



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

PAULO VIRGINIO DA SILVA NETO

**HEMODINÂMICA COMPUTACIONAL DE BOMBAS AXIAIS CARDÍACAS: Estudo
da influência das hélices do rotor.**

Recife

2023

PAULO VIRGINIO DA SILVA NETO

**HEMODINÂMICA COMPUTACIONAL DE BOMBAS AXIAIS CARDÍACAS: Estudo
da influência das hélices do rotor.**

Trabalho de conclusão de curso apresentado ao Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para obtenção do título de bacharel em engenharia mecânica.

Orientador: Guilherme Barbosa Lopes Júnior

Recife
2023

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,
através do programa de geração automática do SIB/UFPE

Silva Neto, Paulo Virginio da .

Hemodinâmica computacional de bombas axiais cardíacas: Estudo da influência das hélices do rotor. / Paulo Virginio da Silva Neto. - Recife, 2023. 97 : il., tab.

Orientador(a): Guilherme Barbosa Lopes Junior

Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação) - Universidade Federal de Pernambuco, Centro de Tecnologia e Geociências, Engenharia Mecânica - Bacharelado, 2023.

1. Hemodinâmica computacional. 2. Bomba cardíaca axial. 3. Insuficiência cardíaca. 4. Dispositivo de assistência ventricular. I. Lopes Junior, Guilherme Barbosa . (Orientação). II. Título.

620 CDD (22.ed.)

PAULO VIRGINIO DA SILVA NETO

**HEMODINÂMICA COMPUTACIONAL DE BOMBAS AXIAIS CARDÍACAS: Estudo
da influência das hélices do rotor.**

Trabalho de conclusão de curso
apresentado ao Departamento de
Engenharia Mecânica da Universidade
Federal de Pernambuco, como requisito
parcial para obtenção do título de
bacharel em engenharia mecânica.

Aprovado em: 27/09/2023

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Guilherme Barbosa Lopes Júnior
Universidade Federal de Pernambuco

Prof. Dr. Flávio Augusto Bueno Figueiredo
Universidade Federal de Pernambuco

Prof. Dr. Marcus Costa De Araujo
Universidade Federal de Pernambuco

Deus não joga dados....

Albert Einstein

AGRADECIMENTOS

Ao olhar para trás, tudo que passou, venho agradecer quem comigo estava. Ergo minhas mãos para reconhecer que hoje sou quem sou, pois Sua mão me acompanhava, mas sei, não é o fim, é só o começo da jornada.

Em primeiro lugar, agradeço a Deus por ter me dado a oportunidade e ter me acompanhado durante todo o processo que veio e virá.

Agradeço a todos os familiares e amigos que me apoiaram no início de um sonho e me deram suporte ao longo da trajetória. Em especial a dona Silvania Virginio, Ilana Virginio e Karenn Martins, que estiveram comigo durante todo o processo e foram meu porto seguro.

In memoriam à Ionesio Virginio e Ivone Bezerra, que desde pequeno estavam ao meu lado, me ensinando, corrigindo e influenciando em quem me tornei.

A todos os amigos que fiz durante o curso, que trocaram experiências, saberes e deixaram a vida acadêmica mais suave.

Aos professores que contribuíram para o ensino e aprendizagem, em especial ao Prof. Guilherme Barbosa, orientador deste trabalho, por todo suporte, ajuda e pelo conhecimento compartilhado. Aos Prof. Flavio Augusto e Marcus Costa por aceitarem participar da banca examinadora e compartilhar seus conhecimentos para a melhoria deste trabalho.

Agradeço de forma especial a Universidade Federal de Pernambuco, pelo ensino gratuito e de excelência e por todo apoio financeiro com o auxílio estudantil, pois sem ele, acredito que trabalhos como este não seriam possíveis.

RESUMO

O transplante cardíaco é uma das soluções mais utilizadas contra a insuficiência cardíaca. Essa doença crônica ocorre quando o coração não está cumprindo sua fase sistólica ou diastólica corretamente, ou seja, não está bombeando ou enchendo-se de sangue de forma adequada para atender às necessidades do corpo, incapacitando-o de desenvolver suas funções. Seus sintomas vão desde falta de ar, fadiga, pernas inchadas até batimentos cardíacos acelerados. Quando esses sintomas se agravam de forma rápida, pode-se considerar um episódio de descompensação aguda e quando a insuficiência cardíaca é tida como grave, o paciente é passível de transplante. Porém, a falta de doadores e rejeição do corpo ao transplante podem comprometer esse método. Para suprir tais necessidades, surgem os dispositivos de assistência circulatória mecânica, sobretudo, o Dispositivo de Assistência Ventricular (DAV). Este projeto conduziu uma modificação na geometria de uma bomba axial, para determinar a influência das mudanças das hélices do rotor nos resultados das análises, seguido por simulações computacionais internas. As curvas de desempenho foram geradas baseadas nos dados do ensaio hidrodinâmico da bomba centrífuga *Cardiac Assistant Recovery of Life (CARoL)*. A avaliação resultante dessas curvas, somada à análise dos fluxos das rotações e vazões, serviram de comparativo entre o modelo anterior e de base para novas modificações do dispositivo para atuação como uma alternativa de DAV. Este trabalho se concentra em fornecer uma breve apresentação da formulação e da resolução das análises previamente expostas.

Palavras-chave: hemodinâmica computacional; bomba cardíaca axial; insuficiência cardíaca; dispositivo de assistência ventricular.

ABSTRACT

Heart transplantation is one of the most used solutions against heart failure. This chronic disease occurs when the heart is not fulfilling its systolic or diastolic phase correctly, that is, it is not pumping or filling itself with blood adequately to meet the body's needs, disabling it to perform its functions. Its symptoms range from shortness of breath, fatigue, swollen legs to accelerated heartbeat. When these symptoms worsen quickly, an episode of acute decompensation can be considered, and when heart failure is considered severe, the patient is eligible for transplantation. However, the lack of donors and the body's rejection of the transplant can compromise this method. To meet these needs, mechanical circulatory assistance devices appear, especially the Ventricular Assistance Device (VAD). This project conducted a modification in the geometry of an axial pump, to determine the influence of changes in the rotor blades on the analysis results, followed by internal computational simulations. The performance curves were generated based on data from the hydrodynamic test of the Cardiac Assistant Recovery of Life (CARoL) centrifugal pump. The evaluation resulting from these curves, added to the analysis of the rotations and outflows flows, served as a comparison between the previous model and as a basis for new modifications of the device to act as an alternative to VAD. This work focuses on providing a brief presentation of the formulation and resolution of the previously exposed analyses.

Keywords: computational hemodynamics; axial cardiac pump; cardiac insufficiency; ventricular assist device.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	- Gráfico do número de transplantes cardíacos entre os anos de 2010 e 2022 no Brasil. Fonte: Adaptado de RBT (2022).	20
Figura 2	- Estrutura esquemática de um coração humano. Fonte: Adaptado de Lopes et al. (2016).	24
Figura 3	- Diagrama Pressão x Volume (PV) ventricular durante a sístole e a diástole. Fonte: Adaptado de Guyton e Hall (2006).	26
Figura 4	- Disposição do DAV no coração. Fonte: Adaptado de Hernandes (2018).	27
Figura 5	- Esquema representativo de tipos de cavitação com possíveis causas. Fonte: Adaptado de Lopes et al. (2016).	28
Figura 6	- Diagrama das várias fases dos estudos com a técnica CFD. Fonte: Adaptado de Lima et al. (2005).	32
Figura 7	- Gráfico da sobrevida dos pacientes após o implante. Fonte: Adaptado de Hernandes (2018).	35
Figura 8	- Fotografia do MicroMed DeBakey Ventricular Assist Dispositivo mostrando tubo de entrada à direita e enxerto de Dacron de saída com medidor de vazão à esquerda. Fonte: Adaptado de DeBakey (2003).	36
Figura 9	- Esquema de instalação DAV axial. Fonte: Adaptado de DeBakey (2000).	37
Figura 10	- Bomba de sangue axial Jarvik 2000 Fonte: Adaptado de Frazier et al. (2001).	37
Figura 11	- Implantação da Bomba de sangue axial Jarvik 2000 Fonte: Adaptado de Frazier et al. (2001).	38
Figura 12	- Projeto de uma bomba centrífuga. Fonte: Adaptado de Bock et al. (2008).	38
Figura 13	- Projeto de uma DAV centrífuga. Fonte: Adaptado de Rocha (2017).	39
Figura 14	- Projeto de uma DAV axial. Fonte: Adaptado de Kubrusly et al. (2000).	40
Figura 15	- Número de DAV implantados por ano segundo o INTERMACS. Fonte: Adaptado de Kormos et al. (2019).	40

Figura 16	- Bomba axial usada como modelo inicial. Fonte: Adaptado de Azevedo, Virginio e Lopes (2022).	43
Figura 17	- Bomba axial modelo em a) carcaça e hélice, b) rotor. Fonte: Autor.	44
Figura 18	- Cotas em a) bomba axial e b) rotor. Fonte: Autor.	45
Figura 19	- Cotas da hélice da bomba axial em a) largura da hélice e b) espessura máxima do perfil, angulação e distância máxima. Fonte: Autor.	46
Figura 20	- Geometria com 1 hélice. Fonte: Autor.	46
Figura 21	- Geometria com 2 hélices. Fonte: Autor.	46
Figura 22	- Geometria com 3 hélices. Fonte: Autor.	46
Figura 23	- Geometria com 4 hélices. Fonte: Autor.	47
Figura 24	- Volume interno em 2) Geometria inicial e b) Geometria usada. Fonte: Autor.	47
Figura 25	- Volume inercial e não inercial em laranja em a) 1 hélice, b) 2 hélices, c) 3 hélices e d) 4 hélices. Fonte: Autor.	49
Figura 26	- Malha em a) Vista superior e b) Detalhe da união da malha nas geometrias. Fonte: Autor.	50
Figura 27	- Contatos em a) Faces internas dos volumes e b) Malha de contato. Fonte: Autor.	51
Figura 28	- Entrada e Saída. Fonte: Autor.	51
Figura 29	- Planos a serem analisados. Fonte: Autor.	54
Figura 30	- Curvas da bomba de 1 hélice. Fonte: Autor.	55
Figura 31	- Curvas da bomba de 2 hélices. Fonte: Autor.	56
Figura 32	- Curvas da bomba de 3 hélices. Fonte: Autor.	56
Figura 33	- Curvas da bomba de 4 hélices. Fonte: Autor.	57
Figura 34	- Curvas das bombas a 8.000 RPM. Fonte: Autor.	58
Figura 35	- Curvas das bombas a 10.000 RPM. Fonte: Autor.	58
Figura 36	- Curvas das bombas a 12.000 RPM. Fonte: Autor.	59
Figura 37	- Potência da bomba de 1 hélice para as rotações analisadas. Fonte: Autor.	59
Figura 38	- Potência da bomba de 2 hélices para as rotações analisadas. Fonte: Autor.	60
Figura 39	- Potência da bomba de 3 hélices para as rotações analisadas. Fonte: Autor.	60

Figura 40	-	Potência da bomba de 4 hélices para as rotações analisadas. Fonte: Autor.	61
Figura 41	-	Potência das bombas para 8.000 RPM. Fonte: Autor	61
Figura 42	-	Potência das bombas para 10.000 RPM. Fonte: Autor	62
Figura 43	-	Potência das bombas para 12.000 RPM. Fonte: Autor	62
Figura 44	-	Pressão na bomba de 1 hélice em a) na entrada e em b) na saída a 8.000 RPM. Fonte: Autor.	63
Figura 45	-	Pressão na bomba de 2 hélices em a) na entrada e em b) na saída a 8.000 RPM. Fonte: Autor.	64
Figura 46	-	Pressão na bomba de 3 hélices em a) na entrada e em b) na saída a 8.000 RPM. Fonte: Autor.	64
Figura 47	-	Pressão na bomba de 4 hélices em a) na entrada e em b) na saída a 8.000 RPM. Fonte: Autor.	65
Figura 48	-	Pressão na bomba de 1 hélice em a) Plano XY, b) a 4 mm do plano XY, c) a 6 mm do plano XY e d) 8 mm do plano XY a 8.000 RPM. Fonte: Autor.	66
Figura 49	-	Pressão na bomba de 2 hélices em a) Plano XY, b) a 4 mm do plano XY, c) a 6 mm do plano XY e d) 8 mm do plano XY a 8.000 RPM. Fonte: Autor.	66
Figura 50	-	Pressão na bomba de 3 hélices em a) Plano XY, b) a 4 mm do plano XY, c) a 6 mm do plano XY e d) 8 mm do plano XY a 8.000 RPM. Fonte: Autor.	67
Figura 51	-	Pressão na bomba de 4 hélices em a) Plano XY, b) a 4 mm do plano XY, c) a 6 mm do plano XY e d) 8 mm do plano XY a 8.000 RPM. Fonte: Autor.	67
Figura 52	-	Pressão na bomba de 1 hélice em a) Plano ZY, b) a 4 mm do plano ZY, c) a 6 mm do plano ZY e d) 8 mm do plano ZY a 8.000 RPM. Fonte: Autor.	68
Figura 53	-	Pressão na bomba de 2 hélices em a) Plano ZY, b) a 4 mm do plano ZY, c) a 6 mm do plano ZY e d) 8 mm do plano ZY a 8.000 RPM. Fonte: Autor.	68
Figura 54	-	Pressão na bomba de 2 hélices em a) Plano ZY, b) a 4 mm do plano ZY, c) a 6 mm do plano ZY e d) 8 mm do plano ZY a 8.000 RPM. Fonte: Autor.	69
Figura 55	-	Pressão na bomba de 2 hélices em a) Plano ZY, b) a 4 mm do plano ZY, c) a 6 mm do plano ZY e d) 8 mm do plano ZY	69

	a 8.000 RPM. Fonte: Autor.	
Figura 56	- Velocidades nas bombas de a) 1 hélice, b) 2 hélices, c) 3 hélices e d) 4 hélices no Plano XY a 8.000 RPM. Fonte: Autor.	70
Figura 57	- Velocidades nas bombas de a) 1 hélice, b) 2 hélices, c) 3 hélices e d) 4 hélices no Plano ZY a 8.000 RPM. Fonte: Autor.	70
Figura 58	- Pressão na bomba de 1 hélice em a) na entrada e em b) na saída a 10.000 RPM. Fonte: Autor.	71
Figura 59	- Pressão na bomba de 2 hélices em a) na entrada e em b) na saída a 10.000 RPM. Fonte: Autor.	71
Figura 60	- Pressão na bomba de 3 hélices em a) na entrada e em b) na saída a 10.000 RPM. Fonte: Autor.	72
Figura 61	- Pressão na bomba de 4 hélices em a) na entrada e em b) na saída a 10.000 RPM. Fonte: Autor.	72
Figura 62	- Pressão na bomba de 1 hélice em a) Plano XY, b) a 4 mm do plano XY, c) a 6 mm do plano XY e d) 8 mm do plano XY a 10.000 RPM. Fonte: Autor.	73
Figura 63	- Pressão na bomba de 2 hélices em a) Plano XY, b) a 4 mm do plano XY, c) a 6 mm do plano XY e d) 8 mm do plano XY a 10.000 RPM. Fonte: Autor.	73
Figura 64	- Pressão na bomba de 3 hélices em a) Plano XY, b) a 4 mm do plano XY, c) a 6 mm do plano XY e d) 8 mm do plano XY a 10.000 RPM. Fonte: Autor.	74
Figura 65	- Pressão na bomba de 4 hélices em a) Plano XY, b) a 4 mm do plano XY, c) a 6 mm do plano XY e d) 8 mm do plano XY a 10.000 RPM. Fonte: Autor.	74
Figura 66	- Pressão na bomba de 1 hélice em a) Plano ZY, b) a 4 mm do plano ZY, c) a 6 mm do plano ZY e d) 8 mm do plano ZY a 10.000 RPM. Fonte: Autor.	75
Figura 67	- Pressão na bomba de 2 hélices em a) Plano ZY, b) a 4 mm do plano ZY, c) a 6 mm do plano ZY e d) 8 mm do plano ZY a 10.000 RPM. Fonte: Autor.	75
Figura 68	- Pressão na bomba de 3 hélices em a) Plano ZY, b) a 4 mm do plano ZY, c) a 6 mm do plano ZY e d) 8 mm do plano ZY a 10.000 RPM. Fonte: Autor.	76
Figura 69	- Pressão na bomba de 4 hélices em a) Plano ZY, b) a 4 mm do plano ZY, c) a 6 mm do plano ZY e d) 8 mm do plano ZY a 10.000 RPM. Fonte: Autor	76

Figura 70	-	Velocidades nas bombas de a) 1 hélice, b) 2 hélices, c) 3 hélices e d) 4 hélices no Plano XY a 10.000 RPM. Fonte: Autor.	77
Figura 71	-	Velocidades nas bombas de a) 1 hélice, b) 2 hélices, c) 3 hélices e d) 4 hélices no Plano ZY a 10.000 RPM. Fonte: Autor.	77
Figura 72	-	Pressão na bomba de 1 hélice em a) na entrada e em b) na saída a 12.000 RPM. Fonte: Autor.	78
Figura 73	-	Pressão na bomba de 2 hélices em a) na entrada e em b) na saída a 12.000 RPM. Fonte: Autor.	78
Figura 74	-	Pressão na bomba de 3 hélices em a) na entrada e em b) na saída a 12.000 RPM. Fonte: Autor.	79
Figura 75	-	Pressão na bomba de 4 hélices em a) na entrada e em b) na saída a 12.000 RPM. Fonte: Autor.	79
Figura 76	-	Pressão na bomba de 1 hélice em a) Plano XY, b) a 4 mm do plano XY, c) a 6 mm do plano XY e d) 8 mm do plano XY a 12.000 RPM. Fonte: Autor.	80
Figura 77	-	Pressão na bomba de 2 hélices em a) Plano XY, b) a 4 mm do plano XY, c) a 6 mm do plano XY e d) 8 mm do plano XY a 12.000 RPM. Fonte: Autor.	80
Figura 78	-	Pressão na bomba de 3 hélices em a) Plano XY, b) a 4 mm do plano XY, c) a 6 mm do plano XY e d) 8 mm do plano XY a 12.000 RPM. Fonte: Autor.	81
Figura 79	-	Pressão na bomba de 4 hélices em a) Plano XY, b) a 4 mm do plano XY, c) a 6 mm do plano XY e d) 8 mm do plano XY a 12.000 RPM. Fonte: Autor.	81
Figura 80	-	Pressão na bomba de 1 hélice em a) Plano ZY, b) a 4 mm do plano ZY, c) a 6 mm do plano ZY e d) 8 mm do plano ZY a 12.000 RPM. Fonte: Autor.	82
Figura 81	-	Pressão na bomba de 2 hélices em a) Plano ZY, b) a 4 mm do plano ZY, c) a 6 mm do plano ZY e d) 8 mm do plano ZY a 12.000 RPM. Fonte: Autor.	82
Figura 82	-	Pressão na bomba de 3 hélices em a) Plano ZY, b) a 4 mm do plano ZY, c) a 6 mm do plano ZY e d) 8 mm do plano ZY a 12.000 RPM. Fonte: Autor.	83
Figura 83	-	Pressão na bomba de 4 hélices em a) Plano ZY, b) a 4 mm do plano ZY, c) a 6 mm do plano ZY e d) 8 mm do plano ZY a 12.000 RPM. Fonte: Autor.	83

Figura 84	-	Velocidades nas bombas de a) 1 hélice, b) 2 hélices, c) 3 hélices e d) 4 hélices no Plano XY a 12.000 RPM. Fonte: Autor.	84
Figura 85	-	Velocidades nas bombas de a) 1 hélice, b) 2 hélices, c) 3 hélices e d) 4 hélices no Plano ZY a 12.000 RPM. Fonte: Autor.	85
Figura 86	-	Gráfico Comparativo das velocidades nas bombas no Plano XY. Fonte: Autor.	85
Figura 87	-	Gráfico Comparativo das velocidades nas bombas no Plano PY. Fonte: Autor.	85
Figura 88	-	Vista lateral dos vetores em a) bomba de 1 hélice e b) velocidades na hélice a 8.000 RPM. Fonte: Autor.	86
Figura 89	-	Vista lateral dos vetores em a) bomba de 2 hélices e b) velocidades nas pás a 8.000 RPM. Fonte: Autor.	86
Figura 90	-	Vista lateral dos vetores em a) bomba de 3 hélices e b) velocidades nas pás a 8.000 RPM. Fonte: Autor.	87
Figura 91	-	Vista lateral dos vetores em a) bomba de 4 hélices e b) velocidades nas pás a 8.000 RPM. Fonte: Autor.	87
Figura 92	-	Vista lateral dos vetores velocidade a 8.000 RPM em a) 1 hélice, b) 2 hélices, c) 3 hélices e d) 4 hélices. Fonte: Autor.	88
Figura 93	-	Vista lateral dos vetores velocidade a 10.000 RPM em a) 1 hélice, b) 2 hélices, c) 3 hélices e d) 4 hélices. Fonte: Autor.	88
Figura 94	-	Vista lateral dos vetores velocidade a 12.000 RPM em a) 1 hélice, b) 2 hélices, c) 3 hélices e d) 4 hélices. Fonte: Autor.	89
Figura 95	-	Vista superior dos vetores velocidade a 8.000 RPM em a) 1 hélice, b) 2 hélices, c) 3 hélices e d) 4 hélices. Fonte: Autor.	89
Figura 96	-	Vista superior dos vetores velocidade a 10.000 RPM em a) 1 hélice, b) 2 hélices, c) 3 hélices e d) 4 hélices. Fonte: Autor.	90
Figura 97	-	Vista superior dos vetores velocidade a 12.000 RPM em a) 1 hélice, b) 2 hélices, c) 3 hélices e d) 4 hélices. Fonte: Autor.	90
Figura 98	-	Gráfico comparativo da vista superior dos vetores velocidade Fonte: Autor.	91

Figura 99 - Gráfico comparativo da vista lateral dos vetores velocidade
Fonte: Autor.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Vazões e suas respectivas velocidades na entrada da bomba.	43
Fonte: Adaptado de Azevedo, Virginio e Lopes (2022).	
Tabela 2 – Quantidade de elementos e nós de cada geometria. Fonte:	51
Autor.	

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AVC	Acidente Vascular Cerebral
ABTO	Associação Brasileira de Transplante de Órgão
BIVAD	Dispositivo implantado em ambos os ventrículos
CAD	<i>Computer Aided Design</i>
CFD	<i>Computational Fluid Dynamics</i>
CARoL	<i>Cardiac Assistant Recovery of Life</i>
cm	Centímetros
DAV	Dispositivo de Assistência Ventricular
EDP	Equações Diferenciais Parciais
g	Gramas
<i>INTERMACS</i>	<i>Interagency Registry for Mechanically Assisted Circulatory Support</i>
LVAD	Dispositivo Implantado no Ventrículo esquerdo
L/min	Litros por minuto
m/s	Metros por segundo
MEF	Método dos Elementos Finitos
mm	Milímetros
mmHg	Milímetros de mercúrio
n	Número de pacientes que receberam um DAV
MVF	Método dos Volumes Finitos
OMS	Organização Mundial da Saúde
OPAS	Organização Pan-Americana de Saúde
Pa	Pascal
PV	Pressão x Volume
RPM	Rotações por minuto
RVAD	Dispositivo implantado no Ventrículo direito
SBC	Sociedade Brasileira de Cardiologia
<i>SIMPLEC</i>	<i>Semi-Implicit Method for Pressure-Linked Equation Consistent</i>
SRM	Sistema de Referências Múltiplas
TAH	Dispositivo substituto do Coração total
VC	Volume de controle

VSF

Volume Sistólico Final

W

Watts

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	20
1.1 OBJETIVOS	22
1.2 ORGANIZAÇÃO DO PRESENTE TRABALHO	23
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	24
2.1 CONCEITOS E CARACTERÍSTICAS DO CORAÇÃO	24
2.2 RELAÇÃO ROTAÇÃO E FENÔMENOS	27
2.2.1 Cavitação	27
2.2.2 Vórtices e recirculação	28
2.2.3 Influência da Rotação nos fenômenos abordados	29
2.3 MÉTODOS DOS VOLUMES FINITOS	30
2.4 DINÂMICA DOS FLUIDOS COMPUTACIONAL	31
2.4.1 Métodos computacionais em Hemodinâmica	32
3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	34
3.1 CLASSIFICAÇÃO DOS DISPOSITIVOS	34
3.2 HEMÓLISE	41
4 METODOLOGIA	43
4.1 GEOMETRIAS	44
4.1.1 Sistemas de referência	47
4.2 MALHA COMPUTACIONAL	49
4.3 CONDIÇÕES DE CONTORNO	52
4.4 SIMULAÇÕES	52
4.5 ANÁLISE DOS RESULTADOS	53
5 RESULTADOS E DISCUSSÕES	55
5.1 CURVAS DE DESEMPENHO E POTÊNCIA	55
5.2 PRESSÕES E VELOCIDADES A 8.000 RPM	63
5.3 PRESSÕES E VELOCIDADES A 10.000 RPM	70
5.4 PRESSÕES E VELOCIDADES A 12.000 RPM	78
5.5 ANÁLISE DOS VETORES VELOCIDADE	86
6 CONCLUSÕES	92
7 RECOMENDAÇÕES	93
REFERÊNCIAS	94

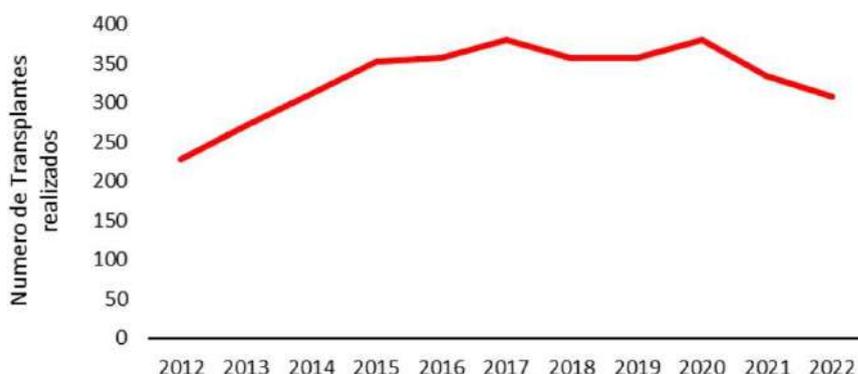
1 INTRODUÇÃO

O desenvolvimento de dispositivos de assistência cardíaca tem ganhado impulso com os avanços tecnológicos atuais. A evolução de materiais, métodos de propulsão e levitação, técnicas cirúrgicas e medicamentos, possibilitou a melhoria da eficiência do uso destes dispositivos em pacientes com diferentes tipos de cardiopatias.

Mesmo com estes avanços, o número de mortes por cardiopatias cresce anualmente no Brasil e no mundo. O levantamento da Organização Pan-Americana de Saúde (OPAS) em Conjunto com a Organização Mundial da Saúde (OMS), classifica a Cardiopatia isquêmica e o Acidente Vascular Cerebral (AVC) como as duas maiores causas de morte em todo o mundo, sendo responsáveis por um total de 15,2 milhões de óbitos em 2016 e tem permanecido no topo desse ranking nos últimos 15 anos, (OPAS,2018).

Relacionado a quantidade de transplantes realizados, a Associação Brasileira de Transplante de Órgãos (ABTO), divulgou no primeiro semestre de 2022 o registro de Transplantes Cardíacos realizados no Brasil mostrado na Figura 1. Nela, percebe-se que, durante a pandemia do Corona vírus, o número de transplantes realizados caiu bastante.

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



Fonte: Adaptado de RBT (2022).

Segundo a Sociedade Brasileira de Cardiologia (SBC), em 2017 o número de mortes por doenças cardiovasculares chegou a quase 390 mil (SBC, 2020). Além

disso, uma pesquisa realizada pelas universidades federais do Rio de Janeiro (UFRJ), Minas Gerais (UFMG), pela SBC e pelo Hospital Alberto Urquiza Wanderley, avaliou as seis capitais mais afetadas pelo coronavírus nos primeiros meses da pandemia (BRANT et al., 2020). O resultado registrou um aumento considerável nos óbitos causados por infarto, AVC e problemas cardiovasculares em comparação com os meses de março a maio de 2019. Os dados mostram que em 2020, Manaus cresceu seus óbitos em 132%, em seguida, Belém (126%), Fortaleza (87,7%), Recife (71,7%), Rio de Janeiro (38,7%) e São Paulo (31,1%). Os registros para setembro de 2023 mostram que quase 300 mil mortes no Brasil foram acumuladas desde janeiro (SBC, 2023).

Com a função de diminuir os índices anteriores, alguns países têm investido em aparelhos conhecidos como corações artificiais que atuam de forma total ou parcial em alguma câmara do coração. Alguns desses aparelhos têm a função de dar assistência ao ventrículo esquerdo, onde se inicia a aorta, artéria responsável por distribuir, a partir do coração, sangue oxigenado para o restante do organismo.

Sabendo disso, a França, a Alemanha e os Estados Unidos estão há tempos investindo nesta técnica que vem sendo otimizada ano após ano. No segundo trimestre de 2021, alguns projetos já aprovados pela Comissão Europeia foram colocados à venda. Os produtos foram implantados inicialmente na Alemanha, Itália, Espanha e Grã-Bretanha (MEDICALEXPO, 2023). Ao todo, esses países apresentam cerca de dois mil pacientes com problemas no miocárdio e insuficiência biventricular.

Não deixado de lado, o Japão, através do Laboratório de Estudos dos Escoamentos Fisiológicos da Universidade de Tohoku, sendo um dos centros de investigação em biomecânica computacional, aplica a técnica de Fluidodinâmica Computacional (CFD) em hemodinâmica, através do desenvolvimento de um sistema cooperativo para aplicação da biomecânica computacional na medicina clínica cardiovascular (LIMA et al., 2005).

Esses aparelhos têm auxiliado pessoas que enfrentaram a fila de espera para receber um transplante, e que, em alguns casos, não são realizados a tempo. Um artigo publicado por Andrade (2017), baseado no registro oficial da INTERMACS (*Interagency Registry for Mechanically Assisted Circulatory Support*), relata que de 2006 a 2016, mais de 19 mil pacientes tiveram algum tipo de coração artificial implantado nos Estados Unidos. Esse registro acompanha 168 hospitais americanos

que realizaram esse procedimento. Até a data em que o artigo foi publicado, apenas 40 pacientes receberam o dispositivo no Brasil. Um número extremamente baixo comparado a quantidade de pessoas que necessitam do aparelho.

Os dispositivos de assistência ventricular (DAV) tem se mostrado uma excelente solução para a diminuição do número de mortes por cardiopatias no mundo inteiro, sendo ainda alternativas viáveis de pontes para o transplante e recuperação, terapia de destino, ponte de candidatura ou ponte para outra ponte (FRANCA et al., 2013)

Porém, como já mencionado, o estudo e aplicação dos DAV é pouco desenvolvido e explorado no Brasil, além de existir uma preocupação no desenvolvimento desses dispositivos por conta da dinâmica do fluxo nas bombas de sangue, assim como o estudo das análises em CFD destas e a necessidade de se compreender o escoamento periférico ao rotor (LOPES et al., 2016).

O projeto aqui desenvolvido planeja ampliar esta área na Universidade Federal de Pernambuco, tendo em vista que o desenvolvimento tanto científico quanto tecnológico na área de dispositivos cardíacos, não só em Pernambuco, como também no cenário nacional, é escasso. Isso irá preencher lacunas importantes nesta área, além de possibilitar a influência da Universidade nessas linhas de desenvolvimento nacionalmente, já que uma quantidade limitada de pesquisadores estão desenvolvendo este tipo de análises no Brasil.

