

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA POLITÉCNICA

VITOR AUGUSTO ANDREGHETTO BORTOLIN

Investigação da influência da posição da válvula de entrada no
escoamento e suas estruturas no interior do Dispositivo de Assistência
Ventricular Pediátrico do InCor

São Paulo

2024

Vitor Augusto Andreghetto Bortolin

Investigação da influência da posição da válvula de entrada no escoamento e suas estruturas no interior do Dispositivo de Assistência Ventricular Pediátrico do InCor

Versão Corrigida

Tese apresentada à Escola Politécnica da
Universidade de São Paulo para obtenção do
título de Doutor em Ciências

Área de concentração: Engenharia Mecânica
de Energia e Fluidos

Orientador: Prof. Dr. Julio Romano Meneghini

São Paulo

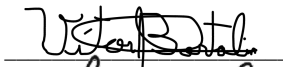
2024

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

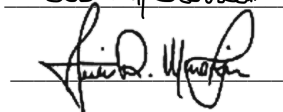
Este exemplar foi revisado e corrigido em relação à versão original, sob responsabilidade única do autor e com a anuência de seu orientador.

São Paulo, 12 de Julho de 2024

Assinatura do autor:



Assinatura do orientador:



Catálogo-na-publicação

Bortolin, Vitor Augusto Andreghetto

Investigação da influência da posição da válvula de entrada no escoamento e suas estruturas no interior do Dispositivo de Assistência Ventricular Pediátrico do InCor / V. A. A. Bortolin -- versão corr. -- São Paulo, 2024.

131 p.

Tese (Doutorado) - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecânica.

1.Dispositivo de assistência ventricular 2.Velocimetria por Imagem de Partículas 3.Válvula de entrada 4.análise modal 5.Ruído I.Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia Mecânica II.t.

A minha querida esposa Lorena e
todos aqueles que morreram durante a Pandemia de Covid-19.

Agradecimentos

Em primeiro lugar, expresso minha profunda gratidão a Deus pelas inúmeras bênçãos e desafios enfrentados ao longo da minha jornada. Cada um deles foi fundamental para me conduzir a este marco em minha vida, e sou imensamente grato pelas oportunidades que surgiram em meu caminho.

Um agradecimento especial ao meu orientador, Professor Doutor Júlio Meneghini, cuja orientação perspicaz e apoio inabalável foram cruciais para a realização deste trabalho. Sua confiança em mim foi uma fonte constante de motivação e aprendizado.

À minha amada esposa, Lorena, que se tornou minha esposa durante este doutorado, sou eternamente grato por sua presença constante, apoio e compreensão em cada etapa desta jornada.

Agradeço sinceramente aos meus queridos amigos, Bernardo e Rodrigo. Sua ajuda inestimável e colaboração foram pilares para o desenvolvimento do meu projeto.

Meu reconhecimento ao laboratório de bioengenharia do Incor, especialmente à Doutora Idágene e ao Marcelo, cujo suporte foi fundamental em minha pesquisa.

Uma homenagem especial a toda a minha família, em particular aos meus avós, Ivan e Ana Maria, que, mesmo sem compreender completamente os detalhes do meu trabalho, sempre ofereceram seu incondicional apoio.

Expresso minha gratidão ao RCGI, à Universidade de São Paulo, à Escola Politécnica e a todos os seus funcionários, cujo suporte foi essencial para meu desenvolvimento acadêmico e profissional.

Agradeço às agências de fomento CAPES, CNPq, FINEP e FAPESP, assim como à Fundação de Apoio à Universidade de São Paulo (FUSP), pelo apoio concedido.

Por fim, mas não menos importante, agradeço a todos os profissionais de saúde, particularmente aos meus pais (Paulo e Ana) e ao meu tio (Ivan), que estiveram na linha de frente durante a pandemia. Sua dedicação e sacrifício

foram fundamentais para preservar a saúde e o bem-estar de todos em um dos períodos mais desafiadores da história recente.

“All Models are wrong, but some are useful”

(George E. P. Box)

Resumo

Doenças cardíacas impactam milhões anualmente, com transplantes cardíacos muitas vezes sendo a única solução. Contudo, a escassez de doadores, especialmente para pacientes pediátricos, é um desafio constante. Dispositivos de assistência ventricular têm surgido como uma solução temporária, prolongando a vida dos pacientes até a disponibilidade de um doador. No entanto, esses dispositivos enfrentam problemas como a hemólise e a formação de trombos, mais acentuados em pacientes pediátricos. Este estudo foca no escoamento dentro de um dispositivo de assistência ventricular pediátrico (PDAV) em desenvolvimento pelo Instituto do Coração (INCOR). A técnica de velocimetria por imagem de partículas resolvida no tempo (TR-PIV) foi empregada para analisar o escoamento no PDAV em três planos distintos e em seis ângulos da válvula de entrada (0° a 90°), a uma frequência de operação de 70 BPM. Para cada configuração, foram coletados 4500 campos de velocidade a uma frequência de 3250 Hz. A análise desse vasto conjunto de dados exigiu a adoção de uma metodologia inovadora, incluindo a técnica RPOD para filtragem e interpolação de dados corrompidos por ruídos e vetores espúrios devido às condições adversas de medição. Uma análise paramétrica com o t-SNE foi realizada para avaliar qualitativamente o efeito da mudança na posição da válvula. Posteriormente, uma análise modal completa da evolução temporal do escoamento foi conduzida, utilizando decomposição POD para examinar os modos temporais e espaciais. Os resultados demonstraram que a posição da válvula de entrada influencia o escoamento, dividindo-se em dois estados distintos: um para ângulos menores (0° , 15° , 30° e 45°) e outro para maiores (60° e 90°). Esta diferenciação foi validada pelo t-SNE, permitindo a simplificação dos casos em duas situações principais. A análise modal pelo POD para os ângulos de 0° e 60° revelou que, embora as estruturas do escoamento sejam semelhantes durante a sístole para ambos os casos, há variações notáveis na diástole. Com um ângulo de 0° , o jato diastólico se direciona mais ao centro do dispositivo, gerando um vórtice central de recirculação menos intenso e mais estruturas secundárias vorticais. Em contraste, para o ângulo de 60° , o jato é mais concentrado e próximo à parede do dispositivo, resultando em um vórtice central mais intenso e menos estruturas vorticais secundárias. Assim, a posição

da válvula de entrada altera significativamente as estruturas de escoamento e a evolução temporal, impactando a degradação do sangue no dispositivo.

Palavras Chave: Dispositivo de assistência ventricular, Velocimetria por Imagem de Partículas, válvula de entrada, análise modal, ruído.

Abstract

Heart disease impacts millions annually, with heart transplants often being the only solution. However, the shortage of donors, especially for pediatric patients, is a constant challenge. Ventricular assist devices have emerged as a temporary solution, prolonging patients' lives until a donor becomes available. However, these devices face problems such as hemolysis and thrombus formation, which are more pronounced in pediatric patients. This study focuses on flow within a pediatric ventricular assist device (PDAV) being developed by the Instituto do Coração (INCOR). The time-resolved particle image velocimetry (TR-PIV) technique was used to analyze the flow in the PDAV in three different planes and at six inlet valve angles (0° to 90°), at an operating frequency of 70 BPM. For each configuration, 4500 velocity fields were collected at a frequency of 3250 Hz. The analysis of this vast data set required the adoption of an innovative methodology, including the RPOD technique for filtering and interpolating data corrupted by noise and spurious vectors due to adverse measurement conditions. A parametric analysis with t-SNE was performed to qualitatively evaluate the effect of changing the valve position. Subsequently, a full modal analysis of the temporal evolution of the flow was conducted, using POD decomposition to examine the temporal and spatial modes. The results demonstrated that the position of the inlet valve influences the flow, dividing it into two distinct states: one for smaller angles (0° , 15° , 30° and 45°) and another for larger ones (60° and 90°). This differentiation was validated by t-SNE, allowing the simplification of cases in two main situations. Modal analysis by POD for angles of 0° and 60° revealed that, although the flow structures are similar during systole for both cases, there are notable variations in diastole. With an angle of 0° , the diastolic jet is directed more towards the center of the device, generating a less intense central recirculation vortex and more secondary vortical structures. In contrast, for the 60° angle, the jet is more concentrated and closer to the device wall, resulting in a more intense central vortex and fewer secondary vortical structures. Thus, the position of the inlet valve significantly alters the flow structures and temporal evolution, impacting the degradation of blood in the device.

Keywords: Ventricular assist device, Particle Image Velocimetry, inlet valve, modal analysis, noise.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DO CORAÇÃO, ADAPTADO DE (LABROSSE, 2018).....	9
FIGURA 2 - DIAGRAMA DE WIGGERS, ADAPTADO DE HALL, HALL, 2020.....	11
FIGURA 3 - DURAÇÃO DA SÍSTOLE POR FREQUÊNCIA CARDÍACA PARA PACIENTES PEDIÁTRICOS, EXTRAÍDO DE LEMOS, 2020.	12
FIGURA 4- CORAÇÃO COM CARDIOMEGALIA, EXTRAÍDO DE LEMOS, 2020.	13
FIGURA 5 - EXEMPLO DE UM DAV PULSÁTIL ADULTO COM 80 ML (A) E UM PEDIÁTRICO COM 10 ML(B), EXTRAÍDO DE HETZER ET AL., 2006.	15
FIGURA 6 - EXEMPLO DE UMA VÁLVULA BIOLÓGICA (A) E DE UMA VÁLVULA MECÂNICA (B), EXTRAÍDO DE KHERADVAR ET AL., 2015 E RAHIMTOOLA, 2003.	16
FIGURA 7 - ILUSTRAÇÃO DE UM DAV AXIAL IMPLANTADO, EXTRAÍDO DE DUNCAN, 2006.	17
FIGURA 8 - VENTRÍCULO ARTIFICIAL CENTRIFUGO, EXTRAÍDO DE (AARONSON ET AL., 2012)	18
FIGURA 9 – ILUSTRAÇÃO DE UM SISTEMA PIV, EXTRAÍDO DE RAFFEL ET AL., 2018.	24
FIGURA 10 – ESPALHAMENTO DE UMA PARTÍCULA DE 10 μm (A) E 1 μm (B); EXTRAÍDO DE RAFFEL ET AL., 2018	25
FIGURA 11 - ESQUEMA DA CALIBRAÇÃO DE IMAGENS PIV, EXTRAÍDO DE AMARAL, 2017.	28
FIGURA 12 - REFLEXOES E ESPALHAMENTOS NO DISPOSITIVO ESTUDADO	30
FIGURA 13 – PROCESSAMENTO PIV, EXTRAÍDO DE AMARAL, 2017.	31
FIGURA 14 - FONTES DE ERRO PRESENTES EM UM EXPERIMENTO DE VELOCIMETRIA POR IMAGEM DE PARTICULAS, ADAPTADO DE SCIACCHITANO, 2019.....	33
FIGURA 15 - METODOLOGIAS PARA O CÁLCULO DA RELAÇÃO SINAL-RUÍDO: (A) PPR, (B) PRMSR, (C) PCE, ADAPTADO DE XUE; CHARONKO; VLACHOS, 2014)	35
FIGURA 16 - EXEMPLO DE DECOMPOSIÇÃO POD, ADAPTADO DE TAIRA ET AL., 2017	37
FIGURA 17 – EFEITO DO RUÍDO SOBRE OS MODOS, EXTRAÍDO DE EPPS; KRIVITZKY, 2019A.	42
FIGURA 18 – ILUSTRAÇÃO DO MÉTODO RPOD, EXTRAÍDO DE SCHERL ET ALL (2020).	44
FIGURA 19 – ILUSTRAÇÃO DO IMPACTO DE OUTLIERS EM DIFERENTES MÉTRICAS.....	45
FIGURA 20 – EXEMPLO DE T-SNE APLICADO A IMAGENS, EXTRAÍDO DE PANAHÍ 2017.....	48
FIGURA 21 - CAMPO DE VELOCIDADE COM MÉDIA DE FASE, EXTRAÍDO DE FERRARA 2010.....	49
FIGURA 22 - JATO DIASTÓLICO NO INTERIOR DO DAVP, EXTRAÍDO DE SCHÖNBERGER, DEUTSCH E MANNING 2012.....	51
FIGURA 23 - RESULTADOS NUMÉRICOS DA TAXA DE CISALHAMENTO NA PAREDE, EXTRAÍDO DE TOPPER ET AL. (2014).....	52
FIGURA 24 - VELOCIDADE MÉDIA TEMPORAL, EXTRAÍDO DE CHASSAGNE ET ALL 2021	54
FIGURA 25 - FLUXOGRAMA DA METODOLOGIA DO TRABALHO	56
FIGURA 26 - FOTO DO DAVP.	58
FIGURA 27 - VÁLVULA DE FOLHETO DUPLO UTILIZADA NO DAVP.	59
FIGURA 28 - RENDERIZAÇÃO DO DAVP COM A CUNHA	60
FIGURA 29 - SISTEMA DE CIRCULAÇÃO SIMULADA. (MCL)	61
FIGURA 30 - FOTOGRAFIA DO MCL COM O DAVP DURANTE OS ENSAIOS.....	62

FIGURA 31 - A) SISTEMA DE CIRCULAÇÃO SIMULADA COM O VENTRÍCULO; B) ILUSTRAÇÃO DA VISTA SUPERIOR DO PDAV MOSTRANDO A ORIENTAÇÃO DAS VÁLVULAS.	64
FIGURA 32 – APARATO EXPERIMENTAL.....	65
FIGURA 33 – PRÉ-PROCESSAMENTO.....	66
FIGURA 34 – FLUXOGRAMA DO PROCESSAMENTO PIV.....	67
FIGURA 35 - CAMPO DA MAGNITUDE DA VELOCIDADE NO PLANO CENTRAL DO DAVP	69
FIGURA 36 - FLUXOGRAMA DO PROCESSAMENTO FINAL DOS DADOS.	70
FIGURA 37 - MATRIZES: A) L (DADOS LIMPOS E B) S (RÚIDO) PARA O CAMPO DA FIGURA 35.....	71
FIGURA 38 - VAZÃO NA ENTRADA E SAÍDA DO DAVP.	73
FIGURA 39 - COMPARAÇÃO COM O T-SNE UTILIZANDO TODOS OS CAMPOS DE MAGNITUDE DA VELOCIDADE.	75
FIGURA 40 - ENERGIA RELATIVA DOS MODOS EM PORCENTUAL DA ENERGIA TOTAL (PLANO CENTRAL 0°), CUMULATIVO (LINHA) E INDIVIDUAL (PONTOS).	77
FIGURA 41 - MODOS ESPACIAIS DA MAGNITUDE DA VELOCIDADE (PLANO CENTRAL 0°), A) MODO 1, B) MODO 2, C) MODO 3, D) MODO 4, E) MODO 5 E F) MODO 6.....	79
FIGURA 42 - MODOS TEMPORAIS (PLANO CENTRAL 0°) A) MODO 1 E 2, B) MODO 3 E 4, C) MODO 5 E 6. 80	
FIGURA 43 - MODOS ESPACIAIS DA MAGNITUDE DA VELOCIDADE (PLANO CENTRAL 60°), A) MODO 1, B) MODO 2, C) MODO 3, D) MODO 4, E) MODO 5 E F) MODO 6.....	83
FIGURA 44 - MODOS TEMPORAIS (PLANO CENTRAL 60°) A) MODO 1 E 2, B) MODO 3 E 4, C) MODO 5 E 6.	84
FIGURA 45 - MODOS ESPACIAIS DA MAGNITUDE DA VELOCIDADE (PLANO FRONTAL 0°), A) MODO 1, B) MODO 2, C) MODO 3, D) MODO 4, E) MODO 5 E F) MODO 6.....	86
FIGURA 46 - MODOS TEMPORAIS (PLANO FRONTAL 0°) A) MODO 1 E 2, B) MODO 3 E 4, C) MODO 5 E 6. 87	
FIGURA 47 - MODOS ESPACIAIS DA MAGNITUDE DA VELOCIDADE (PLANO FRONTAL 60°), A) MODO 1, B) MODO 2, C) MODO 3, D) MODO 4, E) MODO 5 E F) MODO 6.....	88
FIGURA 48 - MODOS TEMPORAIS (PLANO FRONTAL 60°) A) MODO 1 E 2, B) MODO 3 E 4, C) MODO 5 E 6.	89
FIGURA 49 - MODOS ESPACIAIS DA MAGNITUDE DA VELOCIDADE (PLANO TRASEIRO 60°), A) MODO 1, B) MODO 2, C) MODO 3, D) MODO 4, E) MODO 5 E F) MODO 6.....	90
FIGURA 50 - MODOS ESPACIAIS DA MAGNITUDE DA VELOCIDADE (PLANO TRASEIRO 60°), A) MODO 1, B) MODO 2, C) MODO 3, D) MODO 4, E) MODO 5 E F) MODO 6.....	92
FIGURA 51 - MODOS ESPACIAIS DA MAGNITUDE DA VELOCIDADE (PLANO TRASEIRO 60°), A) MODO 1, B) MODO 2, C) MODO 3, D) MODO 4, E) MODO 5 E F) MODO 6.....	93
FIGURA 52 - MODOS TEMPORAIS (PLANO FRONTAL 60°) A) MODO 1 E 2, B) MODO 3 E 4, C) MODO 5 E 6.	94

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	OBJETIVOS	6
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	8
2.1	SISTEMA CARDÍACO	8
2.2	DISPOSITIVOS DE ASSISTÊNCIA VENTRICULAR (DAV).....	14
2.3	DEGRADAÇÃO DO SANGUE	20
2.4	VELOCIMETRIA POR IMAGEM DE PARTÍCULAS (PIV/TR-PIV)	23
2.5	DECOMPOSIÇÃO POD	36
2.6	MÉTODOS ROBUSTOS (RPOD)	43
2.7	T-SNE (<i>T-DISTRIBUTED STOCHASTIC NEIGHBOR EMBEDDING</i>)	46
2.8	TRABALHOS EM DAV'S	49
3	METODOLOGIA	56
3.1	APARATO EXPERIMENTAL.....	57
3.2	PROCESSAMENTO DOS DADOS	66
4	RESULTADOS E ANÁLISE	71
4.1	ANÁLISE PARAMÉTRICA (T-SNE)	74
4.2	PLANO CENTRAL	76
4.3	PLANO FRONTAL E TRASEIRO	85
5	CONCLUSÕES	96
6	DISSEMINAÇÃO DO CONHECIMENTO	98
7	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	101
8	REFERÊNCIAS	102

1 INTRODUÇÃO

O sistema cardiovascular é responsável por transportar nutrientes e gases pelo corpo (Hall, Hall, 2020). Esta função é vital devido ao alto consumo de oxigênio pelos tecidos e órgãos do corpo humano, especialmente o sistema nervoso. Conseqüentemente, uma falha na circulação sanguínea pode levar à morte em questão de minutos. Por isso, as doenças cardiovasculares (DCV) representam um grande risco.

Em 2019, cerca de 18 milhões de pessoas morreram de doenças cardiovasculares, correspondendo a 32,2% do total de mortes em todo o mundo. No Brasil, foram registrados 381 mil óbitos associados às DCV em 2019, o que representou 28% do total de óbitos (WHO, 2020). Além disso, os custos estimados para o sistema de saúde brasileiro (Sistema Único de Saúde - SUS), relacionados a sequelas, mortalidade, previdência social e medicamentos devido a essas doenças foram de R\$ 37,1 bilhões (US\$ 9,7 bilhões em 2015), correspondendo a 0,6% do produto interno bruto (PIB) do Brasil (Siqueira; Siqueira-Filho; Land, 2017).

Dentro desse contexto, em alguns pacientes, a doença cardíaca pode levar à insuficiência cardíaca (IC), que é a incapacidade do coração em bombear sangue para o corpo, prejudicando a distribuição de oxigênio e nutrientes aos tecidos pelo sistema cardiovascular. Embora a maioria dos pacientes possa ser tratada com uma combinação de tratamentos clínicos, reabilitação física e medicamentos, algumas pessoas desenvolvem formas graves, frequentemente associadas a problemas congênitos no coração. Nestes casos, o transplante cardíaco é o único tratamento disponível para garantir a sobrevivência do paciente. Porém, o número de pacientes que necessitam de um coração supera o número de órgãos disponíveis (Oliveira *et al.*, 2020).

Em 2020, estimava-se que 1.681 pacientes no Brasil necessitassem de um transplante cardíaco, no entanto, apenas 307 pacientes foram submetidos a essa cirurgia (Oliveira *et al.*, 2020). Aproximadamente 33% dos pacientes adultos acabam falecendo enquanto aguardam na lista de espera por um

transplante de coração (Marcondes-Braga *et al.*, 2019). Apesar da alta taxa de mortalidade na fila de transplantes, que varia de 10% a 40% (Tsao *et al.*, 2004), os pacientes não têm outra alternativa senão esperar. Nesse ínterim, a utilização de dispositivos de assistência ventricular (DAV) surge como uma opção para prolongar a vida dos pacientes e melhorar sua qualidade de vida durante a espera pelo transplante (Tang; Oyer; Mallidi, 2009). Essa situação é ainda mais crítica para pacientes pediátricos, devido à escassez de doadores e ao desempenho inferior dos dispositivos pediátricos (DAVP-Dispositivo de assistência Ventricular Pediátrico). A eficiência reduzida dessas bombas está relacionada às maiores frequências cardíacas e ao menor débito cardíaco necessário para esses pacientes pediátricos, além da maior relação área-volume da bomba, que aumenta a proporção de sangue próximo às paredes.

O principal desafio desses dispositivos é a prevenção da degradação do sangue durante o bombeamento, que pode ocorrer devido à ruptura das hemácias (hemólise) ou à formação de coágulos no interior do equipamento (Topper *et al.*, 2014; Koliopoulou *et al.*, 2016; Luckic *et al.*, 2019; Qiao *et al.*, 2022). Isso é causado pelo contato do sangue com superfícies sintéticas e pelo escoamento não fisiológico dentro das bombas. No estudo de Weiss *et al.* (2012), os dispositivos pediátricos geraram trombos em 38% a 63% dos casos, enquanto os dispositivos para adultos produziram coágulos em 18% dos testes. Trabalhos mais recentes encontraram variações menores, mas ainda significativas, entre as bombas. Por exemplo, Adachi *et al.* (2023) encontrou trombos em 14% dos casos pediátricos e 4% dos casos adultos. Esse aumento da eficiência das bombas é atribuído a melhorias na geometria dos ventrículos, novos materiais e medicamentos. Além disso, a taxa de sangramentos e infecções nas bombas cardíacas pediátricas é de 5,9% (De By *et al.*, 2020).

Regiões com altas velocidades e gradientes favorecem a hemólise, enquanto pontos de estagnação estimulam a coagulação sanguínea (Navitsky, Deutsch e Manning, 2013). No entanto, diversos fatores influenciam a hemólise e a coagulação do sangue em bombas cardíacas, e as causas exatas desses processos ainda são uma área de intensa pesquisa (Ponnaluri *et al.*, 2022).

No caso das bombas cardíacas pulsáteis, a formação de trombos nas áreas de estagnação (Ferrara *et al.*, 2010) representa o principal desafio. Além disso,

nesse tipo de dispositivo, há uma interação significativa entre o movimento do fluido e a membrana elástica que o aciona. Devido à natureza deformável da membrana, a interação entre o fluido e o diafragma torna-se complexa e desafiadora para caracterização. Além disso, as membranas empregadas nesses dispositivos geralmente são compostas por múltiplas camadas de diferentes materiais, o que adiciona complexidade ao seu comportamento mecânico.

Os dispositivos de assistência ventricular pulsáteis utilizam válvulas unidirecionais para controlar o fluxo durante o ciclo de bombeamento. Normalmente, esses DAVs são equipados com válvulas mecânicas de uso hospitalar, as quais não são especificamente projetadas para tal aplicação (Deutsch *et al.*, 2006). Historicamente, diversos modelos de válvulas foram utilizados como válvulas de disco basculante. Porém, atualmente válvulas de folheto duplo (Akagawa *et al.*, 2007) e poliméricas (Ferrara *et al.*, 2010) são as mais utilizadas.

Todas as válvulas apresentam algum grau de regurgitação, inerente ao seu mecanismo de funcionamento passivo. Embora geralmente não patológico, o fenômeno em excesso pode causar danos ao sangue (Flachskampf *et al.*, 1991). A regurgitação induz mudanças abruptas no fluxo, criando regiões de baixa pressão e alta tensão que propiciam hemólise e até formação de cavitação (Lee *et al.*, 2010). Ademais, as áreas de estagnação a jusante das válvulas favorecem a coagulação sanguínea, podendo levar a bloqueios e obstruções prejudiciais à saúde do paciente (Lee *et al.*, 2010).

Outro risco associado é que as válvulas mecânicas em DAVs não replicam perfeitamente o perfil hemodinâmico das válvulas orgânicas do coração, expondo o sangue a condições distintas das internas ao corpo humano (Deutsch *et al.*, 2006), afetando assim a eficiência do bombeamento.

As técnicas de medição óptica, em particular a velocimetria por imagem de partículas (PIV), são fundamentais no estudo dos dispositivos de assistência ventricular. Elas permitem a medição do campo de velocidade dos fluxos, facilitando o cálculo de tensões, a identificação de áreas de estagnação, a análise da similaridade entre ciclos de bombeamento, e a avaliação temporal das

características do fluxo, entre outros parâmetros cruciais para o desenvolvimento e avaliação dos DAVs (Bortolin *et al.*, 2020; Bortolin *et al.*, 2021; Lemos *et al.*, 2021). Consequentemente, essas ferramentas são amplamente utilizadas no desenvolvimento de ventrículos artificiais e na determinação das condições ideais de operação (Bessa, 2019; Harada *et al.*, 2021; Ghodrati *et al.*, 2021).

No âmbito da Velocimetria de Imagem de Partículas, destaca-se a variante TR-PIV (*Time-Resolved Particle Image Velocimetry*), que permite a captura e análise da evolução temporal do campo de velocidades em um fluido (Adrian and Westerweel, 2011). Esta técnica permite o estudo das variações temporais nas estruturas de escoamento, viabilizando a identificação de áreas de estagnação e cisalhamento ao longo do ciclo operacional um DAVP. Contudo, sua adoção é limitada na literatura, principalmente pela maior complexidade técnica em comparação ao PIV convencional e pelos desafios relacionados ao ambiente no interior dos DAV's (Manning *et al.*, 2008). A geometria complexa dos ventrículos artificiais, somada à alta frequência operacional e ao espaço restrito para observação, impõe desafios significativos aos ensaios experimentais (Caimi *et al.*, 2017). Tais limitações costumam resultar em elevados níveis de ruído nos dados coletados.

No trabalho realizado por Lemos 2020 o escoamento no interior de um DAVP foi medido utilizando um sistema TR-PIV. Esta pesquisa focou na medição de três planos diferentes dentro do dispositivo, considerando uma única frequência cardíaca e duas posições específicas da válvula de entrada, situadas em 0° e 30°. Uma das principais dificuldades enfrentadas durante o estudo foi a manipulação dos dados coletados, devido à significativa interferência de ruído e ao grande volume de dados produzidos pelo sistema TR-PIV. Para contornar esses desafios, a metodologia adotada consistiu em realizar médias temporais e analisar apenas segmentos limitados do ciclo cardíaco. No entanto, essa abordagem restringiu a análise, principalmente por causa da grande quantidade de campos de velocidade médios temporais obtidos. Além disso, a média temporal acabou restringindo a compreensão da evolução das estruturas de escoamento ao longo do ciclo cardíaco, o que vai de encontro a uma das principais vantagens dos sistemas resolvidos no tempo.

Diante desses obstáculos, torna-se evidente que experimentos realizados no interior de um DAVP com o uso do TR-PIV devem levar em consideração tanto a presença intensa de ruído quanto o extenso volume de dados que necessitam de interpretação. No presente estudo, buscou-se aprimorar essa abordagem ao realizar as medições no interior de um DAVP em desenvolvimento, empregando novamente a técnica de TR-PIV. Foram novamente coletos os dados em três planos distintos dentro do dispositivo, com cada plano resultando em mais de 4500 imagens. Isso totalizou um impressionante conjunto de mais de 13500 campos de velocidade para cada caso estudado. Considerando as duas componentes de velocidade e a magnitude da velocidade esse número aumenta para 40500 campos para uma única posição da válvula de entrada e frequência cardíaca. Ao total foram testadas seis posições distintas da válvula de entrada: 0°, 15°, 30°, 45°, 60° e 90°. Como resultado, a pesquisa gerou um conjunto grande de resultados com cerca de 240 mil campos de velocidade. Este volume expressivo de dados exige abordagens meticulosas de síntese para a extração de conclusões significativas e relevantes para o avanço do conhecimento na área.

