: mar. 2021.
- ÇENGEL, Y. A., CIMBALA, J. M., **Fluid Mechanics: Fundamentals and applications**. The McGraw-Hill Companies, Inc., 2006. Acesso em: jul. 2021.
- CHERNIAUSKAS, R., **Simulação computacional para o estudo do fluxo sanguíneo através de bomba axial implantada em artéria aorta**. Trabalho de conclusão de curso pela Universidade de São Paulo – USP- pela Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2010. Acesso em: jul. 2021.
- 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. Acesso em: jul. 2021.
- DEBAKEY, M. E., The odyssey of the artificial heart. **Artificial Organs**, v. 24, n. 6, p. 405-411, 2000. Acesso em: mar. 2021.
- FIORELLI, A. *et al.*, Assistência circulatória mecânica: porque e quando. **Revista de Medicina**, v. 87, n. 1, p. 1-15, 2008. Acesso em: mar. 2021.
- FOX, R. W. et al., **Introdução à Mecânica dos Fluidos**. 8 ed. Gen – Grupo Editorial Nacional, 2014. Acesso em: jul. 2021.
- 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. Acesso em: mar. 2021.
- FRAZIER, O. H. et al., Research and Development of an Implantable, Axial-Flow Left Ventricular Assist Device: The Jarvik 2000 Heart. **The Annals of Thoracic Surgery**, v. 71, n. 3, p.125-132, 2001. Acesso em: mar. 2021.
- FUCHS, A., NETZ, H., Ventricular assist devices in pediatrics. **Images Paediatric Cardiology**, v. 3, n. 4, p. 24-54, 2002. Acesso em: mar. 2021.

FUNDAÇÃO HEMOMINAS, “**Saiba mais sobre o sangue**”. 2014. Disponível em: <http://www.hemominas.mg.gov.br/doacao-e-atendimento-mbulatorial/hemoterapia/o-sangue>. Acesso em: mar. 2021.

GISMONDI, R., “**Você sabe usar a classificação INTERMACS para IC?**”. 2017. Disponível em: <https://pebmed.com.br/voce-sabe-usar-a-classificacao-intermacs-para-ic/>. Acesso em: jun. 2021.

GUYTON, A. C., HALL, J. E., **Textbook of Medical Physiology**. 11 ed. Elsevier Saunders, 2006. Acesso em: mar. 2021.

KIRKLIN, J. K., NAFTEL, D.C., Mechanical Circulatory Support: Registering a Therapy in Evolution. **AHA Journals**, v.1, n. 3, p. 200-205, 2008. Acesso em: mar. 2021.

KOVATS, A. Design and performance of centrifugal and axial flow pumps and compressors. **Pergamon Press Ltd.**, v.1, p. 468, 1964.

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. Acesso em: mar. 2021.

LA FRANCA, E. *et al.*, Heart Failure and Mechanical Circulatory Assist Devices. **Global Journal of Health Science**, v. 5, n. 5, p. 11-19, 2013. Acesso em: mar. 2021.

LEMO, M., “**Ferritina: o que é e porque pode estar alta ou baixa**”. 2021. Disponível em: <https://www.tuasaude.com/ferritina/>. Acesso em: jul. 2021.

LINSIGEN, I. V., **Fundamentos de sistemas hidráulicos**. 1 ed. Florianópolis: Editora UFSC, 2001. Acesso em: abr. 2021.

LIOTTA, D. et al., Prolonged ventricular bypass with intrathoracic pumps. **Transactions American Society Artificial Internal Organs**, v. 10, n. 1, p.154-156, 1964. Acesso em: mar. 2021.

LOPES JUNIOR, G. B. **Metodologia para análise computacional de escoamento sanguíneo em dispositivos de assistência ventricular**. Tese de doutorado pela Universidade de São Paulo – USP – pela Escola de Engenharia de São Carlos, São Carlos, 2016. Acesso: em abr. 2021.

MACINTYRE, A. J., **Bombas e Instalações de Bombeamento**. 2 ed. Rio de Janeiro: LTC – Livros Técnicos e Científicos Editora S.A., 1997. Acesso em: abr. 2021.

MAZUMDAR, J., **Biofluid Mechanics**. 2ed. World Scientific Publishing Co, 2016. Acesso em: jul. 2021.

MUNSON, B. R. et al., **Fundamentals of fluid Mechanics**. 4 ed. Nova Jersey: Jhon Wiley & Sons Inc., 2002. Acesso em: abr. 2021.

NOSÉ, Y., et al., Development of Rotary Blood Pump Technology: Past, Present, and Future. **Artificial Organs**, v. 24, n. 6, p. 412-420, 2000. Acesso em: mar. 2021.