1.1 OBJETIVOS

O objetivo geral deste projeto é obter uma geometria com rotações reduzidas, além de mapear o comportamento de bombas axiais de sangue, com dados dos ensaios hemodinâmicos realizados por Hernandes (2018) e com uma geometria da carcaça baseada no dispositivo elaborado em Azevedo, Virginio e Lopes (2022) com o intuito de se obter o comportamento hemodinâmico e as curvas gerais para diferentes quantidades de hélices. A princípio, busca-se analisar um passo e angulação de hélice diferente do modelo base e relacioná-los com a influência que estes têm no escoamento interno da bomba. Com o devido mapeamento e subsequente investigação do efeito dessas influências, será possível otimizar o projeto do rotor, a fim de reduzir zonas com caráter indesejável para o fluido de trabalho.

Para serem atingidos, têm-se os seguintes objetivos específicos:

- Propor a geometria de estudo em uma ferramenta CAD (*Computer Aided Design*);
- Simular, num conjunto de condições de contorno apropriadas, cenários de bombas de sangue para diferentes vazões e rotações;
- Analisar o escoamento interno da bomba axial e indicar as curvas gerais para os cenários;
- Avaliar os pontos onde ocorrem recirculação e apontar melhorias que podem ocorrer na geometria;
- Apontar as melhores geometrias com base na pressão de trabalho de 13.332,2 Pa (100 mmHg) a 5 L/min com as menores rotações visando a redução de fenômenos indesejados no fluxo.

1.2 ORGANIZAÇÃO DO PRESENTE TRABALHO

Além deste capítulo introdutório, esta monografia é composta por mais 6 capítulos, descritos a seguir.

- No Capítulo 2 é apresentada uma fundamentação teórica a respeito do coração, a sua circulação e os métodos de cálculo que serão utilizados.
- No Capítulo 3 é apresentada uma revisão da literatura com relação aos DAV, suas classificações e sobre sua evolução;
- O Capítulo 4 exibe a metodologia adotada para a execução deste trabalho;
- No Capítulo 5 são exibidos os resultados obtidos com a abordagem tratadas no Capítulo 4;
- No Capítulo 6 são apresentadas as conclusões extraídas do presente trabalho e apontadas sugestões para trabalhos futuros;
- No Capítulo 7 é abordada algumas recomendações.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

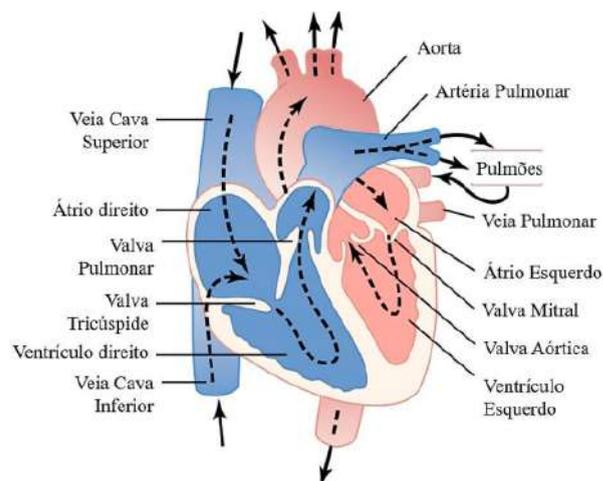
Neste tópico apresenta-se uma introdução de alguns conceitos referentes ao coração e a sua circulação, alguns fenômenos que acontecem relacionados ao fluxo sanguíneo, bem como os métodos de cálculo que serão usados. Esses conceitos irão auxiliar no entendimento deste projeto.

2.1 CONCEITOS E CARACTERÍSTICAS DO CORAÇÃO

O controle do fluxo sanguíneo é independente do restante do corpo humano e responde às demandas do sistema circulatório diretamente, em vista das alterações nas pressões internas desse sistema. Isso significa que ele não depende de estímulos do sistema nervoso central, o que dá mais autonomia e agilidade a seu acionamento.

Vale lembrar que Guyton e Hall (2006), ressaltam que o coração nada mais é que uma bomba volumétrica, a qual induz o escoamento mediante lacunas de volume do sistema que o compõem. Complementando isso, a estrutura de um coração saudável pode ser destacada na Figura 2, na qual as linhas pontilhadas representam as direções dos fluxos sanguíneos pelo coração.

Figura 2 – Estrutura esquemática de um coração humano.



Fonte: Traduzido de Guyton e Hall (2006).

Lopes et al. (2016) relata que no processo de circulação pelo coração humano, o sangue afluí da circulação periférica no átrio direito e, durante o ciclo cardíaco, ele passa para o ventrículo direito pela valva tricúspide e, em seguida, é conduzido aos pulmões pela artéria pulmonar.

O sangue, então, retorna dos pulmões pela veia pulmonar para o átrio esquerdo e segue para o ventrículo esquerdo, passando pela valva mitral (ou bicúspide). Logo após, seguindo o ciclo cardíaco, ele é enviado a artéria aorta, na qual é ramificado a diferentes partes do corpo por artérias principais presentes no arco aórtico.

O ciclo cardíaco, por conseguinte, representa o intervalo entre um batimento e outro, o qual é regulado através do nó sinusal, que funciona como um marca-passo, gerando estímulos elétricos propagados pela musculatura cardíaca dos átrios (sendo levemente contraídos) até o nó atrioventricular que irá conduzir o estímulo elétrico para os ventrículos, contraindo-os.

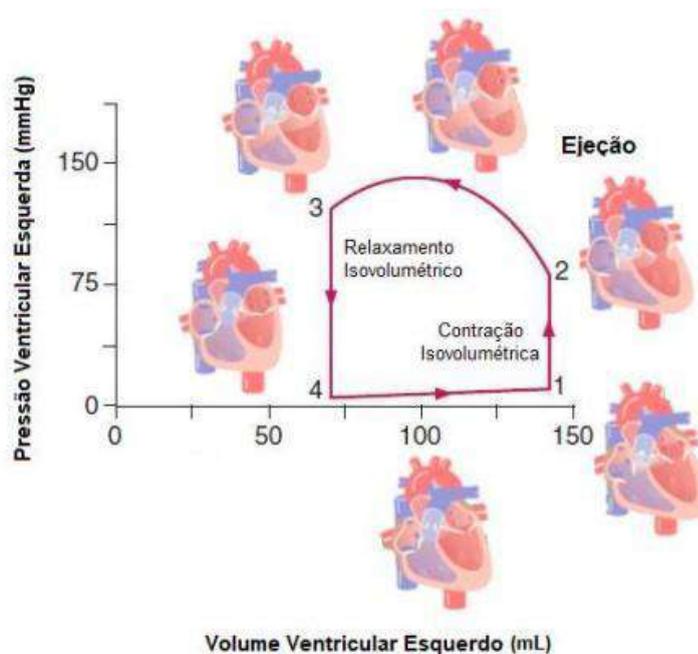
O sistema circulatório, portanto, é síncrono, independente e preciso. Sendo assim, quaisquer alterações, por mais sutis que sejam, podem desregular o seu correto funcionamento, levando-o a fadigas musculares, disfunções, mau funcionamento ou parada cardíaca. Nesses casos, o coração necessita de auxílio para conseguir exercer sua função ou, em casos mais graves, ser substituído.

Em síntese, o coração funciona como duas bombas trabalhando sequencialmente, sendo a primeira bomba o lado direito do coração, que recebe o sangue venoso no átrio direito, envia para o ventrículo direito, que bombeia para os pulmões por meio do sistema pulmonar. A segunda bomba, no lado esquerdo, recebe o sangue oxigenado do átrio esquerdo e passa para o ventrículo esquerdo para bombear para o restante do corpo até que retorne à bomba direita, fechando o circuito.

A Figura 3 demonstra o funcionamento do bombeamento ventricular esquerdo, considerando o volume e a pressão nos quatro eventos cardíacos. Nela, a Fase 1 do Diagrama Pressão x Volume (PV) representa o período de enchimento, quando o ventrículo inicialmente com cerca de 45 ml será preenchido de sangue durante a diástole até cerca de 115 ml. O volume sistólico final (VSF) de 45 ml pode ser representado pela quantidade de sangue que permanece no ventrículo após a sístole, após o batimento cardíaco. Esse volume terá um acréscimo de cerca de 70 ml durante a fase 1 de enchimento ventricular. Na Fase 2, conhecida como

contração isovolumétrica, uma vez que o volume do ventrículo não se altera, a variação na pressão no interior do ventrículo se eleva até atingir a pressão da aorta, cerca de 80 mmHg, para a abertura da válvula aórtica. A Fase 3 é o período de ejeção da diástole quando, na abertura da válvula aórtica, a pressão no interior do ventrículo continua se elevando pela contração do miocárdio e o volume ventricular diminui enquanto o sangue se desloca para a aorta. A Fase 4 é o período de relaxamento isovolumétrico, quando após a ejeção do sangue do ventrículo para a aorta, a válvula semilunar se fecha e a pressão ventricular cai novamente até o nível da pressão diastólica (GUYTON; HALL, 2006).

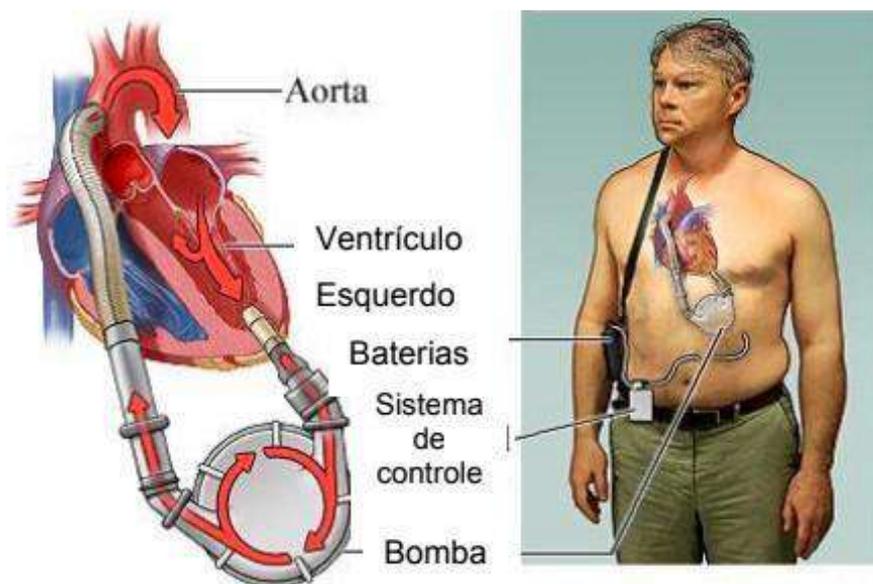
Figura 3 – Diagrama Pressão x Volume (PV) ventricular durante a sístole e a diástole. Contração Isovolumétrica (1-2) e Relaxamento Isovolumétrico (3-4).



Fonte: Adaptado de Guyton e Hall (2006).

Quando ocorrem alterações no diagrama PV, devido a mudanças no funcionamento do ventrículo causado por cardiopatias, ou há uma insuficiência sistólica na contração muscular do coração, a contratilidade reduz, podendo haver aumento volumétrico (pré-carga) e pressão diastólica. Nesses e em outros casos é interessante o uso de DAV para auxílio do funcionamento do coração. A Figura 4, mostra uma instalação deste dispositivo.

Figura 4 – Disposição do DAV no coração.



Fonte: Adaptado de Hernandes (2018).

2.2 RELAÇÃO ROTAÇÃO E FENÔMENOS

Neste tópico, é abordado alguns fenômenos que podem ocorrer ou que já ocorrem naturalmente no fluxo sanguíneo. Além disso, é mostrado o motivo pelo qual busca-se obter geometrias operando em menores rotações.

2.2.1 Cavitação

Mesmo com a implantação desses dispositivos, existem fenômenos que necessitam ser estudados durante o seu projeto. A cavitação, por exemplo, é o fenômeno no qual um fluido em seu estado líquido passa para seu estado vapor através da queda da pressão local a uma pressão inferior à pressão de vapor do líquido.

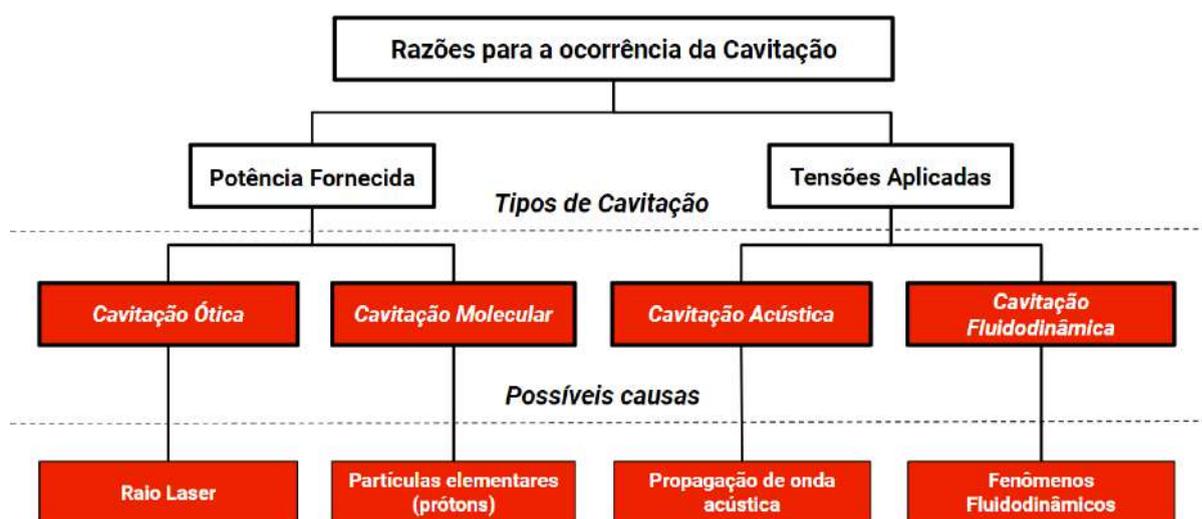
Através desta passagem, são formadas cavidades de cavitação, mais usualmente chamadas de bolhas, termo que será utilizado daqui em diante para descrever o fluido em seu estado vapor causado pela cavitação.

A queda de pressão, por sua vez, pode ocorrer por diversos fatores, indicando tipos diferentes de cavitação, com características bem específicas. Na

Figura 5 consta um esquema básico para a cavitação e seus quatro macros grupos, segundo Lopes et al. (2016) e Ozonek (2012).

Dentre os tipos apresentados por Ozonek (2012), a cavitação fluidodinâmica passa a ter papel de destaque para o presente trabalho, uma vez que se visa estudar a hemodinâmica. Dentre os principais tipos de cavitação fluidodinâmica, Shah (1990) destaca as seguintes classificações: dinâmica (ou deslocada, ou viajante), estática (ou fixa), rotacional (ou de vórtices) e vibratória.

Figura 5 – Esquema representativo de tipos de cavitação com possíveis causas.



Fonte: Adaptado de Lopes et al. (2016).

No sistema circulatório humano, a cavitação é um processo presente, porém pouco estudado, associado a escoamentos turbulentos na saída do coração e efeitos de pulsos céleres, uma vez que a propagação de um pulso de onda pode ocasionar a cavitação (WOLFRUM, 2004).

2.2.2 Vórtices e recirculação

O vórtice é um padrão de fluxo em um fluido onde o fluido circula em torno de um ponto ou uma linha de rotação. Tal fenômeno tem um centro de rotação definido e um movimento circular ou espiral do fluido ao seu redor. Eles podem ocorrer

devido a gradientes de velocidade no fluido ou, ao movimento de objetos sólidos no fluido e são geralmente associados a movimentos rotacionais suaves e não envolvem a formação de bolhas de vapor.

Os vórtices são divididos em livre e forçado. Um vórtice livre é gerado naturalmente devido a gradientes de velocidade no fluido. Eles se formam espontaneamente quando o fluido circula e gira por conta própria, sem a influência direta de objetos sólidos ou forças externas. Vórtices livres têm um centro de rotação definido e podem ser observados em corpos de água naturais, como rios e oceanos, onde a topografia do fundo cria variações de velocidade e geração de vórtices. Já os forçados são criados deliberadamente pela ação de objetos sólidos ou forças externas no fluido. Eles não ocorrem naturalmente, mas são gerados ativamente e podem ser mais controlados e direcionados, dependendo da natureza da força ou do objeto que os gera.

Outro fenômeno que pode ocorrer dentro a geometria da bomba é a recirculação. A recirculação ocorre quando parte do fluido, que foi descarregado pela bomba, é redirecionada sem ter sido completamente pressurizada. Isso pode acontecer devido a vários motivos, como geometria inadequada do sistema ou operação em condições fora do projeto. A recirculação pode resultar em uma mistura de fluido pressurizado com fluido de baixa pressão, o que pode levar à formação de vórtices.

Os fenômenos anteriormente abordados impactam negativamente o desempenho da bomba e encontrar soluções para minimizá-los é importante.

2.2.3 Influência da Rotação nos fenômenos abordados

Quando a rotação da bomba é muito alta ou quando a geometria do sistema não é adequada para suportar essa condição de operação, a pressão na entrada da bomba pode cair a níveis muito baixos. Se a pressão cair abaixo do ponto de vapor do fluido, pode ocorrer a cavitação.

Rotações mais altas aumentam a probabilidade de cavitação, especialmente se o sistema não estiver projetado para lidar com as condições geradas por altas velocidades. Além disso, isso pode causar a formação de vórtices. Os vórtices causam instabilidades no fluxo e reduzem a eficiência da bomba, além de poder

levar à cavitação. A cavitação danifica as pás do impulsor e reduz a eficiência da bomba.

A presença de vórtices pode aumentar o ruído e a vibração no sistema, o que é prejudicial para o equipamento e desconfortável para as pessoas que estiverem com o dispositivo implantado. Por isso, se torna importante a redução das rotações da bomba.

Diminuir a rotação em um projeto de bomba oferece uma série de vantagens em cenários específicos. A eficiência energética é notavelmente aprimorada quando as bombas operam em rotações mais baixas, resultando em um menor consumo de energia para realizar o mesmo trabalho.

Para o estudo proposto, a redução do consumo traz ao paciente maior tempo de uso do dispositivo. Além disso, a vida útil da bomba é prolongada, uma vez que a redução da rotação diminui o desgaste e a fadiga das hélices.

A possibilidade de cavitação é reduzida e tem-se menos ruído e vibração, o que é crucial nesta aplicação, pois o dispositivo estará instalado dentro da caixa torácica do paciente. Portanto, a diminuição da rotação proporciona uma série de benefícios valiosos em diversos contextos de projeto de bombas.

2.3 MÉTODOS DOS VOLUMES FINITOS

O método dos volumes finitos (MVF), foi inicialmente empregado na solução de problemas bidimensionais e tem em vista obter equações aproximadas, dividindo o domínio em volumes elementares e satisfazendo a conservação das propriedades de transporte para cada volume. O MVF foi desenvolvido por McDonald (1971) e McCormack e Paullay (1972), onde as equações aproximadas são obtidas integrando no espaço e tempo as equações massa, momento e energia em sua forma divergente.

Derivado do Método dos Elementos Finitos (MEF), ele também recorre a pequenos elementos, resultantes em melhores aproximações dos resultados quando comparados aos valores obtidos por uma solução exata das equações de governo do fenômeno físico investigado.

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, a qual são os volumes de controle (VC) (ÇENGEL; CIMBALA, 2006).

O procedimento básico de aplicação do MVF, citado em Neves e Bezerra (2013), pode ser descrito pelos seguintes passos:

1. Identificar o domínio ou limites da região que acontece o fenômeno investigado;
2. Dividir ou discretizar o domínio avaliado em pequenos volumes de controle de tal forma que as propriedades do fluido são calculadas para a superfície do VC através da interpolação dos nós;
3. Integrar a equação diferencial de governo em cada VC;
4. Aplicação do método numérico na solução de um problema.

2.4 DINÂMICA DOS FLUIDOS COMPUTACIONAL

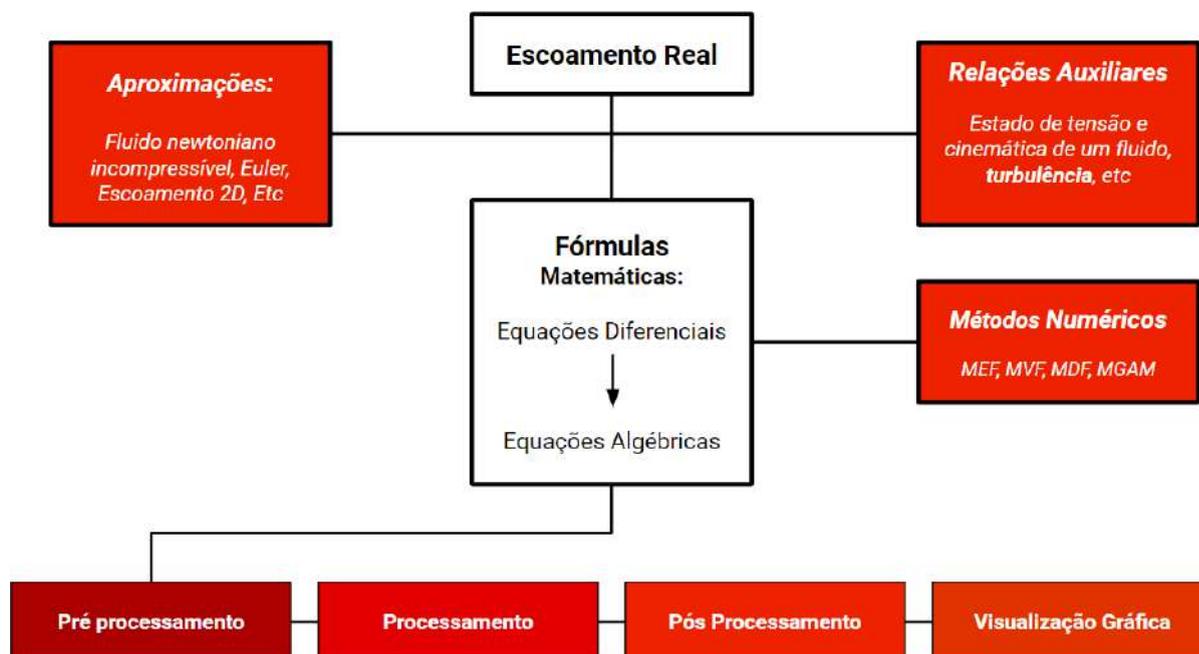
As simulações numéricas representam um arranjo de vários esquemas numéricos dedicados a resolver problemas que vão desde equações algébricas, sistemas de equações lineares, interpolação e ajustar pontos, derivadas e integrais até equações diferenciais ordinárias.

Para o caso dos fluidos, estes são governados por equações diferenciais parciais (EDP), que representam as leis de conservação da massa, quantidade de movimento e energia.

A Dinâmica dos Fluidos Computacional (CFD) é a substituição desses sistemas de equações por um determinado conjunto de equações algébricas que podem ser resolvidas usando computadores.

Para realizar toda análise e processamento em CFD, segue-se uma estruturação e metodologia mostrada na Figura 6.

Figura 6 – Diagrama das várias fases dos estudos com a técnica CFD.



Fonte: Adaptado de Lima et al. (2005).

2.4.1 Métodos computacionais em Hemodinâmica

A utilização de métodos computacionais é um complemento aos métodos teóricos e experimentais. Acrescenta-se a isso a validação e a análise de modelos matemáticos e físicos junto ao apoio dos métodos experimentais na determinação das variáveis mais complexas de obter experimentalmente como, por exemplo, as tensões de corte exercidas nas paredes dos vasos sanguíneos. Ainda, esses métodos possibilitam a obtenção de resultados de uma forma mais rápida e com custos mais baixos, quando comparados com a investigação experimental, (YAMAGUCHI, 2000).

O primeiro passo para uma análise de hemodinâmica computacional consiste na identificação das equações fundamentais que descrevem os princípios físicos relacionados com estudo a ser realizado. O modelo matemático, considerado ser o mais completo que reúne maior consenso na comunidade científica especialista em hemodinâmica, se baseia nas equações de Navier-Stokes e na equação de continuidade (LIMA et al., 2005).

De acordo com descobertas recentes ao nível científico, os escoamentos turbulentos com zonas de separação e de recirculação, as tensões de corte baixas e oscilantes existentes nas paredes das artérias, e o tempo de residência de determinadas partículas em zonas com geometrias bastante complexas, são fatores hemodinâmicos que se têm revelado ser contributos importantes para a prevenção, diagnóstico e tratamento das doenças cardiovasculares. Neste contexto, uma melhor compreensão dos mecanismos complexos envolvidos no processo do escoamento sanguíneo exige um conhecimento detalhado dos fenômenos mecânicos e estruturais do fluido existentes no sistema vascular.

A crescente investigação em métodos computacionais na medicina proporciona uma ferramenta indispensável nos diagnósticos e tratamentos médicos. O Laboratório de Estudos dos Escoamentos Fisiológicos (*Physiological Flow Studies Laboratory*) da Universidade de Tohoku, no Japão, é um dos centros de investigação em biomecânica computacional que aplica a técnica CFD no estudo da hemodinâmica.

Nesse laboratório, pesquisas como a do desenvolvimento de um sistema cooperativo para aplicação da biomecânica computacional na medicina clínica cardiovascular e a utilização de um método de geração automático da malha para investigar vários fenômenos fisiológicos e patológicos que ocorrem no sistema circulatório humano, já foram realizadas. Na área em discussão, tem-se já elaborado o trabalho de Christophe et al. (2012), intitulado “Hemodinâmica na artéria pulmonar de um paciente com pneumotórax” e o de Sato et al. (2008) “A importância da geometria da artéria parental na hemodinâmica intra-aneurisma”. Outros trabalhos relacionados à hemodinâmica desse laboratório podem ser vistos em Omori et al. (2015) e Imai et al. (2010).

Outro laboratório importante é o BIOENG, situado aqui no Brasil e trata a temática de hemodinâmica em DAV, com temas que vão desde a melhor interação de materiais para os mancais de um DAV (HERNANDES, 2018), até o desenvolvimento de uma bancada de ensaios hidrodinâmicos (SANTOS, 2017).

3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Nesse tópico, é mostrada a classificação dos DAV em relação ao posicionamento, funcionamento e geração, além de abordar sobre alguns conceitos relacionados à hemólise.

3.1 CLASSIFICAÇÃO DOS DISPOSITIVOS

Os DAV são dispositivos mecânicos que auxiliam de alguma forma o funcionamento de um ventrículo cardíaco, seja ele o direito ou, mais comumente, o esquerdo. Estes dispositivos podem ser classificados em relação ao seu posicionamento como: intracorpóreos, paracorpóreos ou extracorpóreos. Já em relação ao seu funcionamento, podem ser classificados como: pulsátil ou de fluxo contínuo.

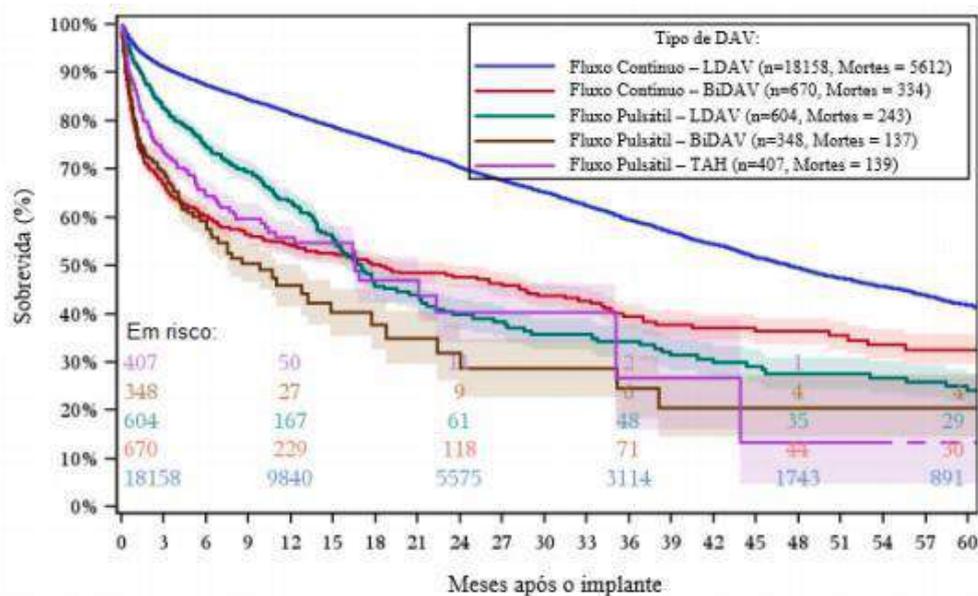
Os dispositivos intracorpóreos ou implantáveis, e os paracorpóreos, são aqueles que auxiliam de alguma forma o coração com um alcance de duração a médio ou longo prazo. No caso dos dispositivos extracorpóreos, estes são usados para substituir o coração em curtos períodos, como, por exemplo, procedimentos cirúrgicos (LOPES et al., 2016).

Além disso, Fiorelli et al. (2008) destaca que os usos de dispositivos de assistência ventricular podem ser destinados a tratamentos de afecções crônicas ou agudas e que em alguns casos eles são implantados como forma de recuperação para o músculo do miocárdio por certo período, onde a patologia estaria sendo tratada ou em processo de reversão. Cada caso deve ser analisado com cautela, pois os possíveis mecanismos possuem disposição e funcionamentos específicos para cada condição clínica estabelecida.

Os tipos de dispositivos para atender a demanda fisiológica de cada indivíduo é bem amplo, podendo ser desde máquinas de deslocamento positivo até centrífugas axiais ou radiais. Para cada uso e particularidades, um grupo específico tem demonstrado mais sucesso, seja na recuperação clínica ou na sobrevivência e qualidade de vida do paciente. Assim, a Figura 7, mostra a relação entre alguns desses dispositivos com o tempo de vida do paciente depois do implante. Nela estão representadas o tipo de Fluxo, e a posição dos dispositivos podendo ser localizados

no ventrículo esquerdo (LVAD), ventrículo direito (RVAD), ambos os ventrículos (BiVAD) ou no coração total (TAH). Ainda, se representa uma tabela que mostra a quantidade de pacientes (n) que receberam esses dispositivos entre 2006 e 2017.

Figura 7 – Gráfico da sobrevivência dos pacientes após o implante.



Fonte: Adaptado de Hernandes (2018).

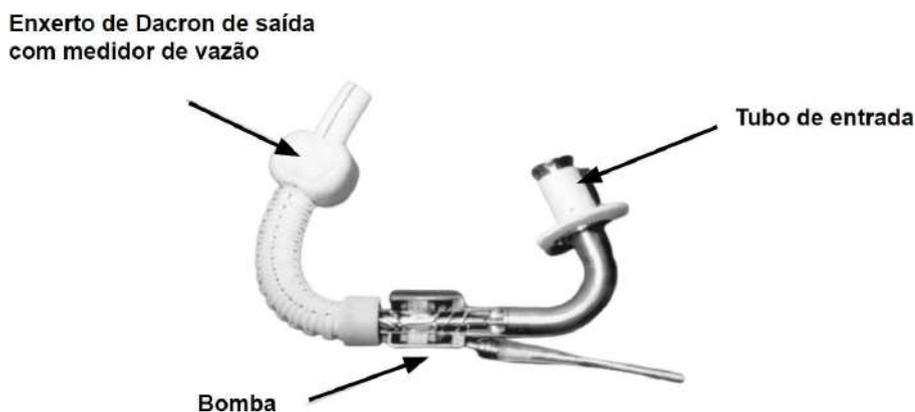
Esses dispositivos são classificados em 3 gerações. Os DAV de primeira geração são dispositivos pulsáteis com válvulas de direcionamento de fluxo e diafragmas flexíveis. Tal dispositivo pode ser parcial ou totalmente implantável, viabilizando o seu uso apenas a médio ou longo prazo. Esses dispositivos funcionam até 140 batimentos por minuto com um fluxo de até 12 L/min a depender do fabricante (BOCK, 2007).