Para abordar o desafio do ruído nos dados e a presença de vetores espúrios (*outliers*) ou corrompidos, este estudo empregou o filtro robusto RPOD, conforme descrito por Scherl *et al.* (2020). Este método se destaca por combinar a Decomposição em Modos Principais (POD) com uma norma L1, eficientemente separando os dados em duas matrizes: uma com informações "limpas" de baixo posto (L) e outra contendo ruídos esparsos (S).

Além disso, a Decomposição POD, conforme Taira *et al.* (2017), foi utilizada diretamente para sintetizar o extenso volume de dados espaço-temporais. Esta técnica é particularmente eficaz em fluidos, segmentando dados de velocidade em modos espaciais e temporais além de ordená-los segundo sua importância energética. Nos dados bidimensionais de velocidade (TR-PIV), os modos espaciais se convertem em imagens estáticas revelando as estruturas de escoamento, enquanto os modos temporais são representados por gráficos que mostram a evolução dessas estruturas. Esse processo permite condensar milhares de campos de velocidade em uma série mais gerenciável de imagens e gráficos, facilitando a análise.

Entretanto, mesmo com a eficácia da Decomposição POD, a análise de medições em diferentes planos e ângulos gera uma quantidade significativa de modos. Para proporcionar uma visão global mais abrangente das informações, recorreu-se à técnica de "t-Distributed Stochastic Neighbor Embedding" (t-SNE), conforme Van der Maaten e Hinton (2008). Esta técnica de redução de dimensionalidade é notável por sua capacidade de visualizar dados complexos e identificar padrões, representando dados de alta dimensionalidade em um espaço de dimensões reduzidas, preservando semelhanças e estruturas locais nessa operação.

1.1 Objetivos

Os objetivos principais do trabalho são:

1. Investigar o comportamento do escoamento no interior de um dispositivo de assistência ventricular pediátrico pulsátil (DAVP) em fase de desenvolvimento no Instituto do Coração (InCor) do Hospital das Clínicas (HC) da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (FM USP), por meio da técnica de Velocimetria de Imagem de Partículas resolvida no tempo (TR-PIV).
2. Avaliar o impacto da variação da orientação da válvula de entrada no DAVP sobre as características do escoamento, com o intuito de compreender como essa modificação afeta as estruturas de fluxo no dispositivo.

Os objetivos secundários do projeto são:

1. Desenvolver uma metodologia de filtragem de ruídos que permita remover o ruído presente nos dados.
2. Aplicar técnicas de processamento de sinal, como a Decomposição POD (*Proper Orthogonal Decomposition*) e o t-SNE (*t-Distributed Stochastic Neighbor Embedding*), para sintetizar e visualizar os resultados obtidos.

3. Caracterizar a evolução temporal do escoamento no DAVP, identificando padrões e comportamentos ao longo do ciclo de operação.
4. Utilizar as medições realizadas em múltiplos planos para estimar a evolução tridimensional do escoamento, proporcionando uma compreensão abrangente da dinâmica do fluxo no interior do dispositivo.

Com esses objetivos espera-se obter uma análise abrangente e detalhada do escoamento no interior DAVP em desenvolvimento, bem como aprimorar a qualidade dos dados e permitir uma interpretação completa das complexas interações no fluxo.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Sistema cardíaco

O coração, situado na caixa torácica, entre os pulmões e com um leve desvio à esquerda, desempenha a função vital de pressurizar e circular o sangue pelo organismo (Hall, Hall, 2020). Este órgão robusto impulsiona o sangue por meio de contrações musculares sincronizadas e válvulas unidirecionais, um processo conhecido como ciclo cardíaco.

Anatomicamente, o coração dos mamíferos se divide em quatro câmaras: os átrios superiores recebem o sangue que retorna ao coração, e os ventrículos inferiores o bombeiam para fora. O átrio direito acolhe o sangue venoso – empobrecido em oxigênio e enriquecido em dióxido de carbono – dos tecidos corpóreos. Esse sangue possui uma pressão mais baixa (Hall, Hall, 2020), e é enviado aos pulmões pelo lado direito do coração para ser oxigenado tornando-se sangue arterial. Posteriormente, o sangue arterial retorna ao coração pelo lado esquerdo, onde é então pressurizado para ser distribuído por todo o corpo.

O sistema circulatório fechado e completo dos mamíferos impede a mistura do sangue venoso com o arterial em suas respectivas câmaras cardíacas. É importante notar que as distintas pressões dentro dos vasos sanguíneos levam a diferenças na estrutura biológica das artérias e veias. As artérias, conduzindo sangue oxigenado sob alta pressão, são mais robustas e menos flexíveis, localizando-se tipicamente em regiões mais internas do corpo. As veias, por outro lado, são estruturas mais elásticas e flexíveis, transportando sangue com menor carga de oxigênio e pressão situando-se mais próximas à superfície da pele (Moore, Dalley, Agur, 2018).

A Figura 1 ilustra a anatomia do coração humano, evidenciando o percurso do sangue venoso e arterial e identificando as diversas partes do órgão. As cores empregadas – azul para o venoso e vermelho para o arterial – refletem parcialmente a realidade, uma vez que a concentração de oxigênio e dióxido de

carbono influencia a tonalidade do sangue, tornando-o mais azulado ou roxeado quando empobrecido de oxigênio e mais vermelho quando está enriquecido de oxigênio (Kienle *et al.*, 1996).

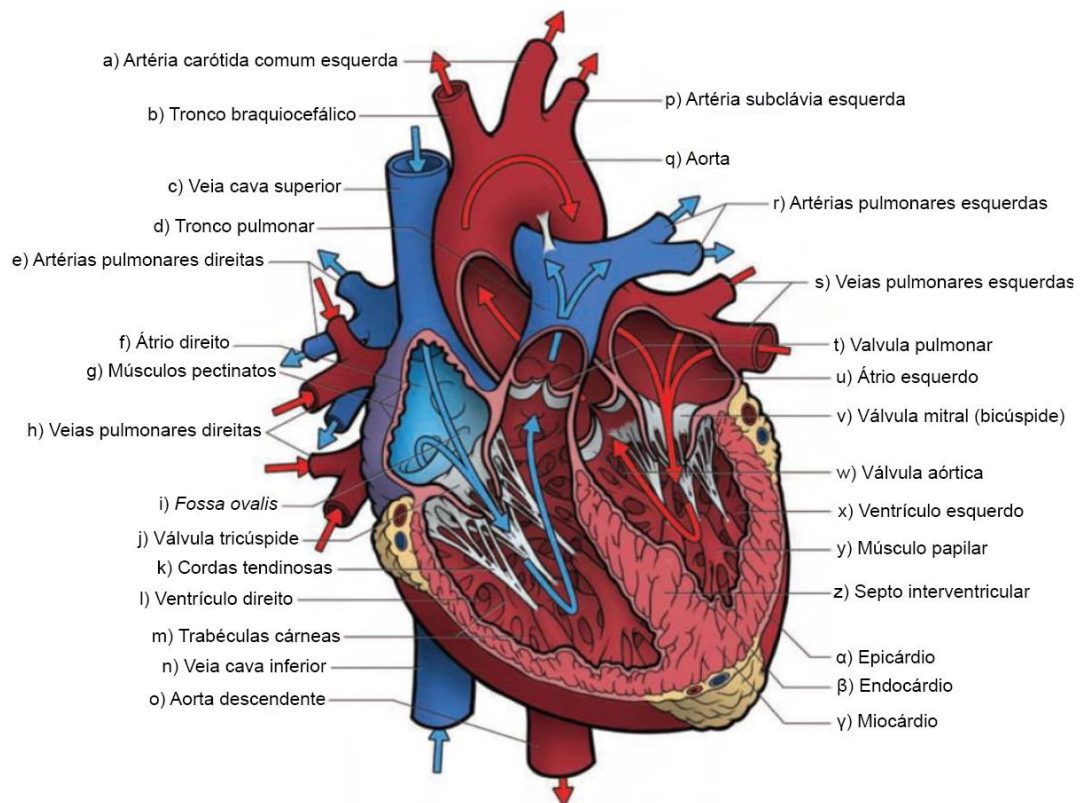


Figura 1- Representação esquemática do coração, adaptado de (LABROSSE, 2018)

No coração adulto, os átrios possuem um volume aproximado de 35 ml e, devido à baixa elasticidade de suas paredes, não experimentam variações significativas de volume durante o ciclo cardíaco. Por serem câmaras de recepção do sangue, os átrios exercem uma pressão máxima de aproximadamente 10 mmHg (Aune *et al.*, 2009). Já os ventrículos, responsáveis pela maior parte do esforço muscular cardíaco, exibem uma notável variação de volume, cerca de 120 ml quando relaxados e 50 ml em contração. O pico de pressão gerado pelo ventrículo direito é de 30 mmHg e pelo ventrículo esquerdo de 120 mmHg em condições normais, podendo esses valores aumentarem em patologias como a hipertensão (Labrosse, 2018). Portanto, as doenças que

comprometem a função ventricular são particularmente graves, podendo diminuir a eficácia circulatória e levar a consequências fatais.

O coração, atua como uma bomba pulsátil de deslocamento positivo, assim ele exibe um comportamento cíclico no qual suas quatro câmaras se contraem e relaxam sincronicamente para impulsionar o sangue. O ciclo cardíaco é dividido em duas fases distintas: sístole e diástole. Durante a sístole, os músculos do coração se contraem, resultando no pico da pressão sanguínea; na diástole, ocorre o relaxamento desses músculos, levando ao ponto mais baixo da pressão sanguínea (Hall, Hall, 2020). Para ilustrar a atividade cardíaca, emprega-se o diagrama de Wiggers (figura 2), que correlaciona pressão e volume cardíaco ao longo do tempo em um único ciclo.

A figura 2 esquematiza o padrão típico de atividade do átrio e do ventrículo esquerdo durante o ciclo cardíaco, que é dividido em etapas mais detalhadas: contração isovolumétrica, ejeção, relaxamento isovolumétrico, enchimento rápido, diástase e sístole atrial. Durante a contração isovolumétrica, o músculo cardíaco contrai, mas a válvula aórtica resiste à passagem do sangue, causando um rápido acréscimo na pressão ventricular. Após, este período acontece a ejeção do sangue para a aorta (ejeção) e, com o esvaziamento do ventrículo, o músculo cardíaco relaxa (relaxamento isovolumétrico). Então, a válvula mitral se abre permitindo o enchimento rápido dos ventrículos a partir dos átrios (afluxo rápido). Esse estágio progride para a diástase, um período de enchimento lento enquanto o sangue continua a fluir das veias pulmonares e cavas. A fase conclui-se com a sístole atrial, uma contração atrial que preenche os ventrículos completamente, promovendo um ligeiro aumento das pressões e do volume ventricular, finalizando o ciclo cardíaco.

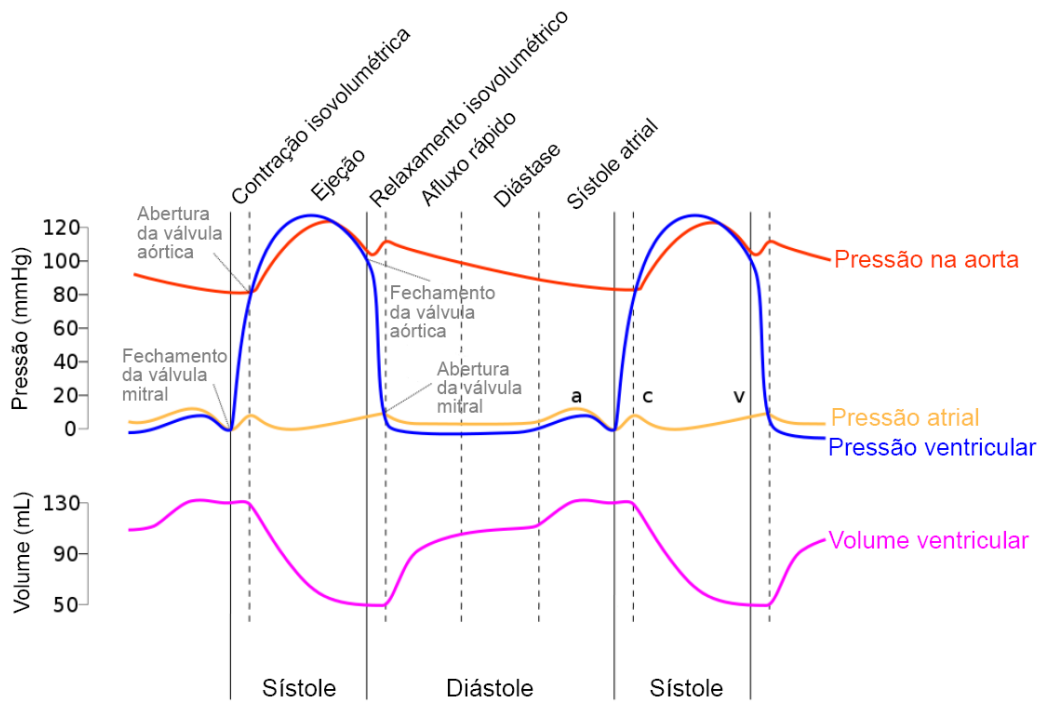


Figura 2 - Diagrama de Wiggers, adaptado de Hall, Hall, 2020.

A duração de cada fase do ciclo cardíaco é influenciada pela frequência cardíaca e pela idade do indivíduo. Estudos como os de Rickards e Norman (1981) e Boudoulas *et al.* (1981) traçaram uma correlação quase linear entre a frequência cardíaca e a duração da sístole em adultos, indicando que, enquanto a frequência cardíaca aumenta, a duração da sístole cresce linearmente até um certo ponto antes de atingir um platô. Ensaio subsequentes de Chung, Karamanoglu e Kovács (2004) corroboraram esses achados. No entanto, Occhetta *et al.* (2010) e Bombardini *et al.* (2008) relataram resultados que divergem para certas faixas de frequência cardíaca, refletindo a diversidade biológica da população humana.

Em pacientes pediátricos, essa variabilidade é ainda mais pronunciada devido às amplas diferenças em tamanho corporal e taxas de crescimento. Por exemplo, Harris *et al.* (1964) observaram a duração da sístole em bebês prematuros, neonatos e crianças mais velhas, revelando disparidades significativas. Embora estudos mais recentes, como os de Spitaels *et al.* (1974), Sarnari *et al.* (2009) e Zhang *et al.* (2017), mostrem dados variáveis, a tendência de aumento da duração da

sístole com a frequência cardíaca parece consistente, tanto em crianças quanto em adultos. A Figura 3 resume os diversos resultados encontrados na literatura para a duração da sístole em função da frequência cardíaca.

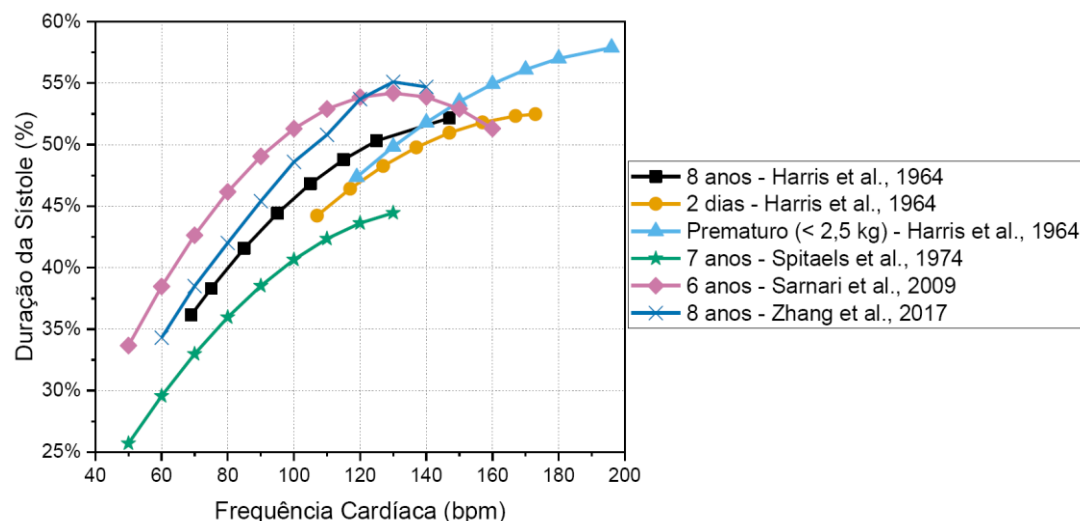


Figura 3 - Duração da sístole por frequência cardíaca para pacientes pediátricos, extraído de Lemos, 2020.

O coração, sendo um tecido biológico complexo, não está imune a patologias. Uma das condições clínicas mais severas que afeta o coração é a insuficiência cardíaca (IC), um estado em que o coração não consegue fornecer o fluxo sanguíneo necessário para manter a homeostase (Hall, Hall, 2020). Pacientes com IC são suscetíveis a choque cardiogênico, que pode levar à falência de múltiplos órgãos e, eventualmente, à morte (Moreira, Benício, 2010). Em adultos, as principais causas da IC incluem hipertensão, obesidade, infecções, diabetes, uso de certas drogas e o próprio envelhecimento (Ponikowski *et al.*, 2014), indicando que problemas cardíacos podem ser um efeito secundário de condições clínicas preexistentes ou resultantes de um estilo de vida não saudável.

Para pacientes pediátricos, as causas de insuficiência cardíaca frequentemente se originam de problemas congênitos, como cardiopatias congênitas, que afetam aproximadamente 8% dos nascidos vivos e podem ser responsáveis por 25% a 75% dos casos de IC pediátrica em hospitais (Masarone *et al.*, 2017), e cardiomiopatias, que incidem em cerca de 1,3 a cada 10.000

crianças com idade entre 0 a 1 ano. Nota-se também um aumento nos casos cardíacos pediátricos devido a infecções virais, destacando-se aquelas relacionadas ao vírus da imunodeficiência humana (HIV) (Shaddy *et al.*, 2018). Uma manifestação comum nessas crianças é a cardiomegalia, um aumento do coração e do ventrículo, acompanhado por enfraquecimento muscular significativo que diminui tanto o débito cardíaco quanto a pressão sanguínea, progredindo até a perda completa da função de bombeamento (Figura 4).

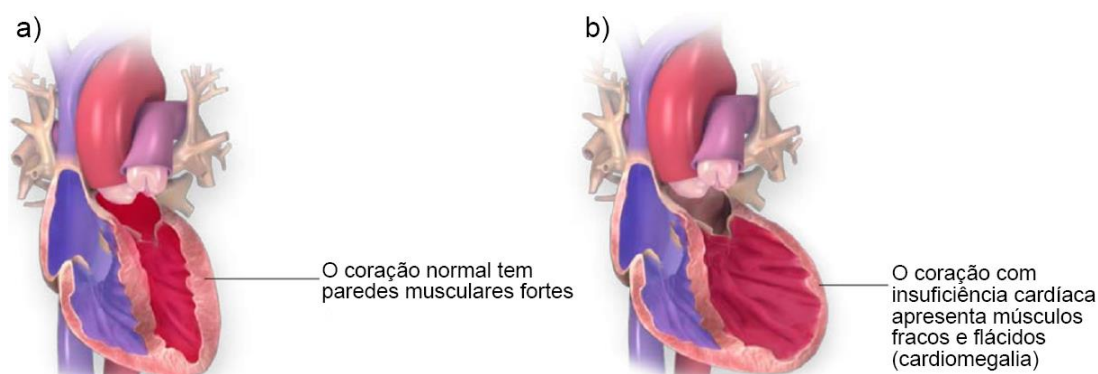


Figura 4- Coração com cardiomegalia, extraído de Lemos, 2020.

Existem várias estratégias terapêuticas para tratar pacientes com insuficiência cardíaca. Nos casos menos severos, a combinação de medicamentos e alterações no estilo de vida pode resultar em uma melhoria substancial. No entanto, situações mais críticas podem exigir transplante cardíaco. A incidência de casos graves é mais alta entre pacientes pediátricos. O crescimento físico impõe uma demanda adicional ao coração já debilitado, o que pode acelerar o colapso circulatório. Portanto, a necessidade de transplantes é particularmente premente para crianças e adolescentes. Contudo, a disponibilidade de doadores é limitada. Em 2018, aproximadamente 350 transplantes cardíacos foram realizados em adultos, em contraste com somente 30 em crianças (Becker *et al.*, 2022), criando longas filas de espera, durante as quais pacientes com saúde comprometida podem falecer antes de conseguir um transplante.

Para superar essa lacuna, dispositivos de assistência ventricular (DAV) têm sido utilizados como tratamento intermediário para prolongar a vida dos pacientes até que possam ser submetidos à cirurgia. Esses ventrículos artificiais

vêm sendo aprimorados continuamente e já provaram ser eficazes como ponte para o transplante, melhorando de maneira significativa a qualidade de vida dos pacientes (Jakovljevic *et al.*, 2017). Atualmente, existem evidências de que os dispositivos de assistência ventricular podem até ser considerados uma terapia definitiva, em alguns casos substituindo o transplante cardíaco (Raju *et al.*, 2017).

2.2 Dispositivos de assistência ventricular (DAV)

Os dispositivos de assistência ventricular (DAV) são bombas auxiliares essenciais no tratamento da insuficiência cardíaca, assegurando a manutenção da circulação sanguínea nos pacientes. Eles são controlados por meio de sistemas eletrônicos e podem ser categorizados em três tipos básicos, baseados no princípio de funcionamento: pulsátil, radial e centrífugo.

Os dispositivos pulsáteis operam através do movimento de uma membrana que bombeia sangue usando o mesmo princípio do coração. Existem duas abordagens principais para mover esta membrana: uma utiliza um fluido pressurizado, como o ar comprimido, enquanto a outra emprega uma placa mecânica. Estes dispositivos representaram a primeira geração de ventrículos artificiais (Valika; Cotts, 2013). Tipicamente, consistem em um recipiente plástico, separado por uma membrana flexível em duas câmaras. A câmara de sangue tem duas aberturas, uma para entrada e outra para saída do sangue, com o fluxo regulado por válvulas unidirecionais em cada abertura. A câmara oposta gera a força que move a membrana. A maioria desses equipamentos usa ar comprimido para mover a membrana, alternando entre baixa e alta pressão, para aspirar e bombear o sangue. Esta tecnologia começou a ser aplicada clinicamente na década de 60, tanto de forma implantada quanto extracorpórea (Köhne, 2020). Contudo, bombas pulsáteis implantáveis não são mais utilizadas sendo substituídas pelas bombas centrífugas, que são menos volumosas e mais fáceis de implantar cirurgicamente. Os modelos extracorpóreos continuam em uso devido ao custo acessível, menor risco de hemólise e a possibilidade de

inspeção e manutenção do coração sem intervenção cirúrgica. Sua capacidade de gerar altas pressões também os torna preferíveis para pacientes pediátricos. A Figura 5 ilustra dois exemplos de ventrículos artificiais modernos destinados ao uso extracorpóreo.



Figura 5 - Exemplo de um DAV pulsátil adulto com 80 ml (A) e um pediátrico com 10 ml(B), extraído de Hetzer *et al.*, 2006.

Diversos tipos de válvulas podem ser utilizados nos ventrículos artificiais pulsáteis, incluindo válvulas biológicas, poliméricas e mecânicas. Em geral, as válvulas mecânicas são a opção preferida para a maioria dos dispositivos devido à sua notável durabilidade e ampla disponibilidade (Köhne, 2020). As válvulas biológicas, que buscam replicar o funcionamento das válvulas cardíacas humanas, são fabricadas a partir de tecido de pericárdio animal e possuem três folhetos flexíveis que se unem no centro, formando uma configuração triangular que se move em resposta ao fluxo sanguíneo. Esses folhetos se abrem e fecham para permitir ou interromper o fluxo, seguindo o ritmo cardíaco (Yoganathan; He;

Jones, 2004). As válvulas poliméricas seguem um princípio de design semelhante, mas são confeccionadas utilizando plásticos no lugar de tecidos orgânicos. Em contraste, as válvulas mecânicas são concebidas com folhetos rígidos que pivotam em torno de eixos, criando canais que direcionam o fluxo sanguíneo para dentro do dispositivo e se fecham quando ocorre a inversão do fluxo. A Figura 6 exemplifica uma válvula biológica ao lado de uma válvula mecânica com folhetos duplos.

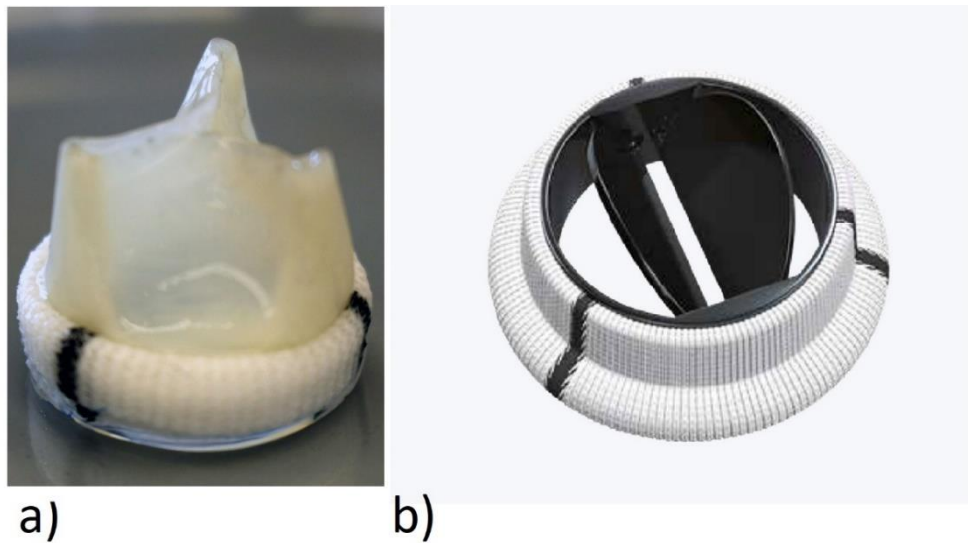


Figura 6 - Exemplo de uma válvula biológica (a) e de uma válvula mecânica (b), extraído de Kheradvar *et al.*, 2015 e Rahimtoola, 2003.

Durante a década de 90, as bombas DAVs de configuração axial emergiram como uma inovação disruptiva, oferecendo um fluxo sanguíneo contínuo via rotor alinhado ao fluxo. Esta inovação eliminou a necessidade de válvulas, como ilustrado na Figura 7. Os modelos iniciais prometiam maior longevidade, redução na hemólise, operação silenciosa e tamanho reduzido, o que favorecia a implantação cirúrgica (Duncan, 2006). Contudo, complexidades operacionais e de fabricação limitaram sua adoção generalizada, não cumprindo plenamente os critérios de segurança e confiabilidade pré-estabelecidos. Apesar disso, esse período marcou uma transição notável para bombas de fluxo contínuo, substituindo gradativamente os modelos pulsáteis.

Com a virada do século, avanços significativos foram alcançados com o advento dos DAVs centrífugos equipados com mancais magnéticos, conforme evidenciado na Figura 8. Esses dispositivos conseguiram superar as limitações da geração anterior e passaram a competir com as bombas pulsáteis. Uma vantagem dessa configuração em relação ao design axial é a capacidade dessas bombas de produzir uma curva de pressão linear, o que reduz a velocidade de operação e, conseqüentemente, as tensões e a degradação do sangue (McDonagh *et al.*, 2011).