NOSÉ, Y., MOTOMURA, T., Cardiac Prosthesis – Artificial Heart and Assist Circulation – Past, Present and Future. ICTM press, v. 4, n. 4, 238 p. 2003. Acesso em: jul. 2021.

RBT. **Dimensionamento dos Transplantes no Brasil e em cada estado 2019.** Associação Brasileira de Transplantes de Órgãos. São Paulo, 88 p., 2020. Acesso em: mar. 2021.

RBT. **Dimensionamento dos Transplantes no Brasil e em cada estado 2020.** Associação Brasileira de Transplantes de Órgãos. São Paulo, 88 p., 2021. Acesso em: mar. 2021.

SILVA, B. U., **Avaliação e aperfeiçoamento de uma bomba de sangue centrífuga implantável ápice ventricular para assistência cardíaca.** Dissertação de mestrado pela Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP- pela Faculdade de Engenharia Mecânica, Campinas, 2012. Acesso em: mar. 2021.

Sociedade Brasileira de Cardiologia. Departamento de Estudos em Insuficiência, Sociedade Brasileira de Cirurgia Cardiovascular. **3ª Diretriz Brasileira de Transplante Cardíaco.** Sociedade Brasileira de Cardiologia. Rio de Janeiro, 60 p., 2018. Acesso em: mar. 2021.

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. Acesso em: mar. 2021.

TREJO, L. P., Determinación de la viscosidad de fluidos newtonianos y no newtonianos (una revisión del viscosímetro de Couette). **Latin-American Journal of Physics Education**, v. 4, n.1, 9 p., 2010. Acesso em: abr. 2021.

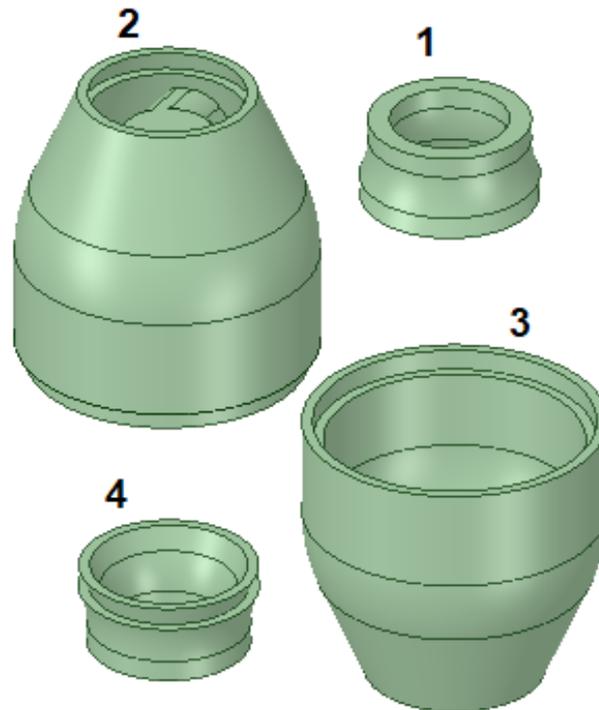
WAMPLER, R. K. et al., In vivo evaluation of a peripheral vascular access axial flow blood pump. **Transactions American Society for Artificial Internal Organs**, v. 34, n. 3, p. 450-454, 1988. Acesso em: mar. 2021.

WILCOX, D. C., **Turbulence Modeling for CFD.** 2. ed. La Cañada, California: DWC Industries, Inc. 1994. Acesso em: jun. 2021.

## APÊNDICE A – GEOMETRIA DO DISPOSITIVO

A bomba axial precisou ser dividida em quatro partes para que pudessem ser fabricados os mancais fixos na carcaça. A Figura 42 mostra essa divisão das partes da bomba axial representadas por números.

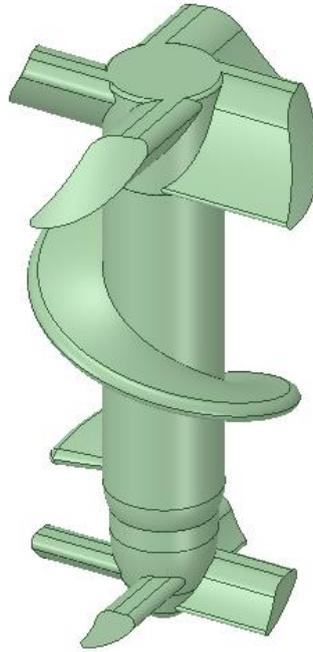
Figura 42 - Divisões da bomba axial de sangue em quatro partes.



Fonte: (Autor, 2021).

A Figura 43 apresenta o rotor com a pá helicoidal em conjunto com os mancais de sustentação superior e inferior da bomba axial sanguínea. Esses mancais são fixos na carcaça da bomba.