A primeira aplicação deste DAV foi realizada por Michael DeBakey no ano de 1966 em um paciente com insuficiência cardíaca, fornecendo assistência por 10 dias ao paciente implantado, DeBakey, (2003), conforme mostrado na Figura 8.

A segunda geração de DAV pertence aos dispositivos de propulsão axial. Tal sistema de propulsão permite a vantagem de ter dimensões reduzidas e uma não necessidade de instalação de válvulas cardíacas artificiais. Assim, existe a possibilidade de instalação na caixa torácica do paciente. Essa geração de DAV axiais consistia em um cilindro com um rotor que dispunha de aletas helicoidais

propulsoras do sangue na entrada em uma extremidade à saída na extremidade oposta, gerando um fluxo paralelo ao eixo da bomba (HERNANDES, 2018).

Figura 8 – Fotografia do MicroMed DeBakey Ventricular Assist Dispositivo mostrando tubo de entrada à direita e enxerto de Dacron de saída com medidor de vazão à esquerda.



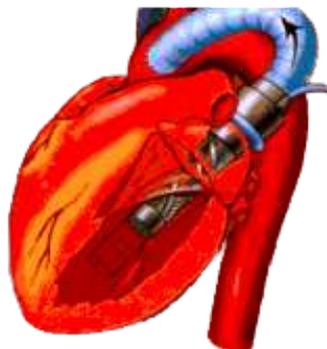
Fonte: Adaptado de DeBakey (2003).

Geralmente o biomaterial em contato com o sangue é o Titânio de superfície polida, as partes eletrônicas são hermeticamente lacradas e o acionamento do motor é por transmissão eletromagnética. Hernandez (2018) relata que em função de operarem em altas rotações os dispositivos axiais devem ter o desenho do rotor bem estudado para evitar altos índices de hemólise. A Figura 9 demonstra como é a implantação do DeBakey® (Figura 9).

Outro exemplo de bomba axial é a versão cutânea do Jarvik 2000. A bomba de sangue é colocada no ventrículo esquerdo, e o enxerto de saída é anexado a aorta torácica. O eletrodo passa na parede abdominal e está conectado a uma unidade de controle externa. A energia para a bomba implantada é recebida de uma bateria conectada ao controlador.

A Figura 10 mostra a Jarvik 2000 construída em titânio com um enxerto de saída Hemashield de 16 mm. A bomba pesa 90g, com 2,5 cm de diâmetro. Os suportes na extremidade proximal evitam a oclusão de entrada por estruturas intracardíacas e a Figura 11 mostra sua implantação.

Figura 9 – Esquema de instalação DAV axial.



Fonte: Adaptado de DeBakey (2000).

Figura 10 – Bomba de sangue axial Jarvik 2000.

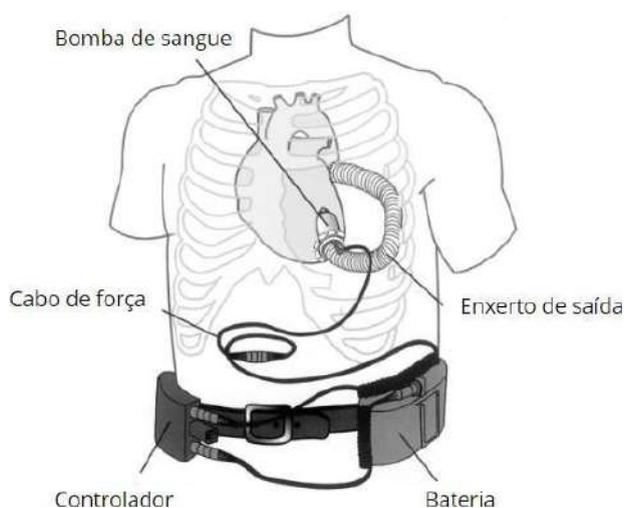


Fonte: Adaptado de Frazier et al. (2001).

Para o caso da terceira geração, temos os dispositivos centrífugos por utilizarem o princípio centrífugo para o bombeamento. Neste, o rotor é o delimitador da vida útil do DAV, visto que este pode ser sustentado por mancais ou levitação magnética. Tal dispositivo foi implementado pela primeira vez no ano de 1995 com a Baylor-Kyocera Gyro® atingindo a taxa de sobrevivência de 284 dias, (NOSE; FURUKAWA, 2004).

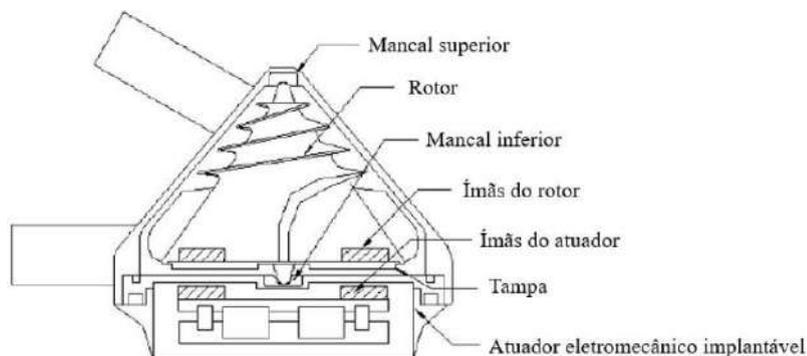
Outros exemplos de bombas centrífugas são citadas em Bock et al. (2008) na Figura 12 e a projetada por Rocha (2017), onde a Figura 13 demonstra a vista explodida do projeto, podendo ser observado todo o conjunto de aparatos que compõem esta bomba.

Figura 11 – Implantação da Bomba de sangue axial Jarvik 2000.



Fonte: Adaptado de Frazier et al. (2001).

Figura 12 – Projeto de uma bomba centrífuga.



Fonte: Adaptado de Bock et al. (2008).

Contudo, a história dos DAV inicia-se muito antes disso. Segundo Fuchs A. (2002), o primeiro conceito de suporte circulatório, foi postulado pelo médico francês Le Gallois em 1812 e, a partir disso, os dispositivos vêm sendo desenvolvidos.

No Brasil, apenas na década de 80 teve o sucesso da implantação do coração artificial de Jarvik e de DeVries em 1982, e despertou para a necessidade dos dispositivos de assistência circulatória (BOCK, 2007). As experiências do Incor, entre 1990 e 1991, com 8 pacientes previamente assistidos por balão intra-aórtico, e

utilizando bombas centrífugas, resultaram em três óbitos, sendo que, destes casos, dois eram pacientes em ponte para transplante que não obtiveram doador, e um deles morreu por complicações de sangramento e insuficiência renal aguda (PÊGO-FENANDES et al., 1998).

Figura 13 – Projeto de uma DAV centrífuga.



Fonte: Adaptado de Rocha (2017).

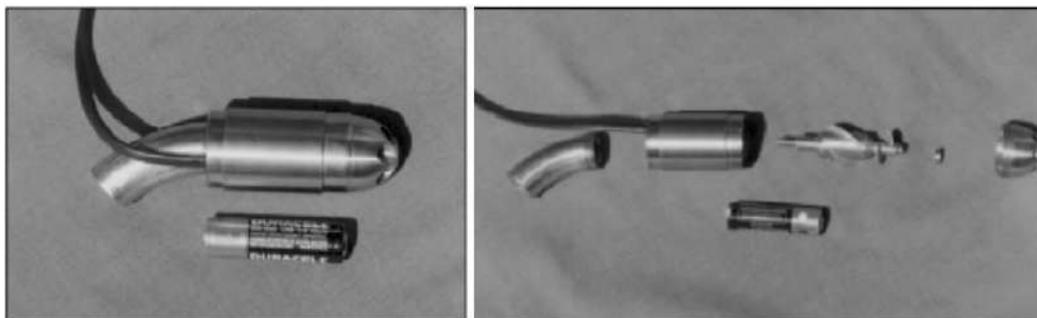
Já no final da década de 90, no Instituto do Coração de Curitiba, iniciaram-se as pesquisas de uma bomba axial implantável, visto na Figura 14, para assistência intraventricular de média e longa permanência, Kubrusly et al. (2000).

Segundo o INTERMACS, até 2011 eram utilizadas apenas bombas axiais nos DAV. A partir de 2012 passaram a ser aplicadas também bombas centrífugas, e suas participações vêm crescendo, como se observa na Figura 15. Observa-se que em 2017, 51% dos DAV implantados utilizavam bombas centrífugas.

De uma forma geral, os dispositivos se dividem em bomba, sistema de transmissão, controlador e fonte de energia, cada qual com seu papel. A bomba é o

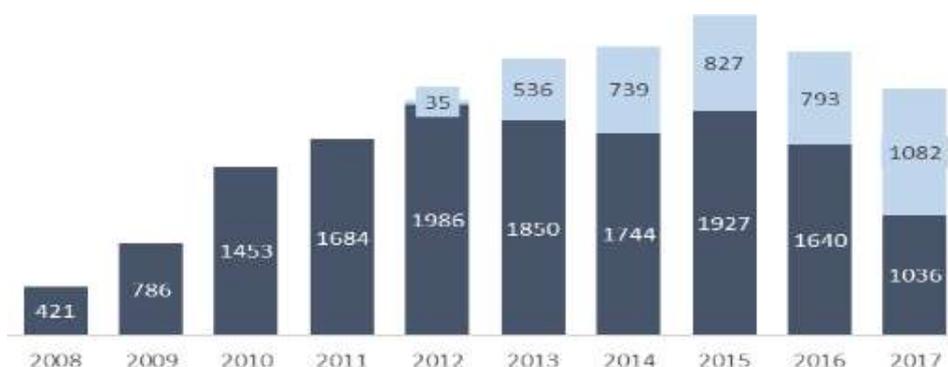
elemento mecânico, ligado ao coração, responsável pelo bombeamento do fluxo sanguíneo e objeto de estudo deste trabalho.

Figura 14 – Projeto de uma DAV axial.



Fonte: Adaptado de Kubrusly et al. (2000).

Figura 15 – Número de DAV implantados por ano segundo o INTERMACS.



Fonte: Adaptado de Kormos et al. (2019).

O sistema de transmissão representa os cabos/tubos que conectam a bomba a uma fonte de energia fora do corpo do paciente. Esse componente atravessa o abdômen e sai pela pele.

O controlador, por sua vez, é um minicomputador que se localiza fora do corpo e se conecta ao dispositivo por meio do sistema de transmissão. Ele controla as ações da bomba e usa sons, luzes, símbolos e mensagens na tela para se comunicar com os usuários.

Por fim, a fonte de energia é a alimentada por uma bateria. À noite, os usuários conectam todo o conjunto a uma fonte de energia externa para recarga do equipamento.

3.2 HEMÓLISE

Para se projetar um dispositivo que seja realmente eficiente e eficaz na sua aplicação, deve-se visar a redução das zonas de recirculação e vórtices. Essas zonas são fatores determinantes para a vida útil da bomba e também na geração de hemólise, por conta de tensões cisalhantes acima do limite de resistência das células, ocasionando o rompimento celular da membrana. A hemólise pode resultar na liberação de hemoglobina e outros componentes celulares na corrente sanguínea, sendo possível ter implicações negativas para a saúde.

De acordo com Guyton e Hall (2006), quando a taxa de hemólise é alta na corrente sanguínea, alguns problemas se apresentam com o excesso de substâncias anormais resultantes. Isso pode desencadear complicações como insuficiências renais e hepáticas, lesões graves, hipertensão pulmonar, além de dificuldades respiratórias agudas e insuficiências cardíacas.

Além da tensão de cisalhamento aplicada, Kameneva e Antaki (2007) indica que uma pressão exercida por um período prolongado sobre uma hemácia pode danificar a estrutura de sua membrana, o que sugere que, mesmo em situações estáticas, uma pressão aplicada pode provocar algum dano e caracteriza o tempo de exposição como um fator preeminente.

Leverett et al. (1972) examina outros elementos, como a interação com a parede e o hematócrito, rejeitando uma relação direta. Além disso, propõe que a temperatura resultante da dissipação viscosa poderia afetar a hemólise devido ao aquecimento do sangue.

Gershfeld e Murayama (1988), também indicaram uma influência na hemólise para temperaturas superiores a 50 °C, constatando em seus estudos que a partir de 40 °C e 5h de exposição, a influência também é significativa.

Aqui, é adotado a mesma justificativa usada em Lopes (2016), onde relata que a influência da temperatura é irrelevante nas condições abordadas porque apenas acima de 40 °C a hemólise teria relativa relevância, o que não ocorre na

prática nos testes *in vivo*. Diz-se que a hemólise é *in vivo* ou *in vitro* quando ocorre no corpo ou fora do corpo, respectivamente.

Quanto maior a taxa de hemólise, mais danoso está sendo o dispositivo para o sangue. A medição desse trauma é feita através da hemoglobina livre no plasma. O teste de hemólise avalia o funcionamento da bomba como um DAV e também serve como parâmetro na avaliação da geometria do rotor e dos mancais. (BOCK, 2011).

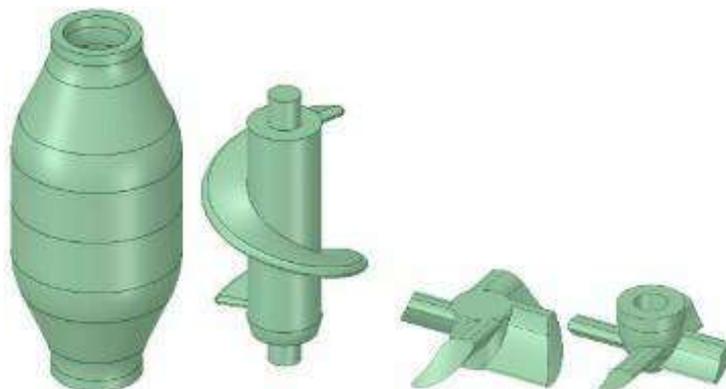
As etapas seguintes mostram a metodologia que será seguida neste trabalho no intuito de variar alguns parâmetros da geometria e alcançar resultados melhores, com uma redução na rotação de trabalho e evitar fenômenos indesejados.

4 METODOLOGIA

Neste item, a metodologia computacional é descrita. As práticas que guiaram este projeto foram as já consolidadas para a área de dinâmica dos fluidos computacionais utilizando o sangue como fluido de trabalho. Ressalta-se que, a geometria base de Azevedo, Virginio e Lopes (2022), Figura 16, alcançou uma pressão de 14665,42 Pa (110 mmHg) a 11450 RPM, porém apresentou muitas zonas de recirculação. Essas zonas diminuem a eficiência da bomba e a torna mais semelhante a um misturador, resultados indesejados para um DAV.

Tal geometria foi simulada com rotações entre 8.900 RPM e 11.450 RPM com vazões conforme mostrado na Tabela 1.

Figura 16 – Bomba axial usada como modelo inicial.



Fonte: Adaptado de Azevedo, Virginio e Lopes (2022).

Tabela 1 – 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

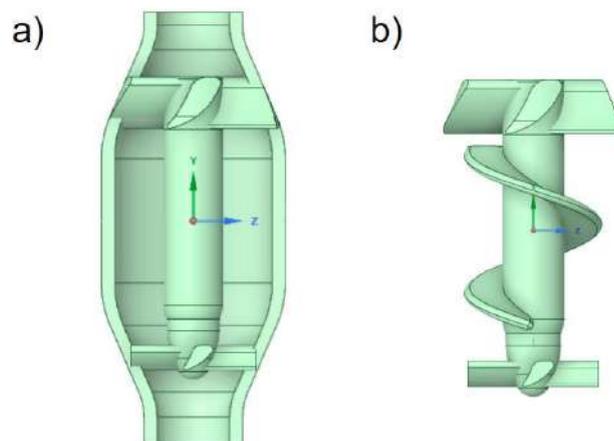
Fonte: Adaptado de Azevedo, Virginio e Lopes (2022).

Dessa forma, para este trabalho, analisaram-se os casos para 3 L/min, 5 L/min e 7 L/min com as rotações de 8.000 RPM, 10.000 RPM a 12.000 RPM, para determinar as curvas de desempenho, visando atingir resultados similares a bomba de Hernandez (2018), com 13.332,2 Pa (100 mmHg) a uma vazão de 5L que representa a vazão de uma pessoa em repouso.

4.1 GEOMETRIAS

As geometrias em estudo foram geradas com software CAD (*Computer Aided Design*) em licenças disponíveis à Universidade Federal de Pernambuco. As modelagens foram preparadas para a simulação no Spaceclaim®. Na Figura 17 pode-se observar a geometria base.

Figura 17 – Bomba axial modelo em a) carcaça e hélice, b) rotor.



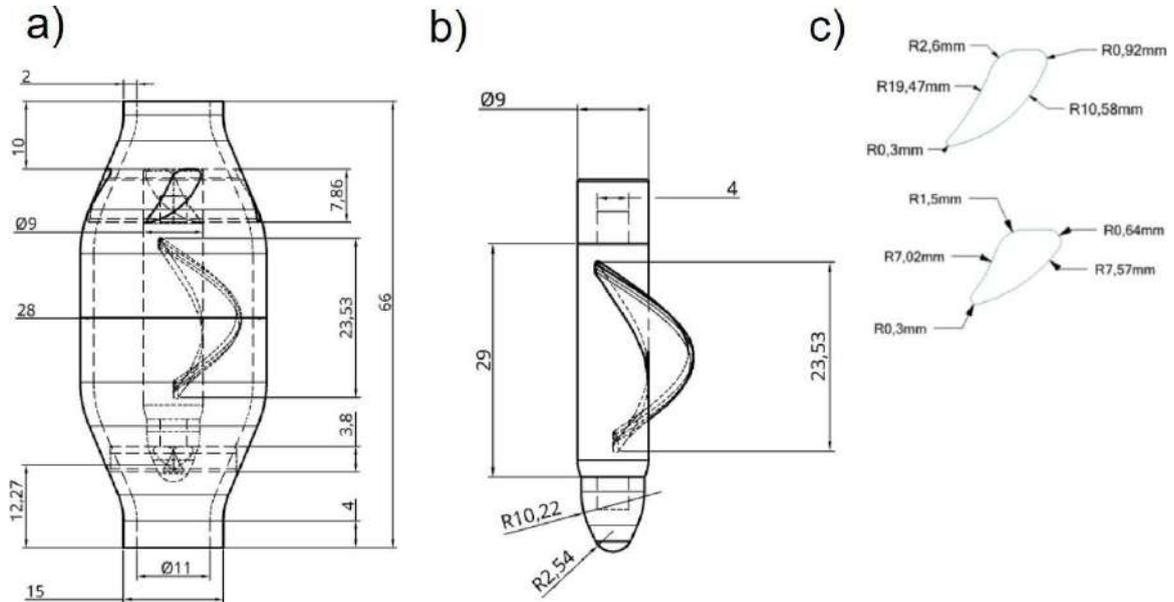
Fonte: Adaptada de Azevedo, Virginio e Lopes (2022).

Neste estudo mudou-se o passo, o perfil de entrada e a quantidade de hélices para verificar quais interferências essas alterações terão em relação à geometria previamente analisada em Azevedo, Virginio e Lopes (2022). Na Figura 18 algumas cotas da geometria modificada com 1 hélice, e na Figura 19 algumas cotas da hélice.

Na Figura 20, Figura 21, Figura 22 e Figura 23 pode-se observar as vistas laterais e superior para as quatro geometrias analisadas aqui. Ressalta-se que o

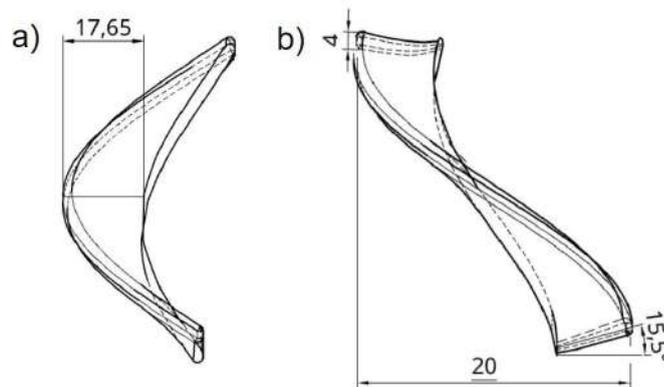
número de hélices vai aumentando sendo espaçadas igualmente em relação à quantidade.

Figura 18 – Cotas em a) bomba axial e b) rotor.



Fonte: Autor.

Figura 19 – Cotas da hélice, bomba axial em a) largura da hélice e b) espessura máxima do perfil, angulação e distância máxima.



Fonte: Autor.

Figura 20 – Geometria com 1 hélice.



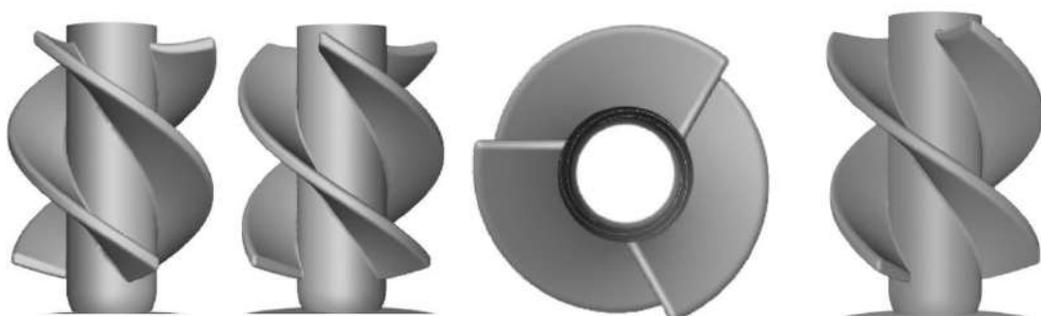
Fonte: Autor.

Figura 21 – Geometria com 2 hélices.



Fonte: Autor.

Figura 22 – Geometria com 3 hélices.

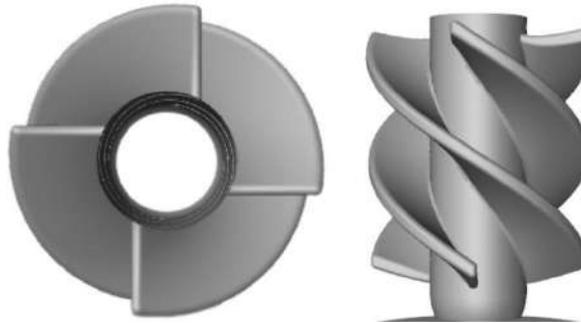


Fonte: Autor.

Com a geometria pronta, é necessário gerar o volume interno da bomba. A geometria de Azevedo, Virgínio e Lopes (2022) leva as zonas de entrada e saída muito próximas do rotor, o que pode gerar resultados imprecisos das pressões.

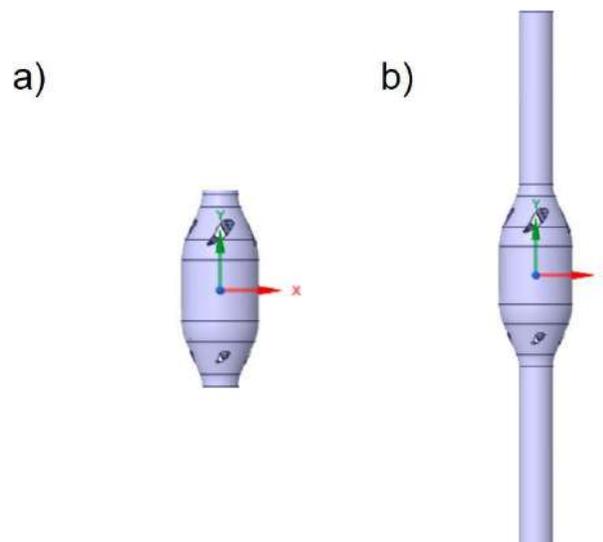
Assim, prolongou-se essas zonas cerca de 10 vezes o diâmetro das tubulações para obter resultados mais precisos. A Figura 24 mostra essa mudança.

Figura 23 – Geometria com 4 hélices.



Fonte: Autor.

Figura 24 – Volume interno em 2) Geometria inicial e b) Geometria usada.



Fonte: Autor.

4.1.1 Sistemas de referência

O Sistema de Referências Múltiplas (SRM) é baseado na mudança de referencial de cálculo para a velocidade, no qual são criadas zonas onde uma velocidade é atribuída para os elementos contidos. A ideia do SRM consiste em modificar o sistema de referência das velocidades de um conjunto de células, de

modo a representar o movimento de um corpo sólido presente em uma região específica (LOPES et al., 2016).

Essa mudança de referencial faz com que as células próximas ao sólido passem a ter um movimento relativo ao corpo, idêntico ao que o corpo teria para com o fluido, estando ele estático em relação ao sistema de referência inercial.

Para que isso ocorra, o sistema de referência estaria se movimentando com a velocidade do corpo, uma vez que a velocidade de referência seja igual à absoluta do mesmo, a velocidade relativa passa a ser nula.

O número de zonas para sistemas de referências varia de acordo com cada problema, podendo atingir tantas zonas quanto forem necessárias partindo de uma zona. Para bombas centrífugas, por exemplo, são geralmente empregados dois sistemas de referências, um inercial e outro não-inercial e foi exatamente o que foi empregado neste trabalho.

Na dinâmica dos fluidos, o sistema de referência inercial tem o ponto de referência estático em relação ao fluxo, resultando na equivalência entre velocidades absolutas e relativas.

Por outro lado, no sistema não inercial, o sistema de referência se move dinamicamente, levando a um defasamento entre velocidade absoluta e velocidade relativa devido à velocidade do referencial.

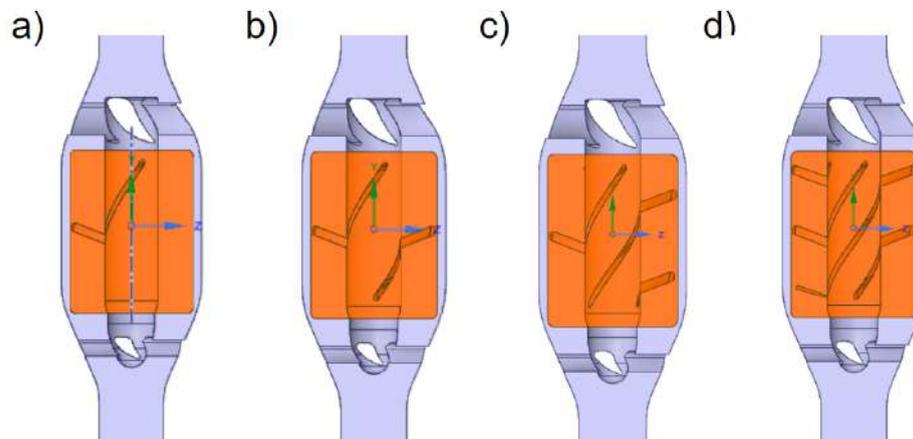
Embora essa distinção entre os referenciais inerciais e não inerciais seja conceitualmente simples, suas implicações nas considerações numéricas são bastante significativas e, às vezes, apresentam complexidades na aplicação.

Três resultados numéricos distintos surgem em relação aos sistemas de referência trabalhados: primeiro, em relação à modelagem global do fluxo; em segundo lugar, no que diz respeito aos métodos de resolução; terceiro, na referência local dos elementos.

Para distinguir essas zonas, foi necessário dividir o volume interno da geometria, que pode ser visto na Figura 26, onde a parte cinza representa a parte inercial e em laranja as zonas não inerciais.

Destaca-se que na Figura 25 não é possível observar o aumento realizado na tubulação de entrada e saída pelo fato de que o intuito é destacar a parte interna (não inercial), responsável pela movimentação do fluxo de sangue na bomba.

Figura 25 – Volume inercial e não inercial em laranja em a) 1 hélice, b) 2 hélices, c) 3 hélices e d) 4 hélices.



Fonte: Autor.

4.2 MALHA COMPUTACIONAL

A realização de simulações numéricas exige não apenas um profundo conhecimento da física envolvida, mas também uma habilidade prática para identificar os parâmetros que conduzem um processo iterativo à convergência. Para uma abordagem numérica alcançar a convergência, deve-se apresentar consistência e estabilidade na solução.

No entanto, é importante ressaltar que, conforme mencionado por Anderson et al. (1984), existem casos em que certas abordagens numéricas podem apresentar um aumento nos erros de truncamento à medida que a malha é refinada. Por esse motivo, é altamente recomendável realizar o teste de independência da malha.

O método consiste em aprimorar o refino da malha e realizar as simulações. Assim, é possível determinar o resultado de interesse, que pode ser uma pressão em um ponto ou uma velocidade, dependendo do escopo do experimento. De forma natural, os resultados seguirão a tendência de alteração, convergindo para um valor específico. Caso exista um valor de referência disponível, ele pode servir para orientar o estudo.

Ao discretizar uma equação, independentemente do método ou forma utilizados, a equação resultante possui um erro em relação à forma contínua, o qual é derivado do truncamento de uma série infinita ou de uma aproximação do método

empregado. Para avaliar a independência da malha, são conduzidos testes de precisão.

É importante ressaltar que, durante esse processo, a acurácia torna-se menos significativa, uma vez que o foco não está em quão próximo às simulações estão do resultado real, mas sim em quão próximos estão entre si os resultados subsequentes, conforme ocorre o refinamento da malha (LOPES, 2016).

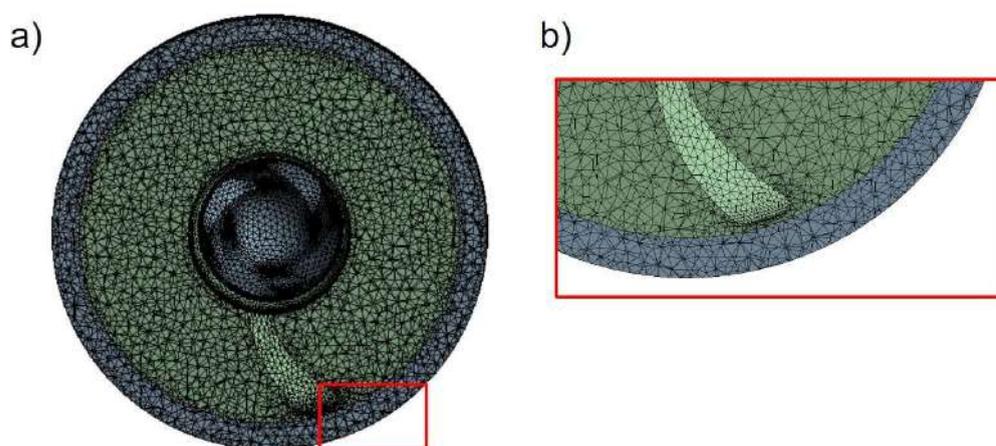
Em síntese, as malhas são refinadas até se obter uma estabilização dos resultados. Como existem geometrias diferentes, a quantidade de elementos é tal que essa estabilização seja atingida.

A forma constituída para os elementos da malha foi a tetraédrica, por estar associada a um custo computacional menor quando comparado aos outros, estando conforme os recursos computacionais disponíveis e o grande número de simulações, considerando 0,4 mm para o tamanho máximo dos elementos (Figura 26).

Ainda se adicionou a captura das regiões de curvatura onde os volumes de controle conectam-se entre si e um contato foi estabelecido entre as 5 faces externas do volume não inercial e as 5 faces internas do volume inercial.

Adicionou-se um *contact match* para coincidir os nós entre as faces dos contatos para evitar a descontinuidade na distribuição de pressão entre a região de transição da zona inercial e não inercial. A Tabela 2 mostra a quantidade de elementos e nós em cada geometria.

Figura 26 – Malha em a) Vista superior e b) Detalhe da união da malha nas geometrias.



Fonte: Autor.