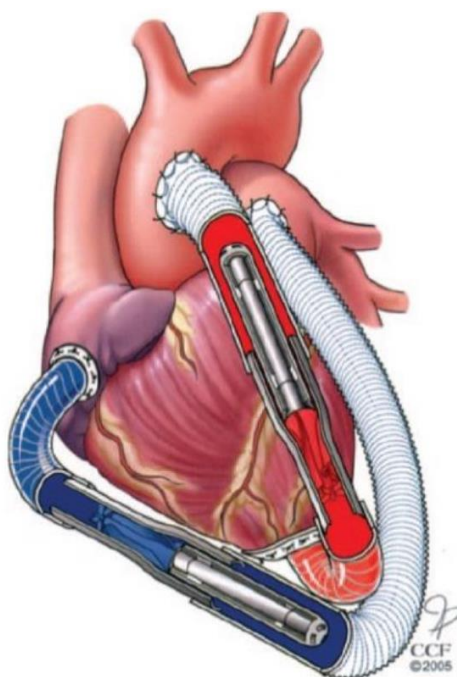


Figura 7 - Ilustração de um DAV axial implantado, extraído de Duncan, 2006.

Um marco na avaliação clínica dessas tecnologias foi o estudo REMATCH (1998-2001), que comparou as taxas de sobrevivência de pacientes com insuficiência cardíaca avançada utilizando DAVs pulsáteis contra tratamento médico convencional. Os resultados indicaram uma redução de 48% no risco de mortalidade para o grupo com DAVs pulsáteis, com sobrevivência de um ano superior em 27% em comparação ao grupo controle (Rose *et al.*, 2001). Esses resultados levaram à rápida disseminação do tratamento com assistência mecânica em pacientes com insuficiência cardíaca.

Posteriormente, em 2009, foi realizado um estudo que acompanhou diversos pacientes na fila de transplante, comparando o desempenho de dispositivos pulsáteis e centrífugos. No primeiro ano, a taxa de sobrevivência com bombas de fluxo contínuo foi de 68%, enquanto as bombas pulsáteis registraram 58%. Após dois anos, essas taxas foram de 55% e 24%, respectivamente (Slaughter *et al.*, 2009). Isso resultou na redução do uso de dispositivos pulsáteis em favor dos modelos centrífugos, incluindo o abandono do uso de bombas pulsáteis implantadas em adultos nos EUA.

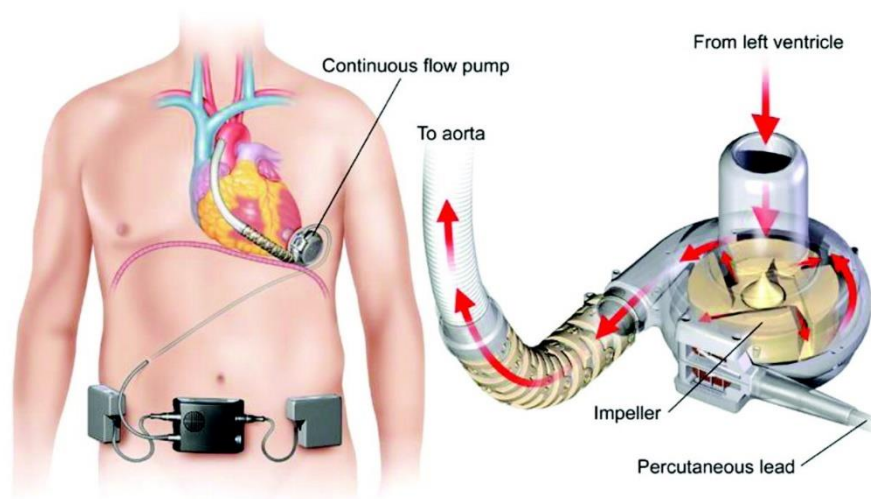


Figura 8 - Ventrículo artificial centrífugo, extraído de (AARONSON *et al.*, 2012)

Há, no entanto, divergências na literatura. Lund *et al.* (2013) reportaram uma vantagem de apenas dois pontos percentuais na taxa de sobrevivência em favor de ventrículos centrífugos nos primeiros dois anos de uso, mas com dispositivos pulsáteis superando em termos de sobrevivência após cinco e seis anos, com taxas de 75% e 72% em comparação com 72% e 68% para as bombas de fluxo contínuo. Porém, em 2014, um extenso banco de dados com mais de dez mil pacientes que receberam ventrículos artificiais mostrou sobrevida de um a quatro anos de: 80%, 70%, 60% e 50% para pacientes com bombas centrífugas, e sobrevidas de: 65%, 45%, 40% e 35% para pacientes com bombas pulsáteis (Kirklin *et al.*, 2014).

A ausência de pulsação nas bombas centrífugas tem impactos significativos na saúde dos pacientes, uma vez que o movimento pulsante estimula as células endoteliais do corpo a produzirem componentes químicos por meio de um processo conhecido como mecanotransdução. Sem o fluxo pulsátil, ocorre uma redução na produção de óxido nítrico, afetando os processos de vasodilatação no corpo (Baric, 2014). Essa alteração está associada a episódios de sangramento em pacientes, sendo o sangramento gastrointestinal o mais comum (Köhne, 2020). Além disso, podem ocorrer sangramentos na bexiga e no cérebro (Truss *et al.*, 2016; Son *et al.*, 2016). Embora casos de sangramento possam ocorrer em pacientes com qualquer tipo de dispositivos, esses casos são mais raros em pacientes com dispositivos pulsados.

Um problema adicional associado ao uso de bombas centrífugas é a síndrome de von Willebrand, que é mais prevalente em usuários desses dispositivos (Uriel *et al.*, 2010; Meyer *et al.*, 2014). Essa síndrome é caracterizada por uma deficiência do fator de von Willebrand, uma proteína no sangue que desempenha um papel crucial na coagulação. A síndrome resulta em uma redução na capacidade de coagulação em tecidos lesados. Embora seja considerada hereditária e afete tipicamente pessoas geneticamente suscetíveis, pacientes com dispositivos de fluxo contínuo apresentam uma incidência mais alta do que o esperado para a tendência hereditária. Importante notar que a doença desaparece imediatamente após a remoção do suporte cardíaco (Davis *et al.*, 2015). Pesquisas indicam que o fator de von Willebrand é degradado devido às altas tensões cisalhantes nos dispositivos centrífugos e à ação de uma enzima chamada ADAMTS-13, que é induzida pelas tensões (Köhne, 2020).

A literatura médica também relata que pacientes que utilizam ventrículos artificiais pulsáteis têm a capacidade de recuperar a função cardíaca. Por exemplo, em 1995, dois pacientes com cardiomiopatia e cardiomegalia apresentaram melhorias significativas em sua condição cardíaca, o que permitiu a remoção permanente dos dispositivos. Isso levou a considerações sobre os DAV's como pontes para a recuperação (Müller *et al.*, 1997). Nos primeiros dias do uso de suporte cardíaco, quando as bombas pulsáteis eram a única opção disponível, a recuperação cardíaca ocorria em até 15% dos casos. No entanto, no período de 2006 a 2016 com ampla utilização de dispositivos centrífugos, a

taxa de recuperação diminuiu para apenas 1,3% (Bryant *et al.*, 2017). Atualmente, não existe um procedimento padrão estabelecido para aumentar a taxa de recuperação. Com as bombas pulsáteis, também é possível realizar breves desligamentos para observar a reação do coração. No entanto, nos dispositivos centrífugos, essa abordagem é considerada arriscada, uma vez que o sangue pode fluir através da bomba e de volta para o ventrículo (Phan *et al.*, 2016; Hanff; Birati, 2019).

2.3 Degradação do sangue

Os ventrículos artificiais, embora essenciais para a saúde de muitos pacientes, apresentam desafios significativos devido ao tecido não biocompatível com o paciente. Conforme destacado por Tchantchaleishvili *et al.* (2014), uma vez que o sangue flui dos ventrículos naturais para esses dispositivos, um processo de degradação é acionado. Esta degradação pode ocorrer através da formação de trombos, hemólise e até mesmo infecções.

A trombose, uma condição em que o sangue coagula anormalmente dentro dos vasos sanguíneos, pode obstruir o fluxo sanguíneo de maneira patológica. Da mesma forma, a hemólise, também conhecida como destruição prematura das hemácias devido ao rompimento da membrana celular, é um problema grave. Essas complicações se originam das condições reológicas diferentes encontradas nos ventrículos artificiais em comparação com o corpo humano, além do contato com superfícies não biológicas, como plástico e metal. Wever-Pinzon *et al.* (2016) explicam que essa situação não natural ativa plaquetas, levando à trombose, e destrói eritrócitos, resultando em hemólise.

Embora seja raro que ocorra uma trombose significativa nos dispositivos de assistência ventricular pulsátil devido ao seu tamanho, pequenos coágulos ou a destruição excessiva de eritrócitos podem ter sérias consequências para o paciente. Além disso, a conexão entre o dispositivo, o corpo e os componentes do ventrículo pode ser um local propício para a proliferação de patógenos,

aumentando o risco de infecções. Geralmente, esses dispositivos são implantados no lado esquerdo do coração.

Para minimizar a formação de trombos, os pacientes com ventrículos artificiais precisam de terapia com anticoagulantes. No entanto, como observado por Köhne (2020), essa abordagem deve ser cuidadosamente controlada, pois um excesso de medicamentos pode resultar em sangramentos internos. O maior perigo associado a esses coágulos é a possibilidade de que eles se desloquem pelo corpo e obstruam a circulação sanguínea, conforme evidenciado por Jennings *et al.* (2015). A coagulação é iniciada quando o sangue entra em contato com o material sintético dos ventrículos artificiais, podendo formar coágulos aderidos ao dispositivo na forma de *pannus*. Embora esse processo degrade a funcionalidade da bomba, ele é menos perigoso do que a formação de coágulos na corrente sanguínea (Sutera, 1977). A estagnação do sangue em áreas de baixa velocidade dentro dos ventrículos artificiais também contribui para a coagulação, como destacado no estudo de Obidowski *et al.* (2018), que determinou que zonas com velocidade inferior a 0,01 m/s promovem a coagulação.

É importante notar que o sangue não consiste apenas em um líquido com substâncias químicas dissolvidas (plasma), mas também contém células (hematócitos) que desempenham um papel crucial no transporte de oxigênio, como afirmado por Hall e Hall (2020). No entanto, a presença dessas células torna o sangue sensível a tensões mecânicas, que podem resultar na ruptura da membrana das hemácias, desencadeando a hemólise. Este processo é diretamente afetado pelas tensões cisalhantes presentes no fluxo sanguíneo, conforme explicado por Jameson (2018). Além disso, o tempo em que os eritrócitos permanecem sob essas elevadas tensões também afeta sua destruição, conforme mencionado por Deutsch *et al.* (2006). A hemólise, a longo prazo, resulta na perda contínua da capacidade de oxigenação do sangue e estimula a formação de coágulos, ambos prejudicando a saúde do paciente. Em casos extremos, o acúmulo de hemoglobina livre devido a hemólise pode levar à falência renal, como indicado por Qian *et al.* (2010).

Um estudo recente conduzido por Harada *et al.* (2021) revelou que o rompimento das hemácias é influenciado pela pressão, especialmente pressões

manométricas negativas. A pesquisa concluiu que pressões abaixo da atmosférica, combinadas com tensões de cisalhamento, resultam no rompimento das hemácias, mesmo em níveis de cisalhamento considerados seguros. No entanto, é importante destacar que este é um resultado recente, e a literatura ainda carece de dados que estabeleçam uma correlação mais ampla entre a pressão e a hemólise, semelhante à já estabelecida para as tensões de cisalhamento.

Além disso, as infecções representam uma preocupação significativa para os pacientes que utilizam ventrículos artificiais, quer sejam diretamente associadas aos DAVs ou não. Essas infecções podem afetar a corrente sanguínea, o sistema respiratório ou o trato urinário. Nesse contexto, é possível classificar as infecções de acordo com sua localização, como ocorrendo no corpo da bomba, no cabo de alimentação ou nas cânulas de entrada e saída, conforme descrito por Nienaber, Wilhelm e Sohail (2013). As infecções mais comuns em relação às bombas são aquelas que ocorrem na linha de transmissão ou em qualquer cânula que atravesse a pele. Em tais locais, pode se formar um biofilme que pode conter patógenos.

Ao longo dos anos, a taxa de infecções não variou significativamente com as mudanças nos dispositivos de assistência ventricular. Na Europa, por exemplo, a taxa de infecção era de 30% até 1997, quando o uso predominante eram bombas pulsáteis. Em contrapartida, no período de 2011 a 2016, com a ampla adoção de bombas de fluxo contínuo, a taxa de infecção permaneceu em 31%, conforme relatado por Quaini *et al.* (1997) e De By *et al.* (2018). A boa notícia é que, na maioria dos casos, essas infecções podem ser tratadas com sucesso e não exigem a substituição do dispositivo, como evidenciado por O'Horo *et al.* (2018). Além disso, não foram encontradas correlações significativas entre infecções e a formação de trombos, como apontado por Fried *et al.* (2015).

2.4 Velocimetria por imagem de partículas (PIV/TR-PIV)

A técnica de Velocimetria por Imagem de Partículas (PIV) é empregada para medir os campos de velocidade instantâneos de um escoamento. Esse método consiste na gravação de imagens do fluido contendo partículas traçadoras, as quais são iluminadas, normalmente por um laser. A região do fluido iluminada, também conhecida como região de interesse, varia de acordo com a técnica aplicada, podendo ser um plano ou um volume. As câmeras, estrategicamente posicionadas focando na região de interesse, registram as imagens das partículas traçadoras no interior do escoamento.

A velocidade é determinada pela comparação de duas imagens consecutivas do escoamento, separadas por um intervalo de tempo conhecido. Durante essa análise, é possível identificar o deslocamento de grupos de partículas entre os quadros, o que permite a quantificação do deslocamento do fluido que transporta essas partículas naquela região do escoamento. Posteriormente, por meio de um processo de calibração, os deslocamentos são convertidos do espaço de imagem (em pixels) para o espaço físico (por exemplo, em milímetros). A partir desses deslocamentos e do intervalo de tempo entre os quadros, a velocidade de uma região pode ser calculada simplesmente pela divisão da distância percorrida pelo tempo decorrido.

É importante ressaltar que a qualidade da iluminação, a quantidade de partículas utilizadas e os intervalos de tempo entre os quadros são fatores cruciais para alcançar a máxima resolução espacial possível (Raffel *et al.*, 2018). A Figura 9 ilustra uma configuração típica da técnica de PIV aplicada a um escoamento. Essa abordagem proporciona uma nova ferramenta para avaliar o escoamento em DAV's, permitindo a observação do desenvolvimento temporal das estruturas do fluido no interior do dispositivo.

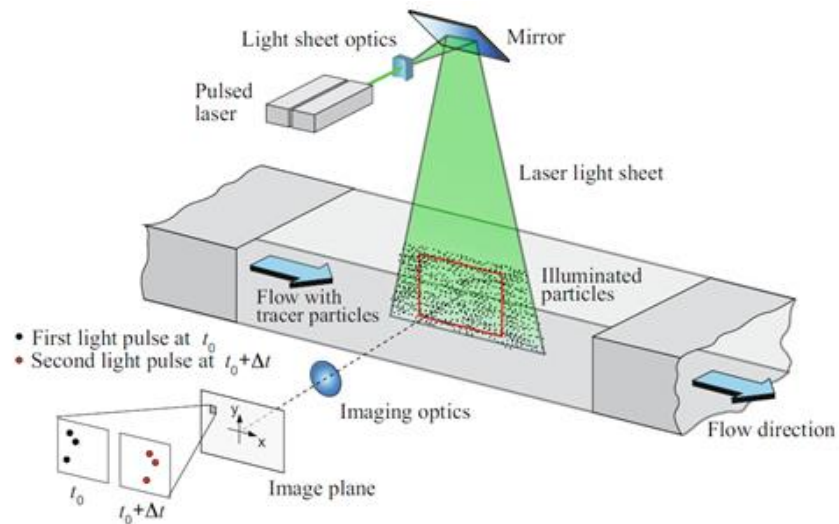


Figura 9 – Ilustração de um sistema PIV, extraído de Raffel *et al.*, 2018.

Um sistema de medição PIV pode ser decomposto em cinco componentes principais: os traçadores, o sistema de iluminação, as câmeras, o sistema de sincronização e o processamento. Os traçadores são partículas inseridas no fluido com o objetivo de acompanhar o escoamento sem interferir significativamente em seu movimento, além de possuírem características ópticas adequadas para garantir boa visibilidade quando iluminadas (Raffel *et al.*, 2018). A dispersão da luz por uma partícula é influenciada por diversos fatores, incluindo seu tamanho, forma, orientação e a diferença nos índices de refração entre a partícula e o meio. Adicionalmente, o padrão de espalhamento é alterado pela polarização da luz e pela posição do observador em relação à fonte luminosa (Adrian, Westerweel, 2011).

Para o caso específico de uma partícula esférica com índice de refração homogêneo e diâmetro consideravelmente maior que o comprimento de onda da luz incidente, a teoria de espalhamento de Mie pode ser utilizada para calcular a reflexão causada pela partícula. Este é um cenário específico dentro do problema mais amplo de espalhamento de luz, que pode ser analisado a partir das equações de Maxwell, oferecendo soluções exatas de grande relevância para estudos com traçadores. Por exemplo, a Figura 10 ilustra os resultados previstos para o espalhamento de luz por duas partículas de óleo no ar, com diâmetros de $1\mu\text{m}$ e $10\mu\text{m}$. Esses resultados indicam direções preferenciais de maior emissão de luz, sendo que a eficiência dessa emissão aumenta com o

diâmetro da partícula. Melling (1997) observou uma diminuição relativa na intensidade da luz espalhada perpendicularmente em relação ao total espalhado, mas isso é compensado por um aumento na seção de espalhamento, resultando em traçadores mais visíveis e eficientes em termos de consumo de luz. Portanto, partículas maiores tendem a ser mais visíveis e espalham a luz mais eficientemente, especialmente na direção perpendicular, que é frequentemente utilizada em PIV (Adrian, Westerweel, 2011).

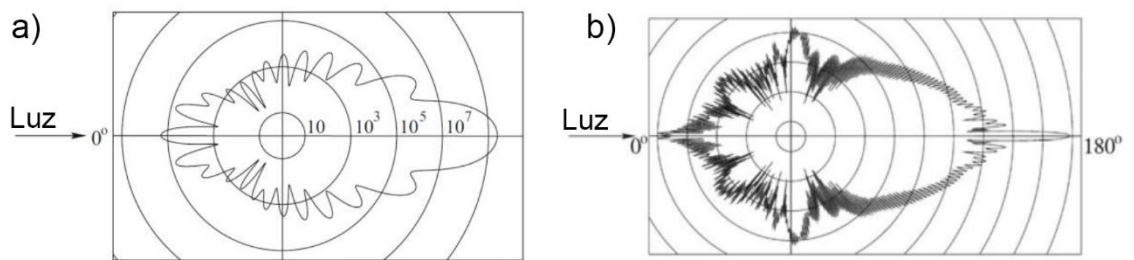


Figura 10 – Espalhamento de uma partícula de 10 μm (a) e 1 μm (b); extraído de Raffel *et al.*, 2018

Entretanto, uma partícula traçadora também deve ser capaz de acompanhar o escoamento com o mínimo de perturbação ao fluido. Este requisito pode ser quantificado de várias maneiras, sendo a mais comum a consideração do tempo de resposta da partícula a mudanças no escoamento. O ideal é que este tempo seja o mais curto possível, minimizando a diferença entre as velocidades do traçador e do fluido. A formulação de uma equação genérica para este fenômeno é complexa, especialmente quando consideramos todas as interações entre partículas e fluido. Assim, simplificações e aproximações são aplicadas para se obter um parâmetro que estime a eficácia de um traçador em medir um determinado escoamento. A abordagem simplificada mais comum utiliza o número de Stokes (S_t), definido como o produto do tempo característico do escoamento e a velocidade média do fluido (V), dividido pela distância perturbada (l) (Eq. 1). Para partículas esféricas em escoamento laminar, o tempo de resposta (t_d) pode ser calculado diretamente pela expressão 2 (Raffel *et al.*, 2018). Esse tempo de resposta depende exclusivamente das propriedades da partícula (densidade ρ e diâmetro d) e da viscosidade do fluido (μ). Com essas

informações, juntamente com a velocidade do escoamento e o tamanho característico da estrutura do fluido observada, é possível calcular o número de Stokes, que, para uma medição eficaz em PIV, deve ser o mais baixo possível. Idealmente, o número de Stokes deve ser inferior a 0,1 para se alcançar resultados satisfatórios (Picano *et al.*, 2011). Assim, busca-se um equilíbrio entre uma partícula suficientemente pequena para acompanhar o escoamento e um diâmetro que permita sua clara observação.

$$S_t = \frac{Vt_d}{l} \quad (1)$$

$$t_d = \frac{\rho_d d_p^2}{18\mu} \quad (2)$$

Para a iluminação de partículas traçadoras, sistemas PIV frequentemente utilizam lasers como fonte de luz. Esta escolha deve-se à alta potência dos lasers e à sua capacidade de ativação rápida. Os lasers empregados emitem pulsos de luz de curta duração, na escala de nanossegundos, possuindo energia suficiente para iluminar eficientemente as partículas. Os tipos de laser mais comuns em PIV são o Nd:YAG (granada de alumínio e ítrio dopada com neodímio), o Nd:YLF (fluoreto de lítio e ítrio dopado com neodímio) e as lâmpadas de íons de argônio.

Um aspecto fundamental desses sistemas é a taxa de repetição, que corresponde ao número máximo de pulsos que a fonte de luz pode emitir por segundo, para uma dada energia por pulso luminoso. Inicialmente, os sistemas PIV possuíam potência limitada, resultando em taxas de repetição baixas, tipicamente em torno de 10Hz (RAFFEL *et al.*, 2018). Esta limitação exigia o uso de duas cabeças de laser para gerar dois pulsos de luz com um intervalo muito curto entre eles, procedimento necessário para controlar o intervalo de tempo entre imagens consecutivas e, assim, observar o deslocamento das partículas, garantindo a qualidade dos dados coletados (GRANT, 1997).

Atualmente, com os avanços em sistemas laser, são possíveis taxas de repetição muito mais elevadas, na ordem de kHz. Esta evolução permitiu a observação da evolução temporal das estruturas de fluidos, conduzindo ao desenvolvimento da velocimetria resolvida no tempo (TR-PIV). Nesta técnica, os campos de velocidade capturados são coerentes e proporcionam uma visão detalhada da evolução temporal do fluido. A capacidade de uma medição ser

resolvida no tempo depende da relação entre a frequência de medição e o tempo característico do fenômeno observado, ou seja, o sistema deve ser capaz de mensurar o fenômeno em uma escala de tempo significativamente menor do que aquela em que o fenômeno ocorre. Em medições de fluidos com baixas velocidades e baixos números de Reynolds, como líquidos, as estruturas observadas são geralmente coerentes no tempo até o limite da resolução espacial. No entanto, em medições de gases, como o ar, as altas frequências dos sistemas modernos nem sempre são suficientes para resolver todas as estruturas no tempo, devido às altas velocidades e aos altos números de Reynolds comumente encontrados nesses escoamentos.

O espalhamento de luz produzido pelas partículas traçadoras é observado através de um conjunto de câmeras de alta velocidade. Os sistemas PIV iniciais, de baixa velocidade, não eram limitados pela capacidade dos sensores das câmeras. No entanto, os sistemas de velocimetria resolvida no tempo (TR-PIV), que operam em frequências elevadas, exigem câmeras CMOS (semiconductor de óxido metálico) de alto desempenho.

Nestas câmeras de alta velocidade, a taxa de aquisição de imagens é influenciada pelo tamanho da imagem. Os sensores destas câmeras são compostos por centenas de milhares de pixels, e cada pixel deve ser lido sequencialmente para capturar a imagem (GOTO *et al.*, 2006). A velocidade com que os pixels são lidos depende do circuito interno da câmera e é um parâmetro fixo. Portanto, para aumentar o número de quadros por segundo, é necessário reduzir o tamanho da imagem capturada.

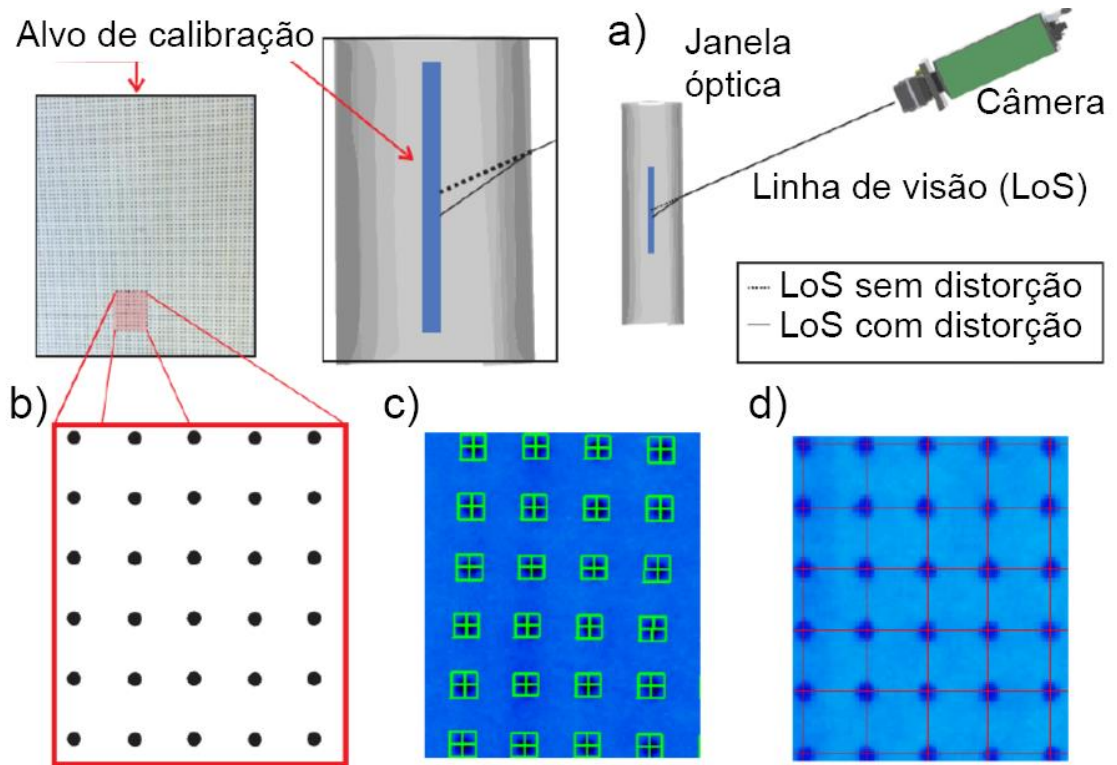


Figura 11 - Esquema da calibração de imagens PIV, extraído de Amaral, 2017.

Após a coleta das imagens, inicia-se a etapa de processamento, que consiste na conversão dos quadros sequenciais dos escoamentos em campos de velocidade. Esta fase começa com a calibração das imagens coletadas, estabelecendo uma correspondência entre o espaço das imagens e o espaço físico. O processo de calibração inicia-se com a colocação de um alvo de dimensões conhecidas na região do experimento a ser medida, dentro da linha de visão das câmeras (Figura 11.a). Esses alvos geralmente são constituídos por desenhos precisos, como um fundo branco com pontos ou um padrão xadrez, cujas características geométricas são exatamente conhecidas.

Posteriormente, ajusta-se o conjunto de lentes para captar com nitidez a imagem do alvo de calibração, e este ajuste é mantido para as medições PIV subsequentes. Uma alteração no foco neste estágio introduziria um erro sistemático nas medidas devido à mudança na magnificação (Figura 11.b). A única modificação permitida no conjunto de lentes após a calibração é a alteração na abertura do diafragma, pois isso afeta a quantidade de luz captada sem alterar a magnificação. A imagem do alvo é utilizada como referência para

estabelecer a correspondência entre pixels e dimensões espaciais (Figura 11.c). Em situações onde não há distorções significativas entre a região observada e a câmera, isto é, a luz não passa por meios translúcidos com diferentes índices de refração que causariam curvaturas, a relação pixel/mm mantém-se uniforme em toda a imagem, representando apenas uma mudança de escala. Contudo, é mais comum que janelas ópticas ou mesmo as paredes do objeto observado causem distorções não uniformes na imagem. Em alguns casos, até as lentes das câmeras podem induzir distorções, especialmente nas bordas da imagem.