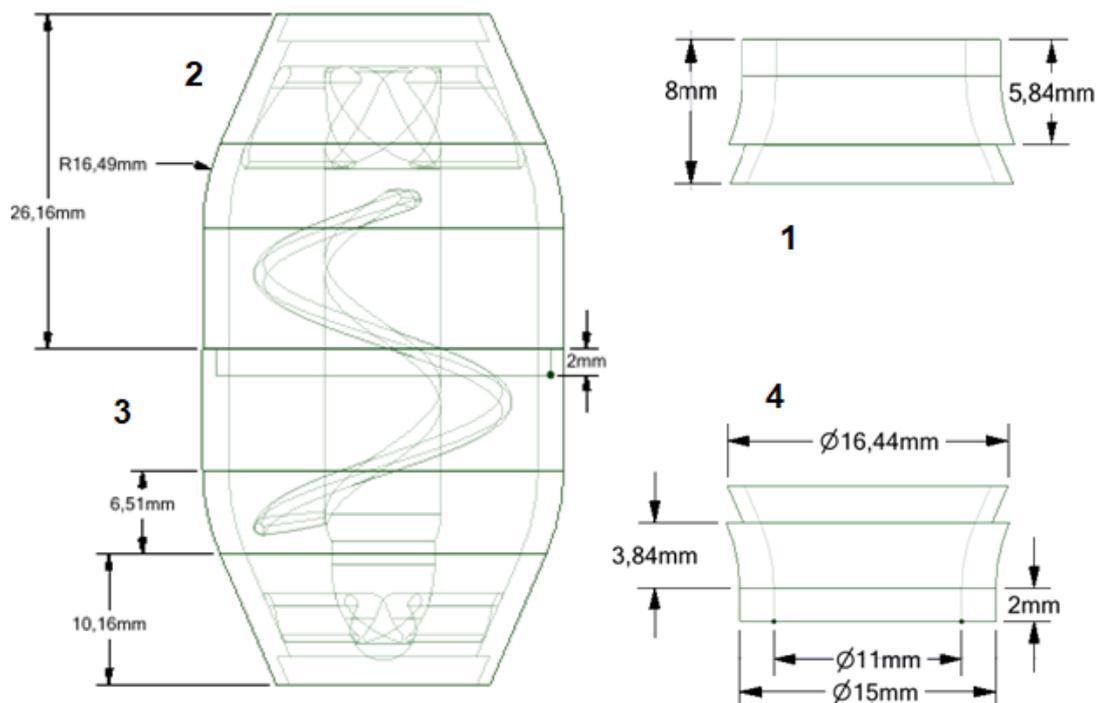
Figura 43 - Rotor com pá helicoidal e mancais de sustentação superior e inferior.



Fonte: (Autor, 2021).

A Figura 44 demonstra as cotas das vistas frontais das partes da bomba axial 2 e 3 à esquerda e das partes 1 e 4 à direita.

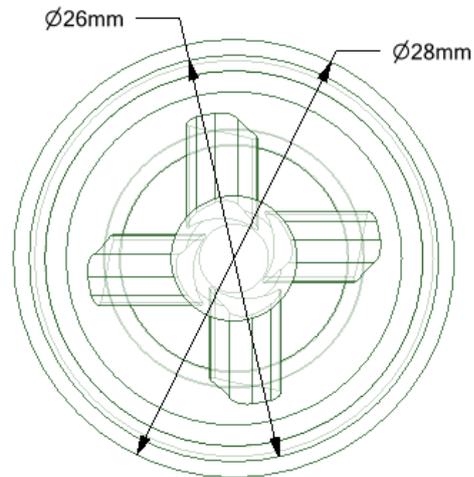
Figura 44 - Cotas das vistas frontais das partes da bomba axial.



Fonte: (Autor, 2021).

A Figura logo a seguir mostra as cotas na vista superior da parte 3 da bomba axial.