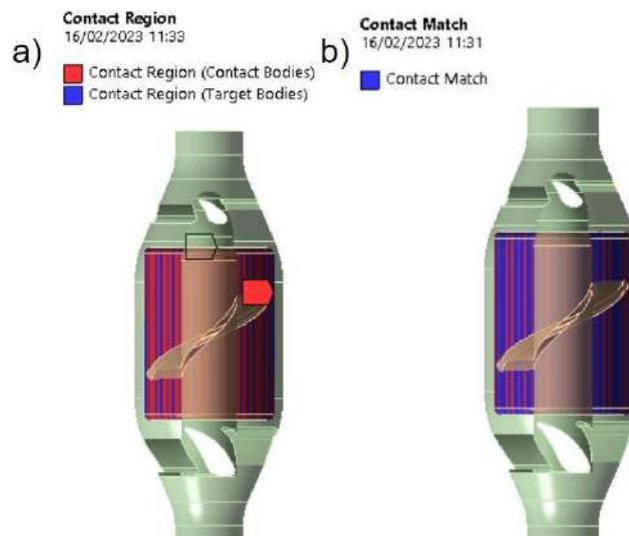
Tabela 2 – Quantidade de elementos e nós de cada geometria.

	Geometria 1	Geometria 2	Geometria 3	Geometria 4
Elementos	2327234	1569367	1829156	4830202
Nós	460852	346429	399193	900953

Fonte: Autor.

Os contatos foram estabelecidos conforme descrito anteriormente em relação à região de curvatura, e as regiões de entrada (*inlet*) e saída (*outlet*) foram nomeadas e podem ser vistos na Figura 27 e Figura 28.

Figura 27 – Contatos em a) Faces internas dos volumes e b) Malha de contato.



Fonte: Autor.

Figura 28 – Entrada e Saída.



Fonte: Autor.

4.3 CONDIÇÕES DE CONTORNO

As condições de contorno a serem empregadas, seguem inicialmente as mesmas usadas para as faixas de rotação e vazão estabelecidas por Hernandez (2018). Há quatro conjuntos de condições de contorno possíveis para o par entrada-saída:

- velocidade-pressão;
- pressão-velocidade;
- velocidade-*outflow*;
- pressão-pressão.

O mais apropriado é a condição velocidade-*outflow*, a qual permite a comparação global através dos resultados de velocidade, sem que o programa seja tendencioso nos resultados específicos (LOPES, 2016).

4.4 SIMULAÇÕES

As simulações foram realizadas no Ansys Fluent e o equacionamento base para a resolução é baseado nas equações de Cauchy e da continuidade para fluidos incompressíveis, sendo o caso do sangue. O escoamento é tratado como turbulento, sendo seguido pelos modelos turbulentos conforme mapeado por Lopes et al. (2016). A resolução do equacionamento discreto é baseada no MVF e a resolução das equações discretizadas será mediante um esquema *upwind* de segunda ordem.

Com relação ao método numérico escolhido para a resolução dos sistemas de equações, o método *Semi-Implicit Method for Pressure-Linked Equation Consistent* (SIMPLEC) foi empregado em vista de uma convergência aprimorada em relação ao SIMPLE (CHUNG, 2002). Esse algoritmo é baseado na correção da estimativa de pressão e fluxos, caracterizando um algoritmo preditor corretor para um determinado elemento, visando eliminar o comportamento não físico das velocidades.

Foram realizadas inicialmente simulações nos seguintes cenários, em ordem:

1. Vazão de 3L/min para as 4 geometrias considerando 8.000 RPM;
2. Vazão de 5L/min para as 4 geometrias considerando 8.000 RPM;
3. Vazão de 7L/min para as 4 geometrias considerando 8.000 RPM;
4. Vazão de 3L/min para as 4 geometrias considerando 10.000 RPM;
5. Vazão de 5L/min para as 4 geometrias considerando 10.000 RPM;
6. Vazão de 7L/min para as 4 geometrias considerando 10.000 RPM;
7. Vazão de 3L/min para as 4 geometrias considerando 12.000 RPM;
8. Vazão de 5L/min para as 4 geometrias considerando 12.000 RPM;
9. Vazão de 7L/min para as 4 geometrias considerando 12.000 RPM.

Vale ressaltar que as curvas das bombas demandam uma quantidade de simulações considerável, e por isso, na vazão de 1L/min para todos os casos, usou-se da equação de tendência na determinação do valor das pressões.

Além disso, a princípio, realizaram-se simulações com 10.000 iterações, o que levava cerca de 20 horas a 23 horas cada. Então, buscando reduzir esse tempo e avaliando o resultado das pressões e velocidades, fez-se uma redução no número de interações tal qual essa alteração não impactasse no resultado das simulações. Após essa análise, 3.000 interações se mostraram satisfatórias.

Para as 3 vazões, considerando as 3 rotações, cada uma com 4 geometrias, teve-se 108.000 interações, onde cada caso de simulação variava de 4 a 6 horas com o hardware de Processador AMD Ryzen 5 PRO 4650U with Radeon Graphics 2.10 GHz com 16GB de RAM.

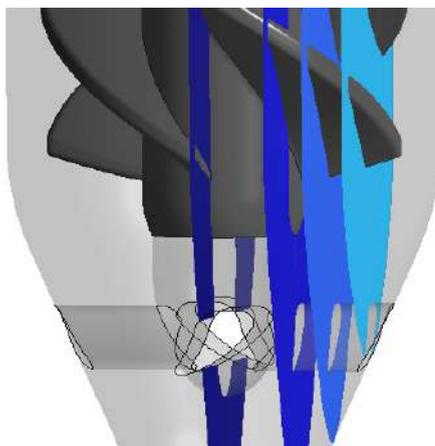
4.5 ANÁLISE DOS RESULTADOS

A análise dos resultados é realizada por meio dos parâmetros hemodinâmicos calculados nas simulações. Dentre os parâmetros a serem analisados estão: os vetores de velocidades nas paredes e volumes da bomba axial, pressões e seus gradientes e perdas de carga.

Os resultados foram apresentados em dois planos gerais, Plano XY e ZY. Para cada abordagem ainda é mostrado planos distantes a 4 mm, 6 mm e 8 mm da

origem, com o intuito de visualizar o comportamento da pressão conforme a angulação e quantidade de hélices variam, conforme pode ser visto na Figura 29.

Figura 29 – Planos a serem analisados.



Fonte: Autor.

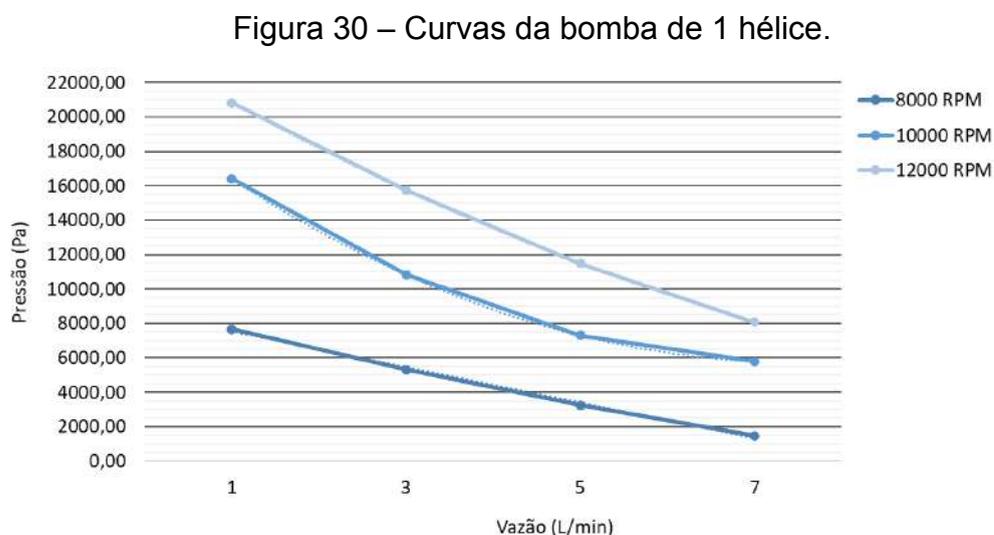
5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

O presente segmento explora e discute as simulações minuciosamente realizadas nas novas geometrias da bomba axial. Por meio de uma abordagem detalhada, o modelo foi submetido a simulações para avaliar seu desempenho.

5.1 CURVAS DE DESEMPENHO E POTÊNCIA

A relação prática entre rotação e potência em uma bomba é que, mantendo a eficiência constante, se aumentar a rotação da bomba, a potência também aumentará. Isso significa que uma bomba operando a uma rotação mais alta requer mais potência para manter o mesmo desempenho hidráulico. Por isso é importante entender o melhor funcionamento do equipamento e maximizar o seu desempenho minimizando as perdas.

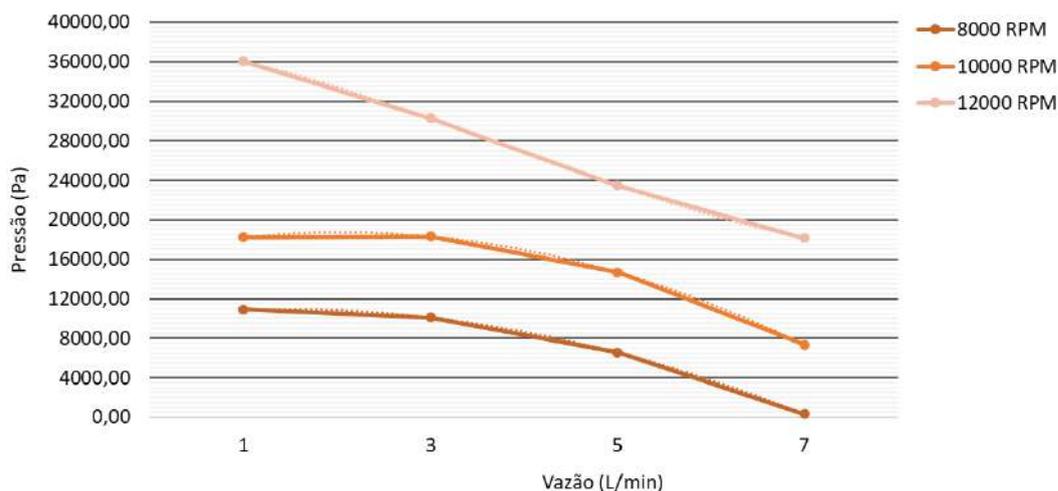
Como já mencionado antes, nesse projeto almeja-se entender qual seria a melhor geometria para atender as necessidades pré-estabelecidas com rotações menores, visto que diminuir a rotação pode ter vários benefícios em determinadas situações. Assim, com as simulações considerando as vazões antes apresentadas e avaliando-as nas rotações distintas, obtiveram-se as curvas de desempenho das bombas, onde as linhas tracejadas representam a equação tendência e podem ser vistas na Figura 30, Figura 31, Figura 32 e Figura 33.



Fonte: Autor.

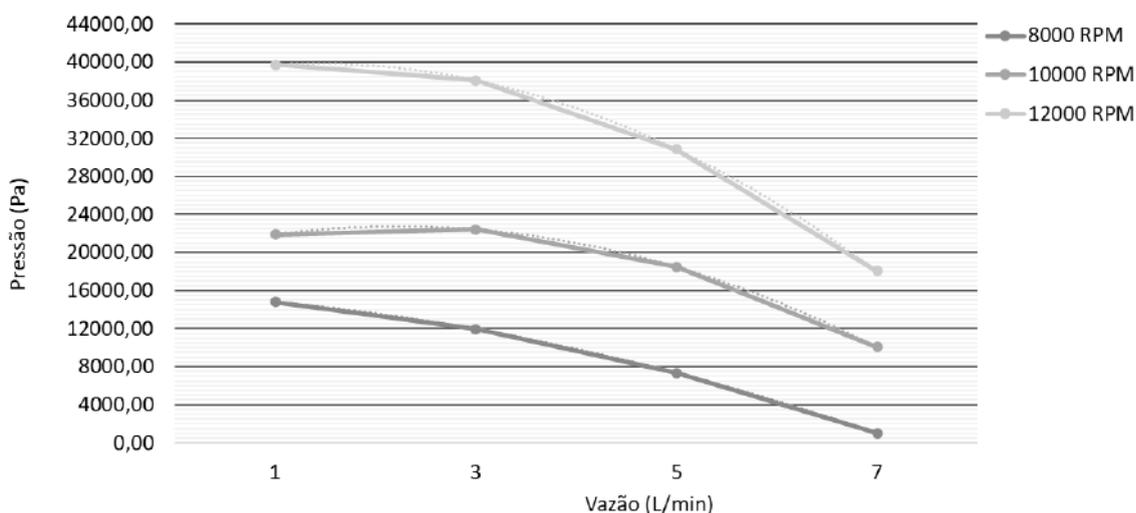
Em uma análise prévia, a bomba com 1 hélice não se mostrou satisfatória, pois em nenhuma rotação conseguiu alcançar o resultado desejado de 13.332,2 Pa (100 mmHg) a 5L/min. Diferentemente da bomba de 2 hélices (Figura 31), que apresenta 14677,23 Pa (110 mmHg) considerando a mesma vazão avaliada a 10.000 RPM.

Figura 31 – Curvas da bomba de 2 hélices.



Fonte: Autor.

Figura 32 – Curvas da bomba de 3 hélices.

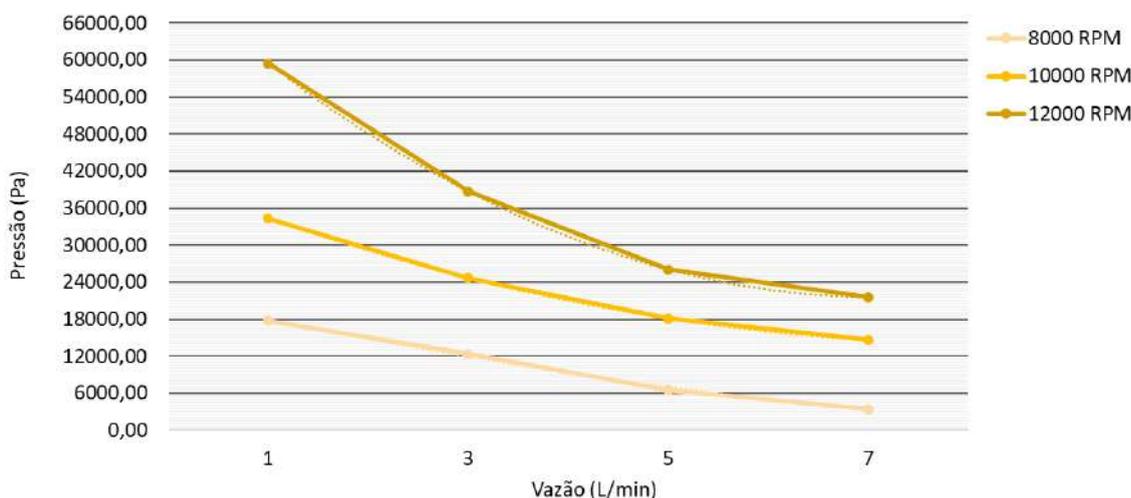


Fonte: Autor.

A geometria de 3 hélices, também se mostrou satisfatória, tendo 18487,70 Pa (138,67 mmHg) a 10.000 RPM, podendo ter uma redução na rotação para alcançar

a faixa de 13 mil a 14 mil Pa e satisfazer a faixa de operação das pressões de atuação. A de 4 hélices também atinge pressões desejadas, o equivalente a 18091,4 Pa (135,7 mmHg), mas com um valor menor que a bomba de 3 hélices.

Figura 33 – Curvas da bomba de 4 hélices.



Fonte: Autor.

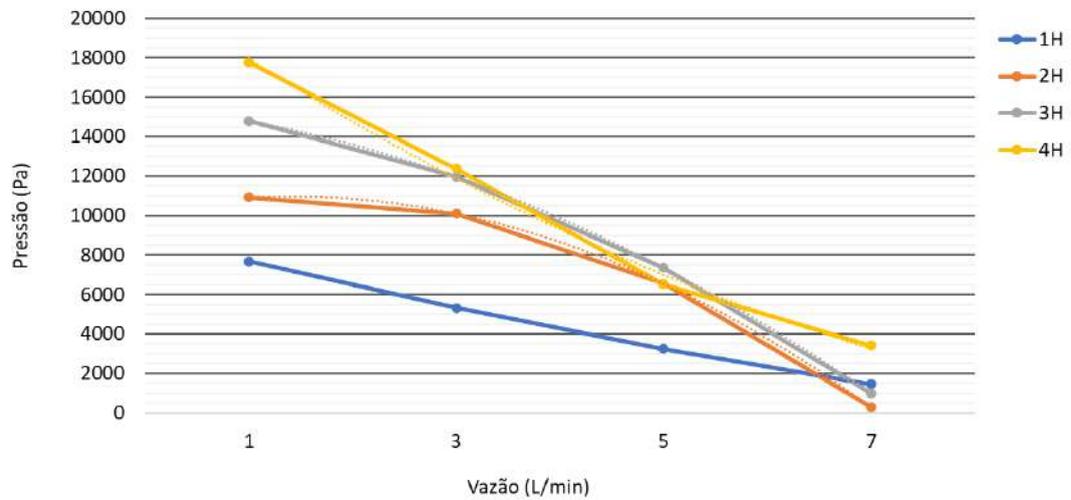
Para uma visualização comparativa entre as curvas de desempenho das geometrias, visto que as escalas dos gráficos mostrados anteriormente são distintas, é necessário juntar os dados e analisar por rotação, e assim o fez. A Figura 34, mostra o desempenho das geometrias a 8.000 RPM, enquanto a Figura 35 e Figura 36 mostram a 10.000 RPM e 12.000 RPM, respectivamente.

Com os resultados expressos em gráficos comparativos, pode-se perceber que a uma vazão de 1L/min, a bomba que apresenta maior valor nas curvas de desempenho é a de 4 hélices a uma rotação de 12.000 RPM.

Todas as geometrias apresentam uma elevação da curva no eixo vertical conforme se aumenta a rotação, o que já era de se esperar, pois aumentar a rotação da bomba geralmente resulta em um aumento na pressão produzida em todas as vazões.

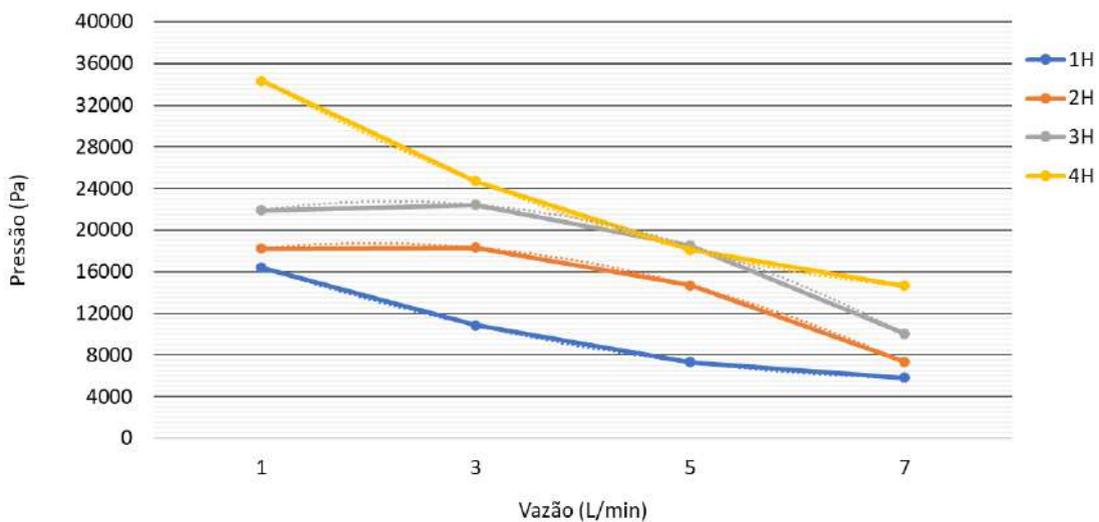
Isso significa que a bomba conseguirá elevar o fluido a alturas maiores em comparação com a mesma bomba operando em uma rotação mais baixa. Em outras palavras, a bomba conseguirá gerar uma pressão maior para a mesma vazão.

Figura 34 – Curvas das bombas a 8.000 RPM.



Fonte: Autor.

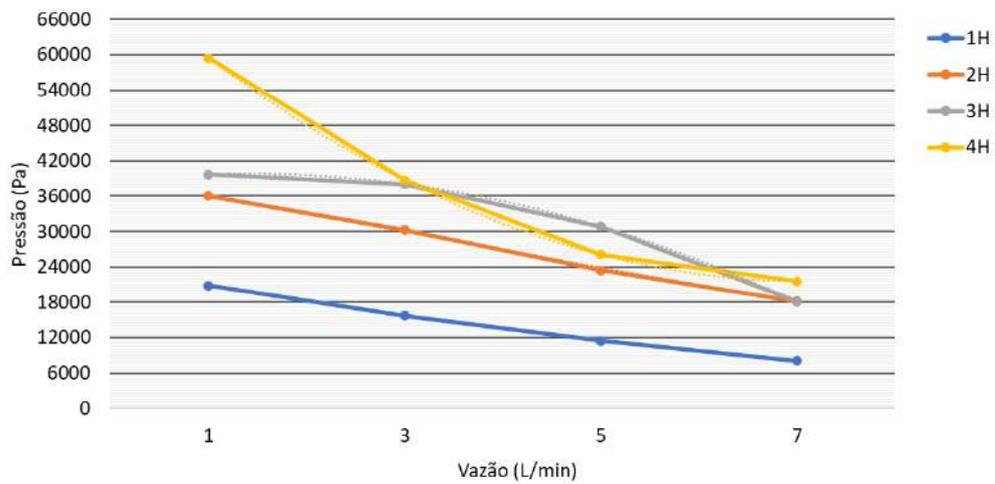
Figura 35 – Curvas das bombas a 10.000 RPM.



Fonte: Autor.

Nota-se também que, a geometria de 4 hélices, para uma vazão de 5 L/min (referente ao ser humano em repouso), a qual será mostrada as simulações do fluxo posteriormente, para todas as rotações apresenta valores menores que a de 3 hélices e possui um decaimento mais acentuado que as demais bombas.

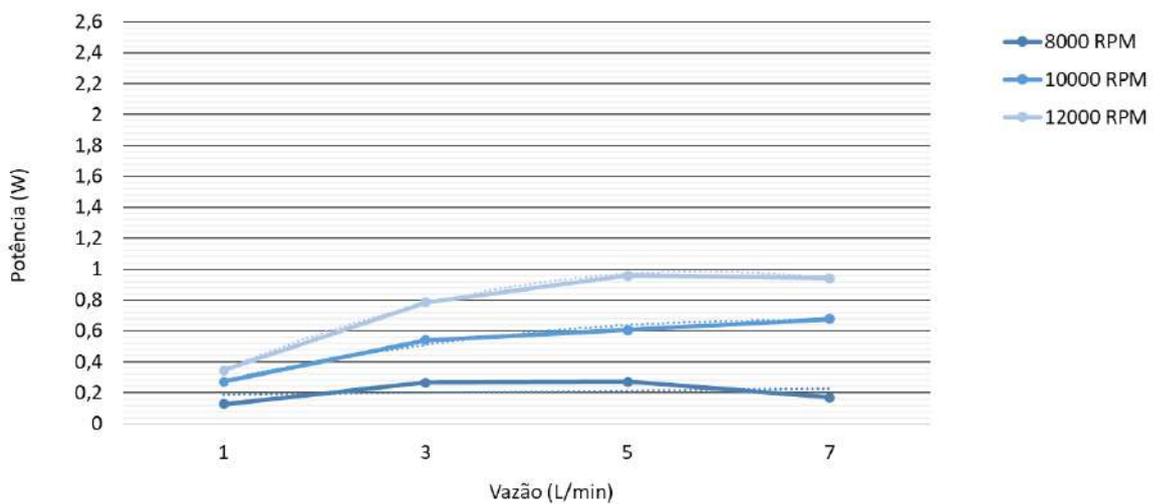
Figura 36 – Curvas das bombas a 12.000 RPM.



Fonte: Autor.

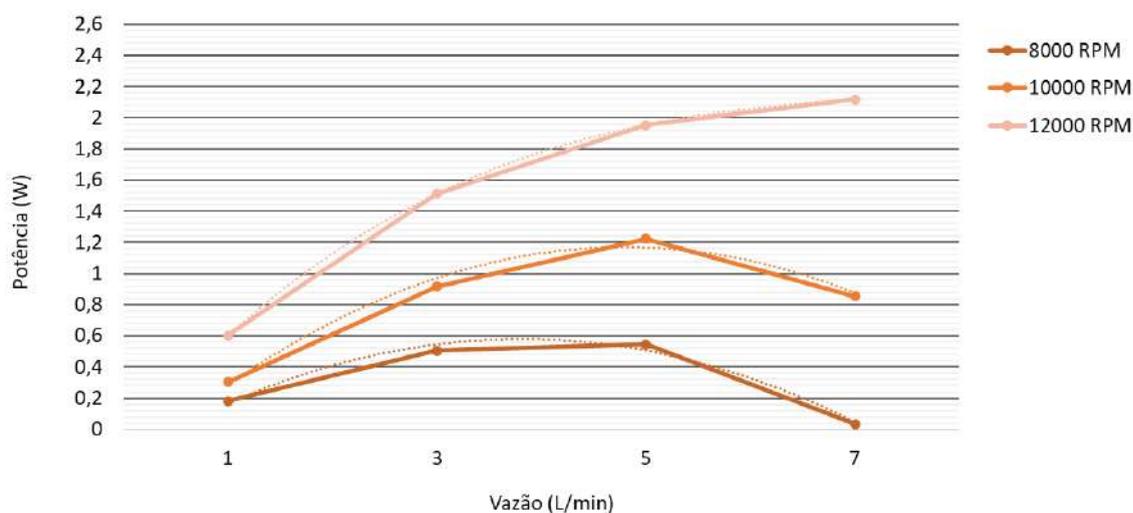
Adiante, mostra-se as curvas de potência teórica das bombas, estas são importantes para determinar os requisitos de energia do sistema. A Figura 37 se refere a bomba de 1 hélice e a Figura 38, Figura 39 e Figura 40 seguem a ordem de crescimento da quantidade de hélices.

Figura 37 – Potência da bomba de 1 hélice para as rotações analisadas.



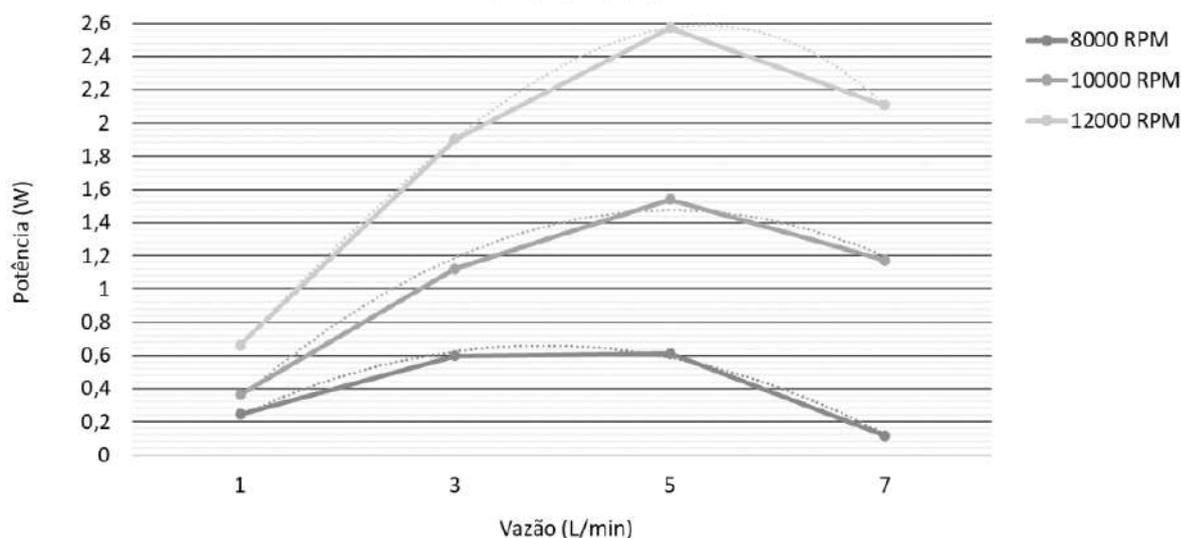
Fonte: Autor.

Figura 38 – Potência da bomba de 2 hélices para as rotações analisadas.



Fonte: Autor.

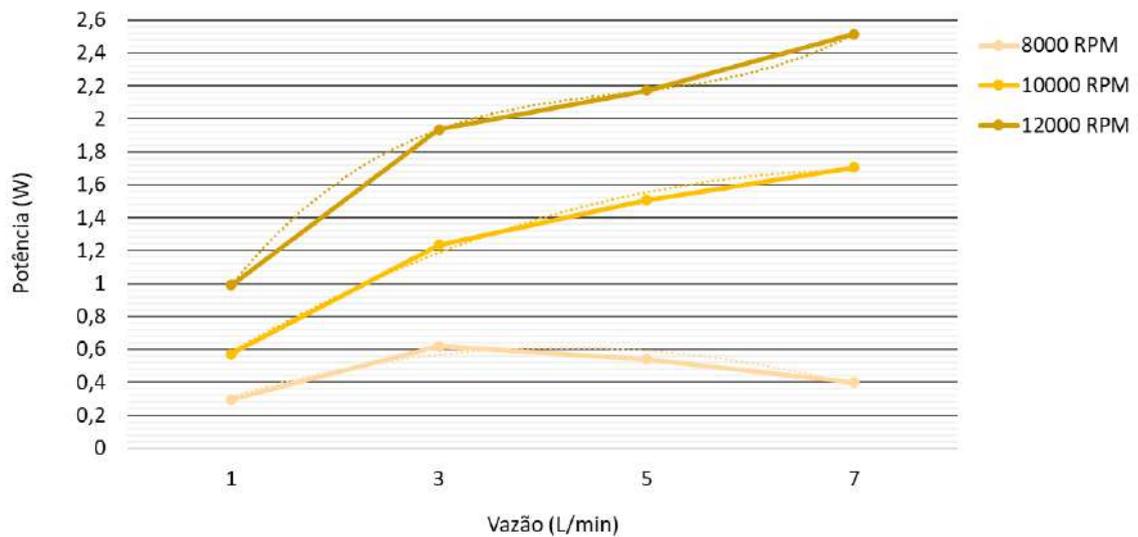
Figura 39 – Potência da bomba de 3 hélices para as rotações analisadas.



Fonte: Autor.

Aumentar a rotação da bomba nos cenários apresentados aumenta a potência, isso significa que será necessária mais energia para operar a bomba nas mesmas condições de vazão. Conforme a rotação aumenta, a curva se desloca no eixo vertical.