Devido à sua geometria interna complexa, os DAV's distorcem qualquer imagem capturada em seu interior. Assim, não é viável utilizar um processo simples de calibração com uma única relação global pixel/mm. Técnicas mais sofisticadas de correção de distorção são discutidas na literatura. No estudo de Soloff, Adrian e Liu (1997), propôs-se uma correção global não linear utilizando polinômios globais. Essa abordagem permite corrigir distorções amplas, mas é insuficiente para grandes variações locais. Portanto, foi desenvolvido um algoritmo específico para as significativas distorções no DAV, aplicando o teorema do transporte e um ajuste local de distorção. Essa metodologia, objeto de um pedido de patente redigido pelo autor e seus colaboradores, não pode ser detalhada neste texto devido ao sigilo do processo. O método desenvolvido supera as técnicas existentes, compensando distorções de maneira local, não apenas global. Com isso, foi possível corrigir as grandes distorções próximas à parede curva do dispositivo, permitindo a obtenção de vetores válidos muito próximos à parede do dispositivo estudado.

Outro desafio das medições no interior do dispositivo são as diversas reflexões e espalhamentos causados pela sua geometria e pela presença da membrana (dispositivo pulsátil). A Figura 12 ilustra o espalhamento resultante da passagem da membrana sobre o plano de luz em diferentes momentos do ciclo de operação. Essas dificuldades se manifestam tanto pelo ofuscamento das partículas quanto pelo sombreamento, ambos prejudicando a visualização, aumentando os desvios no campo de velocidade e reduzindo a área mensurável. Observa-se uma intensidade luminosa significativa que ofusca a detecção das partículas no espaço entre a parede e a membrana. Portanto, antes da próxima etapa do processamento, à correlação do PIV, é necessário compensar esses

efeitos por meio de tratamento de imagens. Isso é alcançado através da construção de máscaras. Essas máscaras segmentam a imagem separando as regiões ruidosas (excesso de luz ou sombra) do resto do campo sem corrupção.

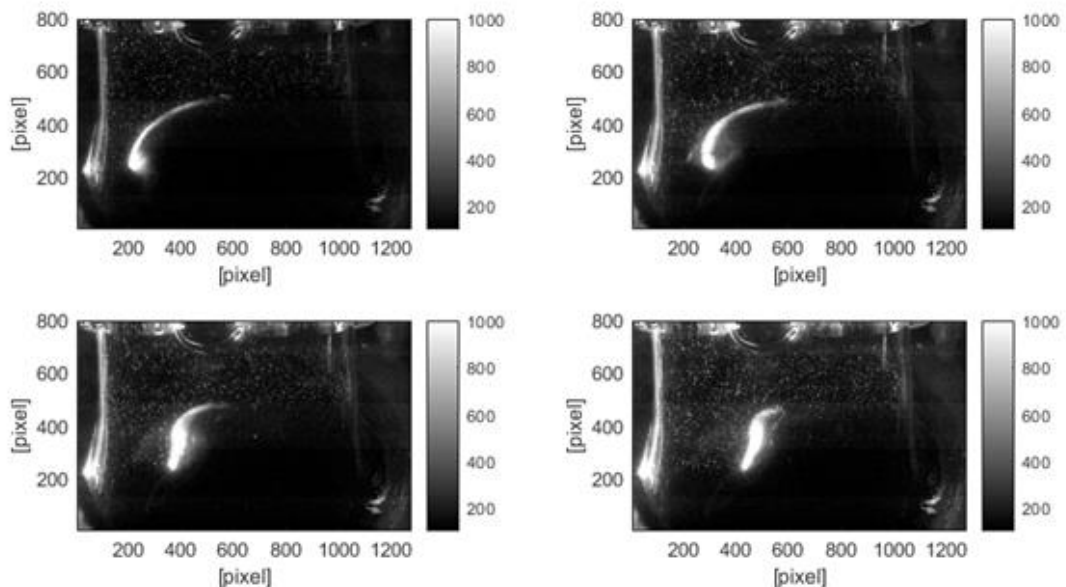


Figura 12 – Imagens exemplificando as reflexões de luz e sombra presentes no dispositivo estudado

Com as imagens devidamente calibradas, as distorções corrigidas e as regiões de reflexão e sombra mascaradas, o processamento PIV pode ser realizado. Nesta etapa, os quadros são divididos em janelas de interrogação, cada uma contendo grupos de traçadores. Em seguida, dois instantâneos consecutivos são comparados para identificar o deslocamento do grupo de partículas dentro da janela. Este par de imagens pode ser gerado por dois pulsos de lasers distintos (modo double-frame) ou por dois pulsos do mesmo laser (modo single-frame), conforme descrito por Raffel *et al.* (2018).

No modo double-frame, existem dois tempos distintos: o tempo entre quadros, que controla o deslocamento máximo dos grupos de partículas, determinando a distância temporal entre as imagens; e o tempo entre os pares, que define a frequência de observação do escoamento, pois cada par produz um único campo de velocidades. Já no modo single-frame, os tempos entre os quadros e os pares são os mesmos, permitindo a formação de pares

intercalados, de modo que a taxa de aquisição se equipare à do sistema double-frame. Comparativamente, dois pulsos de lasers distintos proporcionam maior controle sobre o deslocamento entre quadros, embora certas análises multi-escalas sejam possíveis apenas no modo single-frame, como destacado por Sciacchitano, Scarano e Wieneke (2012).

De maneira rigorosa, o deslocamento dos grupos de partículas entre dois quadros consecutivos é determinado pela correlação cruzada entre a janela de interrogação na primeira imagem e a segunda imagem (RAFFEL *et al.*, 2018). A Figura 13 ilustra esse procedimento. Esse cálculo produz uma distribuição de correlação (campo de correlação), sendo o ponto de máximo representativo do deslocamento mais provável daquele grupo de partículas.

Conforme consagrado na literatura, uma janela de interrogação ideal deve conter em média pelo menos seis partículas, o deslocamento deve ser de até um terço do tamanho da janela, e as partículas devem ter aproximadamente três pixels de tamanho (RAFFEL *et al.*, 2018). Esses parâmetros visam garantir que a correlação produza vetores válidos, estabelecendo um limite natural na resolução de qualquer sistema em termos de número de pixels. No entanto, em casos reais, essas condições nem sempre são alcançáveis ou suficientes para assegurar a qualidade dos campos de velocidade produzidos.

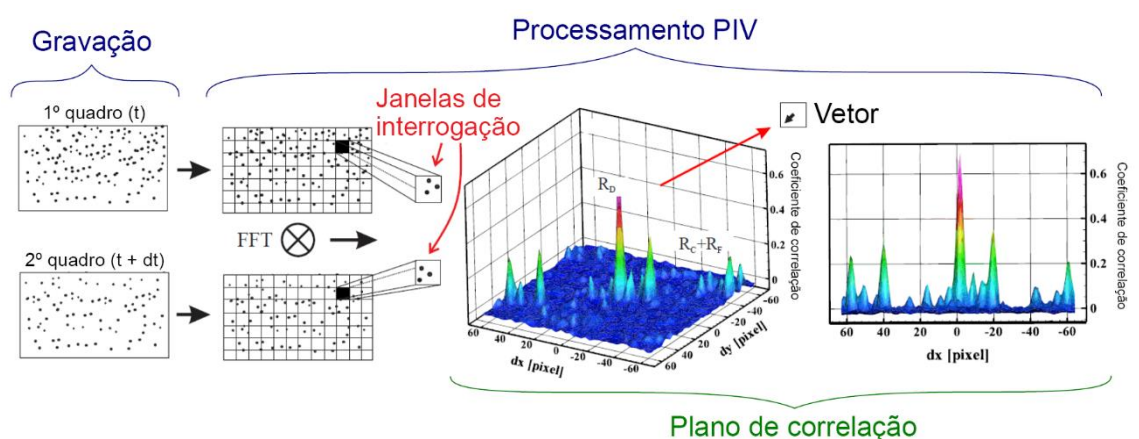


Figura 13 – Processamento PIV, extraído de Amaral, 2017.

Tradicionalmente, utiliza-se a correlação cruzada padrão (Standard Cross Correlation – SCC), que é computada por meio da transformada rápida de Fourier (Fast Fourier Transform – FFT), devido a sua eficiência computacional. O pico desta correlação indica o deslocamento (Bhattacharya; Charonko; Vlachos, 2018).

No processamento PIV, o tamanho da janela de interrogação define a resolução espacial. Entretanto, o algoritmo de correlação pode ser aplicado de forma iterativa e com janelas de interrogação que se sobrepõem (WIENEKE, 2015). Esta abordagem aumenta a resolução espacial, pois a resolução passa a ser determinada pela distância entre os centros das janelas de interrogação, e também reduz os efeitos de ruído. Nesta metodologia, denominada *multipass*, o campo é reprocessado várias vezes, construindo um grid de pontos cada vez mais refinado a cada etapa (Nogueira; Lucuona; Rodriguez, 2005). Os resultados da resolução mais grosseira são interpolados nas malhas mais refinadas, diminuindo a incidência de vetores espúrios. O resultado final é um aumento da resolução espacial com uma redução na incidência de erros e um modesto aumento do custo computacional, tornando esta abordagem amplamente utilizada (Raffel *et al.*, 2018).

Existem outras melhorias, como permitir a deformação da janela de interrogação para aumentar a resolução em regiões com altos gradientes. No entanto, isso implica em um maior gasto computacional (Wieneke, 2005)."

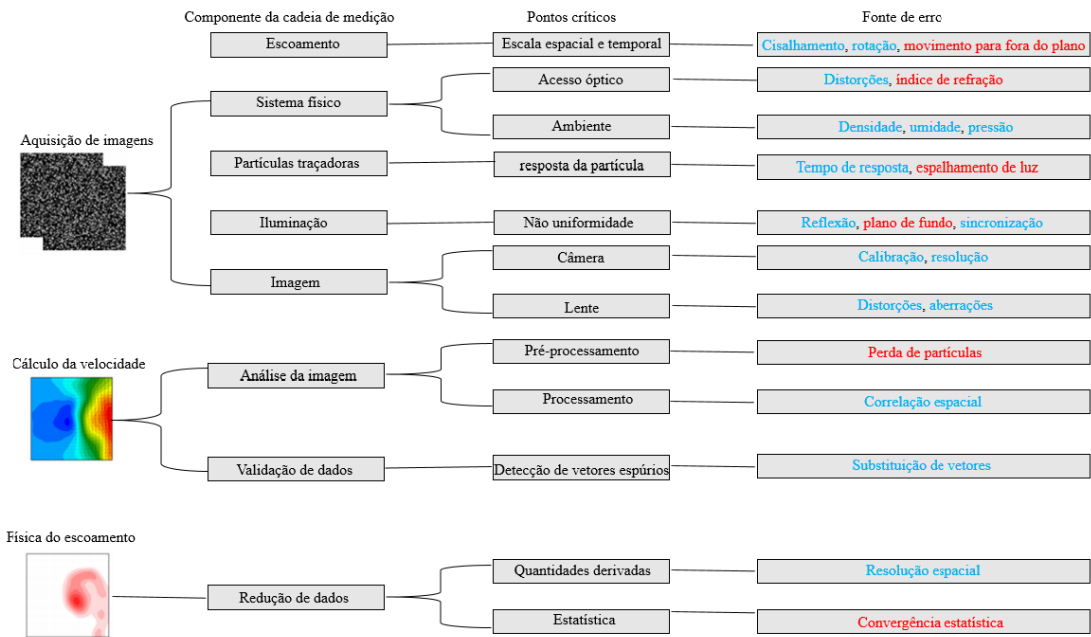


Figura 14 – Possíveis fontes de erro presentes em um experimento de velocimetria por imagem de partículas, adaptado de Sciacchitano, 2019.

Apesar das diversas estratégias adotadas para atenuar ruídos e erros, todos os dados experimentais estão sujeitos a eles. Na velocimetria por imagem de partículas, as fontes de erro são variadas devido ao número significativo de componentes e processos envolvidos, como ilustrado na Figura 14. Nessa imagem podemos ver um resumo de todos os componentes de uma análise utilizando PIV nas quais são destacados cada componente na cadeia de medição com seu ponto crítico e o tipo de erro associado a cada etapa. Em linhas gerais, erros são classificados em sistemáticos e aleatórios (BARATTO, 2012). Os sistemáticos originam-se de inconsistências experimentais, como falhas na montagem, na aquisição e no processamento das imagens, e podem ser identificados e corrigidos, embora essa correção nem sempre seja simples. Já os erros aleatórios, decorrentes de flutuações incontroláveis e da precisão limitada das técnicas, são intrínsecos aos experimentos e apresentam uma distribuição estatística com média nula, diferentemente dos sistemáticos.

Especificamente no PIV, a captura do movimento das partículas é a principal fonte de erro aleatório, com fenômenos como reflexão, sombreamento, movimento das partículas para fora do plano de medição e variações na concentração dos traçadores contribuindo para tal (WIENEKE, 2017). Essas

variações manifestam-se no campo de correlação, não como um pico único, mas sim como vários máximos locais (SCHARNOWSKI; SCIACCHITANO; KÄHLER, 2019)

Neste contexto, desenvolveu-se o conceito de Probabilidade de Detecção Válida (*Valid Detection Probability* - VDP), que corresponde à probabilidade de um vetor calculado representar adequadamente o deslocamento real do fluido na janela de interrogação. Keane e Adrian (1992) determinaram que o VDP seria ideal quando o número de partículas por janela de interrogação (N_i) fosse igual ou superior a seis. Eles também consideraram o efeito dos movimentos no plano (F_i) e fora dele (F_o) para estabelecer uma condição genérica para o VDP ideal (eq. 6). Essa metodologia é amplamente adotada, especialmente no planejamento de experimentos; contudo, apresenta limitações em casos com planos de luz muito finos, altas resoluções espaciais, gradientes elevados, iluminação não uniforme e concentrações desiguais de traçadores. Scharnowski, Sciacchitano e Kähler (2019) sugeriram melhorias, substituindo o número de partículas por janela pela média da concentração de partículas (N_{ppp}) e multiplicando-a pela área da janela (D_I^2) (eq. 4), proporcionando maior flexibilidade para concentrações não uniformes de traçadores.

$$N_i F_i F_o \geq 6 \quad (3)$$

$$N_i = N_{ppp} D_I^2 \quad (4)$$

$$PPR = \frac{C_{max}}{C_2} \quad (5)$$

Quanto à quantificação do efeito do ruído nas medições PIV, trata-se de um campo ainda em desenvolvimento, sendo foco de diversos estudos. Uma das abordagens mais recorrentes é a relação sinal-ruído (signal-to-noise ratio - SNR), que teoricamente deveria correlacionar-se com a incerteza nas medições provocada pela presença de ruído. No PIV, o SNR é calculado com base no campo de correlação, uma vez que os ruídos experimentais se manifestam nas alterações morfológicas desse campo, como picos secundários, por exemplo (WIENEKE, 2017). Contudo, não existe um consenso sobre a metodologia para

calcular a relação sinal-ruído, existindo diversas propostas de diferentes autores. Xue, Charonko e Vlachos (2014) descreveram três métodos para calcular o SNR. O primeiro e mais simples é o PPR (primary-peak ratio), que consiste na divisão da intensidade do pico principal de correlação pelo pico secundário (equação 5). Outra metodologia é o PRMSR (peak to root mean square ratio), que divide o quadrado da magnitude do pico principal pela área sob a curva de correlação abaixo da metade da altura do pico. Por último, os autores mencionam a abordagem PCE (peak to correlation energy), na qual a magnitude quadrada do pico principal é dividida pela área total sob a curva. A figura 15 ilustra o cálculo desses três estimadores da relação sinal-ruído. Neste trabalho, optou-se pelo uso do PPR devido à sua simplicidade para estimar o SNR.

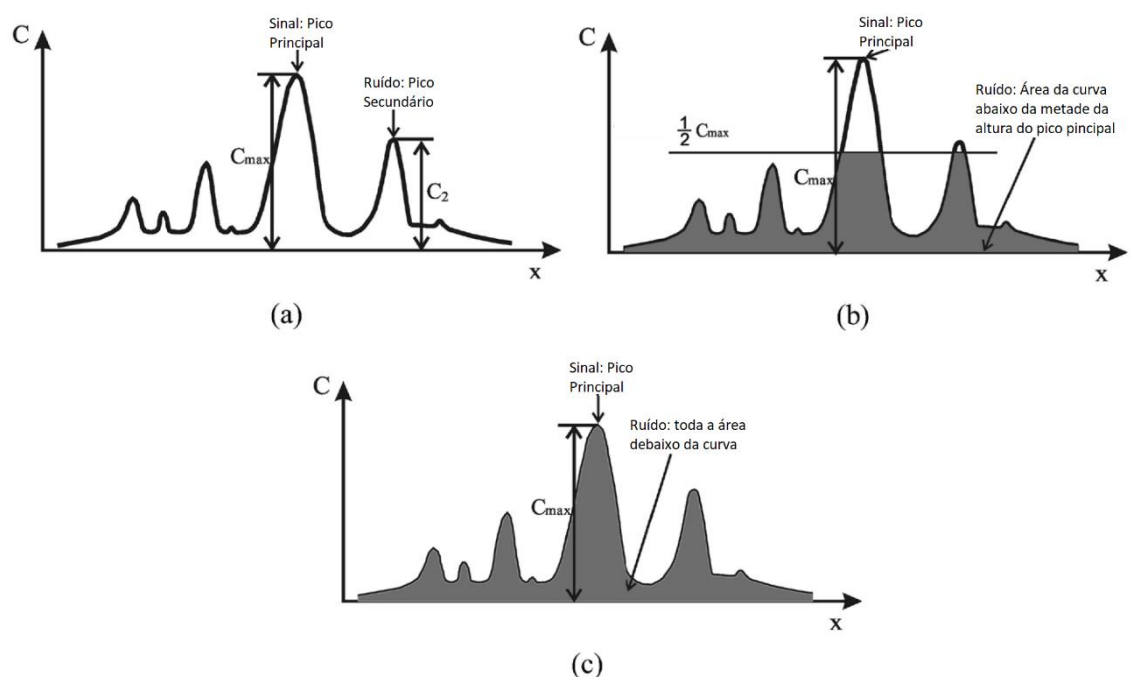


Figura 15 - Metodologias para o cálculo da relação sinal-ruído: (a) PPR, (b) PRMSR, (c) PCE, adaptado de Xue; Charonko; Vlachos, 2014)

No que se refere à incerteza, a principal contribuição advém da determinação do vetor válido, uma vez que as incertezas decorrentes do equipamento utilizado (precisão do laser, das câmeras, etc.) e da configuração experimental são geralmente mínimas na maioria dos experimentos (SCIACCHITANO; WIENEKE, 2016). Por essa razão, diversos autores recorrem

ao SNR) ou, alternativamente, ao próprio campo de correlação para definir a incerteza em uma medição PIV sob condições padrão. Em seu estudo, Xue, Charonko e Vlachos (2014) apresentaram métodos para estimar o desvio padrão como uma função do SNR para a correlação SCC. Em uma investigação subsequente, os mesmos autores introduziram uma nova métrica, baseada no campo de correlação - a informação mútua (mutual information - MI), para estimativa do erro (XUE; CHARONKO; VLACHOS, 2015). Desde então, uma variedade de métodos foi proposta para estimar o erro induzido pelo ruído nos campos de velocidade (BHATTACHARYA; CHARONKO; VLACHOS, 2018).

2.5 Decomposição POD

A complexidade intrínseca dos escoamentos e o grande volume de dados inerente a diversos estudos envolvendo fluidos, particularmente aqueles relacionados a campos de velocidade, representam um desafio significativo para a análise direta (Taira *et al.*, 2017). Neste cenário, métodos tanto experimentais quanto numéricos frequentemente recorrem a ferramentas de síntese para destilar os elementos mais essenciais do escoamento, facilitando assim a análise. Uma das técnicas mais adotadas é a decomposição POD (*Proper Orthogonal Decomposition*), que permite a identificação das estruturas dominantes nos escoamentos, especialmente as de grandes escalas. Esse tipo de abordagem é genericamente chamada de análise modal. Essas estruturas são cruciais para elucidar o comportamento de variados tipos de escoamentos, incluindo fenômenos como a instabilidade de Kelvin-Helmholtz e a esteira de von Kármán. Essas estruturas macroscópicas, frequentemente identificadas por inspeção visual, podem ser eficientemente capturadas por meio de uma abordagem matemática rigorosa, como evidenciado por Bonnet *et al.* (1998). Assim, é viável obter uma descrição relevante sobre a fenomenologia dos fluidos sem a necessidade de uma análise exaustiva de todo o vasto conjunto de dados disponíveis em um escoamento real.

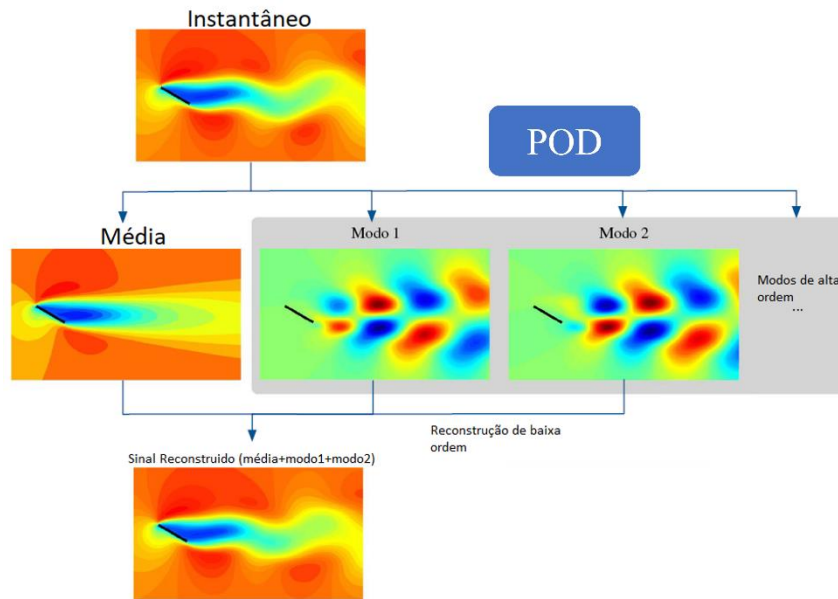


Figura 16 - Exemplo de decomposição POD, adaptado de Taira *et al.*, 2017

A técnica em questão foi introduzida na mecânica dos fluidos na década de 1970 por Lumley, (Holmes *et al.* 2012) como um método sistemático para extrair estruturas coerentes a partir de dados experimentais. Sua principal vantagem reside na capacidade de descrever o escoamento através de modos ordenados em uma sequência decrescente, onde os primeiros modos concentram a maior parte das informações relevantes sobre o fluxo. Este aspecto é exemplificado na Figura 16, que mostra a decomposição de uma esteira von Kármán. Observa-se que a combinação dos dois primeiros modos com a média oferece uma aproximação significativa do fenômeno da esteira. Tal eficácia faz com que esta técnica seja frequentemente empregada no desenvolvimento de modelos de ordem reduzida, especialmente através do método de Galerkin. Devido à sua ampla aplicação, esta análise modal é também conhecida por vários outros nomes, incluindo o método Karhunen–Loève, PCA (Análise de Componentes Principais), análise de Hotelling e modos quase-harmônicos.

Nesta técnica, os dados são decompostos no menor número possível de funções ortogonais. Essa minimização é baseada em uma otimização por mínimos quadrados, conforme descrito por Algazi e Sakrison (1969). Essencialmente, ocorre uma minimização da variância. No contexto de campos

de velocidades de fluidos, a variância do campo equivale à energia cinética, exceto por uma constante. Para ilustrar, consideremos um campo de velocidades $V(\xi, t)$. Subtraindo a média temporal $\overline{V(\xi)}$, a flutuação resultante pode ser expressa como a soma do produto de duas funções distintas (eq.6).

$$V(\xi, t) - \overline{V(\xi, t)} = \sum_1^n a_i \phi_i(\xi, t) \quad (6)$$

Os elementos a_i e $\phi_i(\xi, t)$ são denominados coeficiente de expansão e modo, respectivamente. As primeiras formulações desta metodologia resultavam em coeficientes constantes e modos dependentes do espaço e do tempo. No entanto, estes modos eram excessivamente complexos e de difícil interpretação. Por isso, essa abordagem foi reformulada, adotando-se uma separação de variáveis que permite a expressão do resultado como o produto de um modo temporal e outro espacial. Esta nova versão facilita a visualização e interpretação dos resultados (eq.7).

$$V(\xi, t) - \overline{V(\xi, t)} = \sum_1^n a_i(t) \phi_i(\xi) \quad (7)$$

Há três algoritmos principais para a decomposição POD: o método espacial (clássico), o método dos instantâneos (*snapshot*) e a decomposição em valores singulares (SVD), conforme discutido por Taira *et al.* (2017). O processo inicia com a coleta de instantâneos de campos escalares ou vetoriais, discretizados em qualquer espaço dimensional, como um plano. A primeira etapa envolve subtrair a média temporal, considerada o modo zero da decomposição, e utilizar a flutuação resultante como entrada para os algoritmos. Cada campo instantâneo é então reorganizado em colunas, formando uma matriz única contendo todos os dados, onde cada coluna representa um momento específico.

Entre as técnicas, o método clássico apresenta maior custo computacional, sendo menos empregado em aplicações práticas. Por outro lado, a técnica via SVD é notável por sua robustez em relação a ruídos, tornando-a a escolha mais adequada para dados experimentais, conforme salientado por Brunton e Kutz (2022).

A decomposição em valores singulares (SVD) é equivalente à decomposição POD em casos de dados discretos, como os obtidos por medidas PIV. A técnica SVD destaca-se pelo baixo custo computacional e pela resistência a erros de arredondamento e ruído. Neste estudo, o SVD será utilizado para o cálculo do POD. Na SVD, uma matriz retangular é dividida em duas matrizes quadradas e uma diagonal (eq.8).

$$A = USV^* \quad (8)$$

A decomposição POD/SVD é ótima no sentido de que cada modo captura a máxima variância, que dependendo do dado inicial pode ser equivalente a energia ou a enstrofia do escoamento. Esse processo é ótimo pois minimiza o erro quadrático entre o sinal original e os modos, assegurando a melhor aproximação com o menor número de modos necessários. A capacidade de descrever os dados com o mínimo de entidades possíveis facilita a construção de modelos de baixa ordem e o reconhecimento de padrões, conforme discutido por Noack, Morzynski e Tadmor (2011). No caso de estruturas móveis, como ondas viajantes, a decomposição não captura diretamente esse movimento. Em vez disso, gera um par de modos estacionários semelhantes, mas deslocados na direção do movimento, como ilustrado nos modos 1 e 2 da figura 16. Uma onda senoidal em movimento, por exemplo, pode ser decomposta em um par de funções seno e cosseno, cada uma dependendo apenas de uma variável (eq.9), onde uma função está desfasada em $\pi/2$ em relação à outra. Este conceito é estendido pelo POD para estruturas genéricas, conforme descrito por Noack (2016).

$$\sin(\xi - ct) = \cos(ct) \sin(\xi) - \sin(ct) \cos(\xi) \quad (9)$$

Como os modos são combinados de forma linear para reconstruir o dado original qualquer condição linear que afete o fluido será respeitada pelos modos. Por exemplo, se o escoamento for incompressível, cada modo será, individualmente, um escoamento incompressível. Isso também se aplica a condições de contorno, como a condição de não escorregamento em superfícies. Em fluxos homogêneos e periodicamente estacionários, os componentes temporais do POD correspondem aos harmônicos da transformada de Fourier.

As principais vantagens da decomposição são:

1. O POD fornece uma base de vetores ortogonais mínimos, crucial na construção de modelos de ordem reduzida.
2. Os modos são simples de calcular, e os algoritmos lidam eficientemente com grandes volumes de dados.
3. Os métodos são relativamente robustos a erros e ruídos.

Por outro lado, as limitações incluem:

1. O POD, baseando-se em correlação de segunda ordem, não considera efeitos de ordem superior.
2. A decomposição frequentemente utiliza um algoritmo "ganancioso", o que pode resultar em modos não-físicos, como visto em testes numéricos.
3. Os modos são organizados por energia, não necessariamente por relevância dinâmica, podendo levar à subestimação de modos menos energéticos, mas cruciais na dinâmica do sistema.
4. Não há um critério claro para a truncagem ideal dos modos, visando preservar os dados com mínimo de perdas.