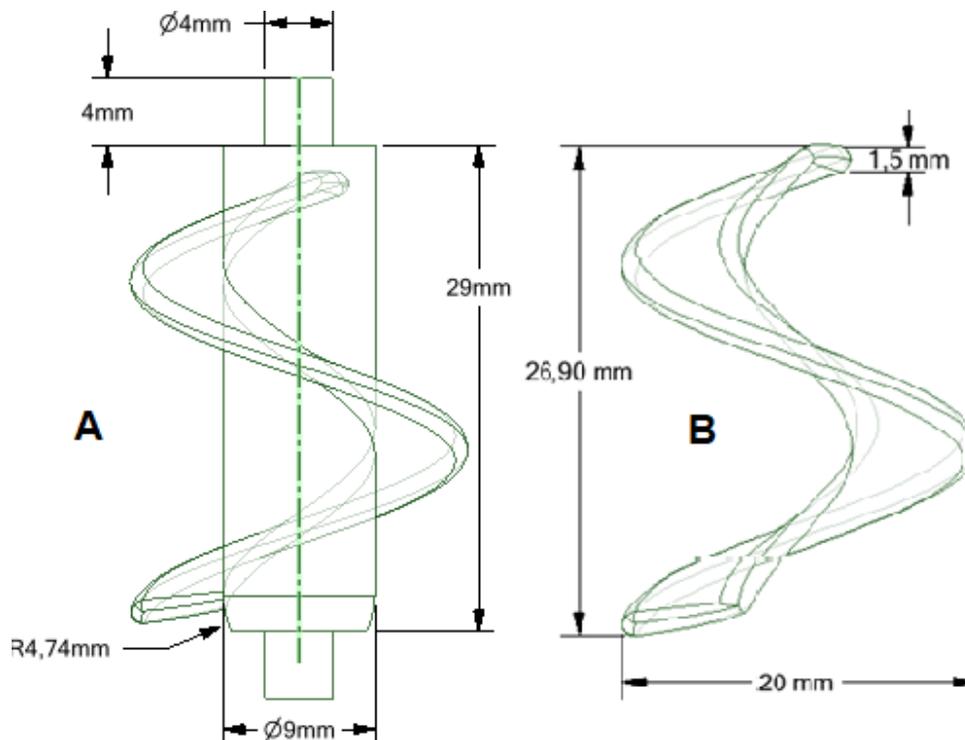
Figura 45 - Cotas na vista superior da parte 3 da bomba axial.



Fonte: (Autor, 2021).

A Figura 46 se refere as cotas do rotor e da pá em hélice. A pá foi construída com um passo de 20 mm.

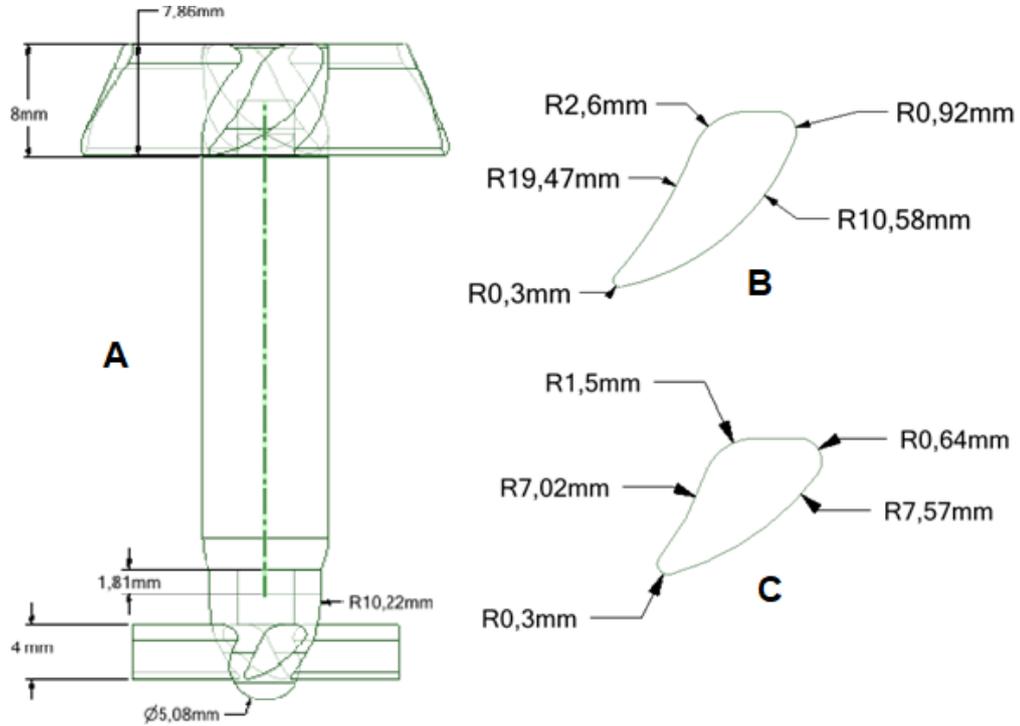
Figura 46 - Cotas do rotor (A) e cotas da pá em hélice (B).



Fonte: (Autor, 2021).

Na Figura 47 se encontra as cotas dos mancais em conjunto com as cotas dos detalhes de seus perfis da parte superior e inferior.

Figura 47 - Cotas dos mancais (A) e os detalhes dos perfis: B - Superior; C – Inferior.



Fonte: (Autor, 2021).