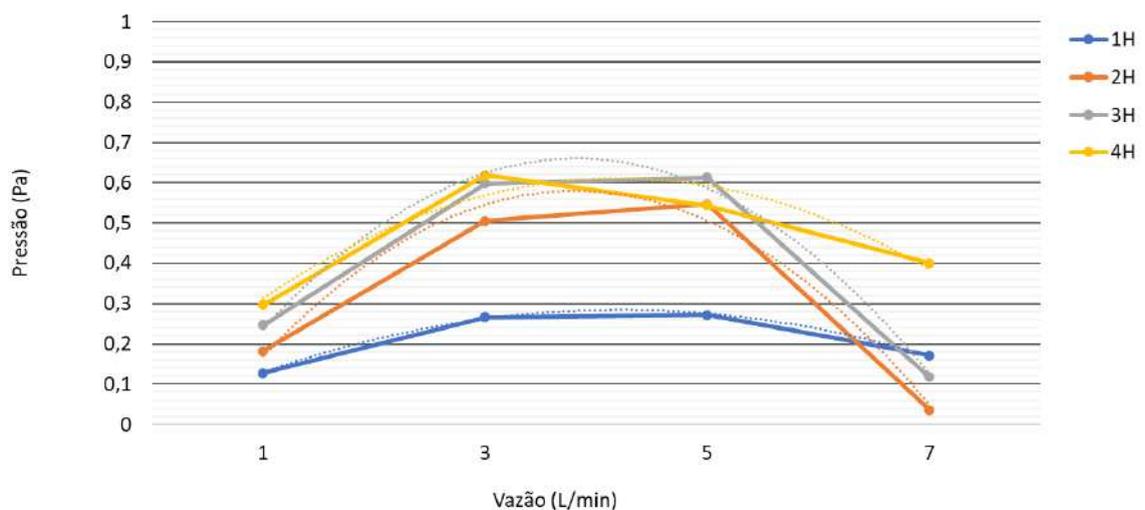
Figura 40 – Potência da bomba de 4 hélices para as rotações analisadas.



Fonte: Autor

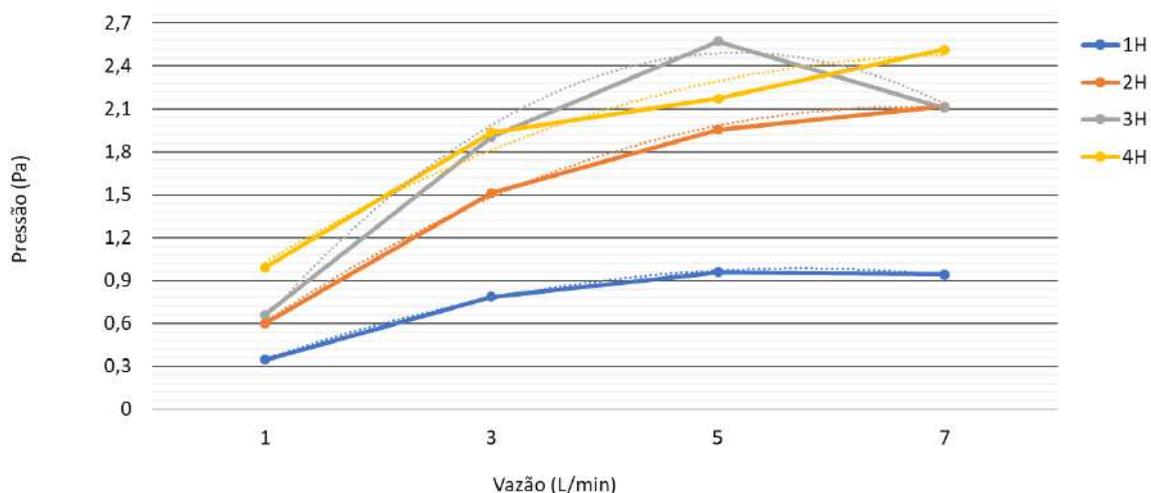
Adiante, para se ter o mesmo efeito comparativo entre as geometrias mantendo as rotações, a Figura 41 mostra a curva de potência para as demais geometrias a 8.000 RPM, enquanto a Figura 42 mostra a 10.000 RPM e a Figura 43 para 12.000 RPM.

Figura 41 – Potência das bombas para 8.000 RPM.



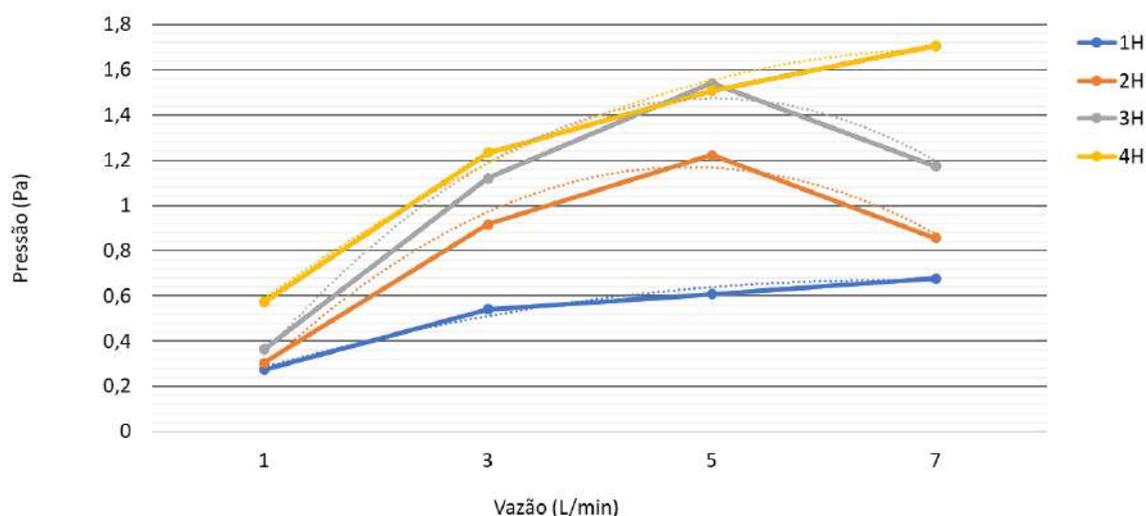
Fonte: Autor

Figura 42 – Potência das bombas para 10.000 RPM.



Fonte: Autor

Figura 43 – Potência das bombas para 12.000 RPM.



Fonte: Autor.

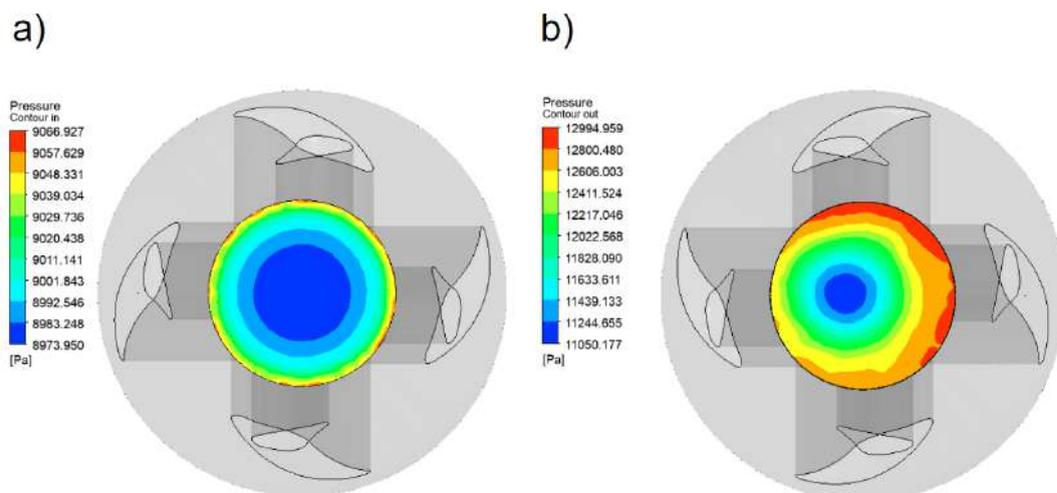
O comportamento das curvas de potência, para 8.000 RPM e 10.000 RPM nas bombas de 1 e 2 hélices, relatam a vazão de 5L/min como ponto onde se tem a maior potência teórica. A bomba de 3 hélices também mantém este ponto como o de maior potência teórica para todas as rotações, diferentemente da de 4 hélices, onde a maior potência teórica ocorre a 7 L/min, para 10.000 RPM e 12.000 RPM e 3 L/min com 8.000 RPM.

As análises baseadas nas curvas de desempenho e potência das bombas são uma representação gráfica que mostram como uma bomba funciona em diferentes condições de operação com grande importância para entender se elas alcançam os valores de pressão previamente estipulados. Entretanto, nesse estudo, é necessário mais análises para entender qual o comportamento do fluxo através do rotor, nos mancais e paredes da carcaça. Entender a velocidade e o comportamento das pressões ao variar a quantidade, forma e incidência das hélices é algo fundamental. As próximas análises mostram o comportamento da velocidade e pressões das bombas axiais para uma vazão de 5 L/min variando as rotações.

5.2 PRESSÕES E VELOCIDADES A 8.000 RPM

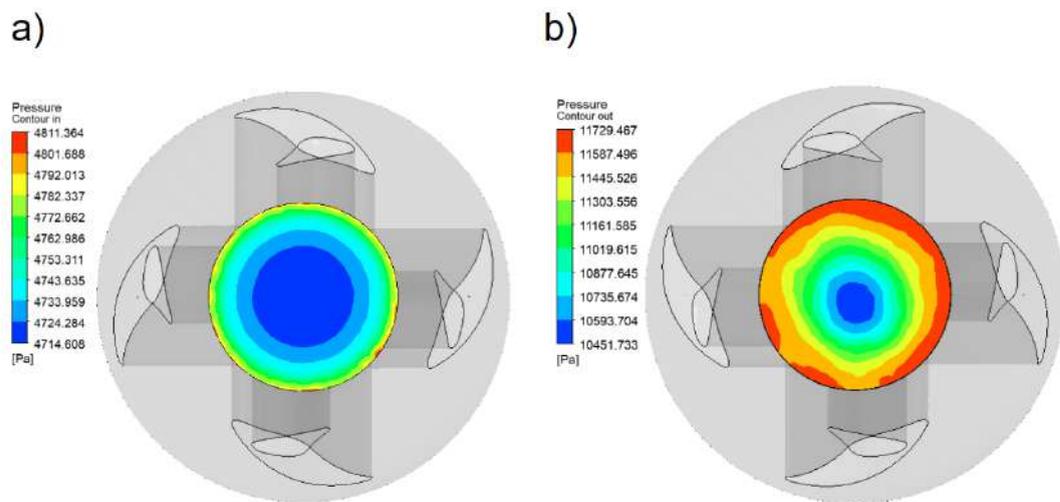
Para uma rotação de 8.000 RPM, as pressões médias na entrada e saída são mostradas na Figura 44 à Figura 47. Na entrada da bomba de 1 hélice (Figura 44), a pressão média foi de 9001,67 Pa, enquanto, na saída, seu valor foi de 12254,1 Pa. Percebe-se que as maiores pressões da saída da bomba encontram-se no lado direito e superior do contorno. No caso da Figura 45, que relata a bomba de 2 hélices, esse comportamento é notado em quase todo o contorno e a pressão média na saída é de 11294,5 Pa, enquanto na entrada seu valor é 4741,51 Pa.

Figura 44 – Pressão na bomba de 1 hélice em a) na entrada e em b) na saída a 8.000 RPM.



Fonte: Autor.

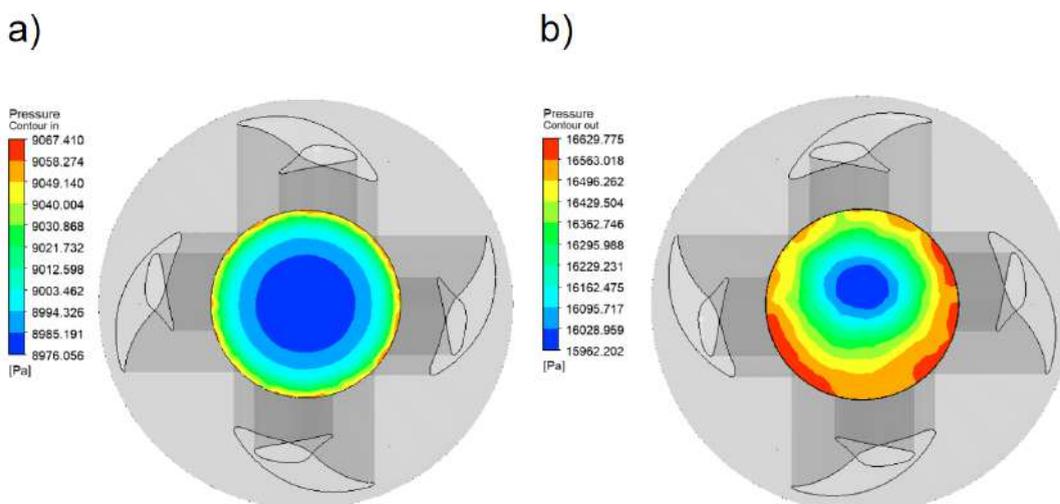
Figura 45 – Pressão na bomba de 2 hélices em a) na entrada e em b) na saída a 8.000 RPM.



Fonte: Autor.

Nota-se a semelhança dos contornos da pressão na entrada, o que era de se esperar devido ao atrito entre as paredes. A velocidade nesta localidade é menor, gerando maiores pressões, enquanto, no centro do diâmetro, têm-se maiores velocidades e com isso menores pressões.

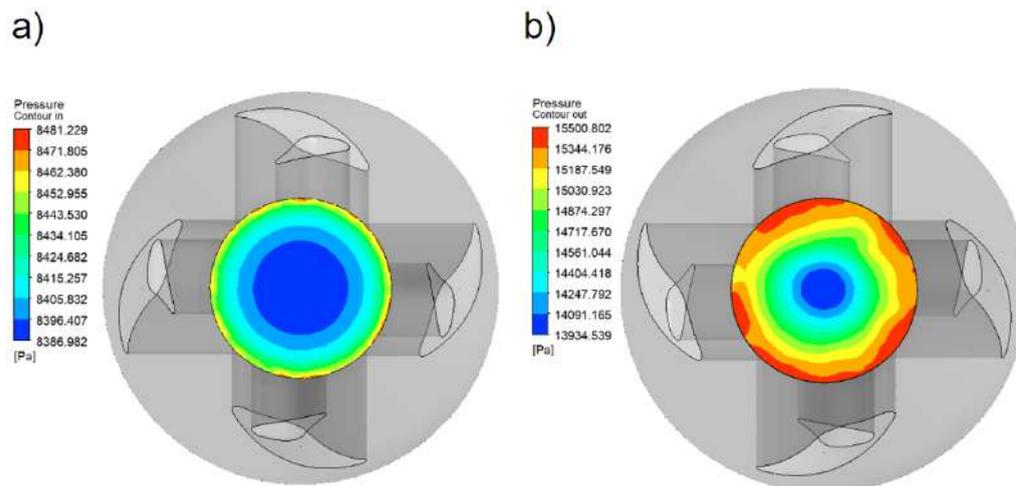
Figura 46 – Pressão na bomba de 3 hélices em a) na entrada e em b) na saída a 8.000 RPM.



Fonte: Autor.

Na bomba com 3 hélices a pressão média foi de 9002,73 Pa e na saída 16360,6 Pa. Já na de 4 hélices, tem-se 8414,66 Pa e 14929,1 Pa, na entrada e saída respectivamente.

Figura 47 – Pressão na bomba de 4 hélices em a) na entrada e em b) na saída a 8.000 RPM.



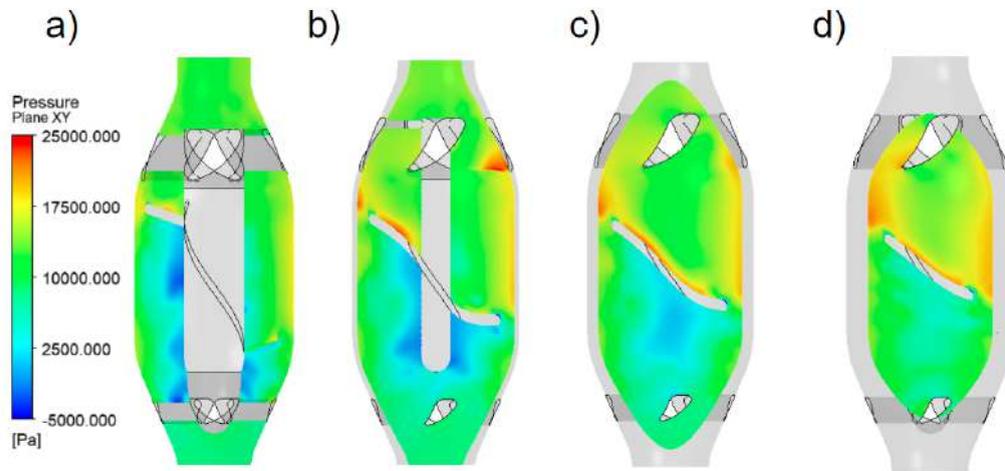
Fonte: Autor.

Nota-se que para nenhum dos casos, a rotação de 8.000 RPM mostrou-se adequada a operação proposta nesse projeto, a qual é a atuação em 13.332,2 Pa, resultado proveniente da diferença de pressão entre a entrada e saída das bombas.

Adiante, pode-se observar o comportamento das pressões ao longo dos planos XY na bomba de 1 hélice na Figura 48, 2 hélices (Figura 49), 3 hélices (Figura 50) e 4 hélices (Figura 51).

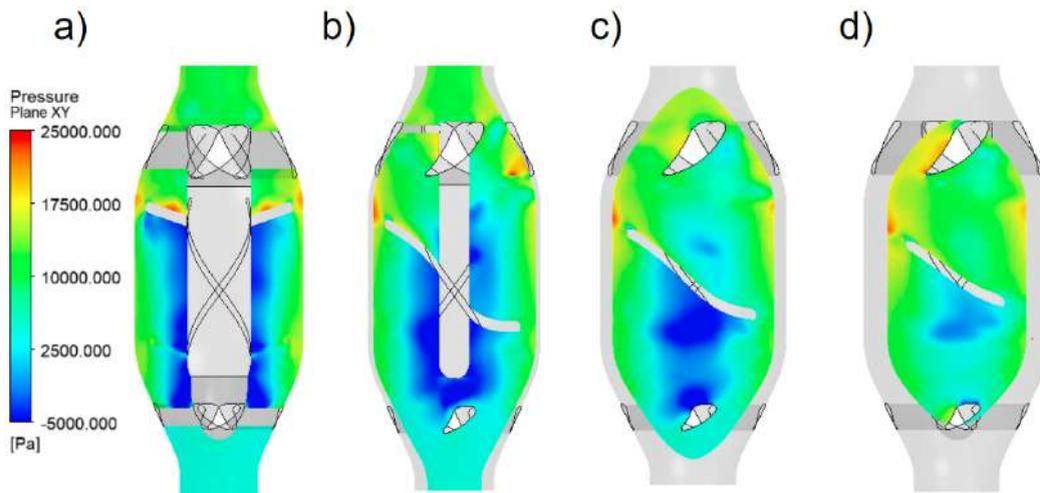
Os resultados são abordados na mesma escala de visualização para se ter um comparativo entre as zonas de diferentes pressões. Aqui, pode-se perceber que, abaixo das hélices se tem áreas com menores pressões, enquanto que, acima das hélices, a pressão vai aumentando gradualmente.

Figura 48 – Pressão na bomba de 1 hélice em a) Plano XY, b) a 4 mm do plano XY, c) a 6 mm do plano XY e d) 8 mm do plano XY a 8.000 RPM.



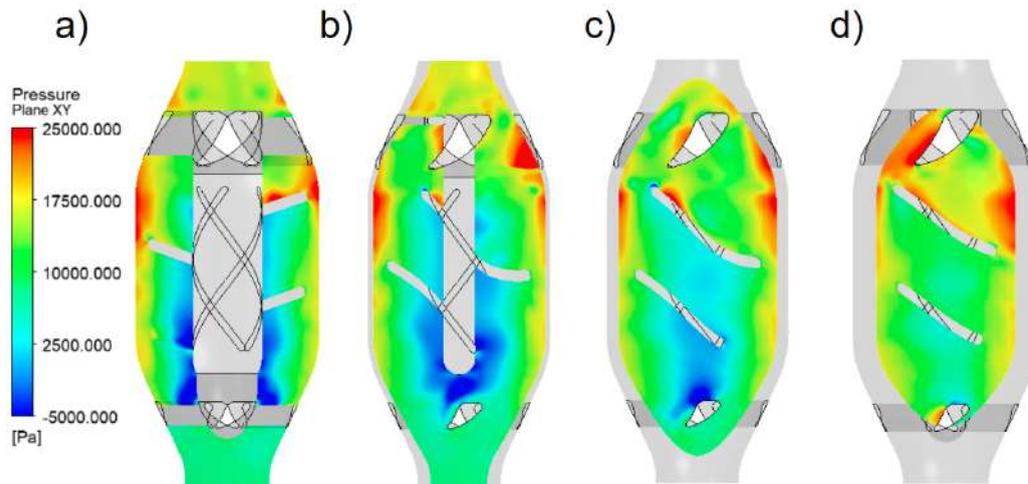
Fonte: Autor.

Figura 49 – Pressão na bomba de 2 hélices em a) Plano XY, b) a 4 mm do plano XY, c) a 6 mm do plano XY e d) 8 mm do plano XY a 8.000 RPM.



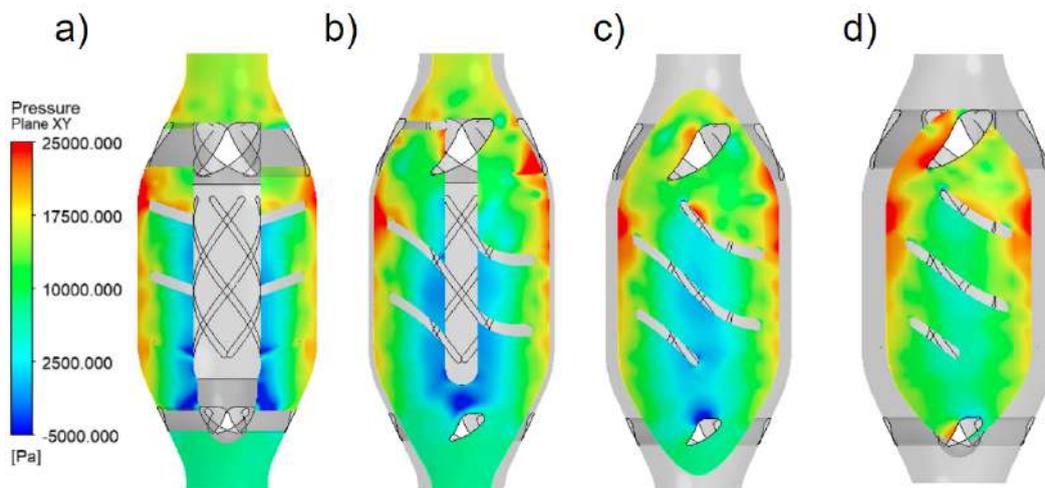
Fonte: Autor.

Figura 50 – Pressão na bomba de 3 hélices em a) Plano XY, b) a 4 mm do plano XY, c) a 6 mm do plano XY e d) 8 mm do plano XY a 8.000 RPM.



Fonte: Autor.

Figura 51 – Pressão na bomba de 4 hélices em a) Plano XY, b) a 4 mm do plano XY, c) a 6 mm do plano XY e d) 8 mm do plano XY a 8.000 RPM.

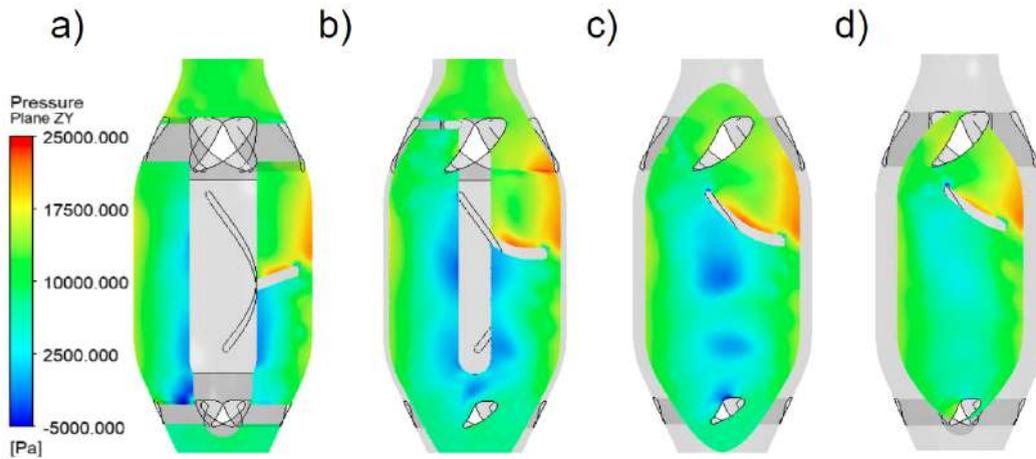


Fonte: Autor.

Na sequência, da Figura 52 à Figura 55, apresentam-se as pressões nos planos ZY, respeitando o mesmo comportamento analisado anteriormente.

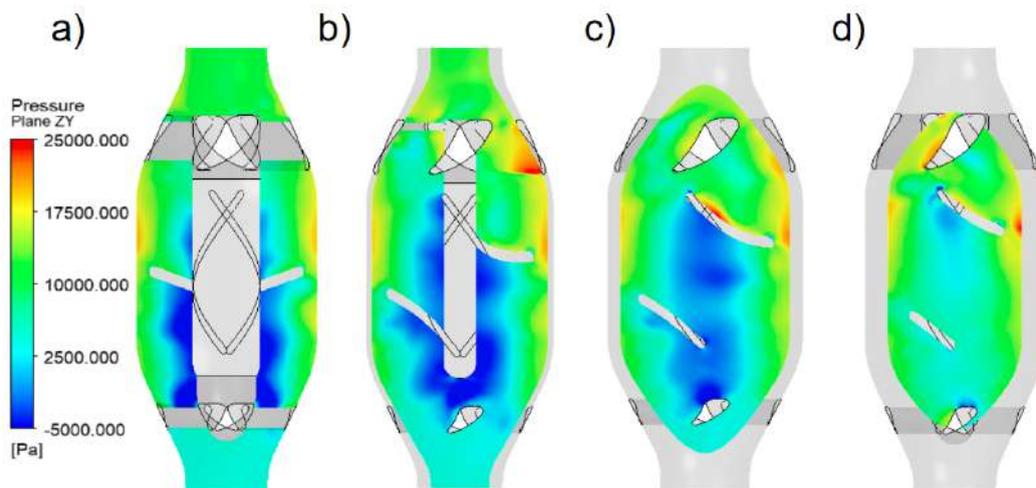
Neste plano, a bomba de 3 hélices aborda áreas com pressões maiores na saída do que a de 4 hélices. No plano XY essa diferença não é tão percebida.

Figura 52 – Pressão na bomba de 1 hélice em a) Plano ZY, b) a 4 mm do plano ZY, c) a 6 mm do plano ZY e d) 8 mm do plano ZY a 8.000 RPM.



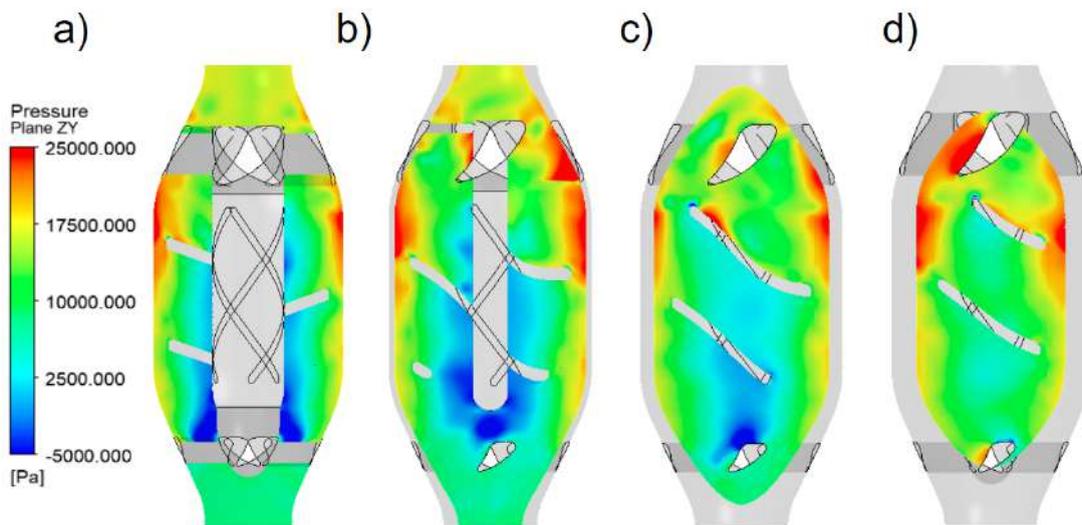
Fonte: Autor.

Figura 53 – Pressão na bomba de 2 hélices em a) Plano ZY, b) a 4 mm do plano ZY, c) a 6 mm do plano ZY e d) 8 mm do plano ZY a 8.000 RPM.



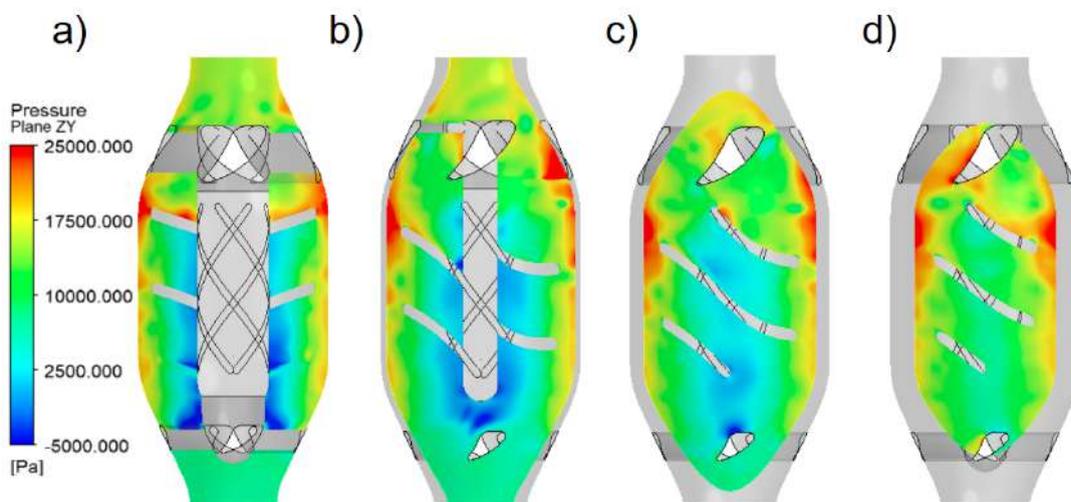
Fonte: Autor.

Figura 54 – Pressão na bomba de 2 hélices em a) Plano ZY, b) a 4 mm do plano ZY, c) a 6 mm do plano ZY e d) 8 mm do plano ZY a 8.000 RPM.



Fonte: Autor.

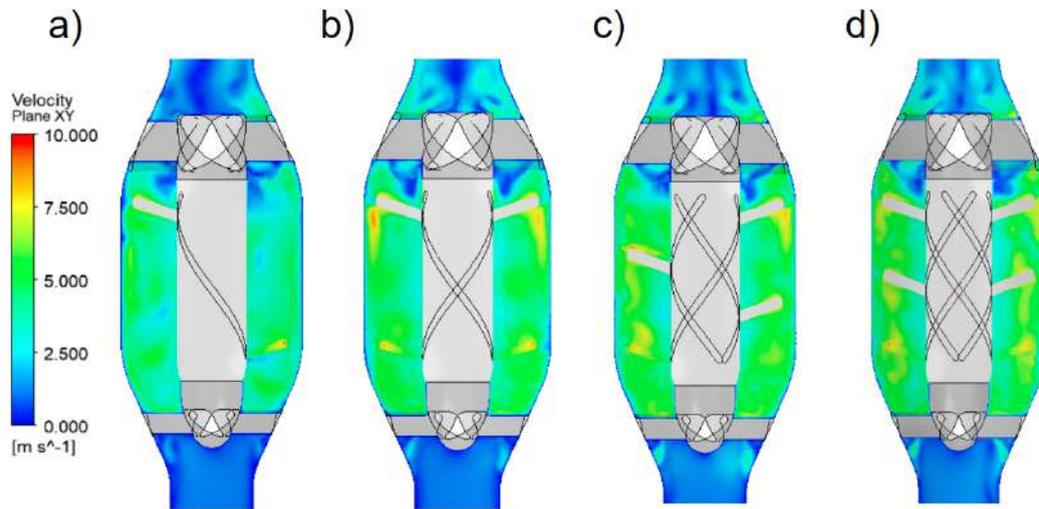
Figura 55 – Pressão na bomba de 2 hélices em a) Plano ZY, b) a 4 mm do plano ZY, c) a 6 mm do plano ZY e d) 8 mm do plano ZY a 8.000 RPM.