A análise modal é fundamental para a construção de modelos reduzidos de escoamentos, pois ela permite formar uma base para representar o escoamento através de um conjunto de equações diferenciais ordinárias. Utilizando os modos obtidos pelo POD como base, pode-se utilizar o método de projeção de Galerkin para construir esses modelos de baixa ordem (Rowley, Colonius, Murray, 2004). Essa abordagem facilita a síntese e interpretação dos fenômenos complexos dos fluidos, especialmente considerando suas características de não-linearidade e não-normalidade, conforme discutido por Trefethen *et al.* (1993).

No entanto, a complexidade dos escoamentos muitas vezes impõe limitações aos modelos construídos com POD e Galerkin. Um exemplo é a dificuldade em representar fielmente a dinâmica da esteira de von Kármán em torno de um cilindro, como mostrado por Benner *et al.* (2020). Essas limitações são reflexo das restrições inerentes à formulação da decomposição POD.

Contudo, o trabalho de Noack *et al.* (2003) superou essas dificuldades construindo um modelo com apenas três variáveis, empregando os dois primeiros modos POD e um shift-mode, derivado da solução instável e do campo médio. Este modelo conseguiu descrever com alta fidelidade o escoamento da esteira de von Kármán em um cilindro bidimensional em baixos números de Reynolds. A relevância deste estudo reside na demonstração de como as bifurcações de Hopf podem ocorrer nesses escoamentos, originando-se da interação entre diferentes escalas de tempo, o que gera uma não-linearidade cúbica. Porém, a maior compreensão dependeu fundamentalmente de uma análise modal adequada e de uma base correta para representar os resultados, melhorando assim sua interpretabilidade.

Além de facilitar a construção de modelos de ordem reduzida e servir como ferramenta de síntese, o POD também foi empregado como um filtro de ruído, como demonstrado nos estudos de Epps e Krivitzky (2019a, 2019b). Esses pesquisadores investigaram os efeitos da adição de ruído não correlacionado (especificamente, ruído gaussiano branco) na decomposição POD, usando como exemplo um escoamento ao redor de um cilindro bidimensional. Eles observaram que a decomposição POD tende a concentrar o ruído nos modos de menor energia, preservando a integridade dos modos principais. A figura 17

ilustra como o aumento do nível de ruído começa a corromper os primeiros modos, indicando que os modos de menor energia são mais suscetíveis ao ruído.

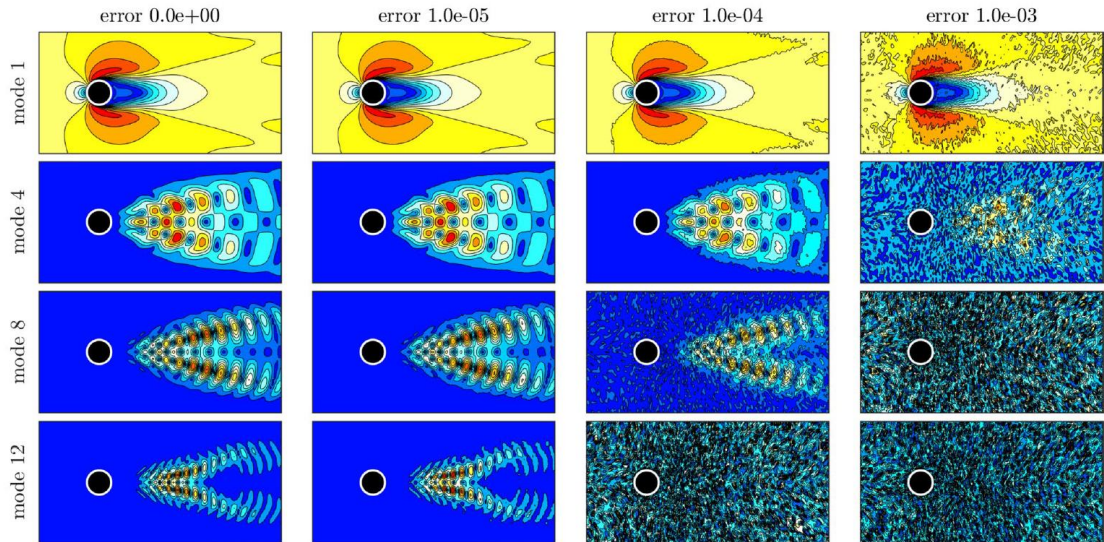


Figura 17 – Efeito do ruído sobre os modos, extraído de EPPS; KRIVITZKY, 2019a.

No estudo, os autores também desenvolveram métricas para identificar os modos livres de ruído, baseando-se nos valores singulares dos modos (s_i), de cada modo. Um modo é considerado livre de ruído se seu valor singular satisfaz a equação 10, onde ϵ representa o nível de ruído, T o número de intervalos da série temporal e D o número de pontos no domínio espacial. Contudo, os autores argumentam que essa formulação pode ser demasiadamente restritiva, propondo uma versão alternativa na equação 11. A principal diferença reside no fator f, que varia de acordo com a estratégia de processamento PIV adotada na obtenção dos campos de velocidade.

$$s_i > \epsilon\sqrt{DT} \quad (10)$$

$$s_i > \epsilon(\sqrt{D} + \sqrt{fT}) \quad (11)$$

No entanto, uma limitação deste estudo é que ele se concentra apenas em ruídos não correlacionados e do tipo gaussiano aditivo (ruído branco). Esse tipo de ruído é geralmente menos problemático em comparação com os desafios

enfrentados em medições PIV, que frequentemente apresentam grandes corrupções, como grupos de vetores espúrios e regiões sem dados válidos. Apesar dessas limitações, o estudo permite estimar a robustez dos modos diante de um determinado nível de ruído.

2.6 Métodos robustos (RPOD)

O sucesso do PIV é amplamente reconhecido, contudo, ainda há desafios significativos para obter dados precisos e sem contaminação. Vários elementos inerentes ao processo de aquisição e análise de dados do PIV podem induzir a presença de vetores espúrios nos campos de velocidade, comprometendo a qualidade dos resultados. Entre esses elementos, destacam-se a iluminação inapropriada, irregularidades no campo luminoso, ruído de fundo, distribuição heterogênea das partículas traçadoras, gradientes intensos no fluxo, problemas ópticos como desalinhamento e aberração, restrições na resolução e movimentos das partículas fora do plano de análise.

Diante desses desafios, pesquisadores têm se dedicado a aprimorar a resolução dos sistemas de PIV atuais, buscando incrementar tanto a qualidade quanto a quantidade dos dados coletados, inclusive em contextos de crescente complexidade. Como consequência, é frequente a ocorrência de vetores espúrios e lacunas nas medições nos campos de velocidade. Essa situação evidencia a necessidade de técnicas avançadas de processamento de dados para aprimorar sua qualidade. Nesse cenário, Scherl *et al* (2020) introduziram uma nova variação do método de Decomposição em Componentes Principais, denominada RPOD (Decomposição Robusta de Componentes Principais), como uma solução potencial para lidar com a alta taxa de corrupção observada nos dados experimentais obtidos por PIV.

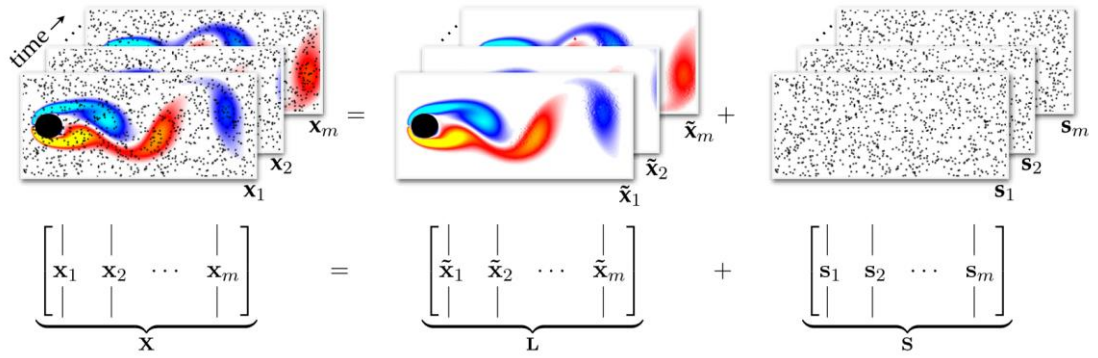


Figura 18 – Ilustração do método RPOD, extraído de Scherl *et al* (2020).

Esta metodologia visa decompor o dado original, denotado por X , em duas componentes distintas: a primeira, L , representa os dados de baixa ordem, abrangendo as estruturas principais do escoamento e isenta de ruído; a segunda, S , engloba o ruído esparsa que impactava o dado original. A Figura 18 ilustra esse processo, destacando a separação de um escoamento com estruturas definidas de um ruído subjacente. Matematicamente, este procedimento é expresso pela Equação 12.

$$X = L + S \quad (12)$$

$$\min(\text{rank}(L) + \|S\|_0) \text{ dado } X = L + S \quad (13)$$

É importante notar que tal problema é sobredeterminado, o que impede uma resolução exata. A abordagem adotada para solucioná-lo envolve transformá-lo em um problema de minimização. As restrições aplicadas são: minimizar o posto de L , assegurando que contenha a maior quantidade possível de valores singulares não nulos; e maximizar a esparsidade de S . Com base nestes critérios, reformula-se o problema conforme a Equação 13.

Neste contexto, a norma $\|S\|_0$ quantifica a esparsidade de S , contabilizando o número de seus elementos não nulos. Paralelamente, o $\text{rank}(L)$ indica o número de valores singulares não nulos em L , refletindo a quantidade de linhas e colunas linearmente independentes presentes em L . No entanto, é importante observar que nenhuma dessas funções é convexa. Como

resultado, o algoritmo não pode ser resolvido de maneira eficiente usando essas funções, uma vez que apenas um método de busca exaustiva (força bruta) seria capaz de encontrar uma solução, e o número de etapas aumenta de forma fatorial, tornando-se impraticável para problemas do mundo real devido à sua alta complexidade computacional (Bhatia, Jain e Kar, 2015).

Apesar da aparente insolubilidade desse problema, ele pode ser resolvido com alta probabilidade de sucesso se as métricas forem substituídas. O rank é substituído pela norma nuclear ($\|L\|_*$) que corresponde à soma dos valores singulares da matriz L e serve como uma aproximação do rank. Enquanto isso, a métrica L_0 é substituída pela métrica L_1 . Dessa forma, obtemos a equação 14, que pode ser resolvida de maneira computacionalmente eficiente. O parâmetro λ_0 é um termo de ajuste que permite ajustar a contribuição de cada componente no processo de otimização. No trabalho de Scherl *et al* (2020), os melhores resultados foram alcançados com $\lambda_0 = 1$. Assim, o problema se torna convexo e pode ser resolvido pelo método ALM (augmented Lagrange multiplier).

	$\min(\ L\ _* + \lambda_0 \ S\ _1) \text{ dado } X = L + S$	(14)
--	---	------

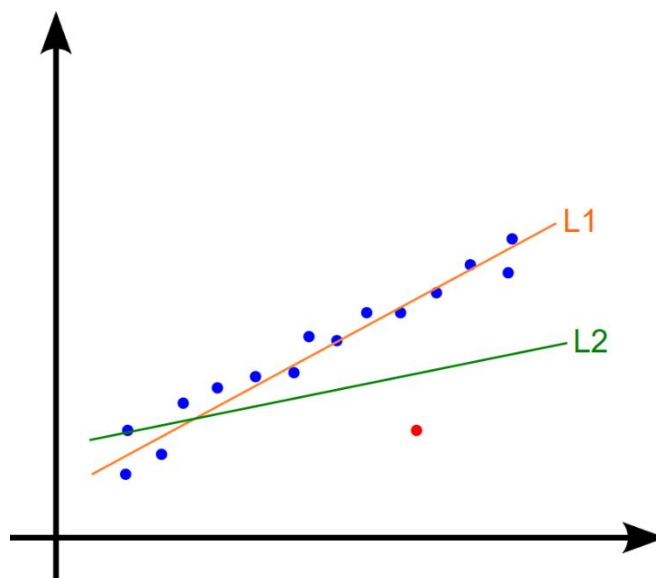


Figura 19 – Ilustração do impacto de outliers em diferentes métricas

A métrica L_1 (Cogger, 2019) torna o método proposto robusto, pois, ao contrário das metodologias tradicionais baseadas em L_2 (mínimos quadrados), ela é menos sensível a dados espúrios ou fortemente corrompidos. A Figura 19 ilustra esse efeito, mostrando um conjunto de pontos com uma clara tendência linear, mas também um único ponto muito distante (outlier). Se uma regressão por mínimos quadrados for aplicada, esse único ponto distante causará um grande desvio, uma vez que o método tenta minimizar o quadrado da distância dos pontos em relação à linha de tendência. Em contraste, uma métrica L_1 utiliza o valor absoluto da distância entre os pontos e a linha de tendência, resultando em um desvio significativamente menor, já que o desvio cresce de forma linear e não quadrática com a distância dos pontos. Portanto, os métodos baseados em L_1 são chamados de robustos.

2.7 t-SNE (*t-distributed stochastic neighbor embedding*)

Além da decomposição POD, existem outras técnicas para analisar grandes conjuntos de dados. Uma delas é o t-SNE (*t-distributed stochastic neighbor embedding*), uma técnica que facilita a comparação de grandes volumes de dados de forma sistemática e visualmente acessível. Desenvolvido por Van der Maaten e Hinton em 2008, o t-SNE se popularizou como um método eficaz para visualizar dados de alta dimensão em espaços de dimensão reduzida. Diferentemente dos métodos lineares tradicionais, o t-SNE preserva a semelhança entre objetos garantindo que estruturas parecidas fiquem próximas no espaço de dimensão reduzida. Isso torna o método particularmente útil em situações onde é crucial manter a estrutura detalhada dos dados. Sua eficácia levou à sua ampla utilização em diversos campos, incluindo análise de imagens e processamento de linguagem natural.

Na prática, o t-SNE mapeia pontos de dados de alta dimensão para um espaço de dimensão reduzida, mantendo uma representação probabilística das semelhanças entre eles. Para alcançar esse objetivo o algoritmo estabelece

duas distribuições de probabilidade: uma no espaço original de alta dimensão e outra no espaço reduzido. As semelhanças são calculadas usando kernels gaussianos, onde a probabilidade condicional mede a similaridade entre dois pontos. O ajuste das representações em dimensões menores é feito iterativamente, através do método de gradiente descendente, para minimizar a divergência entre as duas distribuições. Esse processo faz com que os pontos de dados se agrupem no espaço de dimensão reduzida de forma que preservem semelhanças locais. O uso da distribuição t de Student no espaço de dimensão inferior, ao invés da distribuição normal do espaço de alta dimensão, é o que dá ao t-SNE sua característica distintiva. Essa escolha o torna mais eficiente na preservação da estrutura local e evita problemas de aglomeração comuns em outros métodos.

A Figura 20 apresenta a aplicação desse algoritmo a um conjunto de imagens, onde ele organiza as imagens de forma a agrupar aquelas que são semelhantes umas das outras. Percebe-se que as fotos de animais foram agrupadas na parte inferior, enquanto as fotos de veículos estão na parte superior. Esse exemplo também destaca como o método é eficaz em manter a semelhança entre dados multidimensionais quando são reduzidos a um espaço de menor dimensão, como um plano bidimensional neste caso.



Figura 20 – Exemplo de t-SNE aplicado a imagens, extraído de Panahi 2017.

Embora o t-SNE ofereça vantagens significativas na preservação de estruturas locais e na revelação de relações intrincadas dentro dos dados, ele não é isento de limitações. Uma desvantagem notável é a falta de uma garantia global de preservação da estrutura, o que pode levar à perda de interpretabilidade em alguns casos. Além disso, o t-SNE é computacionalmente intensivo, especialmente para grandes conjuntos de dados, e seus resultados podem variar dependendo da inicialização e das escolhas de hiperparâmetros. No entanto, ainda é uma ferramenta importante para visualizar grandes volumes de dados, como todos os ensaios realizados no DAV para diferentes ângulos da

válvula de entrada. Dessa forma, essa técnica será fundamental para o estudo paramétrico realizado nesse trabalho.

2.8 Trabalhos em DAV's

Estudos anteriores analisaram o fluxo em dispositivos de assistência ventricular por meio da velocimetria por imagem de partículas. Os campos de velocidade obtidos por Manning *et al.* (2008) no dispositivo pediátrico de 12ml da Penn State mostraram padrões de fluxo diferentes em comparação com o dispositivo para adultos. O autor propôs modificações no posicionamento das válvulas para minimizar as alterações no fluxo. No estudo conduzido por Ferrara em 2010, foi empregado um sistema PIV double-frame, de baixa frequência de repetição (não resolvido no tempo), para avaliar as velocidades dentro de um DAVP com capacidade de 30 ml. Ferrara executou medições em dois planos distintos dentro do aparelho, aplicando a técnica de média de fase para deduzir tanto os campos médios de velocidade quanto as características turbulentas do fluido nos momentos específicos das medições.

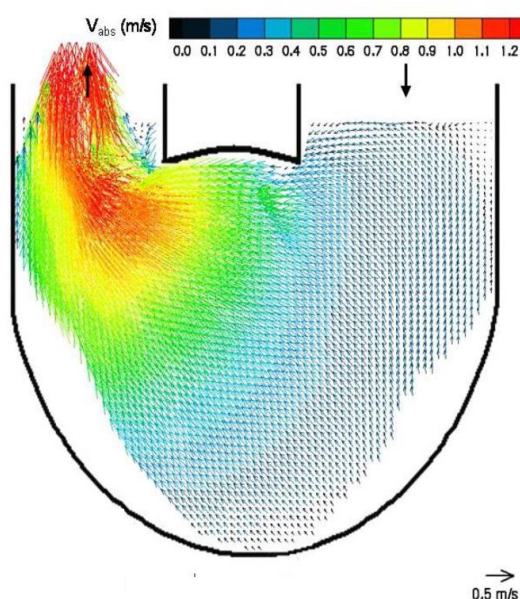


FIGURA 21 - CAMPO DE VELOCIDADE COM MÉDIA DE FASE, EXTRAÍDO DE FERRARA 2010

Este estudo ressaltou a identificação de velocidades atingindo até 1 m/s no interior do DAV, além de detectar a presença de vórtices estáveis que promovem a recirculação do sangue dentro do dispositivo. Foi observada uma considerável variação ciclo a ciclo, particularmente durante a fase de enchimento, o que pode ser um fator contribuinte para o aumento da hemólise. Outro achado relevante foi a presença de zonas de estagnação situadas entre os canais de entrada e saída do protótipo. As medições também revelaram altas tensões de cisalhamento turbulentas localizadas. A Figura 21, mostra um dos campos médios de velocidade obtidos no trabalho.

Nanna (2010) utilizou a velocimetria por imagem de partículas para medir o cisalhamento próximo às paredes de um DAV e correlacionou essas informações com a degradação do sangue. Enquanto que no estudo de Schönberger, Deutsch e Manning (2012), o PIV foi aplicado para analisar o dispositivo da Penn State de 12 ml. O estudo empregou a técnica de média de fase em um sistema PIV de *double-frame* de baixa frequência, realizando medições em três planos distintos dentro do dispositivo. Avaliando o efeito da orientação (vertical e horizontal) do dispositivo nos padrões de fluxo sanguíneo, os pesquisadores constataram que a orientação vertical induz um jato de entrada forte e um fluxo rotacional com eixo de rotação variável, enquanto a horizontal resulta em um jato mais fraco e um centro de rotação quase constante, associado a maior risco trombótico. Observaram também diferenças no movimento do diafragma durante a diástole, concluindo que a orientação do dispositivo afeta significativamente o fluxo sanguíneo, com a horizontal apresentando maior potencial trombogênico. As variações no campo de fluxo são atribuídas às mudanças no diafragma e válvulas conforme a orientação do dispositivo. Além disso, não foram encontradas diferenças durante a sístole devido a orientação do dispositivo. A figura 22 mostra os dados obtidos para o jato de entrada.

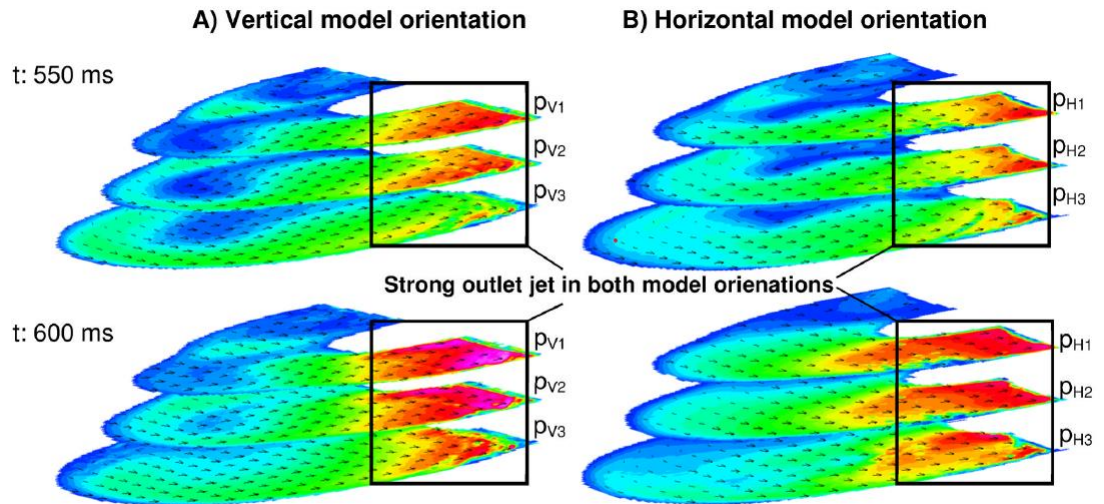


FIGURA 22 – MUDANÇA NO JATO DIASTÓLICO NO INTERIOR DE UM DAVP DEVIDO A SUA ORIENTAÇÃO, EXTRAÍDO DE SCHÖNBERGER, DEUTSCH E MANNING 2012

Em um estudo subsequente, Navitsky, Deutsch e Manning (2013) conduziram uma análise comparativa focada na susceptibilidade à trombose em duas variantes de 50 ml de dispositivos da Penn State. Este artigo avalia o fluxo sanguíneo e as taxas de cisalhamento nas paredes de duas versões do dispositivo de 50 ml: uma com um design em forma de cúpula (V-1) e outra com uma superfície frontal plana (V-2). Também utilizando a técnica PIV *double-frame* de baixa frequência, os pesquisadores mediram as velocidades e as taxas de cisalhamento. O estudo revelou que o design V-2 exibiu melhores características de lavagem, especialmente durante a diástole, comparado ao design em forma de cúpula do V-1. O V-2 registrou taxas de cisalhamento mais altas e mostrou um potencial reduzido para a formação de trombos, apesar de algumas áreas vulneráveis serem identificadas. Os resultados indicaram que, mesmo com ambas as variantes apresentando regiões com taxas de cisalhamento abaixo do limiar crítico para formação de trombos, o modelo V-2 aparentou uma menor propensão para a formação de trombos.

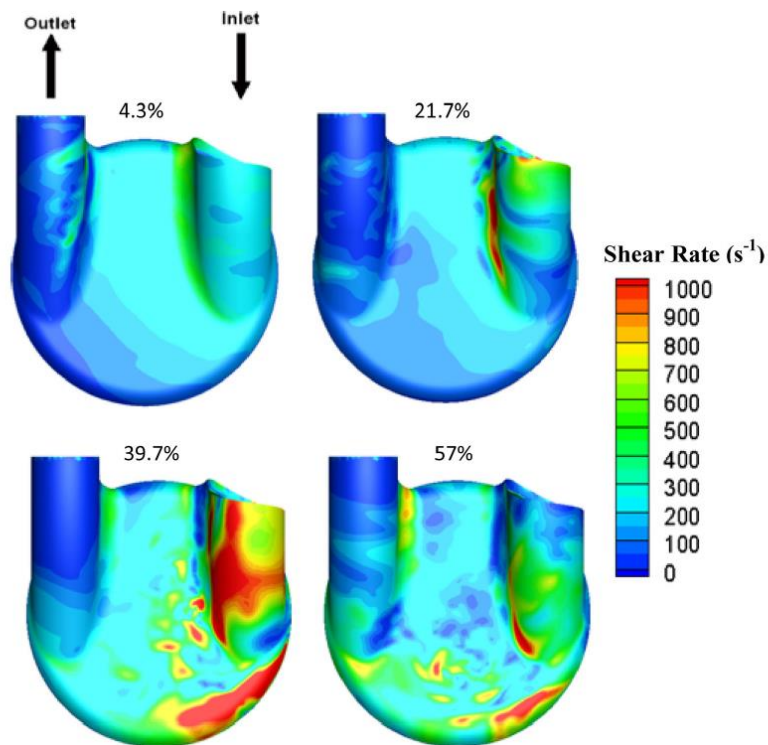


FIGURA 23 - RESULTADOS NUMÉRICOS DA TAXA DE CISALHAMENTO NA PAREDE PARA CADA PORCENTAGEM DO CICLO CARDÍACO, EXTRAÍDO DE TOPPER *ET AL.* (2014).

Essa configuração de dispositivo foi estudada novamente no trabalho de Topper *et al.* (2014) que utilizou tanto experimentos (PIV) como simulações (CFD). O trabalho comparou os resultados experimentais com os numéricos combinando as duas técnicas para superar as limitações individuais de cada abordagem. Um dos principais resultados do estudo foi a identificação das paredes dentro do DAV com baixas taxas de cisalhamento (figura 23), que são mais propensas à deposição de plaquetas e fibrina, levando à formação de trombos. Os pesquisadores observaram que essas áreas de baixo cisalhamento coincidiam com as regiões onde se formavam incrustações em um dispositivo explantado.

Outra linha de pesquisa foca em entender o efeito da interação fluido estrutura que ocorre entre a membrana de bombeamento e o sangue. Por exemplo, o trabalho de Yang, Liu e Yang (2007) simulou um coração artificial com membrana pulsátil e concluiu que altas tensões de cisalhamento (que contribuem para a degradação do sangue) ocorrem nos cumes da membrana. Jin e Clark (1994) realizaram medições com anemometria LDA (Laser-Doppler Anemometer) e correlacionaram as medidas pontuais de velocidade com as

tensões no diafragma de DAVs pulsáteis. Isler *et al.* (2016) simularam o ventrículo pediátrico e observaram que a degradação do sangue é menor em frequências cardíacas mais elevadas (120 bpm) em comparação com frequências mais baixas (60 bpm). Além disso, o trabalho de Caimi *et al.* (2017) calculou, por simulações numéricas, as tensões na membrana de um DAV pediátrico com um volume de 12 cm³ e mostrou que a deformação assimétrica da membrana influencia na vorticidade e na formação de gradientes de velocidade no interior do dispositivo. Este estudo também destacou a degradação do sangue junto à membrana durante o bombeamento, causada pela movimentação assimétrica ou abrupta da membrana, que cria áreas de estagnação e altos gradientes de velocidade. Esses resultados ajudaram a explicar a elevada formação de trombos no dispositivo estudado, que foi baseado na sua versão adulta e adaptado para uso pediátrico.

Pesquisas recentes têm se concentrado em dispositivos centrífugos, os quais ganharam notoriedade nos últimos tempos. Em particular, um grupo de estudos em 2022 dedicou-se à análise, tanto experimental quanto numérica, de uma nova bomba centrífuga para uso em pacientes pediátricos (Ponnaluri *et al.*, 2022; Good *et al.*, 2022). No estudo experimental, empregou-se a técnica PIV em três diferentes planos, tanto na entrada quanto na saída do dispositivo, sob três condições operacionais distintas. Essa metodologia possibilitou a quantificação das velocidades e das tensões de Reynolds - tanto normais quanto de cisalhamento - no interior do dispositivo. Observou-se que os perfis de velocidade na entrada do dispositivo são rombudos, inclinando-se em direção ao rotor conforme o fluido se aproxima deste. Na saída, um jato de alta velocidade é formado, seguindo um padrão helicoidal, independentemente das condições de fluxo.