Fonte: Autor.

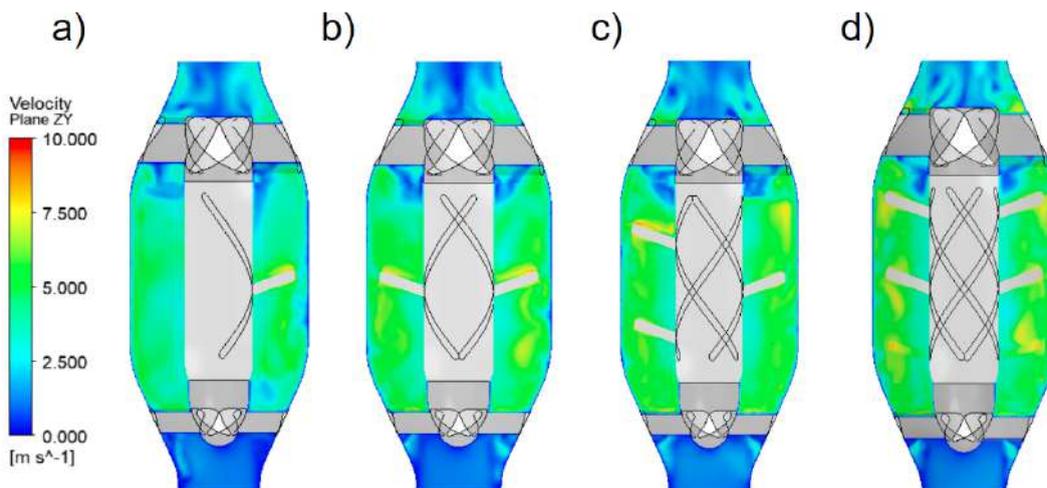
Na Figura 56 e Figura 57 apresenta-se o plano com a distribuição de velocidades diferenciando as bombas. É interessante notar que, perto das hélices há um aumento da velocidade e em alguns lugares há o início da propagação de recirculação.

Figura 56 – Velocidades nas bombas de a) 1 hélice, b) 2 hélices, c) 3 hélices e d) 4 hélices no Plano XY a 8.000 RPM.



Fonte: Autor.

Figura 57 – Velocidades nas bombas de a) 1 hélice, b) 2 hélices, c) 3 hélices e d) 4 hélices no Plano ZY a 8.000 RPM.



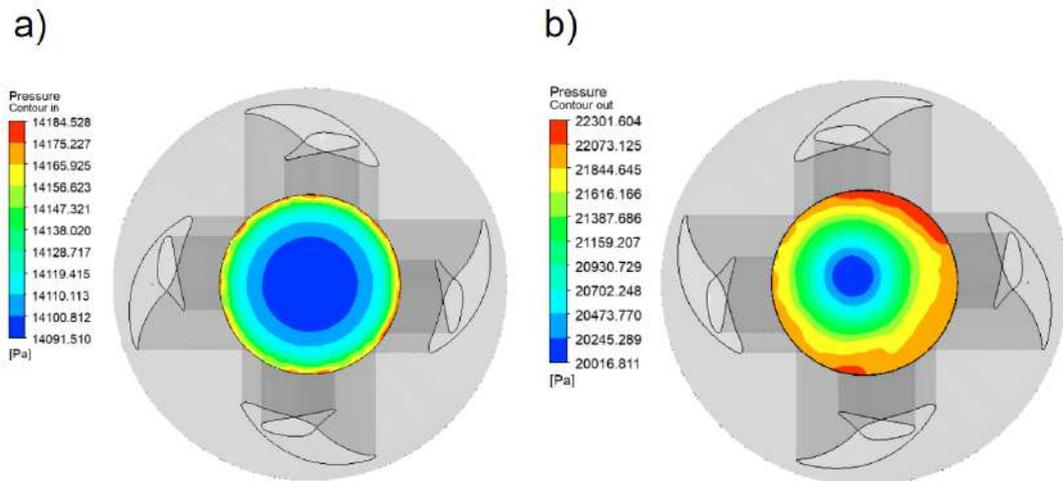
Fonte: Autor.

5.3 PRESSÕES E VELOCIDADES A 10.000 RPM

Nesta rotação as pressões de entrada são, respectivamente, 14119,3 Pa, 6541,77 Pa, 12558,7 Pa e 11780,2 Pa, e as localizadas na saída foram 21419 Pa,

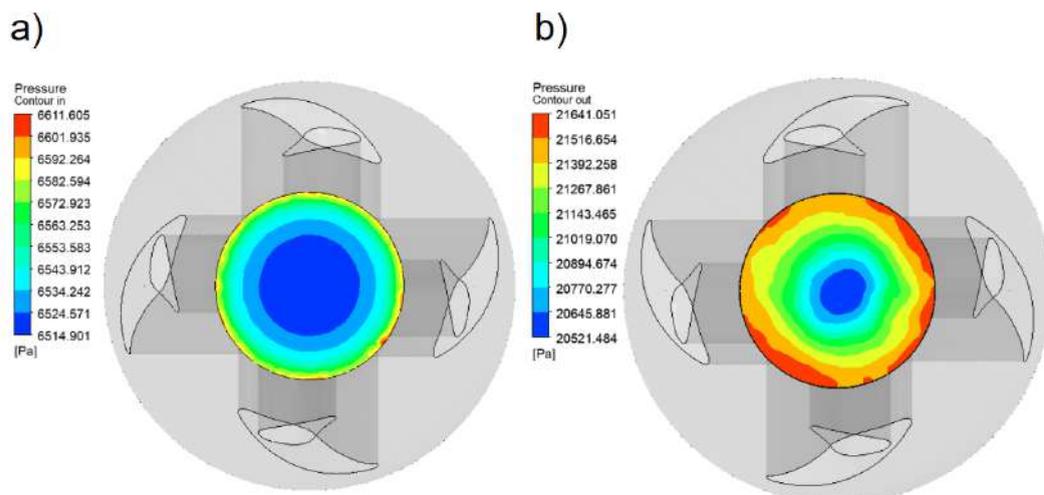
21219 Pa, 31046,4 Pa e 29871,6 Pa para as bombas de 1, 2, 3 e 4 hélices, mostradas na Figura 58 à Figura 61.

Figura 58 – Pressão na bomba de 1 hélice em a) na entrada e em b) na saída a 10.000 RPM.



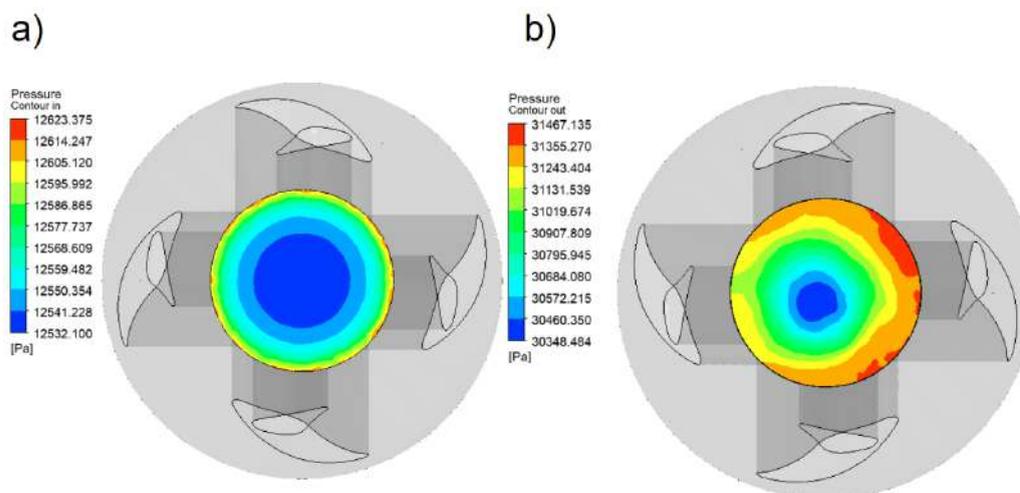
Fonte: Autor.

Figura 59 – Pressão na bomba de 2 hélices em a) na entrada e em b) na saída a 10.000 RPM.



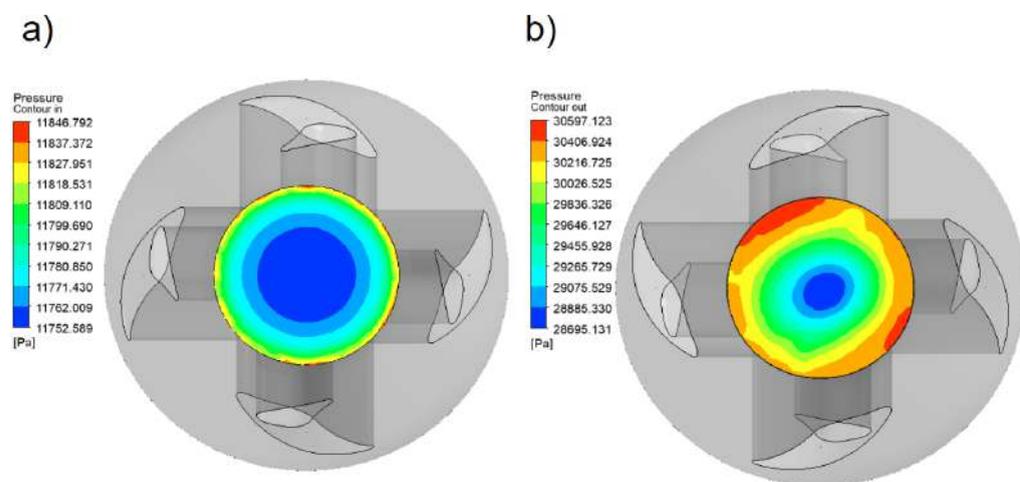
Fonte: Autor.

Figura 60 – Pressão na bomba de 3 hélices em a) na entrada e em b) na saída a 10.000 RPM.



Fonte: Autor.

Figura 61 – Pressão na bomba de 4 hélices em a) na entrada e em b) na saída a 10.000 RPM.

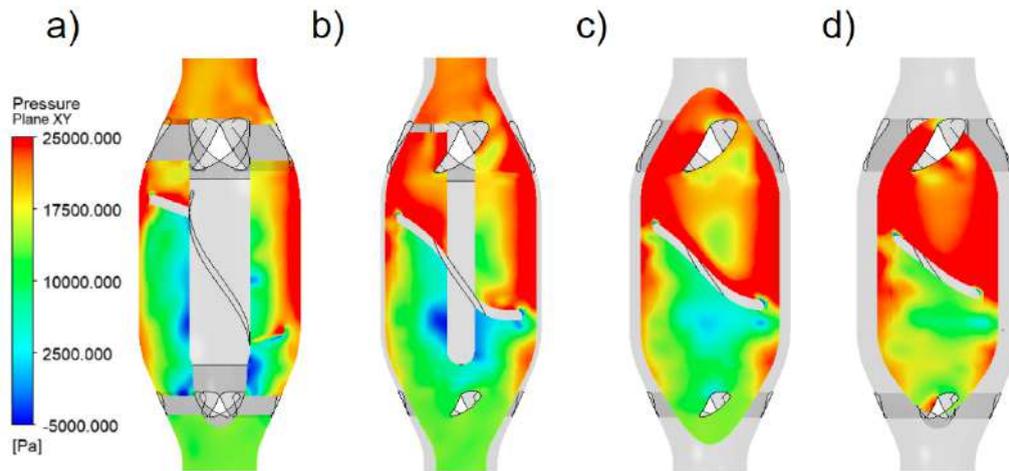


Fonte: Autor.

Nas saídas, percebe-se que o comportamento da pressão nos contornos é totalmente diferente dos analisados a 8.000 RPM. Diferentemente da entrada, onde esse comportamento é similar e já foi explicado o motivo nas análises anteriores.

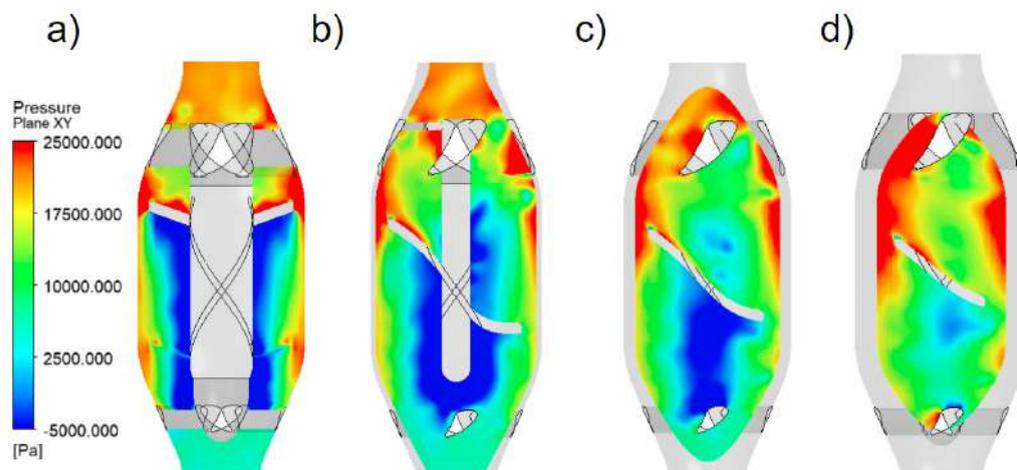
Da Figura 62 a Figura 65, a visualização das pressões mostra que acima das hélices, têm-se valores maiores que em 8.000 RPM. O que já era esperado devido ao aumento das rotações.

Figura 62 – Pressão na bomba de 1 hélice em a) Plano XY, b) a 4 mm do plano XY, c) a 6 mm do plano XY e d) 8 mm do plano XY a 10.000 RPM.



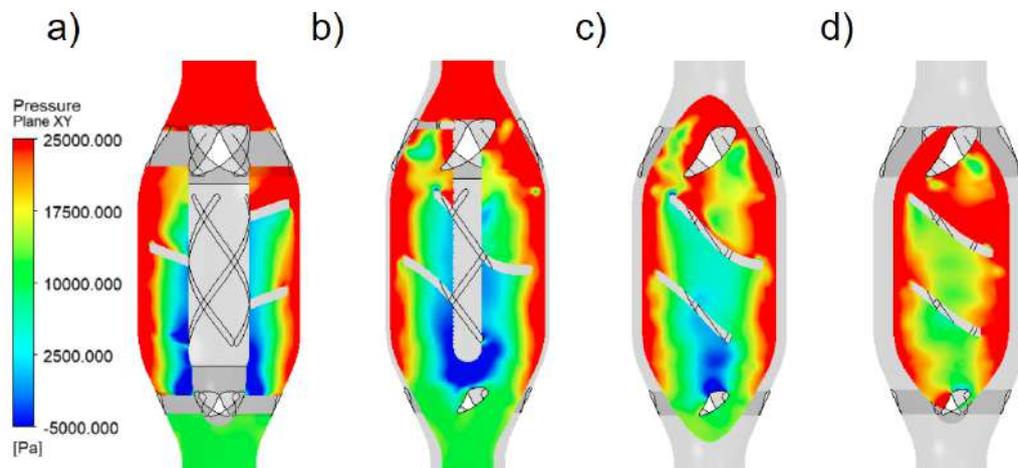
Fonte: Autor.

Figura 63 – Pressão na bomba de 2 hélices em a) Plano XY, b) a 4 mm do plano XY, c) a 6 mm do plano XY e d) 8 mm do plano XY a 10.000 RPM.



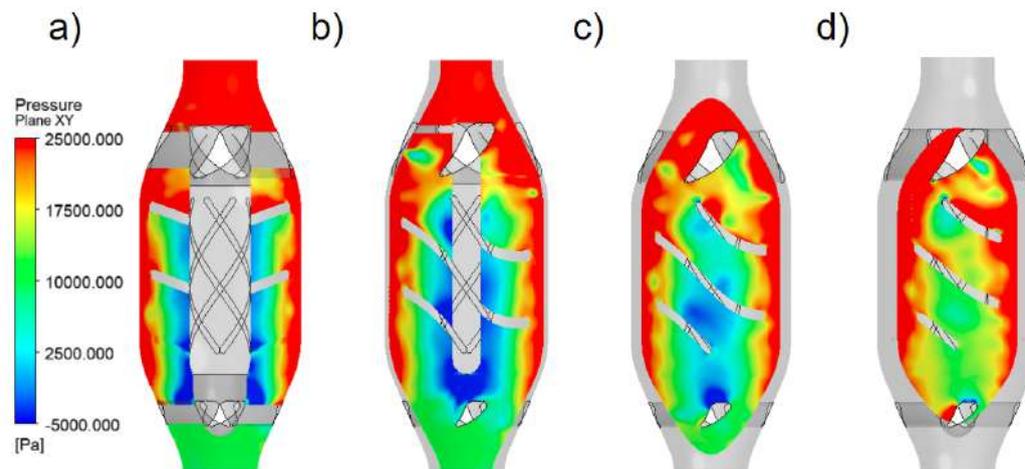
Fonte: Autor.

Figura 64 – Pressão na bomba de 3 hélices em a) Plano XY, b) a 4 mm do plano XY, c) a 6 mm do plano XY e d) 8 mm do plano XY a 10.000 RPM.



Fonte: Autor.

Figura 65 – Pressão na bomba de 4 hélices em a) Plano XY, b) a 4 mm do plano XY, c) a 6 mm do plano XY e d) 8 mm do plano XY a 10.000 RPM.

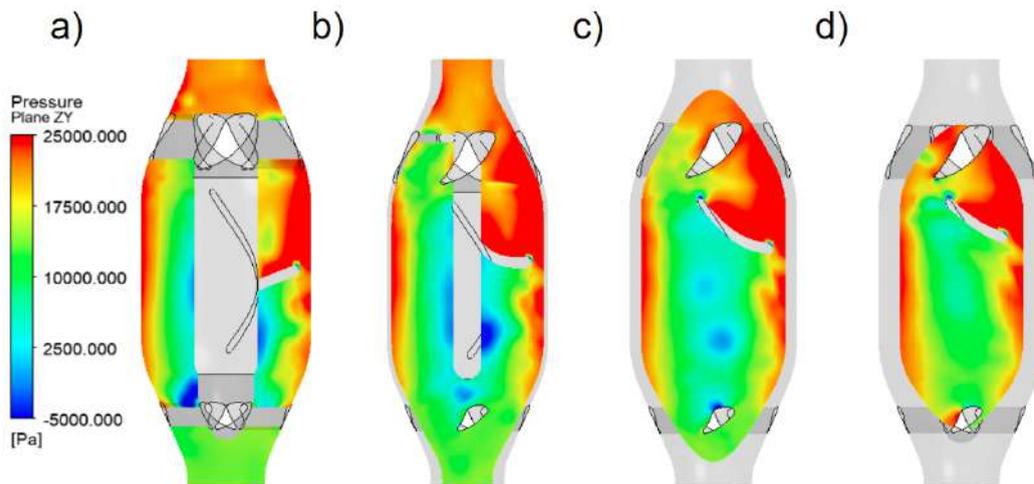


Fonte: Autor.

A visualização da distribuição de pressões para as bombas de 3 e 4 hélices começam a ficar mais complexas devido ao elevado valor dessa grandeza nas saídas. Contudo, como o objetivo aqui é comparar essa resposta com outras rotações, para a análise de 10.000 RPM, essa visualização ainda é satisfatória.

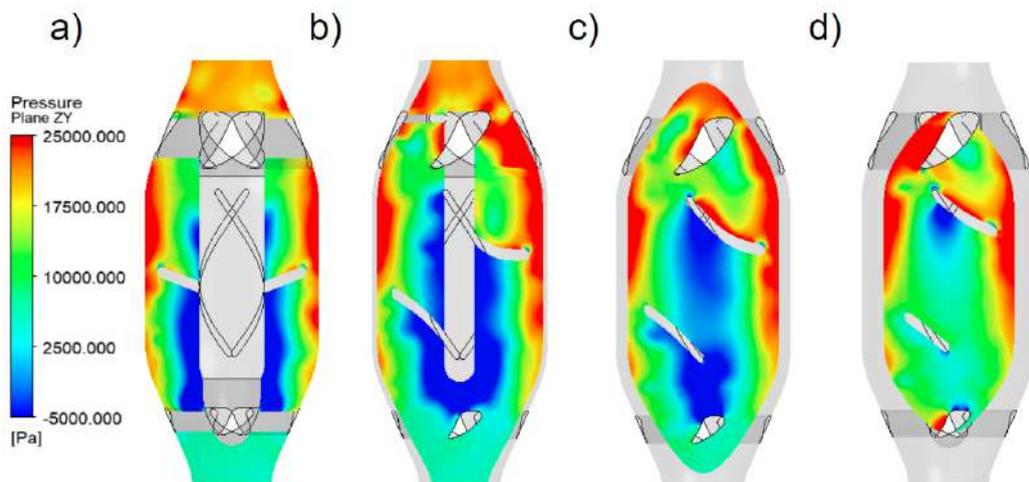
Na sequência da Figura 66 a Figura 69, mostram-se as simulações no Plano ZY e derivados.

Figura 66 – Pressão na bomba de 1 hélice em a) Plano ZY, b) a 4 mm do plano ZY, c) a 6 mm do plano ZY e d) 8 mm do plano ZY a 10.000 RPM.



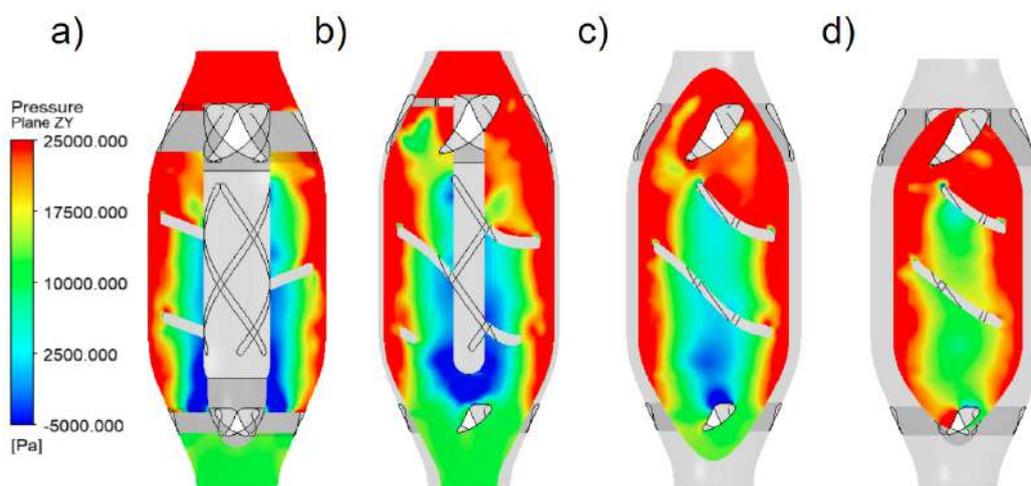
Fonte: Autor.

Figura 67 – Pressão na bomba de 2 hélices em a) Plano ZY, b) a 4 mm do plano ZY, c) a 6 mm do plano ZY e d) 8 mm do plano ZY a 10.000 RPM.



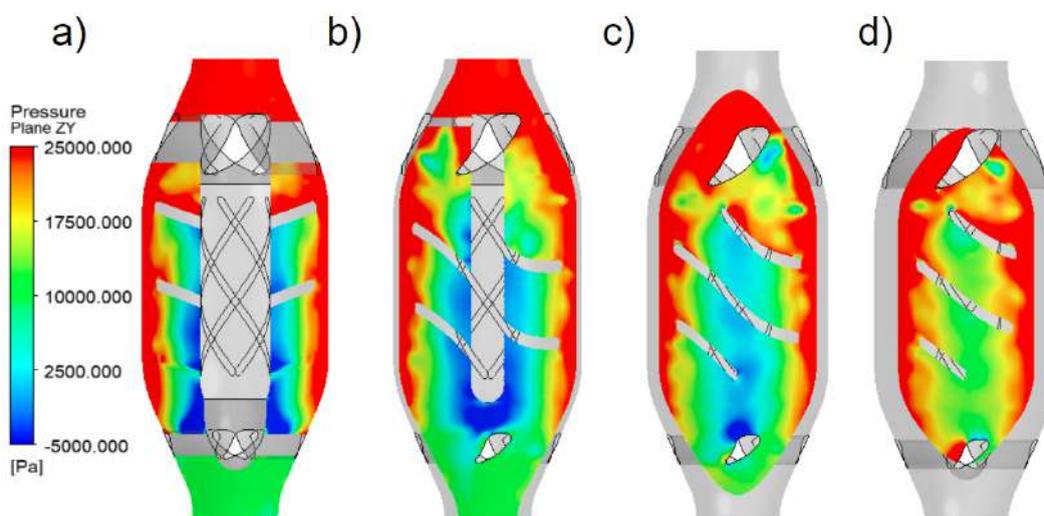
Fonte: Autor.

Figura 68 – Pressão na bomba de 3 hélices em a) Plano ZY, b) a 4 mm do plano ZY, c) a 6 mm do plano ZY e d) 8 mm do plano ZY a 10.000 RPM.



Fonte: Autor.

Figura 69 – Pressão na bomba de 4 hélices em a) Plano ZY, b) a 4 mm do plano ZY, c) a 6 mm do plano ZY e d) 8 mm do plano ZY a 10.000 RPM.

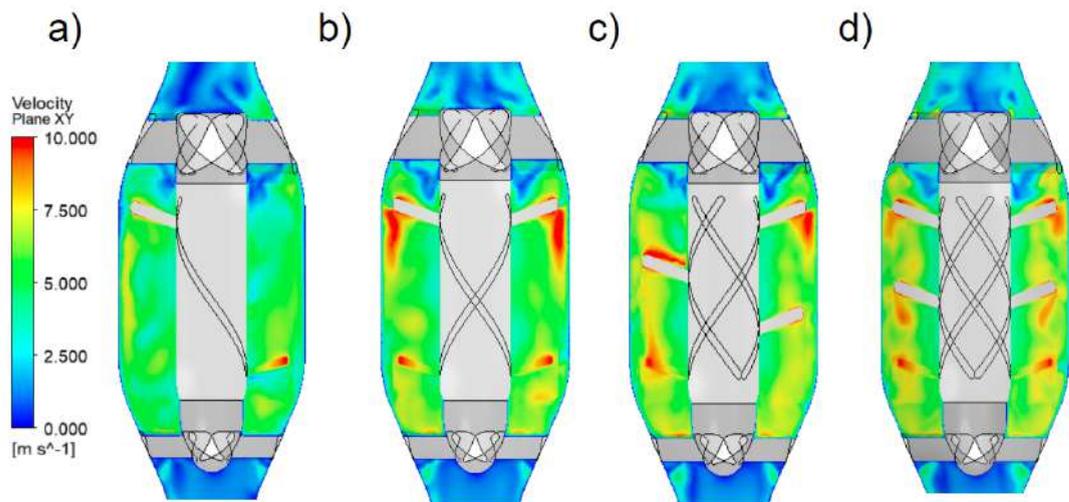


Fonte: Autor

Nessas análises, quanto mais perto da entrada e do rotor a zona estiver, menor é a pressão dela. O comportamento do aumento gradual da pressão, conforme o fluxo passa pelas hélices, também é visualizado e segue o mesmo padrão que as análises anteriores. Ainda, nota-se que as bombas de 2, 3 e 4 são possíveis alternativas para o uso de DAV, visto que possuem características da diferença de pressão necessária para essa operação. As bombas de 3 e 4 hélices

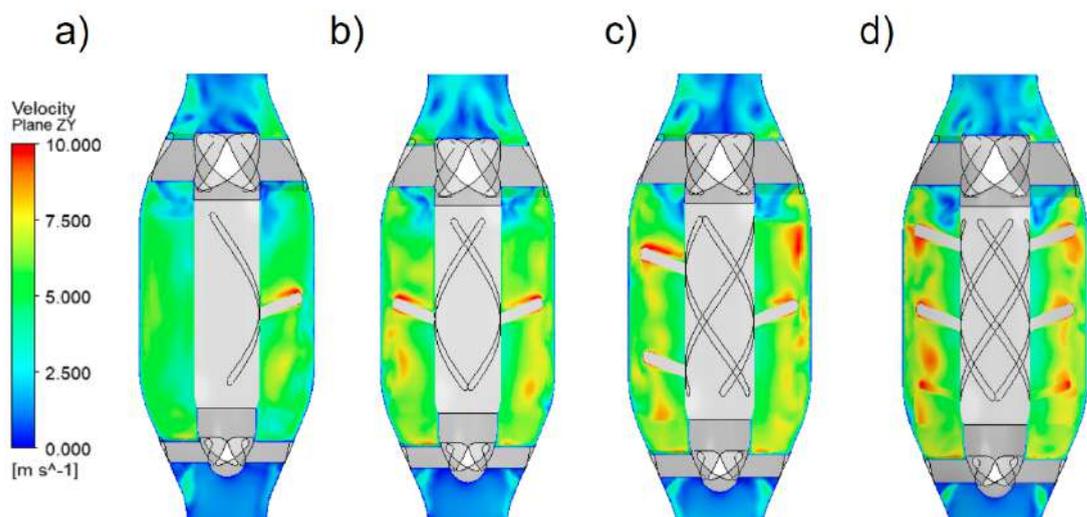
ainda podem sofrer uma redução da rotação para buscar características mais desejáveis. A Figura 70 e Figura 71 mostram as velocidades e, nelas, já se percebe o aumento das velocidades junto às hélices e como a propagação das zonas de recirculação é aumentada conforme as rotações aumentam.

Figura 70 – Velocidades no Plano XY a 10.000 RPM nas bombas de a) 1 hélice, b) 2 hélices, c) 3 hélices e d) 4 hélices.



Fonte: Autor.

Figura 71 – Velocidades no Plano ZY a 10.000 RPM nas bombas de a) 1 hélice, b) 2 hélices, c) 3 hélices e d) 4 hélices.

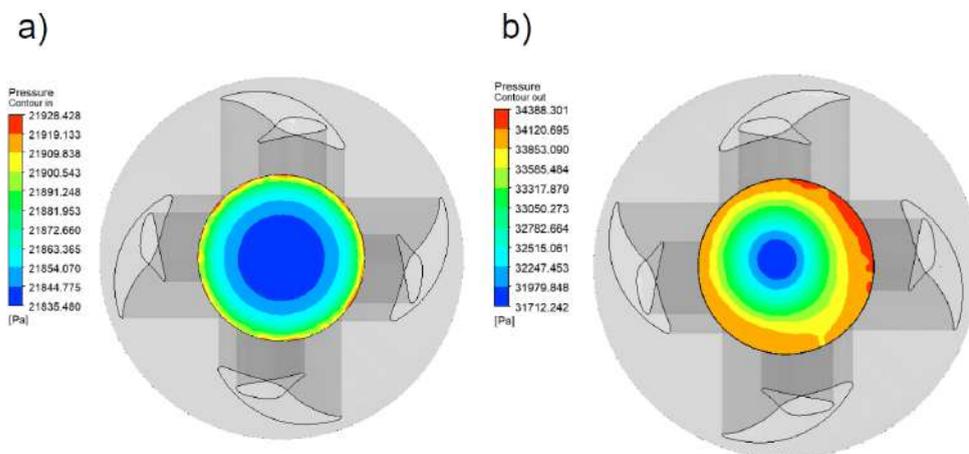


Fonte: Autor.

5.4 PRESSÕES E VELOCIDADES A 12.000 RPM

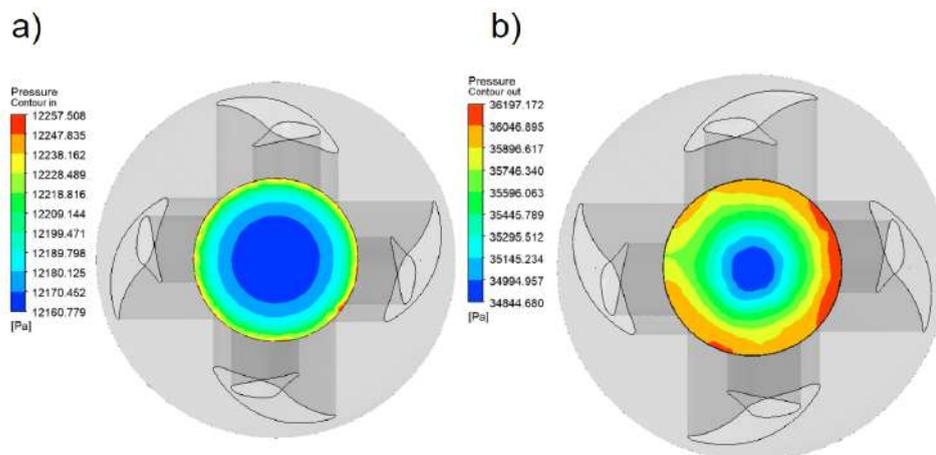
A 12.000 RPM, têm-se, na bomba de 1 hélice (Figura 72), 21863,2 Pa na entrada e 33356,4 Pa na saída. A Figura 73 mostra a de 2 hélices e apresenta 12187,7 Pa e 35635,9 Pa na entrada e saída, respectivamente. Já a Figura 74, com a bomba de 3 hélices, a pressão na entrada e saída é de 14803,6 Pa e 45659,7 Pa. Ainda, a Figura 75 apresenta 4 hélices com pressões de 11383,7 Pa e 37448,5 Pa.

Figura 72 – Pressão na bomba de 1 hélice em a) na entrada e em b) na saída a 12.000 RPM.



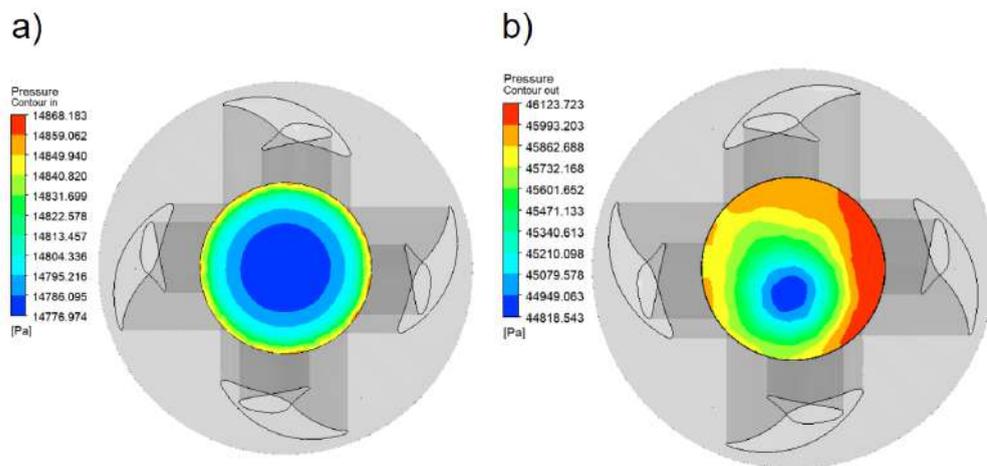
Fonte: Autor.

Figura 73 – Pressão na bomba de 2 hélices em a) na entrada e em b) na saída a 12.000 RPM.



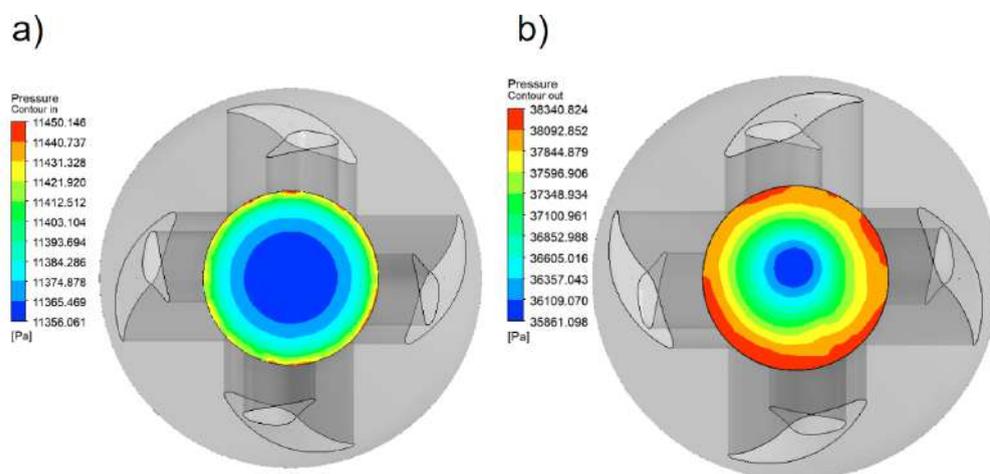
Fonte: Autor.

Figura 74 – Pressão na bomba de 3 hélices em a) na entrada e em b) na saída a 12.000 RPM.



Fonte: Autor.

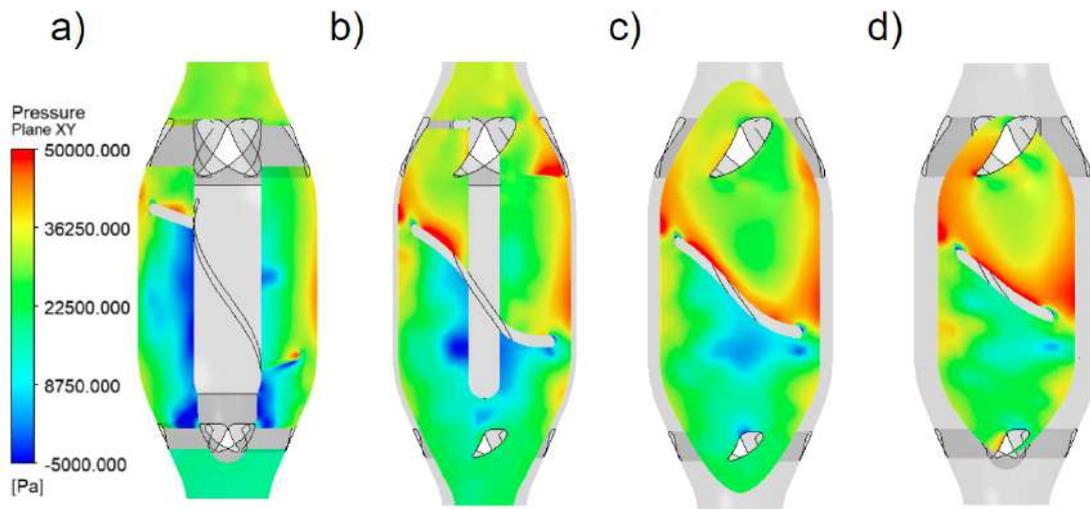
Figura 75 – Pressão na bomba de 4 hélices em a) na entrada e em b) na saída a 12.000 RPM.



Fonte: Autor.

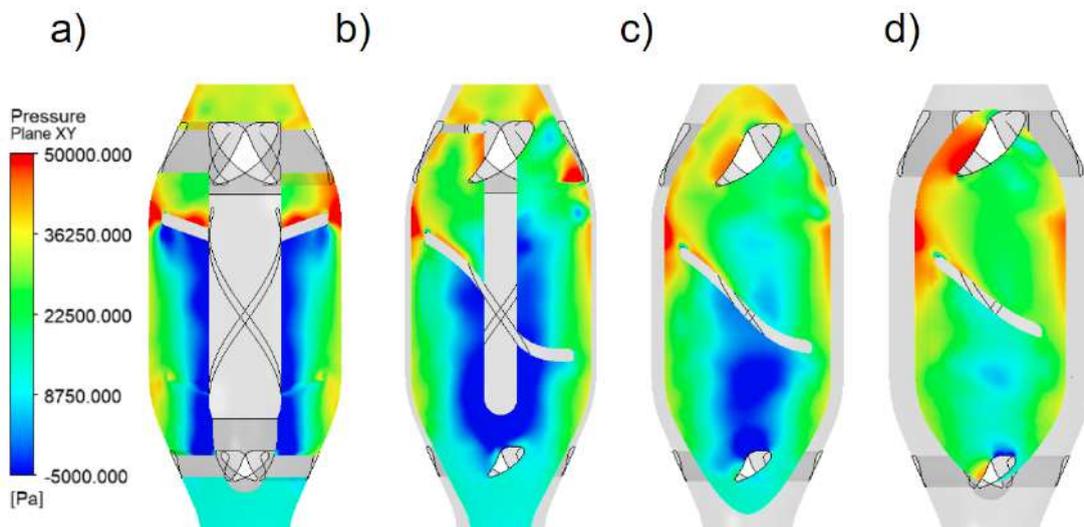
Da Figura 76 a Figura 79 apresentam-se as pressões no Plano XY, enquanto a Figura 80 a Figura 83 as pressões no Plano ZY.

Figura 76 – Pressão na bomba de 1 hélice em a) Plano XY, b) a 4 mm do plano XY, c) a 6 mm do plano XY e d) 8 mm do plano XY a 12.000 RPM.



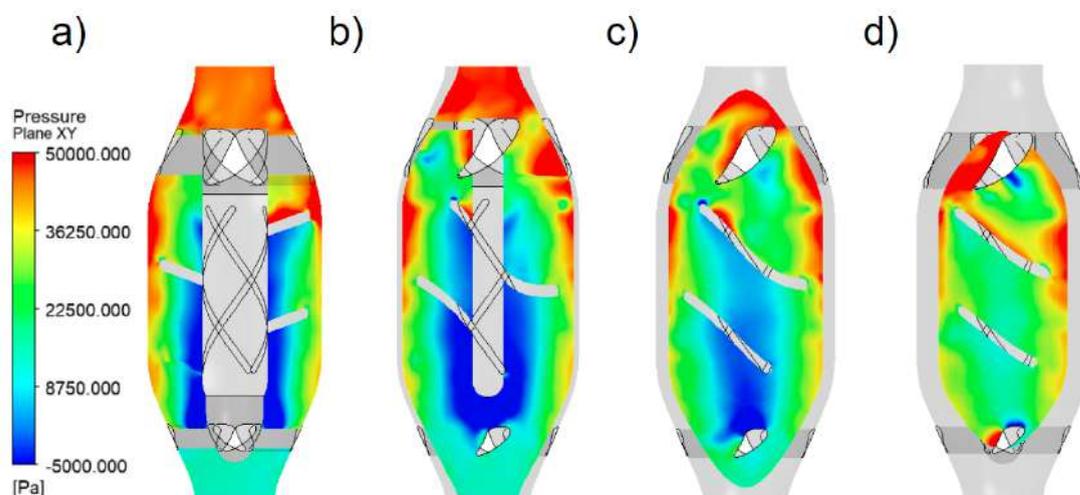
Fonte: Autor.

Figura 77 – Pressão na bomba de 2 hélices em a) Plano XY, b) a 4 mm do plano XY, c) a 6 mm do plano XY e d) 8 mm do plano XY a 12.000 RPM.



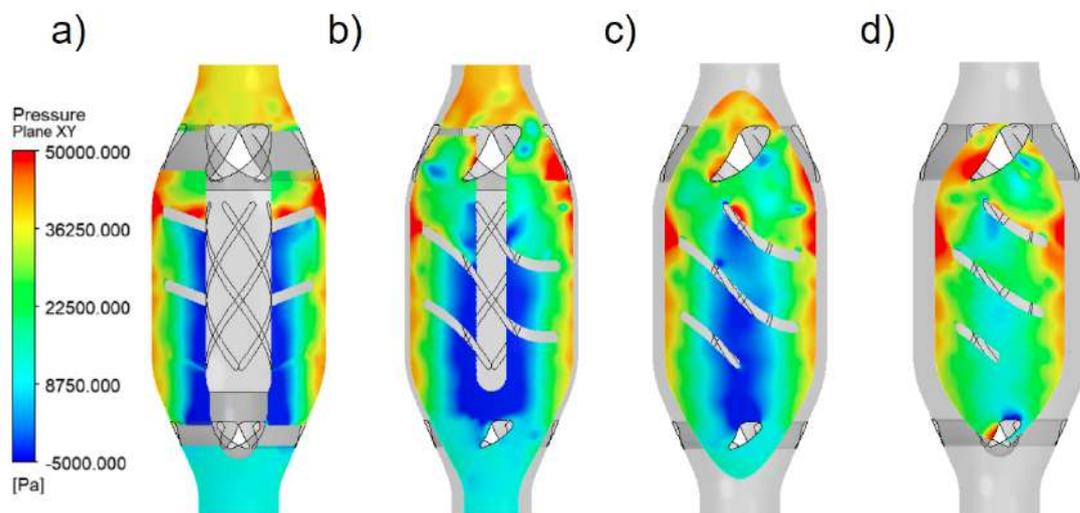
Fonte: Autor.

Figura 78 – Pressão na bomba de 3 hélices em a) Plano XY, b) a 4 mm do plano XY, c) a 6 mm do plano XY e d) 8 mm do plano XY a 12.000 RPM.



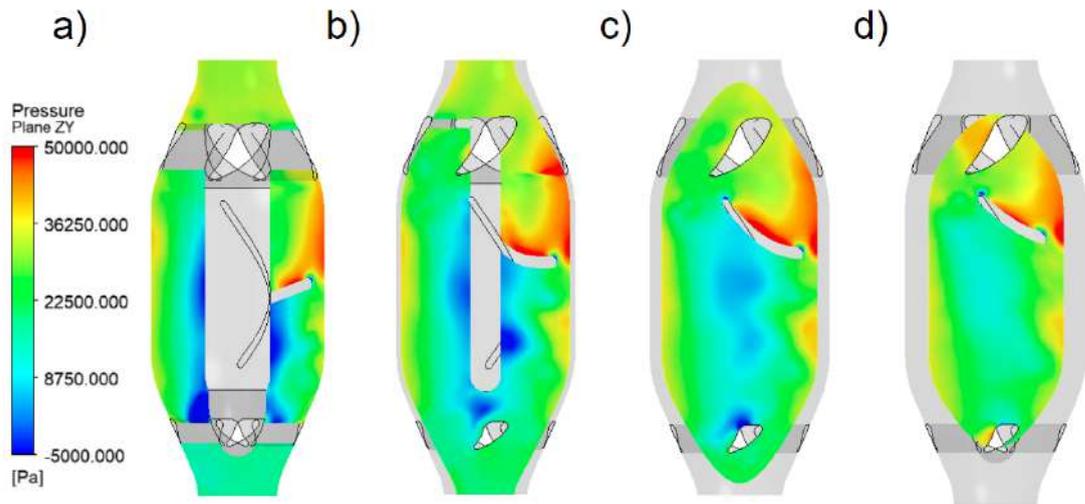
Fonte: Autor.

Figura 79 – Pressão na bomba de 4 hélices em a) Plano XY, b) a 4 mm do plano XY, c) a 6 mm do plano XY e d) 8 mm do plano XY a 12.000 RPM.



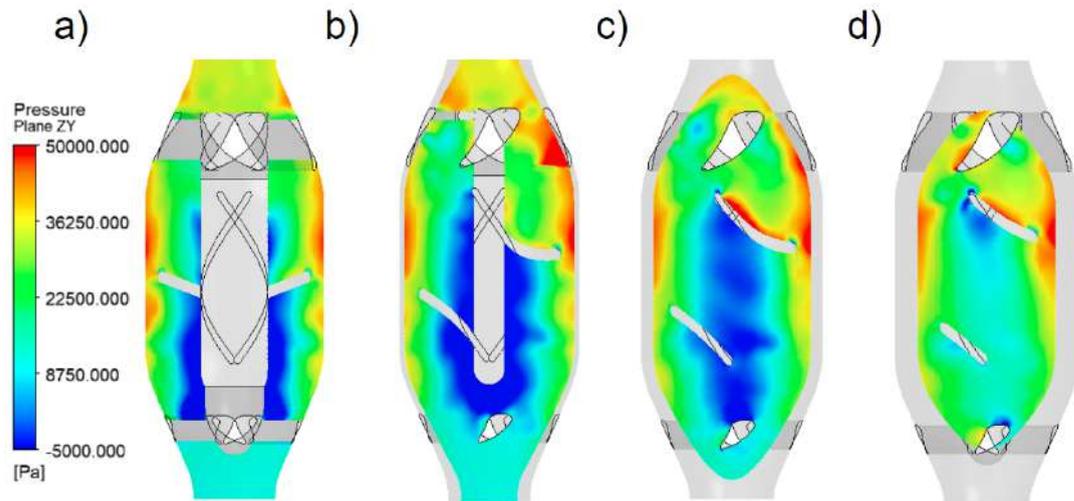
Fonte: Autor.

Figura 80 – Pressão na bomba de 1 hélice em a) Plano ZY, b) a 4 mm do plano ZY, c) a 6 mm do plano ZY e d) 8 mm do plano ZY a 12.000 RPM.



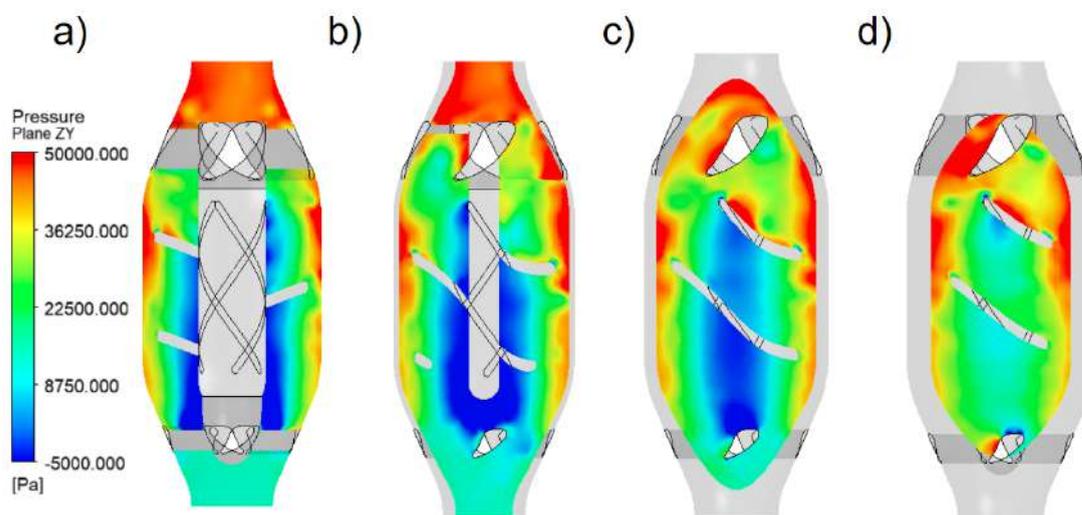
Fonte: Autor.

Figura 81 – Pressão na bomba de 2 hélices em a) Plano ZY, b) a 4 mm do plano ZY, c) a 6 mm do plano ZY e d) 8 mm do plano ZY a 12.000 RPM.



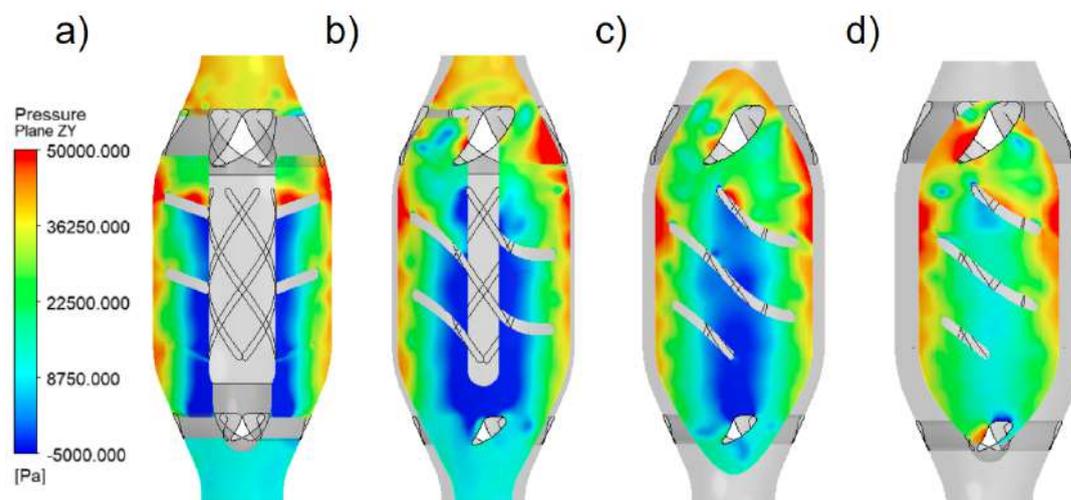
Fonte: Autor.

Figura 82 – Pressão na bomba de 3 hélices em a) Plano ZY, b) a 4 mm do plano ZY, c) a 6 mm do plano ZY e d) 8 mm do plano ZY a 12.000 RPM.



Fonte: Autor.

Figura 83 – Pressão na bomba de 4 hélices em a) Plano ZY, b) a 4 mm do plano ZY, c) a 6 mm do plano ZY e d) 8 mm do plano ZY a 12.000 RPM.

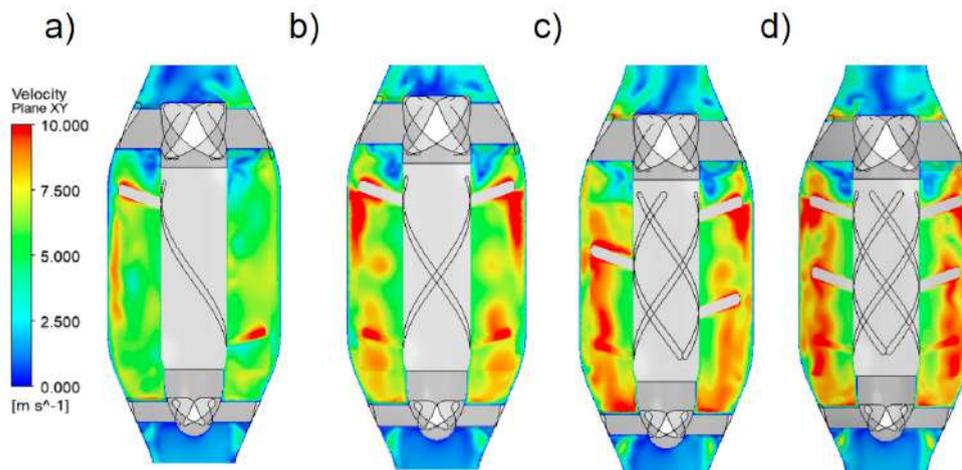


Fonte: Autor.

A Figura 84 e a Figura 85 apresentam as velocidades no Plano XY e ZY, respectivamente. Aqui, usou-se a mesma escala de visualização das rotações anteriores e pode-se perceber que a bomba já se comporta como misturador. Comportamento este que se torna indesejado para o fluxo sanguíneo. É possível

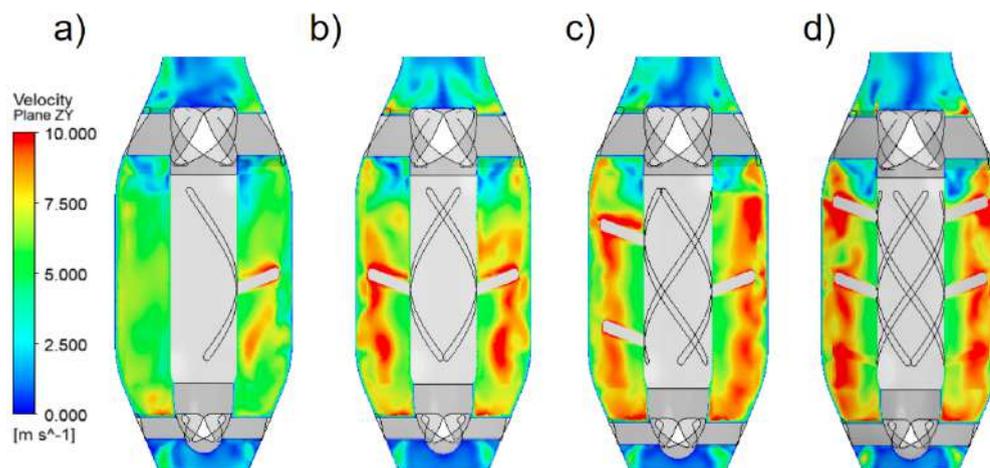
notar também zonas de recirculação nas áreas mais avermelhadas, descaracterizando 12.000 RPM como possível alternativa.

Figura 84 – Velocidades nas bombas de a) 1 hélice, b) 2 hélices, c) 3 hélices e d) 4 hélices no Plano XY a 12.000 RPM.



Fonte: Autor.

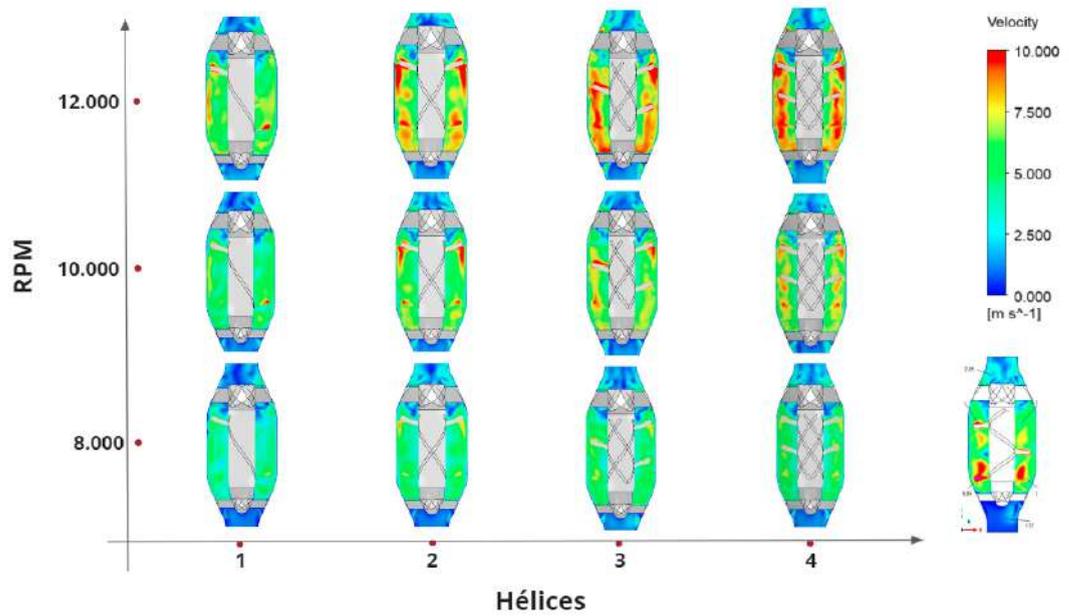
Figura 85 – Velocidades nas bombas de a) 1 hélice, b) 2 hélices, c) 3 hélices e d) 4 hélices no Plano ZY a 12.000 RPM.



Fonte: Autor.

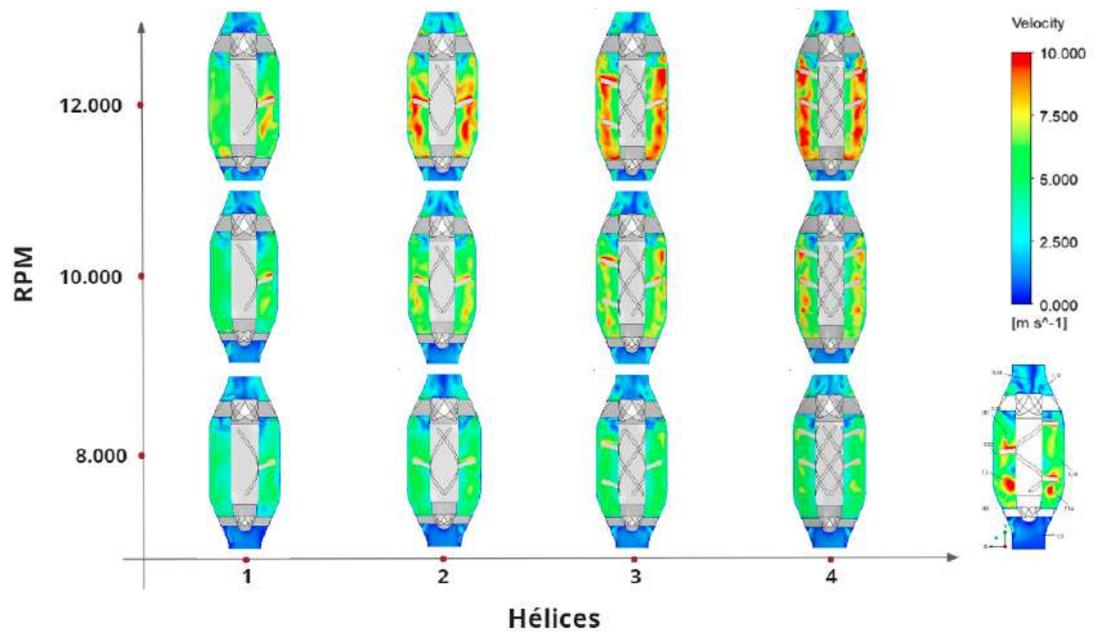
Na sequência Figura 86 e a Figura 87 apresenta o comparativo das velocidades no Plano XY e ZY, respectivamente, em que a geometria abaixo da escala representa as simulações feitas na geometria de base de Azevedo, Virginio e Lopes (2022).

Figura 86 – Gráfico Comparativo das velocidades nas bombas no Plano XY.



Fonte: Autor.

Figura 87 – Gráfico Comparativo das velocidades nas bombas no Plano ZY.

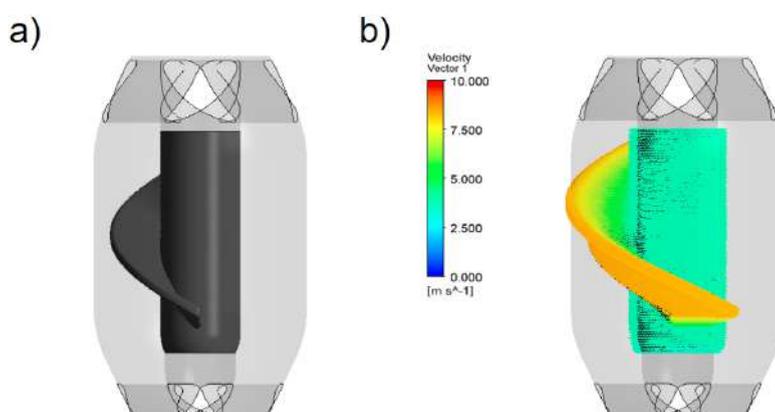


Fonte: Autor.