Para o estudo numérico, Good *et al.* (2022) obtiveram campos de velocidade e pressão através de CFD, cujos resultados foram validados com os dados experimentais de Ponnaluri *et al.* (2022). Esses resultados mostraram-se bastante precisos, com variações de velocidade e pressões dentro de 5% das medidas experimentais. As simulações indicaram que a maior parte do domínio fluido estava sujeita a baixas tensões de cisalhamento (menores que 50 Pa), com áreas de maior tensão localizadas ao redor das pontas das lâminas do rotor,

aumentando com a vazão da bomba e a velocidade do rotor (138-178 Pa), ainda assim, abaixo dos limiares comuns de hemólise e ativação plaquetária. Poucas regiões apresentaram baixa taxa de cisalhamento, indicando um potencial mínimo para adesão plaquetária. Em resumo, estes estudos sugerem que a bomba em questão apresenta um risco reduzido de hemólise e trombose.

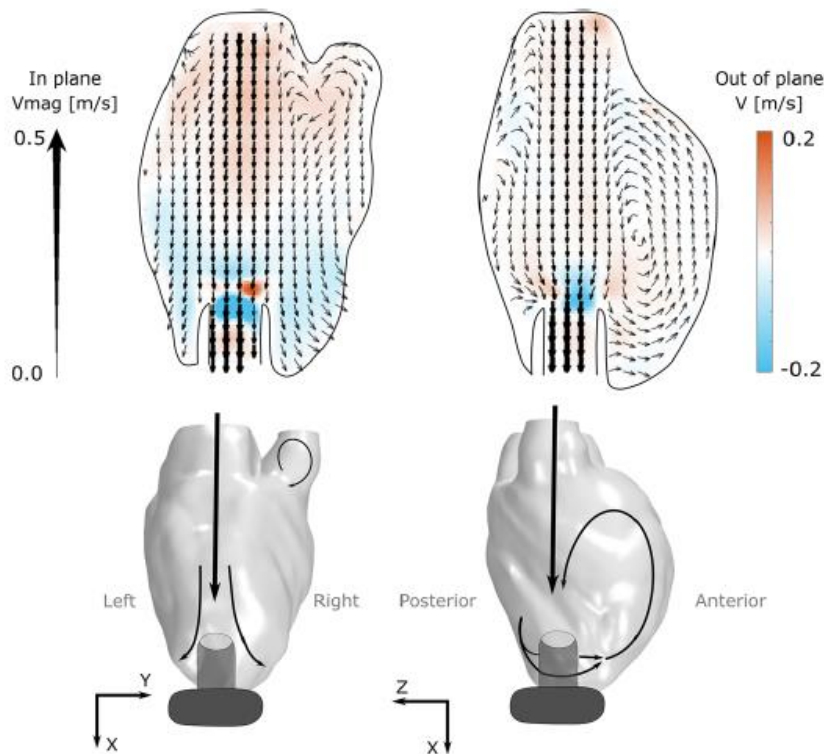


FIGURA 24 - VELOCIDADE MÉDIA TEMPORAL, EXTRAÍDO DE CHASSAGNE *ET AL* 2021

Outro estudo recente (Chassagne *et al.*, 2021) avaliou o desempenho de uma bomba centrífuga em um modelo de coração humano. Esta pesquisa teve como objetivo examinar o impacto do escoamento gerado pelo dispositivo dentro do coração do paciente. Para tal, empregou-se um sistema Stereo-PIV, operando em uma frequência de aquisição de 100 a 200Hz, permitindo uma análise detalhada do campo de velocidade dentro do modelo do ventrículo. A figura 24 mostra campos de velocidade média obtidos nesse trabalho.

Os resultados do estudo indicaram que um aumento na velocidade de saída do DAV não implica necessariamente na redução das regiões de estagnação de fluxo dentro do ventrículo. Estas áreas de estagnação podem

e elevar o risco de formação de trombos. Além disso, a pesquisa destacou como a resistência periférica e a pós-carga influenciam os padrões de fluxo intraventriculares, sugerindo a importância da regulação desses fatores.

Outro fator importante na pesquisa foi a análise do modo pulsátil da bomba. Apesar de este ser um tema desafiador em dispositivos centrífugos, o estudo revelou que o modo pulsátil, embora tenha um efeito limitado na taxa de fluxo geral, pode contribuir significativamente para a redução das áreas de alta estagnação, diminuindo potencialmente o risco de formação de trombos.

Os autores concluíram que diferentes configurações do DAV influenciam diretamente o fluxo sanguíneo no ventrículo esquerdo. Isso ressalta a necessidade de uma consideração cuidadosa desses fatores para otimizar o tratamento e minimizar os riscos associados ao uso de DAVs.

3 METODOLOGIA

A metodologia adotada neste trabalho pode ser categorizada em duas partes principais: o aparato experimental e o processamento dos dados. No âmbito experimental, foi desenvolvida uma colaboração com o Laboratório de Bioengenharia do Instituto do Coração (InCor) para criar e testar a bomba cardíaca DAVP (Dispositivo de Assistência Ventricular Pediátrico), juntamente com o sistema de suporte ao seu funcionamento. Com o DAVP operacional, empregou-se um sistema de medição PIV, resolvido no tempo, para gerar uma extensa coleção de imagens de alta velocidade sob várias condições experimentais, abrangendo três planos distintos de medição no interior do DAVP.

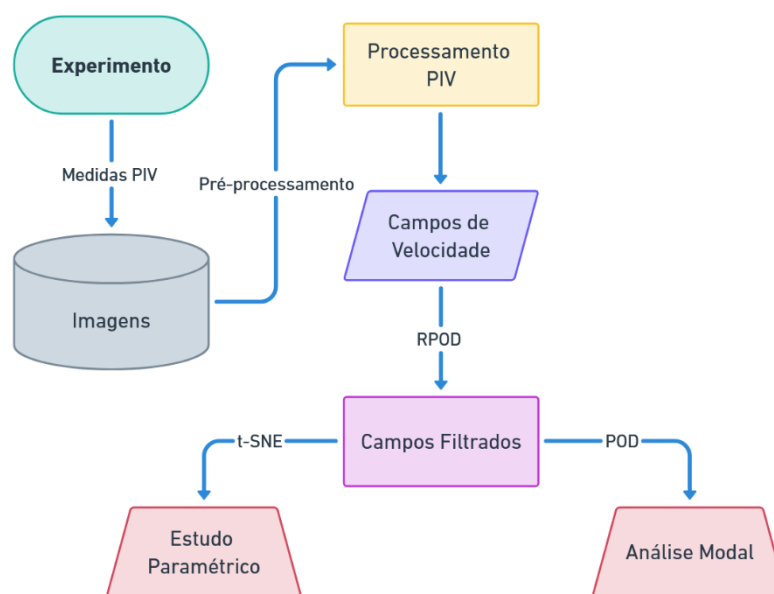


Figura 25 - Fluxograma da metodologia do trabalho

Seguindo a fase de aquisição de imagens, iniciou-se o processo de tratamento dos dados. Primeiramente, as imagens foram submetidas a um pré-processamento, visando a minimização de interferências causadas por ruídos e outros artefatos. Posteriormente, realizou-se o processamento PIV para a obtenção dos campos de velocidade nas direções x e y, bem como a respectiva magnitude. No entanto, observou-se que os campos de velocidade estavam

significativamente afetados por ruídos, manifestados na forma de vetores espúrios. Para mitigar este problema, recorreu-se à técnica de RPOD, que permitiu a filtragem eficaz desses campos.

Com os campos de velocidade devidamente refinados, foram conduzidos dois estudos distintos: um estudo paramétrico, utilizando o t-SNE como principal ferramenta analítica, e um estudo modal, baseado na técnica de Decomposição POD. O procedimento metodológico adotado é esquematicamente representado no fluxograma 25.

3.1 Aparato experimental

O componente central do equipamento experimental é o DAVP. Este dispositivo apresenta um desenho que lembra duas calotas esféricas unidas, formando respectivamente uma câmara de sangue e uma câmara pneumática (figura 26). Estas calotas esféricas são também referidas como câmara sanguínea e câmara pneumática, dependendo do tipo de fluido que as ocupam. Dois canais onde estão localizadas as válvulas de entrada e saída são ligados à câmara sanguínea. A separação entre as câmaras é feita por um diafragma, também chamado de membrana, feito de um material elástico. Quanto às dimensões do DAVP, ele possui cerca de 65 mm no diâmetro externo, 59 mm no diâmetro interno e 21 mm no diâmetro externo e 17 mm no diâmetro interno dos canais das válvulas. Este dispositivo tem a capacidade de ejetar até 30 mL de sangue por batimento. A sua implantação pode ser realizada no lado esquerdo, direito ou em ambos os lados do coração, de forma extracorpórea, o que significa que o dispositivo fica localizado fora do corpo, enquanto a conexão com o coração é feita através de cânulas.



FIGURA 26 - FOTO DO DAVP COM MEMBRANA TRANSPARENTE .

A estrutura externa do dispositivo é constituída por poliuretano (PU) derivado de óleo de mamona, conforme descrito por Cortella *et al.* (2017). Este material apresenta um índice de refração aproximado de 1,49 e uma transmitância em torno de 90%. Com uma densidade de 1070 kg/m³ e uma dureza Shore D80, o poliuretano oferece excelentes propriedades de usinabilidade. O revestimento interno é realizado com um material biocompatível e bioresistente, especificamente um elastômero termoplástico de poliuretano (ChronoFlex® AR), conforme indicado pela fabricante Advansource Biomaterials (2011). O diafragma do dispositivo é fabricado a partir de poliuretano flexível, enriquecido com grafeno para aumentar sua resistência e durabilidade diante das expansões e contrações. Para assegurar a uniformidade dos materiais na unidade de bombeamento, o diafragma é igualmente revestido com o mesmo elastômero termoplástico de poliuretano utilizado na carcaça, evitando possíveis reações no contato com o sangue. As válvulas de entrada e saída, modelo 21AJ-501 produzido pela St. Jude Medical, possuem um diâmetro interno de 16,7 mm (St. Jude Medical, 2012). Estas são válvulas de duplo folheto que criam três regiões distintas para o escoamento do sangue, operando com ângulos de abertura e fechamento dos folhetos de 59° e 85°, respectivamente, conforme ilustrado na figura 27.



FIGURA 27 - VÁLVULA DE FOLHETO DUPLO UTILIZADA NO DAVP.

As válvulas do dispositivo são montadas sobre bases de titânio, material que também é utilizado nos conectores responsáveis por estabelecer a ligação do aparelho com o paciente. Para minimizar a reatividade com o sangue, as partes metálicas que têm contato direto com este fluido são submetidas a o revestimento de poliuretano.

A integridade e estanqueidade do dispositivo são asseguradas por meio de anéis de vedação. Estes anéis são estrategicamente instalados entre os conectores e suas bases correspondentes, prevenindo vazamentos ou contaminações.

Quanto aos componentes como as cânulas e o tubo pneumático, estes são fabricados em policloroeteno (PVC) flexível. Nas áreas onde ocorre o contato com o sangue, há um revestimento interno adicional com o material biocompatível. Esta medida é fundamental para garantir a segurança e a compatibilidade do dispositivo com o organismo humano, evitando reações indesejadas e assegurando a eficácia do tratamento.

A curvatura da geometria externa do dispositivo apresenta um desafio para a aplicação da técnica PIV pois resulta em distorções e dispersões da folha de luz laser. Para contornar este problema, a geometria externa da câmara

sanguínea do DAVP foi convertida em uma cunha com paredes planas (Figura 28), permitindo que a luz laser incida de maneira perpendicular à lateral do dispositivo. Esta abordagem reduz significativamente as refrações e reflexos que poderiam comprometer a precisão das medições. Importante ressaltar que a geometria interna da câmara sanguínea foi preservada, mantendo a integridade funcional do dispositivo. O material escolhido para a confecção da cunha foi o mesmo material utilizado no DAVP.

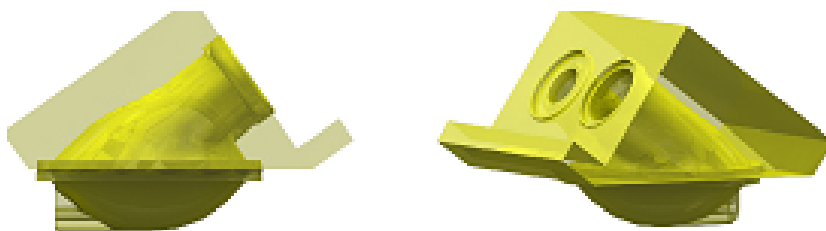


FIGURA 28 - RENDERIZAÇÃO DO DAVP COM A CUNHA

Além disso, outras modificações foram realizadas, como a redução do comprimento dos canais de entrada e saída, visando uma melhor visualização do fluxo através das válvulas mecânicas. Também houve a ampliação dos diâmetros das portas das câmaras de fluido de entrada e saída, adaptando-as para o uso de válvulas específicas. Essas alterações visam aprimorar a funcionalidade e a eficácia do dispositivo em aplicações práticas.

Para simular as condições hemodinâmicas humanas durante os testes de um dispositivo cardiovascular, foi utilizado um sistema de circulação simulada, denominado MCL (Mock Circulation Loop). Este sistema reproduz várias condições fisiológicas, como débito cardíaco, pressões sanguíneas, resistência e inércia do fluxo, entre outras. A figura 29 mostra um esquema do MCL. Ele foi projetado e construído pelo Laboratório de Bioengenharia do InCor-HCFMUSP, e consegue simular a circulação sistêmica de adultos ou crianças, incluindo a complacência, resistência hidráulica e a contração atrial.

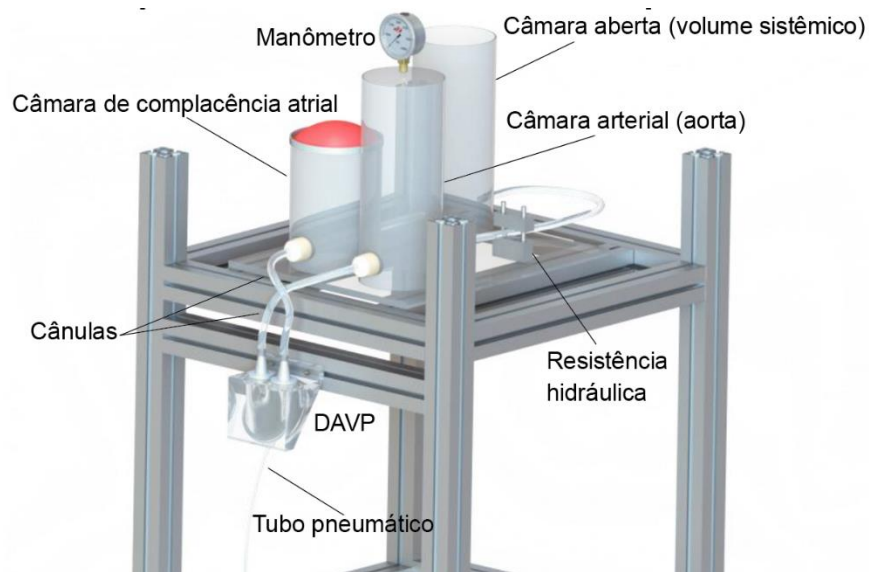


Figura 29 - Sistema de circulação simulada. (MCL)

O MCL é composto por três câmaras. Uma câmara de complacência que simula o átrio esquerdo, gerando pressões entre 0 a 20 mmHg. Uma câmara arterial, conectada à saída da bomba, estabelece a pressão de saída, controlada por um manômetro, simulando as pressões aórticas entre 10 a 250 mmHg. Além disso, um terceiro compartimento aberto representa o volume sistêmico do corpo. Durante os testes, as pressões sistólica e diastólica foram mantidas em 120 mmHg e 80 mmHg, respectivamente. O sistema também inclui um clamp de Hoffman para ajustar a resistência sistêmica. A figura 30 mostra uma foto do sistema completo durante os ensaios.

O sistema todo é controlado por um conjunto eletropneumático customizado para o teste construído também pelo Laboratório de Bioengenharia do Incor. Ele regula o fluxo de ar que aciona a bomba cardíaca e controla sua frequência de operação. Durante a ejeção, o ar comprimido é controlado por um regulador de pressão e um capacitor pneumático, chegando a uma válvula solenoide sincronizada por um gerador de pulsos. Este gerador de pulsos também regula a duração da sístole e diástole do dispositivo.

Os experimentos mantiveram uma frequência constante de 70 batimentos por minuto (bpm) e a duração sistólica fixada em 260 ms (30% do ciclo). O MCL emprega um líquido com propriedades semelhantes ao sangue composto por

mistura de 60% de soro fisiológico com 40% de glicerina, com uma viscosidade dinâmica de $3,3 \times 10^{-3}$ Pa.s e densidade de 1100 kg/m^3 .

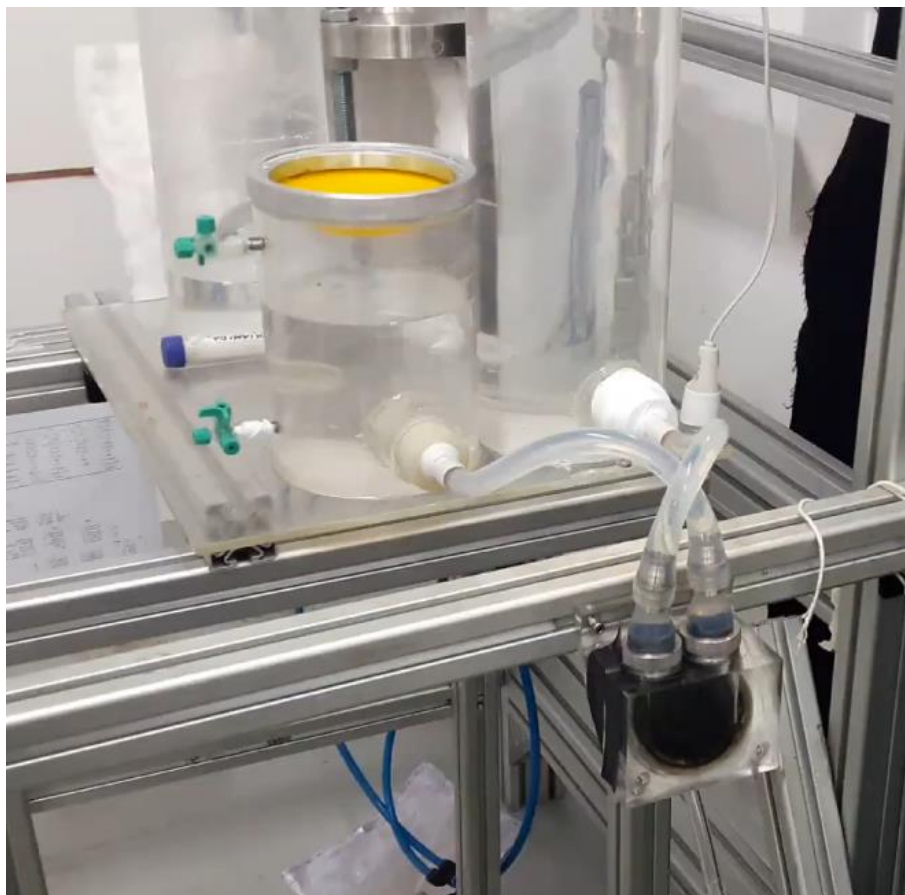


FIGURA 30 - FOTOGRAFIA DO MCL COM O DAVP DURANTE OS ENSAIOS

O MCL também utiliza o conceito de atraso diastólico final (EDD) e atraso sistólico final para acomodar a inércia entre as câmaras sanguínea e pneumática, com valores de EDD e atraso sistólico final de 44 ms e 14 ms, respectivamente.

Além disso, o sistema pode utilizar vácuo parcial para otimizar o retrocesso da membrana, controlando assim a duração da sístole e diástole e a taxa de bombeamento.

O sistema TR-PIV empregado utiliza um laser Nd:YLF (Neodymium-doped Yttrium Lithium Fluoride) de estado sólido bombeado por diodo, com duplicador de frequência e alta taxa de repetição. Este laser, fabricado pela Litron

Lasers Ltd (modelo LDY304), possui um comprimento de onda de 527 nm, opera numa frequência de 0,2 a 20 kHz, e entrega uma energia de 30 mJ por pulso a 1 kHz, com um diâmetro de feixe de 5 mm e divergência abaixo de 3 mrad. Para formar os planos de luz, usa-se um conjunto de três lentes cilíndricas, sendo que a terceira lente, com uma distância focal de 500 mm, permite obter um plano de luz com espessura inferior a 1 mm. Foi utilizado o modo *single-frame* de gravação.

Para a captura das imagens, utilizou-se uma câmera CMOS (Vision Research, Phantom® Miro® R311), que possui um sensor de 1280 x 800 pixels, dimensões de 25,6 x 16,0 mm e 1 Mpx. A câmera tem um tempo de exposição mínimo de 1 μ s e pode gravar a uma frequência máxima de 3200 fps na maior resolução. A lente da câmera, equipada com filtros para reduzir ruídos, apresenta um ângulo de visão de 23,3°, abertura mínima de f/32, distância focal entre 0,313 e 0,58 m, e magnificação de 1:1 a 1:4 (Macro). O filtro utilizado é um passa-banda de 532 nm com uma largura à meia altura de 5 nm, absorvância mínima de 4 e transmitância acima de 85%.

Durante os testes, o sistema operou a 3250 Hz com uma energia de 12,6 mJ por pulso. As imagens capturadas são armazenadas na memória interna da câmera, que a essa frequência e resolução consegue reter cerca de 2,3 segundos de gravação. Posteriormente, as imagens são transferidas para o disco rígido para processamento.

Para a calibração das imagens no estudo do DAVP, foi empregado um dispositivo de calibração desenvolvido especificamente para este fim. Este dispositivo é composto por um suporte com três recessos, alinhados aos três planos de medição utilizados. No processo de calibração, um alvo contendo pontos de dimensões e distâncias precisas é inserido em cada recesso. Este alvo não só permite estabelecer a correlação exata entre pixels e milímetros, mas também auxilia no posicionamento correto da folha de luz *laser* no plano de interesse dentro do dispositivo. Este procedimento é meticulosamente repetido para cada plano de medição antes de iniciar os ensaios.

Além disso, o alvo de calibração desempenha um papel crucial na compensação das distorções ópticas provocadas pela geometria interna do

dispositivo. Para isso, foi utilizado um algoritmo inovador, atualmente sob processo de patenteamento junto à Agência USP de Inovação (AUSPIN), identificado pelo código CC-PI-2019-0077. Dessa forma, o funcionamento exato do método não foi detalhado neste trabalho. Este algoritmo aumenta a precisão e confiabilidade dos dados coletados durante os experimentos.

Para a sincronização do *laser*, a câmera e o DAVP, foi utilizado um gerador de pulsos da Berkeley Nucleonics Corp (BNC), Modelo 575. Este gerador tem uma amplitude de 0 a 1000 segundos e uma resolução de 250 os. O MCL emite um sinal de onda quadrada ao atingir a pressão máxima no diafragma. Este sinal é captado pelo gerador de pulsos, que então coordena os disparos do laser e, em seguida, da câmera.

Após a realização dos ensaios ópticos, um conjunto de medidores de vazão foi utilizado tanto na entrada quanto na saída do dispositivo. Foram utilizados os sistemas Transonic TS410 com o sensor ME-13-PXN para obter as vazões. Este equipamento permitiu medir a vazão na entrada e na saída durante um ciclo de bombeamento, que foi previamente mensurado pelo sistema TR-PIV.

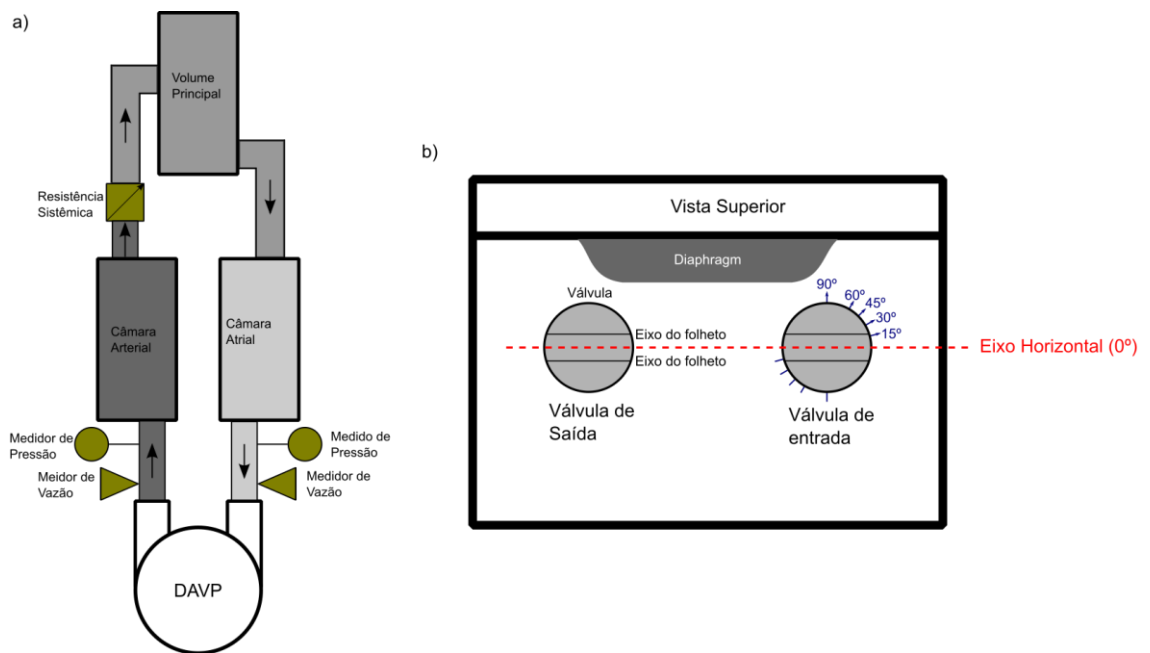


FIGURA 31 - A) SISTEMA DE CIRCULAÇÃO SIMULADA COM O VENTRÍCULO; B) ILUSTRAÇÃO DA VISTA SUPERIOR DO PDAV MOSTRANDO A ORIENTAÇÃO DAS VÁLVULAS.

A Figura 31a apresenta uma ilustração detalhada do sistema de circulação simulada, com o acoplamento do ventrículo artificial. Este esquema possibilita a visualização de todas as componentes do sistema, incluindo os locais específicos para a medição de pressão e vazão. No contexto do estudo paramétrico, definiu-se a posição de 0° dentro do dispositivo como um eixo horizontal que atravessa ambas as válvulas. Já a Figura 31b exibe uma visão superior do DAVP, destacando as válvulas e o eixo horizontal mencionado.

Para a realização do estudo paramétrico, foi alterado o ângulo da válvula de entrada em relação a este eixo horizontal. As medições foram efetuadas em seis diferentes posições angulares da válvula de entrada: 0° , 15° , 30° , 45° , 60° e 90° . Essas variações angulares permitiram uma análise abrangente do comportamento e eficiência do dispositivo sob diferentes configurações.

Além disso, três planos de medição foram escolhidos. O plano frontal, mais afastado do diafragma, o plano médio e o plano traseiro. Estes planos possuem um ângulo de 36° em relação ao diafragma. O afastamento entre os planos é aproximadamente 8 mm. A figura 32 ilustra todo o aparato experimental montado durante os ensaios com PIV, além disso ele mostra os detalhes do posicionamento dos planos de luz dentro do dispositivo.