5.5 ANÁLISE DOS VETORES VELOCIDADE

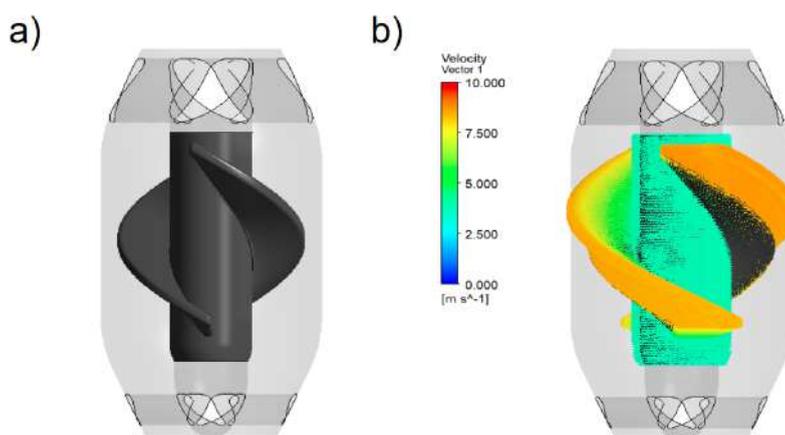
Neste tópico é abordado os vetores velocidade nas geometrias das bombas. Da Figura 88 a Figura 91 apresentam-se os vetores localizados nas hélices. Percebe-se que, em todas as geometrias, o fluxo é direcionado para cima, o que é o desejado, visto que o sentido de rotação tende a movimentar o fluido de forma crescente no eixo vertical. As Figuras mostradas abaixo são para 8.000 RPM. Os demais casos apresentam o mesmo comportamento.

Figura 88 – Vista lateral dos vetores em a) bomba de 1 hélice e b) velocidades na hélice a 8.000 RPM.



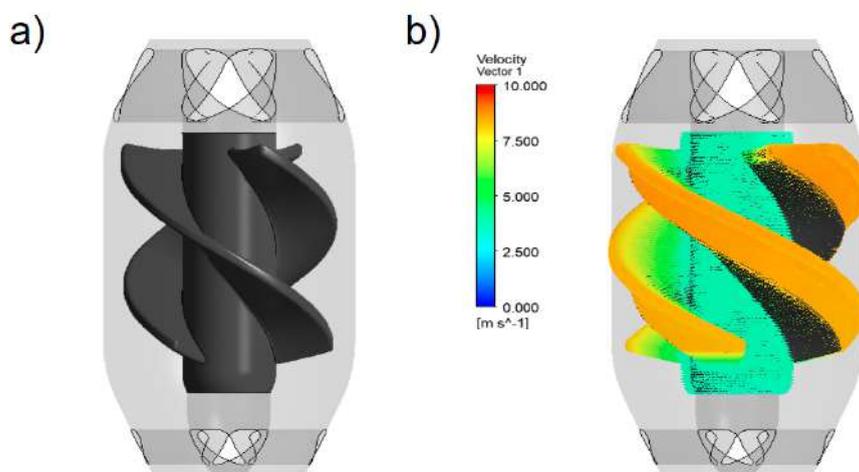
Fonte: Autor.

Figura 89 – Vista lateral dos vetores em a) bomba de 2 hélices e b) velocidades nas hélices a 8.000 RPM.



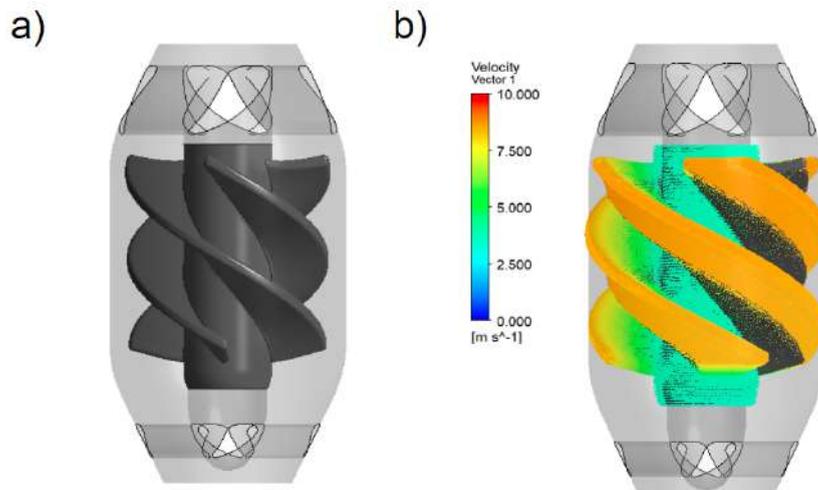
Fonte: Autor.

Figura 90 – Vista lateral dos vetores em a) bomba de 3 hélices e b) velocidades nas hélices a 8.000 RPM.



Fonte: Autor.

Figura 91 – Vista lateral dos vetores em a) bomba de 4 hélices e b) velocidades nas hélices a 8.000 RPM.

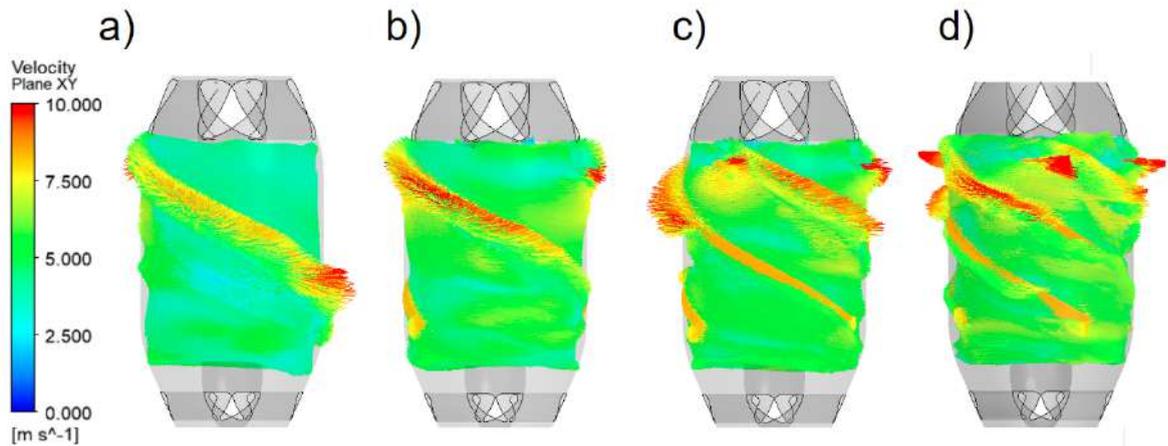


Fonte: Autor.

Na sequência, os vetores velocidade foram inseridos no volume não inercial, que representa a parte do fluxo rotacional. Geralmente a maior taxa de velocidade se localiza mais próximo da saída da bomba e, conforme o aumento da rotação, os vetores representam um fluxo mais elevado e vetores com maior grau de velocidade.

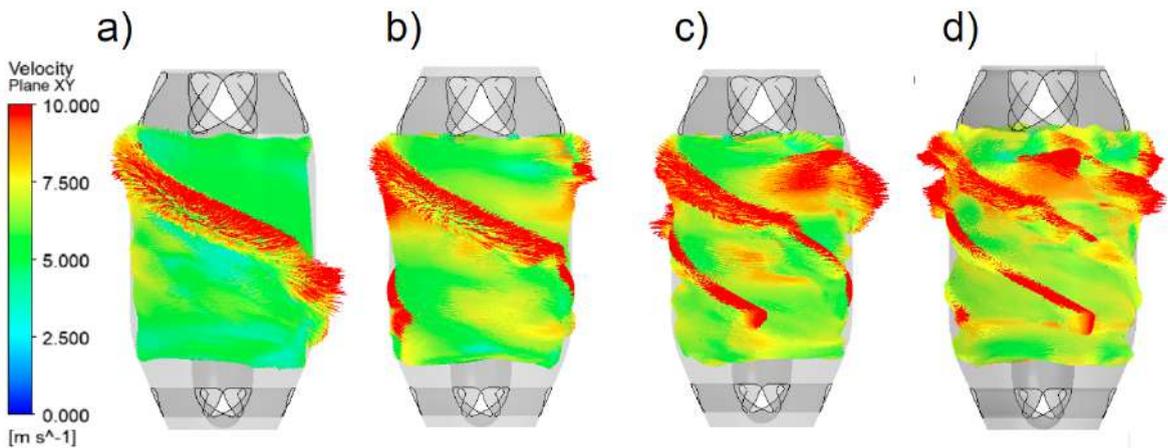
Da Figura 92 até a Figura 94, mostra-se a vista lateral das bombas, enquanto da Figura 95 até a Figura 97 a vista superior.

Figura 92 – Vista lateral dos vetores velocidade a 8.000 RPM em a) 1 hélice, b) 2 hélices, c) 3 hélices e d) 4 hélices.



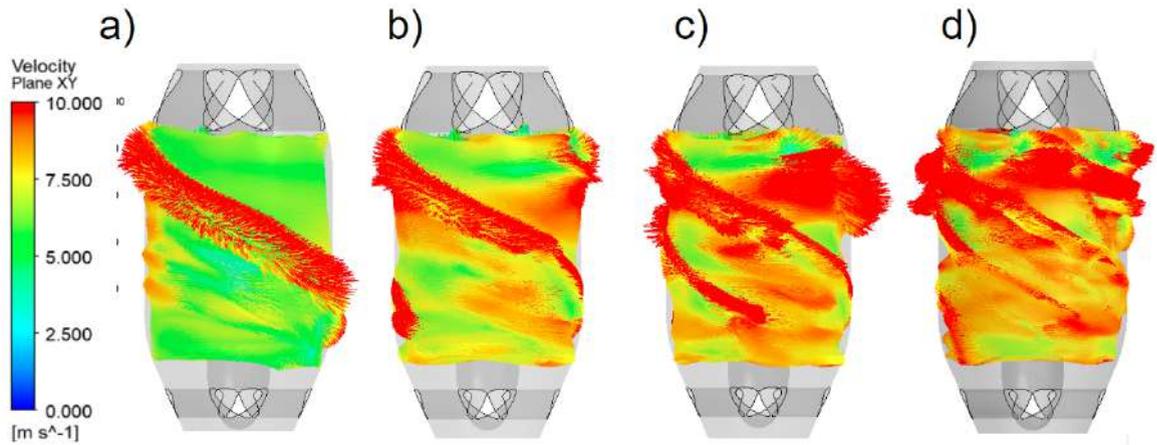
Fonte: Autor.

Figura 93 – Vista lateral dos vetores velocidade a 10.000 RPM em a) 1 hélice, b) 2 hélices, c) 3 hélices e d) 4 hélices.



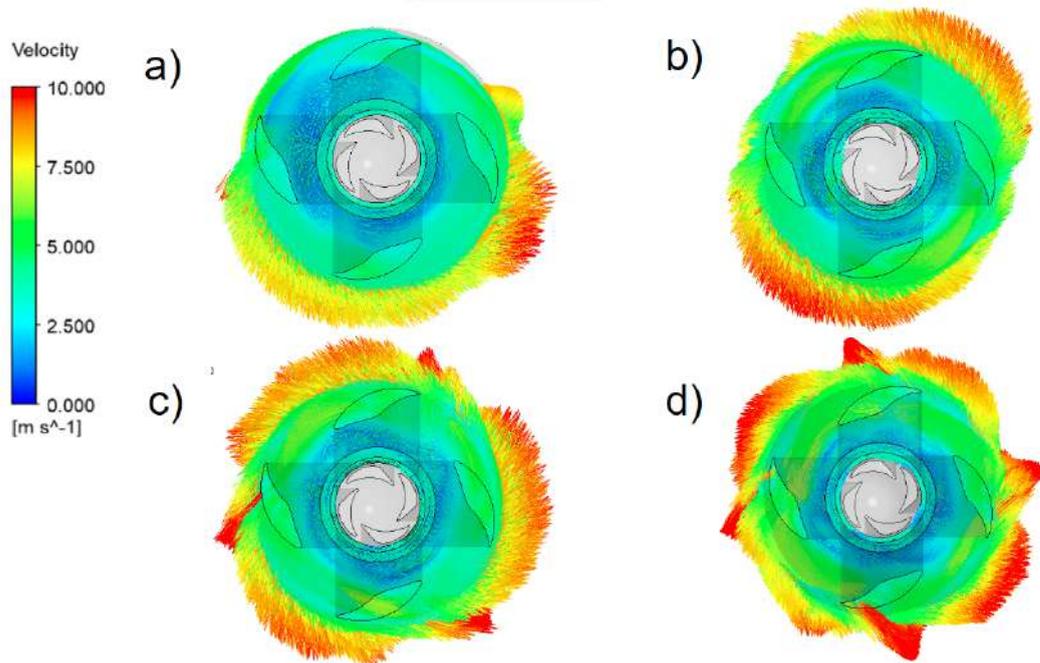
Fonte: Autor.

Figura 94 – Vista lateral dos vetores velocidade a 12.000 RPM em a) 1 hélice, b) 2 hélices, c) 3 hélices e d) 4 hélices.



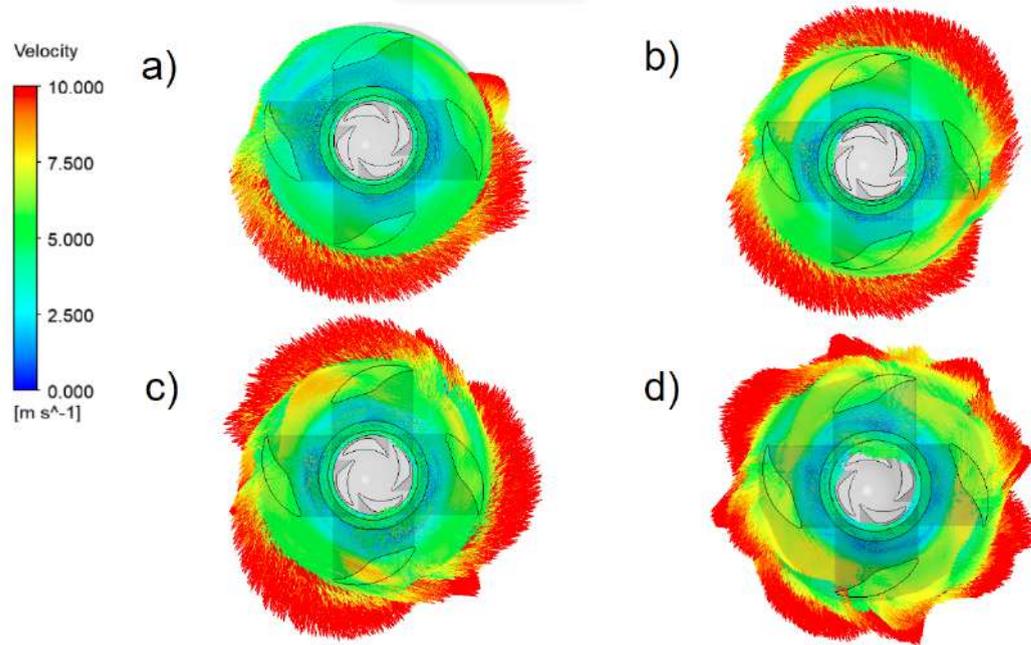
Fonte: Autor.

Figura 95 – Vista superior dos vetores velocidade a 8.000 RPM em a) 1 hélice, b) 2 hélices, c) 3 hélices e d) 4 hélices.



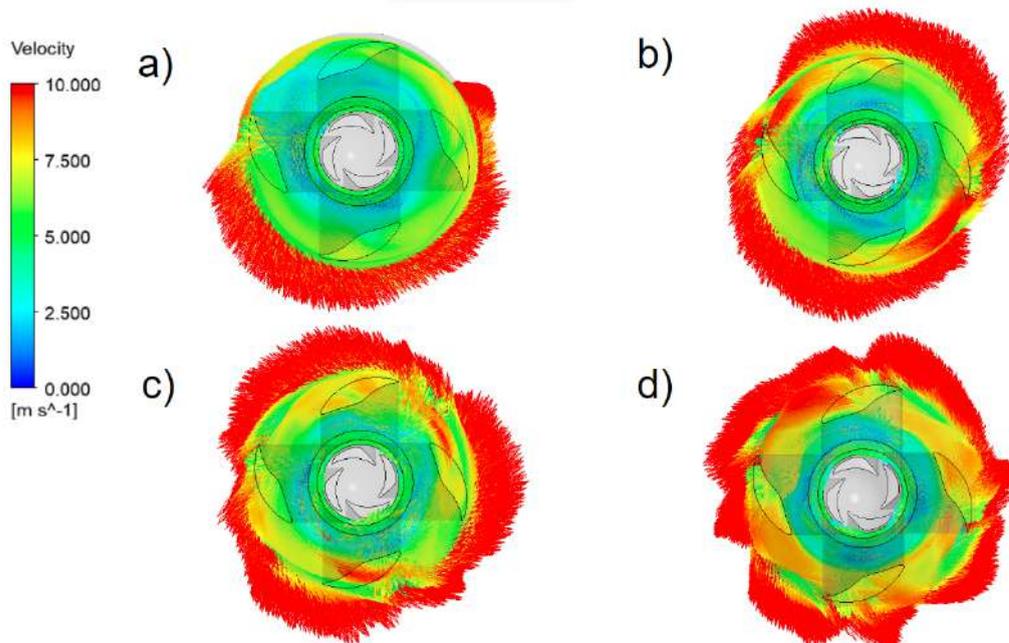
Fonte: Autor.

Figura 96 – Vista superior dos vetores velocidade a 10.000 RPM em a) 1 hélice, b) 2 hélices, c) 3 hélices e d) 4 hélices.



Fonte: Autor.

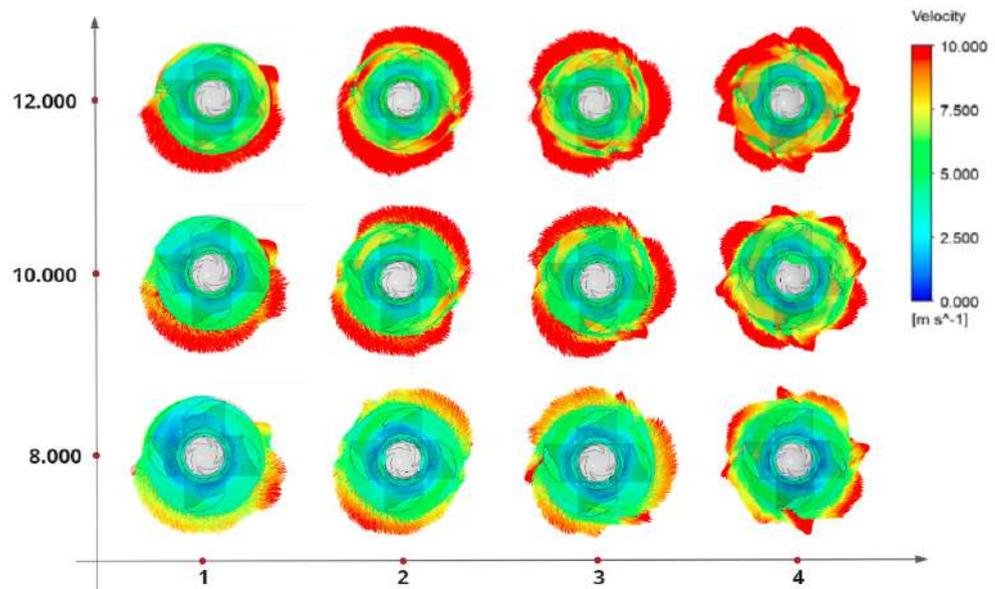
Figura 97 – Vista superior dos vetores velocidade a 12.000 RPM em a) 1 hélice, b) 2 hélices, c) 3 hélices e d) 4 hélices.



Fonte: Autor.

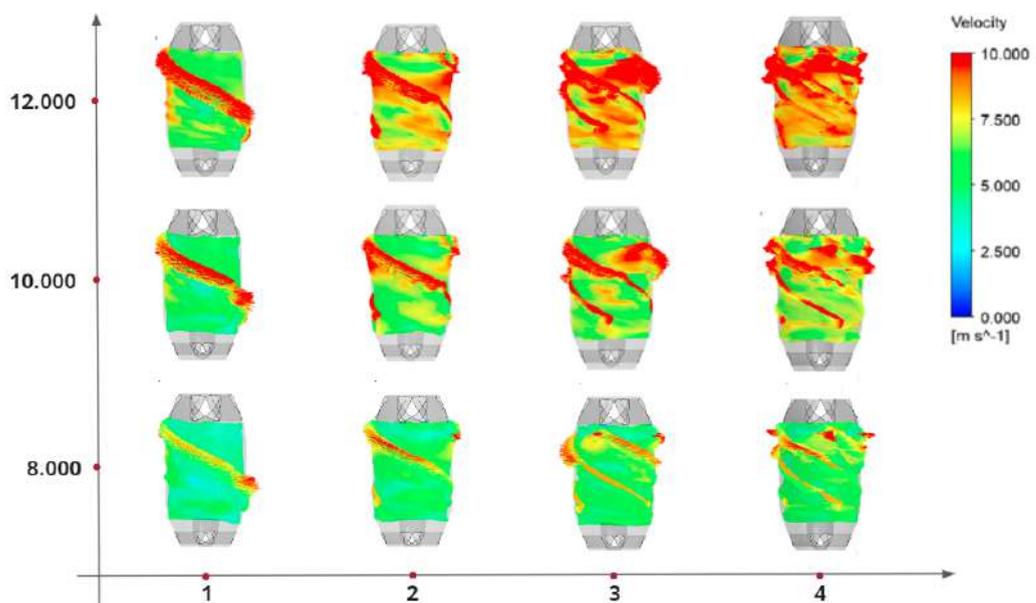
Ainda, na Figura 98 e na Figura 99 mostram-se comparativos considerando as rotações e bombas analisadas, onde da esquerda para a direita aumenta-se o número de hélices e de baixo para cima aumenta-se a rotação.

Figura 98 – Gráfico comparativo da vista superior dos vetores velocidade



Fonte: Autor.

Figura 99 – Gráfico comparativo da vista lateral dos vetores velocidade



Fonte: Autor.

6 CONCLUSÕES

Nas literaturas e projetos estudados, as bombas axiais operam na faixa de 6.000 e 15.000 RPM. A bomba em questão foi simulada em condições de 8.000 a 12.000 mil rotações.

A bomba que serviu de modelo apresentava nas curvas de desempenho a uma vazão de 5L/min e rotação de 11.450 RPM uma pressão de 14665,42 Pa, valor similar ao alcançado pela bomba de 2 hélices a 10.000 RPM (14677,23 Pa). Isso significa que, como o objetivo principal deste trabalho era reduzir a rotação da bomba axial a vazão que representa um ser humano em repouso, alcançando as mesmas características de um possível DAV, o mesmo foi atingido.

Ademais, percebe-se que, para uma vazão de 5L/min, a geometria com 3 hélices se apresentou como mais satisfatória para a rotação de 10.000 RPM, alcançando pressões na faixa de 18487,7 Pa. Logo, para essa geometria, é possível reduzir ainda mais a rotação.

Percebeu-se que a direção dos vetores velocidade, para todas as bombas, possuem um comportamento desejado no sentido do fluxo e a conversão de pressões também caracteriza um aumento esperado quando elevamos a rotação.

A rotação de 12.000 RPM apresentou altas zonas de recirculação onde a bomba perde sua característica e começa a agir como misturador, classificando essa rotação como inapropriada.

7 RECOMENDAÇÕES

Em comparação com a geometria base, os resultados obtidos aqui mostram que a inclinação da hélice pode ter sido um fator importante para a redução das zonas de recirculação. Contudo, a diminuição do passo pode ter interferido no resultado das pressões finais, visto que a bomba de 1 hélice apresentou perda no desempenho.

Além disso, a alteração do passo pode ter influenciado a conversão de pressão da bomba. A torção de eixo no perfil da hélice, ao buscar uma geometria condutiva côncava, possibilitou um resultado mais apropriado para o fluxo em geral.

Para resultados mais precisos que determinem mais assertivamente a influência singular de cada alteração, recomenda-se um estudo comparativo com a geometria base, alterando pontualmente a mesma.

Ainda, tomando como referência esse estudo, recomenda-se mais análises reduzindo a faixa de rotação para os modelos com mais de 1 hélice, com o intuito de diminuir ainda mais as rotações das bombas.

REFERÊNCIAS

ANDERSON, D. A., TANNEHILL, J. C. E., PLETCHER, R. Computational Fluid Mechanics and Heat Transfer, Hemisphere Publishing Corporation, 1984.

AZEVEDO, T.; VIRGINIO, P; LOPES G.;. ANÁLISE E SIMULAÇÃO DE UMA BOMBA DE SANGUE AXIAL. [S.l.]: ABCM, ENEBI: Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica, 2022.

BOCK, E.; RIBEIRO, A.; SILVA, M.; ANTUNES, P.; FONSECA, J.; LEGENDRE, D.; LEME, J.; ARRUDA, C.; BISCEGLI, J.; NICOLOSI, D. et al. New centrifugal blood pump with dual impeller and double pivot bearing system: wear evaluation in bearing system, performance tests, and preliminary hemolysis tests. Artificial Organs, Wiley Online Library, v. 32, n. 4, p. 329–333, 2008.

BOCK, E. G. P. Projeto, Construção e Testes de Desempenho “In Vitro” de uma Bomba de Sangue Centrífuga Implantável. [S.l.]: Campinas: Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 2007.

BOCK, E. G. P.. Projeto, Construção e Testes de um Dispositivo de Assistência Ventricular: Bomba de Sangue Centrífuga Implantável. 2011. PhD Thesis. Tese de Doutorado.

CHRISTOPHE, J.-J.; ISHIKAWA, T.; IMAI, Y.; TAKASE, K.; THIRIET, M.; YAMAGUCHI, T. Hemodynamics in the pulmonary artery of a patient with pneumothorax. Medical engineering & physics, Elsevier, v. 34, n. 6, p. 725–732, 2012.

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

DEBAKEY, M. E. John gibbon and the heart-lung machine: a personal encounter and his import for cardiovascular surgery. The Annals of Thoracic Surgery, Elsevier, v. 76, n. 6, p. S2188–S2194, 2003.

FIORELLI, A. I.; JUNIOR, J. d. L. O.; COELHO, G. H. B.; ROCHA, D. C. da. Assistência circulatória mecânica: porque e quando. Revista de Medicina, v. 87, n. 1, p. 1–15, 2008.

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

FRAZIER, O.; MYERS, T. J.; JARVIK, R. K.; WESTABY, S.; PIGOTT, D. W.; GREGORIC, I. D.; KHAN, T.; TAMEZ, D. W.; CONGER, J. L.; MACRIS, M. P. Research and development of an implantable, axial-flow left ventricular assist device: the jarvik 2000 heart. The Annals of thoracic surgery, Elsevier, v. 71, n. 3, p. S125–S132, 2001.

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

GERSHFELD, N.L., MURAYAMA, M.. Thermal Instability of Red Blood Cell Membrane Bilayers: Temperature Dependence of Hemolysis. Journal of Membrane Biology, v.101, p. 67-72, 1988.

GUYTON, A.; HALL, J. Textbook of medical physiology: Elsevier saunders. United States of America, p. 323, 2006.

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

IMAI, Y.; KONDO, H.; ISHIKAWA, T.; LIM, C. T.; YAMAGUCHI, T. Modeling of hemodynamics arising from malaria infection. Journal of biomechanics, Elsevier, v. 43, n. 7, p.1386–1393, 2010.

LOPES, G. B. Metodologia para Análise Computacional de Escoamento Sanguíneo em Dispositivos de Assistência Ventricular. 2016. PhD Thesis. Tese (Doutorado)—USP, São Paulo, 2016.

LEVERETT, L.B., HELLUMS, J.D., ALFREY, C.P., LYNCH, E.C.. Red Blood Cell Damage by Shear Stress. Biophysical Journal, v. 12, p. 257-273, 1972.

KAMENEVA, M.V., ANTAKI, J.F.. Mechanical Trauma to Blood. In: BASKURT, O.K., HARDEMAN, M.R., RAMPLING, M.W., MEISELMAN, H.J. (Eds). Handbook of Hemorheology and Hemodynamics. IOS Press, 2007.

KORMOS, R. L.; COWGER, J.; PAGANI, F. D.; TEUTEBERG, J. J.; GOLDSTEIN, D. J.; JACOBS, J. P.; HIGGINS, R. S.; STEVENSON, L. W.; STEHLIK, J.; ATLURI, P. et al. The society of thoracic surgeons intermacs database annual report: evolving indications, outcomes, and scientific partnerships. The Journal of Heart and Lung Transplantation, Elsevier, v. 38, n. 2, p. 114–126, 2019.

KUBRUSLY, L. F.; MARTINS, A. F.; MADEIRA, J.; SAVYTZKY, S.; WOLLMAN, D.; MELHEM, A.; ADAM, R.; BAIRRO, F. R. d.; GONÇALVES, E. C.; KUBRUSLY, D. Dispositivo de assistência circulatória mecânica intraventricular de fluxo axial: estudo in vitro. Brazilian Journal of Cardiovascular Surgery, SciELO Brasil, v. 15, p. 169–172, 2000.

LIMA, R.; TSUBOTA, K.-i.; WADA, S.; YAMAGUCHI, T. Os métodos computacionais em hemodinâmica. TecnoHospital, Publindustria, 2005.

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

MACCORMACK, R.; PAULLAY, A. Computational efficiency achieved by time splitting

of finite difference operators. In: 10th aerospace sciences meeting. [S.l.: s.n.], 1972. p. 154.

MCDONALD, P. W. The computation of transonic flow through two-dimensional gas turbine cascades. [S.l.]: American Society of Mechanical Engineers, 1971. v. 79825.

MEDICALEXPO. Catálogo de Dispositivos de assistência ventricular, 2023. Marselha, França: 2013.

NEVES, E. E.; BEZERRA, Y. S. de F. Método dos volumes finitos: Uma abordagem prática e aplicação em problemas de difusão térmica com matlab®. Carpe Diem: Revista Cultural e Científica do UNIFACEX, v. 11, n. 1, p. 28–45, 2013.

NOSÉ, Y.; FURUKAWA, K. Current status of the gyro centrifugal blood pump development of the permanently implantable centrifugal blood pump as a biventricular assist device (nedo project). Artificial organs, Wiley Online Library, v. 28, n. 10, p. 953–958, 2004.

OMORI, T.; IMAI, Y.; KIKUCHI, K.; ISHIKAWA, T.; YAMAGUCHI, T. Hemodynamics in the microcirculation and in microfluidics. Annals of biomedical engineering, Springer, v. 43, n. 1, p. 238–257, 2015.

OZONEK, J. Application of hydrodynamic cavitation in environmental engineering. [S.l.]:CRC Press, 2012.

PÊGO-FENANDES, P. M.; FABRI, H. A.; MOREIRA, L. F. P.; MAIZATO, M. J.; LEIRNER, A. A.; OLIVEIRA, S. A. d.; JATENE, A. D. Avaliação da ação concomitante do balão intra-aórtico e da bomba centrífuga na assistência ao ventrículo esquerdo: estudo experimental em cães. Brazilian Journal of Cardiovascular Surgery, SciELO Brasil, v. 13, p. 357–367, 1998.

ROCHA, J. A. F. d. Microusinagem de óxido de zircônio pré-sinterizado e peek no desenvolvimento de dispositivos de assistência ventricular. 2017.

SANTOS, B. e. a. Bancada de desempenho hidrodinâmico para avaliação de dispositivos de assistência ventricular. 2017.

SATO, K.; IMAI, Y.; ISHIKAWA, T.; MATSUKI, N.; YAMAGUCHI, T. The importance of parent artery geometry in intra-aneurysmal hemodynamics. Medical engineering & physics, Elsevier, v. 30, n. 6, p. 774–782, 2008.

SHAH Y.T., P. A. M. V. Cavitation Reaction Engineering. [S.l.]: Editora Springer, 1990.

WOLFRUM, B. Cavitation and shock wave effects on biological systems. Physik. Diss.Göttingen, 2004.

SBC, Sociedade Brasileira de Cardiologia. Mortes por doenças cardiovasculares no Brasil. Cardiômetro, 2023. Disponível em: <<http://www.cardiometro.com.br/>>. Acesso em: 14 de setembro de 2023.

YAMAGUCHI, T. Computational mechanical model studies in the cardiovascular system. In: Clinical Application of Computational Mechanics to the Cardiovascular System. [S.l.]: Springer, 2000. p. 3–18.