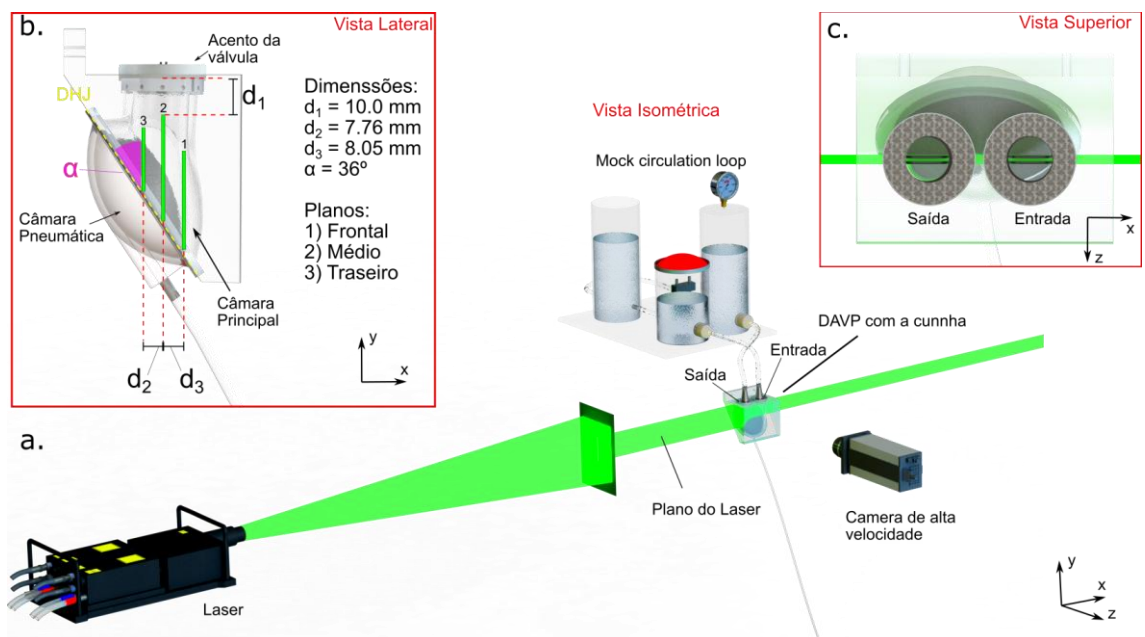


FIGURA 32 – APARATO EXPERIMENTAL.

3.2 Processamento dos dados

Após a captura de imagens de alta velocidade das partículas traçadoras, iniciou-se o pré-processamento necessário antes da implementação dos algoritmos de correlação cruzada, utilizados para o cálculo dos campos de velocidade. O primeiro passo consistiu na aplicação de um filtro espacial, com desvio padrão de 3x3 pixels, sobre as imagens iniciais. Em seguida, procedeu-se à aplicação tripla de um filtro gaussiano de 3x3 pixels, mantendo um desvio padrão (σ) de 0,3, visando aprimorar a representação das partículas nas imagens. Posteriormente, foi utilizado o filtro de subtração pelo mínimo local, com uma área de 50x50 pixels, com o objetivo de remover a iluminação de fundo presente nas imagens. Para assegurar um equilíbrio na luminosidade entre partículas com diferentes intensidades, adotou-se o método de limitação de intensidade (intensity capping), conforme proposto por Shavit, Lowe e Steinbuck (2007). O processo de pré-processamento foi finalizado com a aplicação de mais um filtro gaussiano, desta vez com parâmetros de 3x3 pixels e $\sigma = 1$. A figura 33 resume as etapas do pré-processamento.

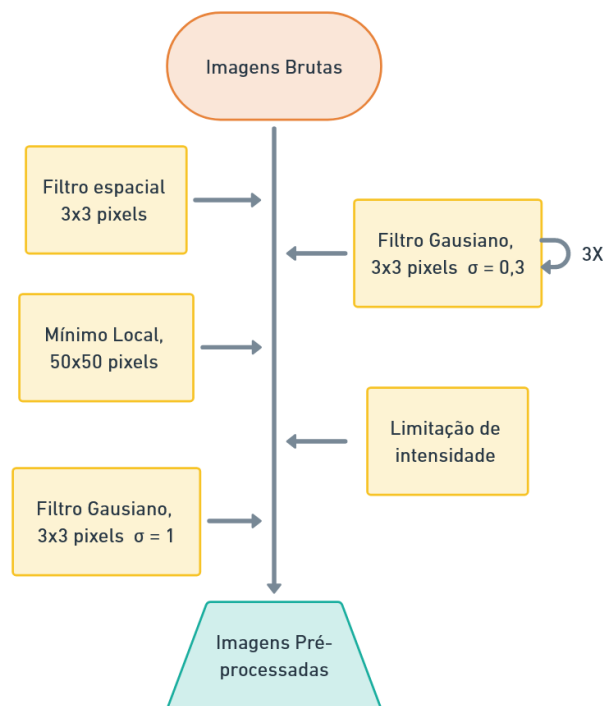


FIGURA 33 – PRÉ-PROCESSAMENTO

Neste estudo, aplicou-se a metodologia single-frame PIV. Nela as imagens pré-processadas são agrupadas em pares de imagens sequenciais e em seguida são aplicados os métodos de cálculo para obter os campos de velocidade. Além disso, são utilizadas as imagens de calibração para estabelecer a correta relação entre a distância em pixel e a distância física. O fluxograma (Figura 34) resume todo o procedimento de cálculo para a obtenção dos campos de velocidade.

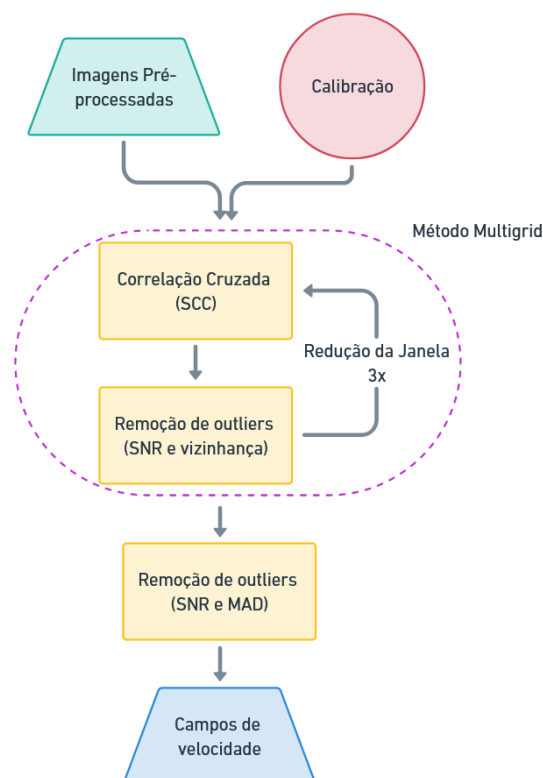


FIGURA 34 – FLUXOGRAMA DO PROCESSAMENTO PIV

Para o cálculo PIV, empregou-se o método multigrid, conforme proposto por Scarano (2003), caracterizado pelo decréscimo progressivo do tamanho da janela de interrogação. Esse procedimento aumenta a máxima resolução espacial alcançável, superando as limitações impostas pelo uso de uma única janela de interrogação na correlação cruzada.

Para o algoritmo de correlação, optou-se pela Standard Cross Correlation (SCC), com uma janela de interrogação fixa. As dimensões iniciais e finais da janela de interrogação foram estabelecidas em 32 e 15 pixels, respectivamente, mantendo uma sobreposição de 25% em todos os casos. A função sinc foi

utilizada para interpolar os valores da imagem entre os pixels (resolução subpixel). Estabeleceu-se um número mínimo e máximo de iterações de 2 e 3, respectivamente.

Na abordagem multigrid, realizaram-se quatro passos na interrogação, com uma redução gradativa de 25% na resolução espacial de cada passo (tamanho da janela por 25% de sobreposição). Ao término de cada passo, um processo intermediário foi empregado para eliminar outliers, evitando a propagação de ruído. Neste processo, qualquer vetor com valor superior a duas vezes a média dos vetores em sua vizinhança 3×3 é descartado e substituído pela média, conforme descrito por Westerweel e Scarano (2005).

Adicionalmente, todas as velocidades com uma razão sinal-ruído (SNR) inferior a 1,2 foram excluídas e interpoladas pela média da vizinhança. Foi utilizada a metodologia PPR para a estimativa do SNR. Ao final do cálculo, velocidades com SNR inferior a 1,3 também foram descartadas, e substituídas por um valor interpolado (*shape-preserving piecewise cubic spline*). Além disso, utilizou-se o método do desvio absoluto médio (*Median Absolute Deviation*, MAD) em uma vizinhança 3×3 para também identificar vetores espúrios. Valores de velocidade superior a três vezes a escala MAD foram interpolados.

Apesar dos esforços significativos para eliminar ruídos no processamento PIV, as condições adversas no interior do dispositivo, especialmente devido a grandes reflexões móveis, resultaram em uma contaminação substancial dos campos de velocidade por um ruído granular esparso composto por vetores espúrios (*outliers*). Na Figura 35, que ilustra a magnitude da velocidade no plano central do DAVP, é possível observar um ruído granular distribuído por todo o campo, além de grupos de vetores espúrios na região inferior da imagem. Esta região, em particular, é afetada pela sombra e reflexão causadas pela presença da membrana, tornando-se um local propenso à formação de grupos de vetores espúrios e ao aumento do ruído em suas fronteiras. Uma das maiores dificuldades encontradas foi remover os vetores nesta parte específica do DAVP pois ela varia ao longo do tempo.

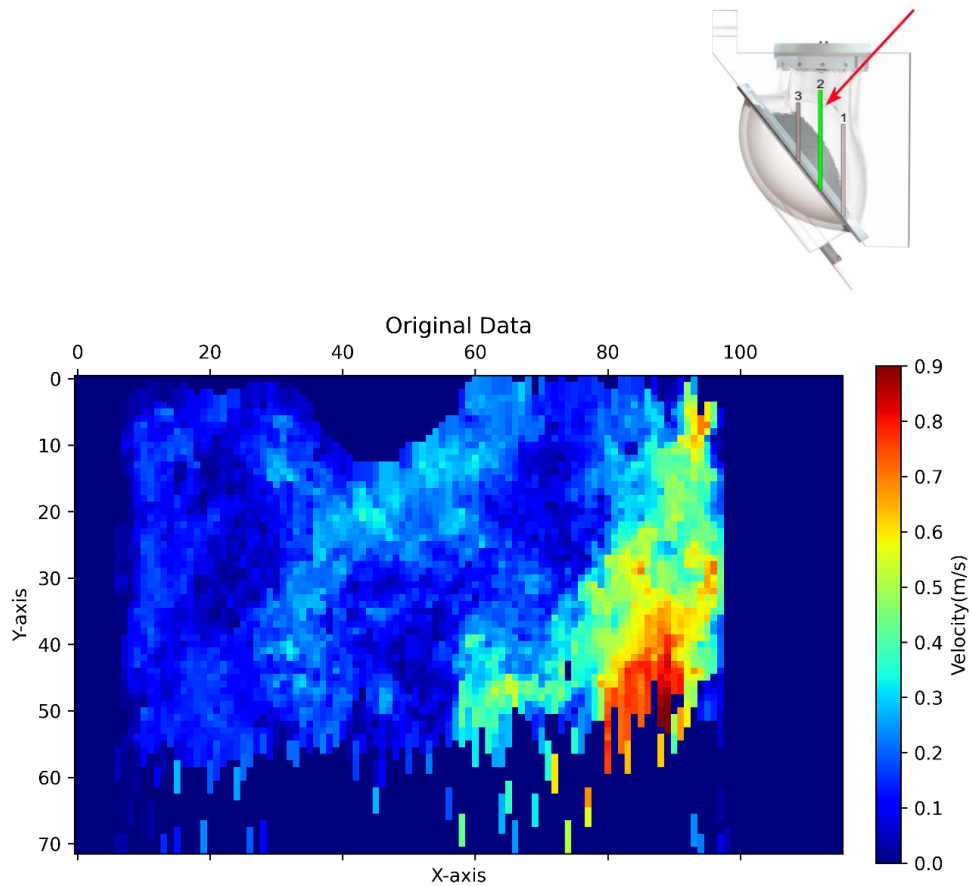


FIGURA 35 - CAMPO DA MAGNITUDE DA VELOCIDADE NO PLANO CENTRAL DO DAVP.

Para isolar o ruído esparsos e os outliers remanescentes, empregou-se a técnica RPOD, conforme descrito anteriormente. De forma resumida, o RPOD divide os dados em duas matrizes distintas: uma matriz L de baixo posto e livre de ruído, e uma matriz S contendo o ruído esparsos. O Fluxograma apresentado na figura 36 ilustra o processo.

O algoritmo inicia com a divisão arbitrária inicial dos dados nas matrizes L e S, cuja soma reconstitui os dados originais. Posteriormente, realiza-se a decomposição POD da matriz L. Utilizando a norma nuclear e a métrica L1, calcula-se a função objetivo. Segue-se um processo iterativo de minimização, que persiste até que a convergência seja atingida, definida por uma variação inferior a 10^{-7} entre os passos sucessivos do cálculo de minimização.

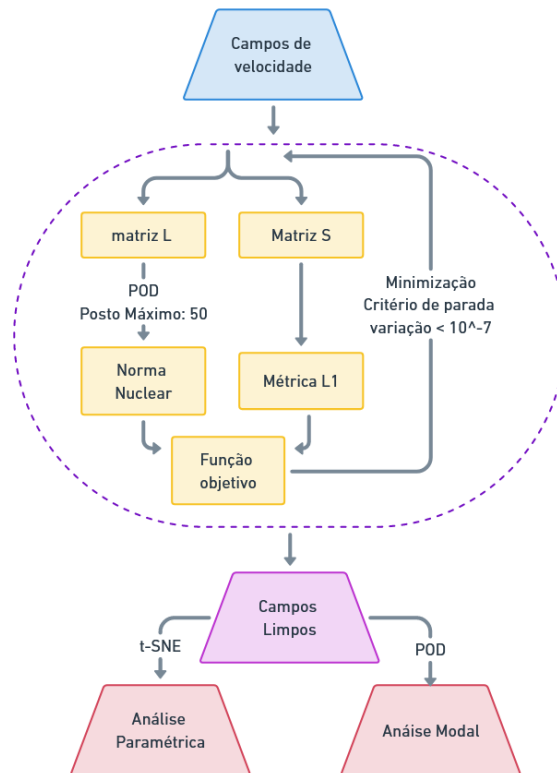


FIGURA 36 - FLUXOGRAMA DO PROCESSAMENTO FINAL DOS DADOS.

Neste estudo, introduziu-se uma modificação na metodologia RPOD, fixando o posto da matriz L (dados limpos) em 50. Esta alteração impôs uma restrição adicional ao processo de minimização, contribuindo efetivamente para a remoção do ruído e dos vetores espúrios. Com isso, obtiveram-se campos de velocidade limpos.

Esses campos possibilitaram a realização de análises modais, avaliando os modos da decomposição POD, e a análise paramétrica do efeito da mudança da posição da válvula de entrada, utilizando a técnica comparativa t-SNE.

4 RESULTADOS E ANÁLISE

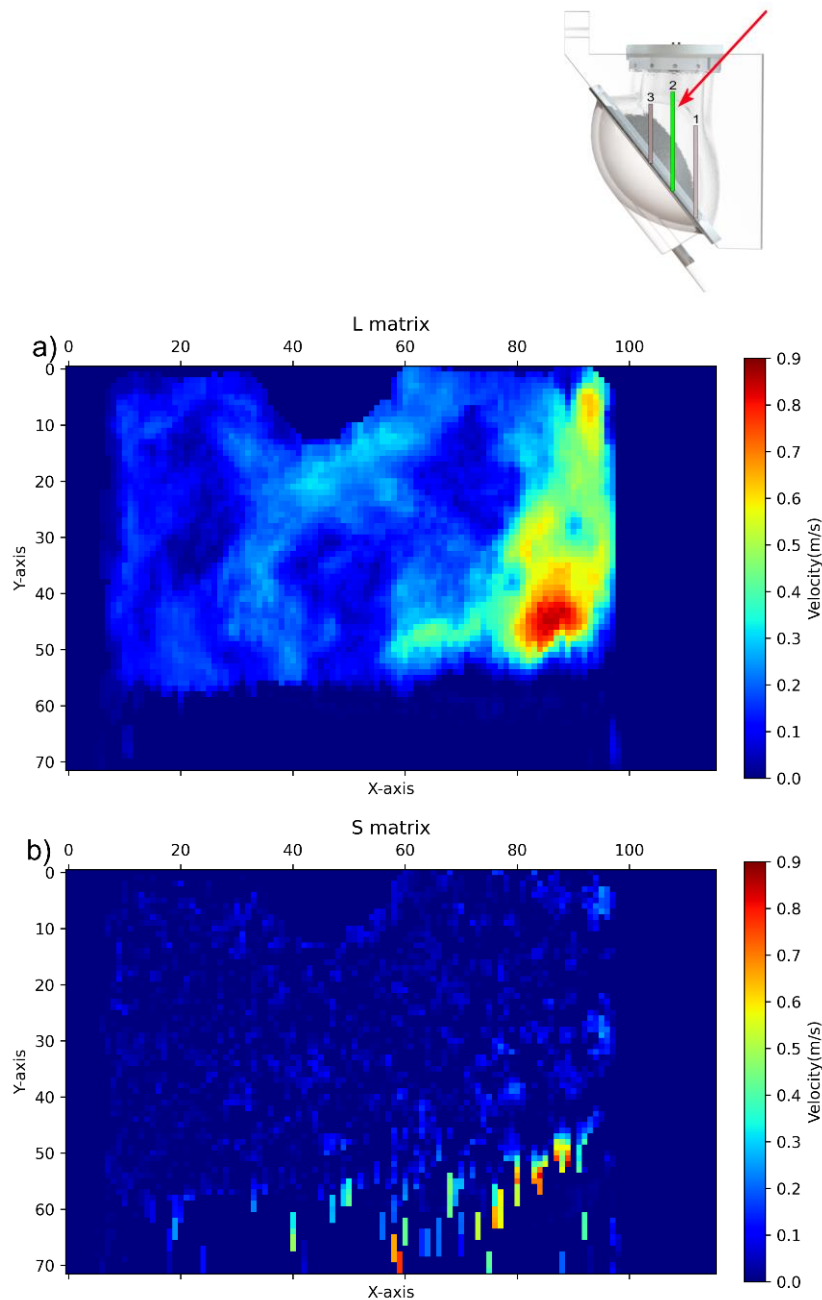


FIGURA 37 - MATRIZES: A) L (DADOS LIMPOS E B) S (RUÍDO) PARA O CAMPO DA FIGURA 35.

Conforme descrito na seção metodológica deste estudo, a técnica de RPOD foi empregada no processamento dos campos de velocidade. A Figura 35 ilustrou de forma clara a presença de ruído significativo, caracterizado por agrupamentos de dados corrompidos e a presença de vetores espúrios. Este ruído, de natureza esparsa e correlacionado, apresenta um desafio particular, pois é capaz de afetar adversamente todos os modos em uma decomposição POD. Importante ressaltar que essa interferência não pode ser eficazmente

mitigada apenas pela técnica de truncagem de modos, conforme discutido por Epps e Krivitzky (2019a, 2019b).

Neste contexto, a eficácia do método RPOD em melhorar a qualidade dos campos de velocidade analisados é notável, como evidenciado pela comparação entre as Figuras 35 e 37. Na Figura 37, o resultado da aplicação do RPOD no mesmo instante de tempo da Figura 35 é apresentado. Especificamente, a Figura 37a, correspondente à matriz L, demonstra um campo da magnitude de velocidade consideravelmente mais limpo, suave e homogêneo, mostrando uma redução significativa na corrupção dos dados em comparação com o campo original da Figura 35.

Além disso, o método faz uma interpolação dos resultados em regiões que anteriormente não possuíam vetores válidos. Isso tornou as estruturas do escoamento mais visíveis, um resultado que está em relatado na literatura (Scherl *et al.*, 2020). Essa interpolação utiliza a totalidade da informação da série espaço-temporal, permitindo a reconstrução precisa de grandes áreas do escoamento, algo que métodos tradicionais baseados apenas em médias locais não conseguem alcançar.

A Figura 37b, por sua vez, mostra o ruído que anteriormente contaminava os dados, agora removido pelo RPOD. É importante observar que o ruído é mais intenso na parte inferior do campo, próximo à membrana, o que é esperado devido à forte reflexão e sombra por ela produzidas. Adicionalmente, mais ruído é encontrado nas paredes do dispositivo, onde a influência das reflexões e distorções é maior. Além disso, há um ruído difuso espalhado por todo o campo, que é o principal responsável pela granularidade presente em todo o campo de velocidade apresentado na imagem 35. Dessa forma, foi possível extrair informações precisas e confiáveis dos dados inicialmente ruidosos.

A pesquisa incluiu, além da captação de imagens de alta velocidade, a medição das vazões médias tanto na entrada quanto na saída do DAVP. A Figura 38 ilustra as curvas de vazão de entrada e saída do dispositivo ao longo de 1,4 segundos de funcionamento a 70 batimentos por minuto (BPM), que foram feitas nas mesmas condições de operação e sincronia dos testes que

envolveram imagens. Consequentemente, todas as análises (vazão e campos de velocidade) iniciam-se no mesmo ponto do ciclo cardíaco, identificado na Figura 36 como o começo da diástole.

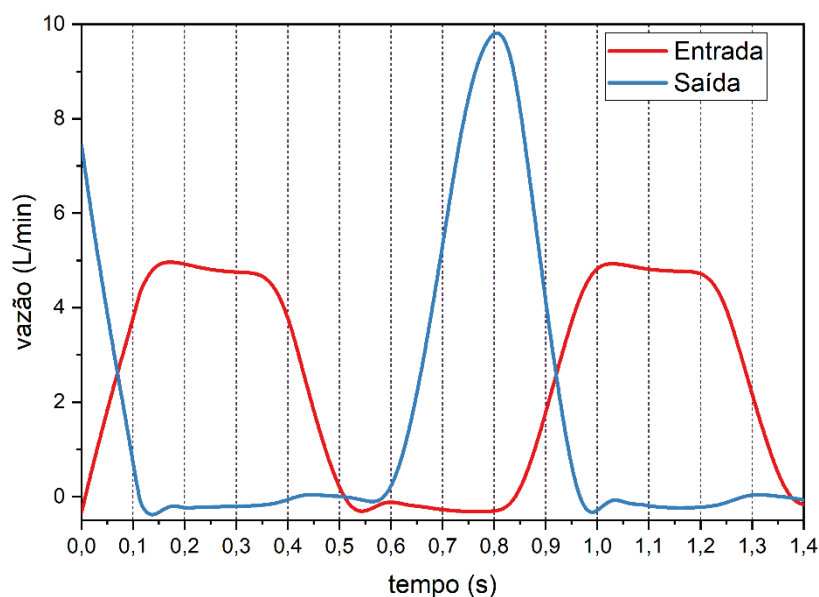


Figura 38 – Fluxos na entrada e saída do registrados pelos medidores no DAVP.

A análise da curva vermelha, que representa o fluxo de entrada, indica que o fluido começa a entrar no DAVP entre 0 e 0,5 segundos. Inicialmente, o fluxo aumenta rapidamente durante aproximadamente 0,15 segundos, atingindo um nível constante por cerca de 0,2 segundos. Após isso, há uma diminuição gradual até o fluxo parar em torno de 0,15 segundos. Entre 0,5 e 0,6 segundos, há um intervalo sem fluxo, uma fase de estagnação, devido ao fechamento de todas as válvulas. Segue-se a fase de sístole, indicada pela curva azul, quando o fluido é impulsionado para fora do DAVP, ocorrendo de 0,6 a 0,85 segundos. Nesta fase, o fluxo de saída cresce progressivamente, alcançando seu ápice por volta de 0,8 segundos, e então declina até cessar por volta de 0,97 segundos, já no início da próxima diástole. Notavelmente, próximo ao final da sístole, em torno de 0,85 segundos, o fluxo já começa na válvula de entrada. Assim, há um breve período no final da sístole e início da diástole onde ambas as válvulas estão abertas, permitindo o fluxo simultâneo de entrada e saída no dispositivo. Esse comportamento resulta da inércia do sistema (incluindo o dispositivo e o sistema

circulatório simulado) e da operação passiva das válvulas unidirecionais, que requerem um contrafluxo para fechar.

4.1 Análise paramétrica (t-SNE)

Após a filtragem de ruídos, obtivemos campos de velocidade precisos para todas as posições da válvula de entrada, considerando os três planos analisados. Em cada plano, medimos a velocidade nas direções horizontal (x) e vertical (y), bem como a magnitude da velocidade. Com a captura de 4500 imagens, e por consequência 4500 campos de velocidade, para cada plano e ângulo da válvula de entrada, o total de campos, considerando apenas uma componente de velocidade ou a magnitude, alcança 81 mil registros, abrangendo todos os três planos e as seis posições da válvula.

Para analisar esse extenso volume de dados, empregamos a técnica de t-SNE, visando uma visualização mais intuitiva das similaridades entre os casos. Isso facilita o entendimento dos efeitos da variação na posição da válvula de entrada sobre o escoamento. Tal abordagem permite a realização desse estudo paramétrico detalhado sobre o impacto da orientação da válvula de entrada no escoamento interno do DAVP.

A Figura 39 ilustra os resultados alcançados pelo t-SNE, utilizando todos os campos de magnitude de velocidade disponíveis. Neste gráfico, cada ponto representa a totalidade dos campos disponíveis para um plano específico e ângulo da válvula de entrada. O hiperparâmetro 'perplexidade', utilizado para gerar este gráfico de t-SNE, foi definido como 3, e a métrica adotada foi a euclidiana.

É importante destacar que, dada a natureza estatística do t-SNE, múltiplos testes com condições iniciais variadas foram conduzidos para assegurar a convergência dos gráficos observados. A escolha da perplexidade envolveu um processo iterativo testando diferentes valores. Um valor elevado de perplexidade tende a enfatizar a estrutura global dos dados, levando a um agrupamento mais

denso dos pontos. Por outro lado, uma perplexidade baixa pode resultar em uma dispersão excessiva dos pontos, comprometendo a representação das relações globais.

Portanto, o valor de perplexidade selecionado representa um equilíbrio cuidadoso: ele busca preservar as estruturas locais e globais sem provocar um aglomerado excessivo que comprometeria a capacidade comparativa do gráfico. Essa escolha meticulosa da perplexidade é fundamental para garantir que o gráfico de t-SNE reflita adequadamente as nuances e as relações inerentes aos dados de velocidade analisados.

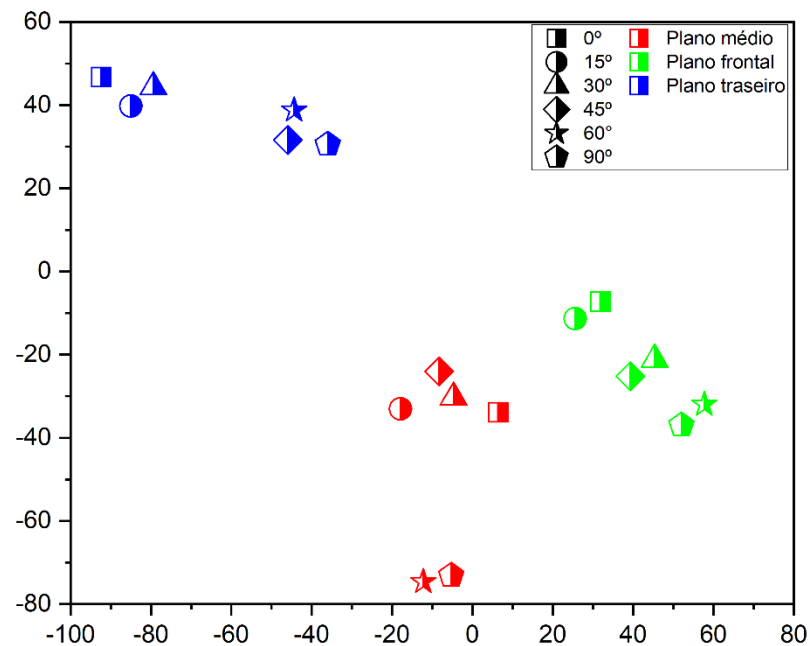


Figura 39 - Comparação com o t-SNE utilizando todos os campos de magnitude da velocidade.

A análise da Figura 39 revela a formação de dois grupos distintos de pontos nos planos médio e traseiro. No plano traseiro, observa-se que os ângulos menores (0°, 15° e 30°) constituem um grupo, enquanto os ângulos maiores (45°, 60° e 90°) formam outro. Similarmente, no plano médio, os quatro menores ângulos (0°, 15°, 30° e 45°) agrupam-se, diferindo do plano traseiro

pela inclusão do ângulo de 45° neste grupo, deixando os dois maiores ângulos (60° e 90°) em um grupo separado. Isso sugere que, até certo ponto, o escoamento no DAVP é pouco sensível às mudanças na posição da válvula de entrada, mas, após um determinado ângulo, ocorre uma alteração significativa na configuração do escoamento.

No plano próximo, a distribuição dos pontos forma três pares, agrupados por ângulos crescentes (0° e 15° ; 30° e 45° ; 60° e 90°), indicando uma menor sensibilidade às mudanças na posição da válvula e uma aproximação mais estreita entre os resultados. Isso reforça a observação de dois regimes distintos de escoamento no DAVP, identificados nos outros planos, com a adição de um grupo intermediário no plano próximo. Esta constatação aponta para uma transição menos abrupta no escoamento neste plano, mesmo com a formação de grupos distintos conforme o ângulo da válvula muda.

Com base nesses achados, conclui-se que a análise do escoamento no DAVP pode ser eficientemente realizada selecionando-se representantes dos dois grupos principais identificados nos planos médio e traseiro. Para uma investigação aprofundada, os ângulos de 0° e 60° foram escolhidos para análise detalhada na próxima seção, utilizando a decomposição POD. A escolha do ângulo de 60° , em detrimento do ângulo de 90° , deve-se à sua proximidade com o ponto de mudança observado no comportamento do escoamento.

4.2 Plano Central

Embora o t-SNE ofereça insights sobre as similaridades e diferenças nas várias posições da válvula de entrada, ele não permite a visualização do escoamento ao longo de um ciclo de bombeamento em três dimensões. Para superar essa limitação, a decomposição POD foi empregada. Essa técnica revela os modos espaciais dominantes, ou macroestruturas do escoamento, e sua evolução temporal durante o ciclo de bombeamento.

A aplicação inicial do POD no plano médio de medição no DAVP para a posição 0°, após filtragem de dados pelo RPOD, resultou em um máximo de 50 modos significantes. A Figura 40 ilustra a energia relativa desses modos, destacando a contribuição percentual individual e o acúmulo energético dos n primeiros modos. O primeiro modo, o mais energético, responsável por aproximadamente 30% da energia cinética total do escoamento, corresponde às maiores macroestruturas. Os modos subsequentes, com quantidades decrescentes de energia, representam estruturas progressivamente menores. O segundo modo detém cerca de 10% da energia, enquanto o terceiro e o quarto modos possuem níveis de energia similares, em torno de 7%.

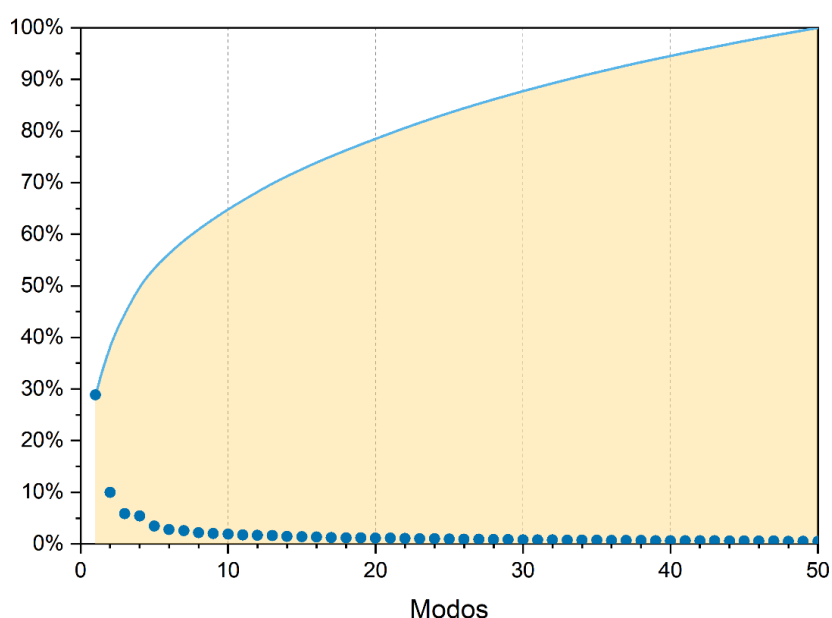


Figura 40 - Energia relativa dos modos em porcentual da energia total (plano central 0°), cumulativo (linha) e individual (pontos).

O gráfico indica que os seis primeiros modos englobam aproximadamente 60% da energia do escoamento. Portanto, neste estudo, esses seis modos foram selecionados para fundamentar a compreensão da evolução das macroestruturas durante um ciclo de bombeamento no DAVP. Esta abordagem oferece uma visão mais detalhada e representativa das dinâmicas de escoamento no dispositivo, utilizando um número razoável de modos.

A Figura 41 apresenta uma análise detalhada dos seis primeiros modos espaciais obtidos através da decomposição POD, focada na magnitude da velocidade no plano central do DAVP com a válvula de entrada na posição 0°. É importante notar que, embora os dados originais de magnitude da velocidade sejam invariavelmente positivos, os modos resultantes da decomposição podem exibir valores tanto positivos quanto negativos. Isso ocorre porque a reconstrução do campo original é realizada somando-se os modos, cada um multiplicado pela sua energia e pela sua evolução temporal. Consequentemente, a presença de valores negativos e positivos nos modos espaciais não contradiz a natureza sempre positiva do dado original, uma vez que a combinação de todos os modos resulta na recuperação do campo de magnitude original.

No primeiro modo espacial (Figura 41a), observa-se uma estrutura proeminente na região da válvula de saída. As setas indicam a posição do fluxo de saída e entrada no plano analisado, facilitando a identificação das estruturas. Esta estrutura na região da saída está correlacionada com o instante da sístole, conforme evidenciado pelo pico negativo no gráfico da Figura 42a, ocorrendo aproximadamente aos 0,7 segundos. Isso sugere um fluxo de saída intenso nessa área durante a sístole. Além disso, uma estrutura mais difusa e intensa, marcada em vermelho, sob a válvula de entrada, parece indicar o fluxo de entrada durante a diástole. Essa observação ressalta um aspecto crucial da decomposição POD: as estruturas identificadas não precisam necessariamente corresponder às percepções visuais, mas sim atender aos critérios matemáticos da decomposição.

Analisando o segundo modo espacial (Figura 41b), percebe-se uma estrutura difusa logo abaixo da válvula de entrada e outra área de alta intensidade na região da saída, além de uma leve estrutura vortical no centro do dispositivo, indicativa de um vórtice de recirculação.

A análise do gráfico da Figura 42a revela que, durante a diástole, os modos temporais 1 e 2 tendem a seguir um padrão similar em termos de sinal, convergindo para uma intensidade próxima de zero no final da diástole. Esse comportamento mostra que na região próxima à válvula de saída ocorre uma composição destrutiva, já que os campos têm sinais opostos. Porém, na região de entrada há uma composição construtiva. Outro fator importante é que o jato

diastólico é uma estrutura complexa nesse plano e acaba sendo representado pela interação de diversos modos, e não apenas de um único modo como é o caso da sístole, que é quase totalmente representada pelos modos 1 e 2.

Já durante a sístole, os modos temporais do modo 1 e 2 possuem sinais opostos, o que inverte a lógica da composição dos modos, resultando no desaparecimento de estruturas na região de entrada e o surgimento do fluxo de ejeção da sístole.

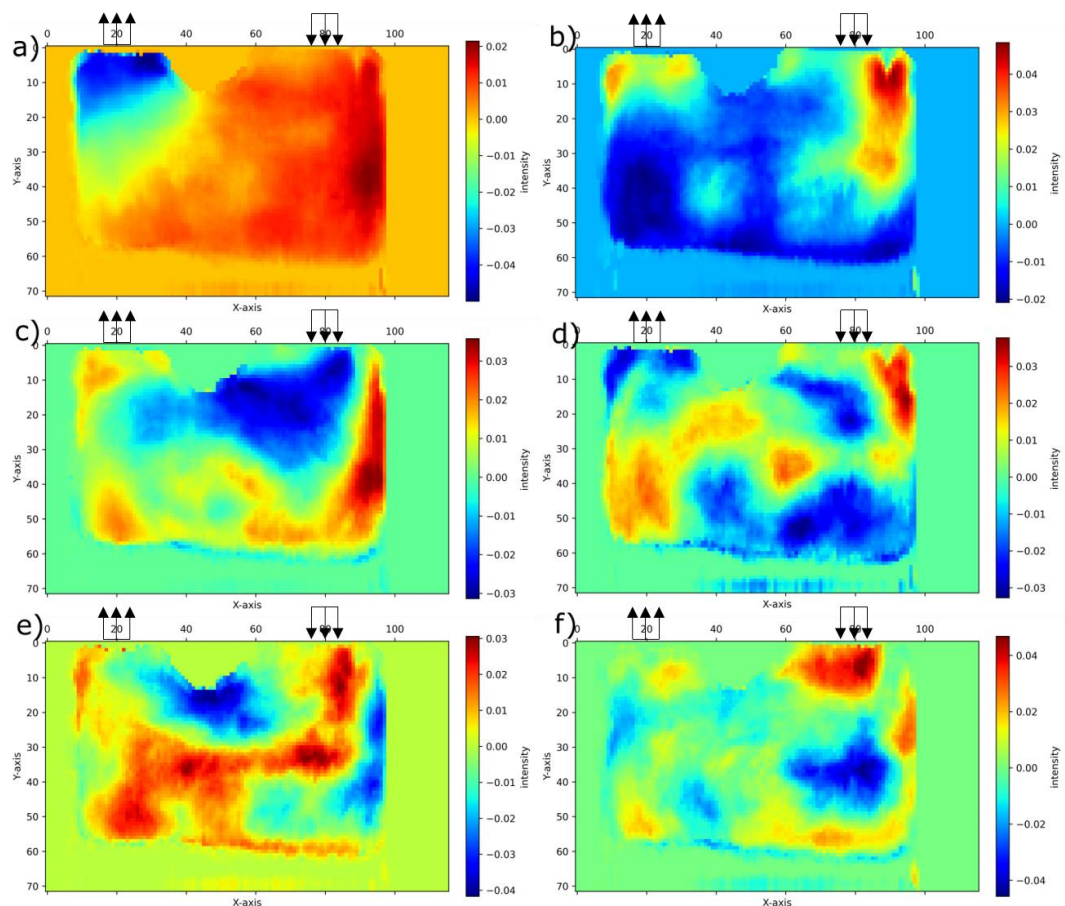
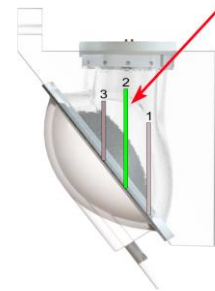


Figura 41 - Modos espaciais da magnitude da velocidade (plano central 0°), a) modo 1, b) modo 2, c) modo 3, d) modo 4, e) modo 5 e f) modo 6.

No Modo 3, observado na figura 41c, um jato pronunciado emerge da válvula de entrada e se dirige à base do dispositivo. Simultaneamente, um pequeno vórtice se forma no centro do DAVP. Este modo é mais ativo no início da diástole, especialmente entre 0 e 0,35 segundos. Após este período, a intensidade do Modo 3 diminui significativamente, quase desaparecendo entre 0,4 e 0,5 segundos. Essa redução na atividade do jato de entrada correlaciona-se com uma queda rápida no fluxo de entrada, conforme indicado pelas medições de vazão.

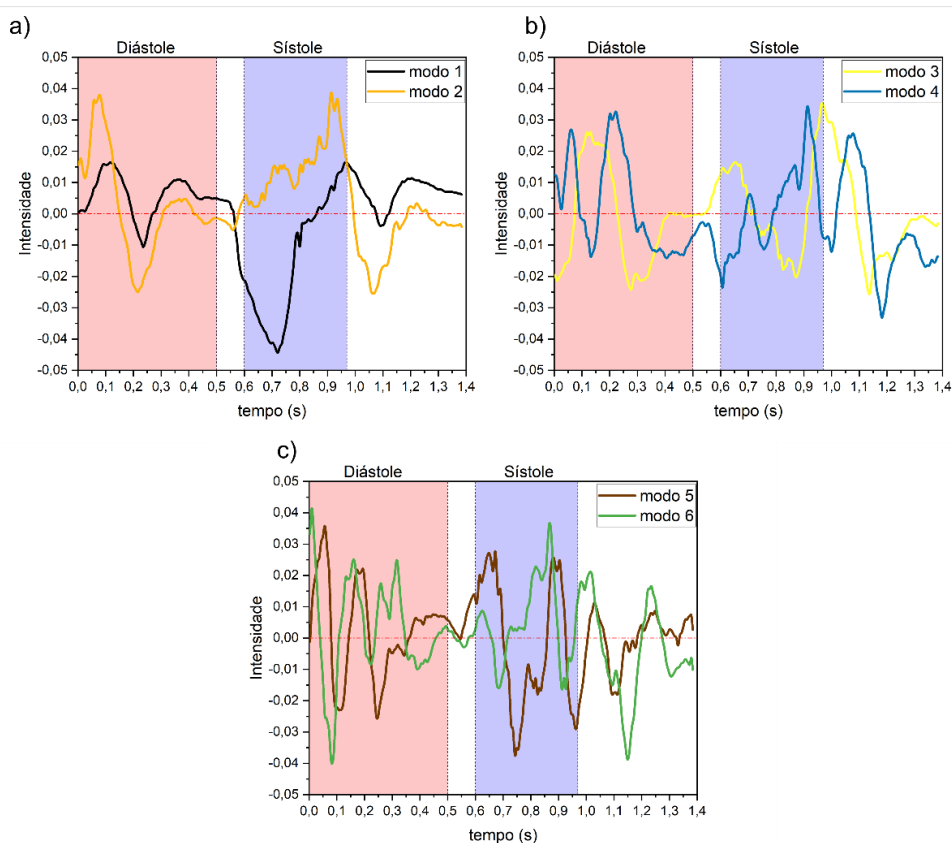
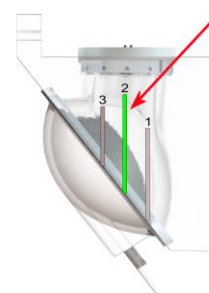


Figura 42 - Modos temporais (plano central 0°) a) modo 1 e 2, b) modo 3 e 4, c) modo 5 e 6.

O Modo 4, ilustrado na figura 41d, é caracterizado por um grande vórtice de recirculação ocupando a maior parte do campo visualizado. Este padrão

torna-se mais proeminente no final da diástole, mas sua atividade cessa durante a estase, um período de movimento mínimo dentro do DAVP.

Durante a sístole, a atividade dos modos 3 e 4 é reduzida. A estrutura do fluxo neste período é mais simples, predominantemente caracterizada pelos modos 1 e 2.

A estrutura do fluxo diastólico pode ser compreendida através da combinação dos Modos 2, 3 e 4. Inicialmente, no Modo 2, observa-se um jato amplo emergindo da válvula de entrada, direcionando-se para baixo e com um leve desvio para o centro do dispositivo acompanhando sua curvatura. Esta etapa dura aproximadamente de 0 a 0,1 segundos. Posteriormente, o fluxo de entrada se redireciona para a parede lateral direita do DAVP, intensificando o Modo 3 (0,1 a 0,2 segundos). Tal deslocamento progressivo do jato para a lateral do dispositivo, acompanhado pela formação de um vórtice de recirculação no centro, marca a transição do fluxo de um padrão amplo e uniformemente distribuído para um mais concentrado e intenso, próximo à parede lateral. Finalmente, observa-se um aumento na intensidade do Modo 4, evidenciando a formação do vórtex de recirculação dentro do dispositivo.

Em resumo, a dinâmica do fluxo de entrada durante a diástole no DAVP é complexa e multifacetada. Inicia-se com um jato amplo e bem distribuído, evoluindo para um fluxo mais lateralizado e intenso, que acarreta na formação de um vórtice de recirculação central. Em contraste, a sístole apresenta uma estrutura de fluxo mais simples.

Os modos 5 e 6, ilustrados nas figuras 41d e 41e, apresentam desafios interpretativos, devido não apenas às suas estruturas difusas, mas também às complexidades em suas evoluções temporais (conforme figura 42c), que exibem oscilações de alta frequência. Uma característica observável é que, durante o período de estase, os valores temporais desses modos aproximam-se de zero. Apesar dessas dificuldades, é possível inferir que, para a condição testada, ocorrem desprendimentos de estruturas secundárias, como evidenciado pela complexidade dos modos espaciais 5 e 6, no campo de velocidade. Estes desprendimentos coexistem com as grandes estruturas identificadas nos modos

de energia mais elevada, como o vórtex de recirculação central. Tal observação sugere a formação de gradientes de velocidade no centro do plano médio do dispositivo, acompanhada por um aumento no número de estruturas intermediárias, como vórtices. Embora não caracterize turbulência, devido ao tamanho considerável destas estruturas, tal fenômeno indica a presença dessas estruturas intermediárias, que possuem uma parcela significativa da energia cinética do escoamento.

Ao analisar os modos espaciais e temporais para o plano central no caso do ângulo de 60° , conforme ilustrado nas Figuras 43 e 44, observa-se uma mudança significativa no escoamento. O modo espacial mais energético (Figura 43a) apresenta semelhanças com o modo 1 do caso anterior, especialmente na região próxima à válvula de saída. Contudo, ao examinar a região da válvula de entrada, nota-se uma estrutura mais compacta e próxima da parede, diferenciando-se do caso anterior. Este modo revela um jato diastólico concentrado, que se mantém próximo à parede do dispositivo.

De maneira análoga, o modo 2 (Figura 43b) evidencia uma estrutura abaixo da válvula de entrada mais concentrada, com um jato na base do dispositivo circundando a região inferior. Isso sugere que, durante a diástole, há um jato mais focado na entrada, que se desloca junto à parede do dispositivo até a base da bomba, onde inicia o movimento vortical para formar o vórtex central.

É importante mencionar a leve diferença de escalas entre os campos de 0° e 60° para o plano central, possivelmente devido a variações no ajuste do foco. No entanto, essa diferença não é suficiente para impactar significativamente as análises.

A evolução temporal dos modos 1 e 2 (Gráfico 44a) mostra um comportamento semelhante ao caso anterior, com os modos operando com o mesmo sinal durante a diástole e com sinais opostos durante a sístole. Nota-se um pico distinto no modo 1 em torno de 0,7 segundos. A análise desses dois primeiros modos indica que, durante a sístole, as estruturas do escoamento não sofrem mudanças significativas. No entanto, durante a diástole, identifica-se um jato mais definido e concentrado neste plano, originando-se na válvula de entrada e seguindo um trajeto próximo à parede do dispositivo. Essa observação

é crucial para entender a dinâmica do escoamento no DAVP sob o ângulo de 60° , realçando um comportamento distintivo na fase diastólica.

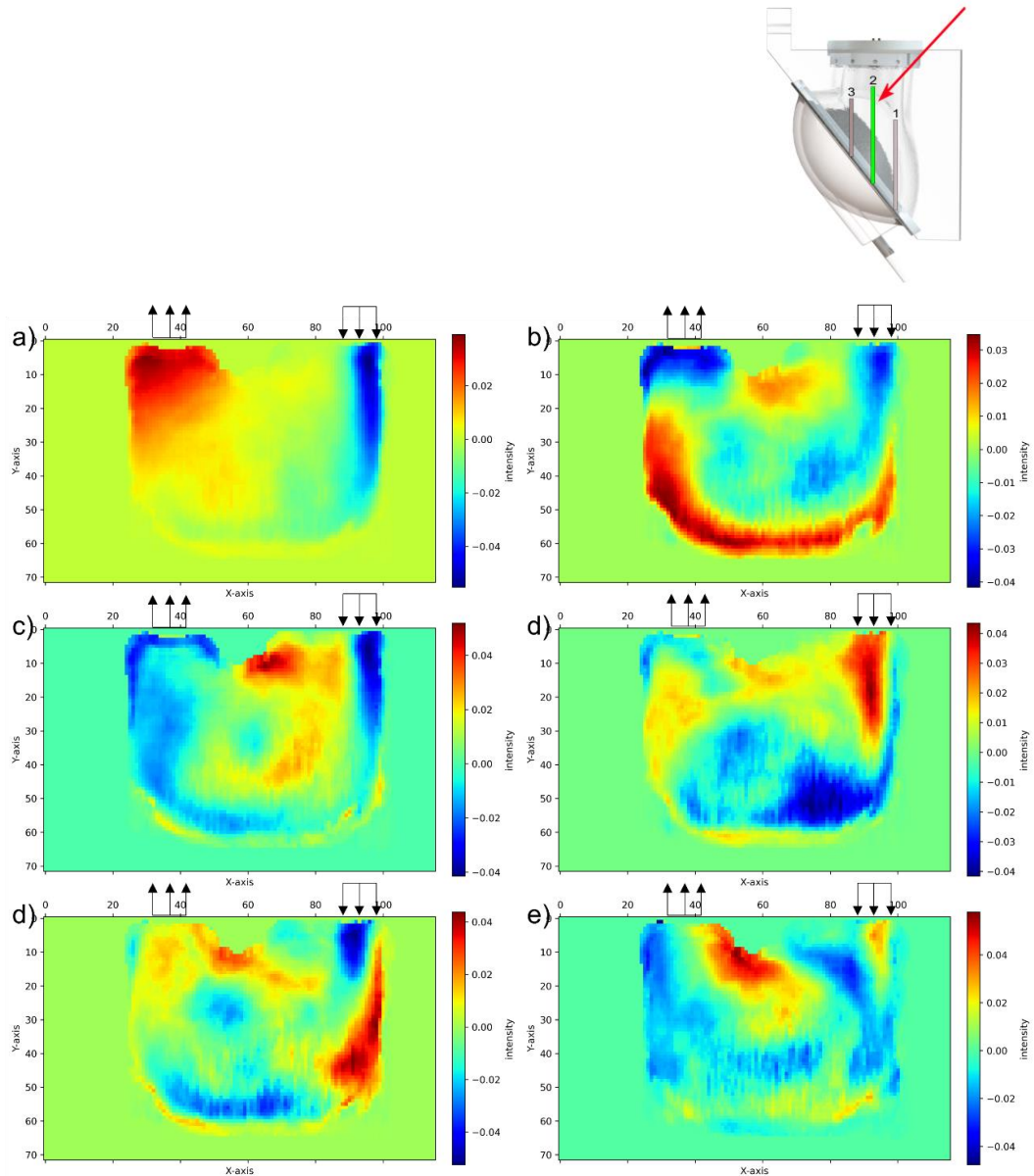


Figura 43 - Modos espaciais da magnitude da velocidade (plano central 60°), a) modo 1, b) modo 2, c) modo 3, d) modo 4, e) modo 5 e f) modo 6.

A análise do modo 3 (Figura 43c) revela mais aspectos da mudança no escoamento para o caso do ângulo de 60° no plano central. Este modo exibe um vórtex central bem definido, acompanhado de um jato concentrado situado abaixo da entrada. Uma observação relevante é a existência de um platô entre 0,2 e 0,4 segundos, período que corresponde ao fluxo constante de entrada

durante a diástole. Este intervalo coincide com uma fase de baixa intensidade do modo 1 e atividade do modo 2 (Figura 44a), sugerindo que, durante a fase de enchimento constante da diástole, há um jato de entrada próximo à parede, que contribui para a formação de um vórtex central robusto.

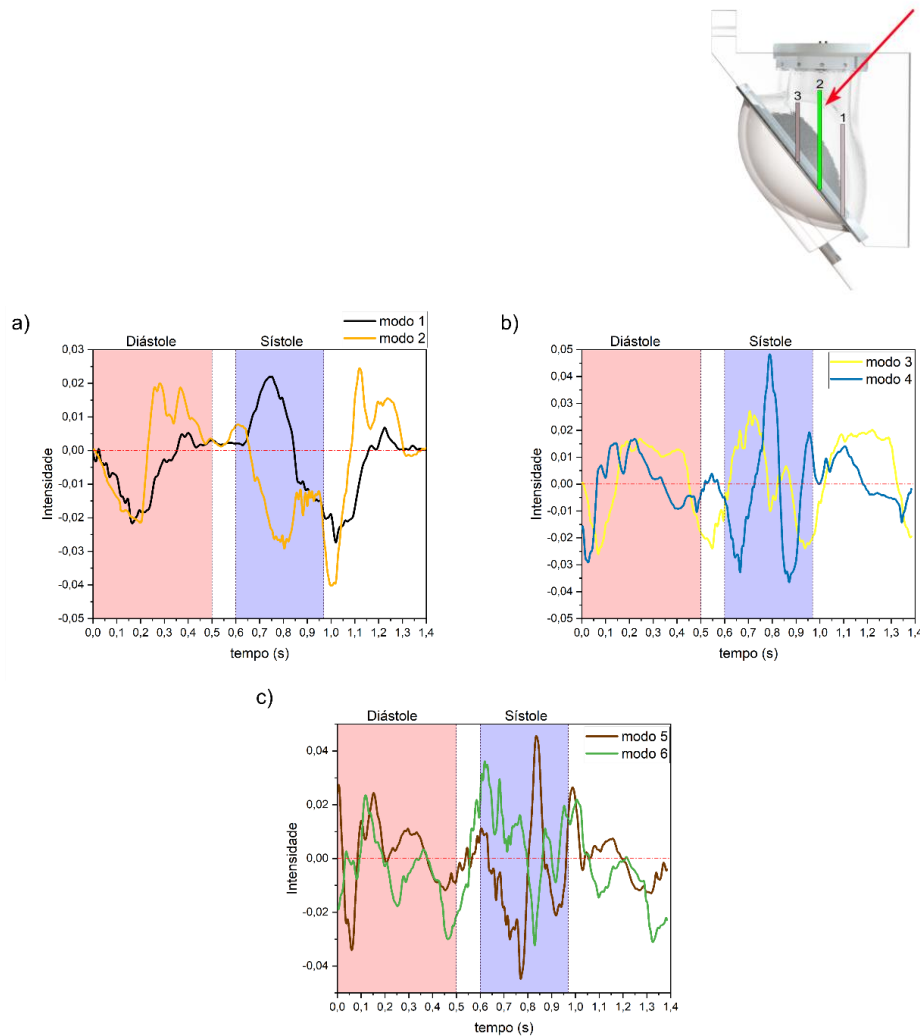


Figura 44 - Modos temporais (plano central 60°) a) modo 1 e 2, b) modo 3 e 4, c) modo 5 e 6.

O modo 4 (Figura 43d) apresenta um padrão quase oposto ao modo 5 (Figura 43e), e as evoluções temporais destes dois modos são quase idênticas (Figuras 44b e 44c). As estruturas principais nesses modos são localizadas na região da válvula de entrada, e os modos temporais demonstram maior intensidade em módulo no início da diástole. Esta correlação de modos sugere a presença de uma estrutura móvel, que se manifesta no início da injeção no DAVP. Nota-se que todas essas estruturas são mais concentradas e

direcionadas para a parte inferior do dispositivo, o que contrasta com o caso anterior, onde as estruturas se direcionavam mais para o centro do dispositivo.

O modo 6, caracterizando-se por possuir estruturas mais evidentes na região de saída do dispositivo, exibe um gráfico temporal com intensidades mais elevadas em módulo durante a fase final da sístole (figura 44c). Esse modo, embora represente um termo de menor energia, destaca estruturas secundárias ativas durante a fase de ejeção do fluido pela bomba. Notavelmente, mesmo os modos de menor energia não apresentam grandes gradientes na área central do dispositivo, sugerindo um comportamento diferente do escoamento durante a diástole no ângulo de 60° em relação ao ângulo de 0° .

Neste ângulo, há uma tendência à formação de um vórtex central mais intenso, com redução dos escoamentos secundários. Essa característica distingue-se significativamente do comportamento observado em ângulos menores. Nos ângulos menores (0° , 15° , 30° e 45°), o fluxo de entrada tende a se deslocar mais para o centro do dispositivo, minimizando os gradientes junto à parede e aumentando a mistura e o gradiente na região central do aparelho. Por outro lado, ângulos maiores (60° e 90°) conduzem a um confinamento mais acentuado do jato diastólico próximo à parede. Isso resulta em menos estruturas secundárias, maiores gradientes junto à parede, e um vórtex central mais intenso e bem definido. Porém, antes de confirmar essas observações é preciso observar os outros planos mensurados e observar se esse fenômeno se repete.

4.3 Plano Frontal e Traseiro

No plano frontal, o campo de velocidade apresenta menor extensão quando comparado ao plano médio, uma consequência direta da configuração esférica na região da calota do dispositivo. Essa limitação espacial permite apenas a visualização da válvula de entrada. A Figura 45 ilustra os padrões espaciais da velocidade nesse plano, particularmente para a válvula de entrada posicionada a 0° , com as direções indicadas por setas. A análise dos primeiros modos revela a presença de estruturas logo abaixo da válvula de entrada.

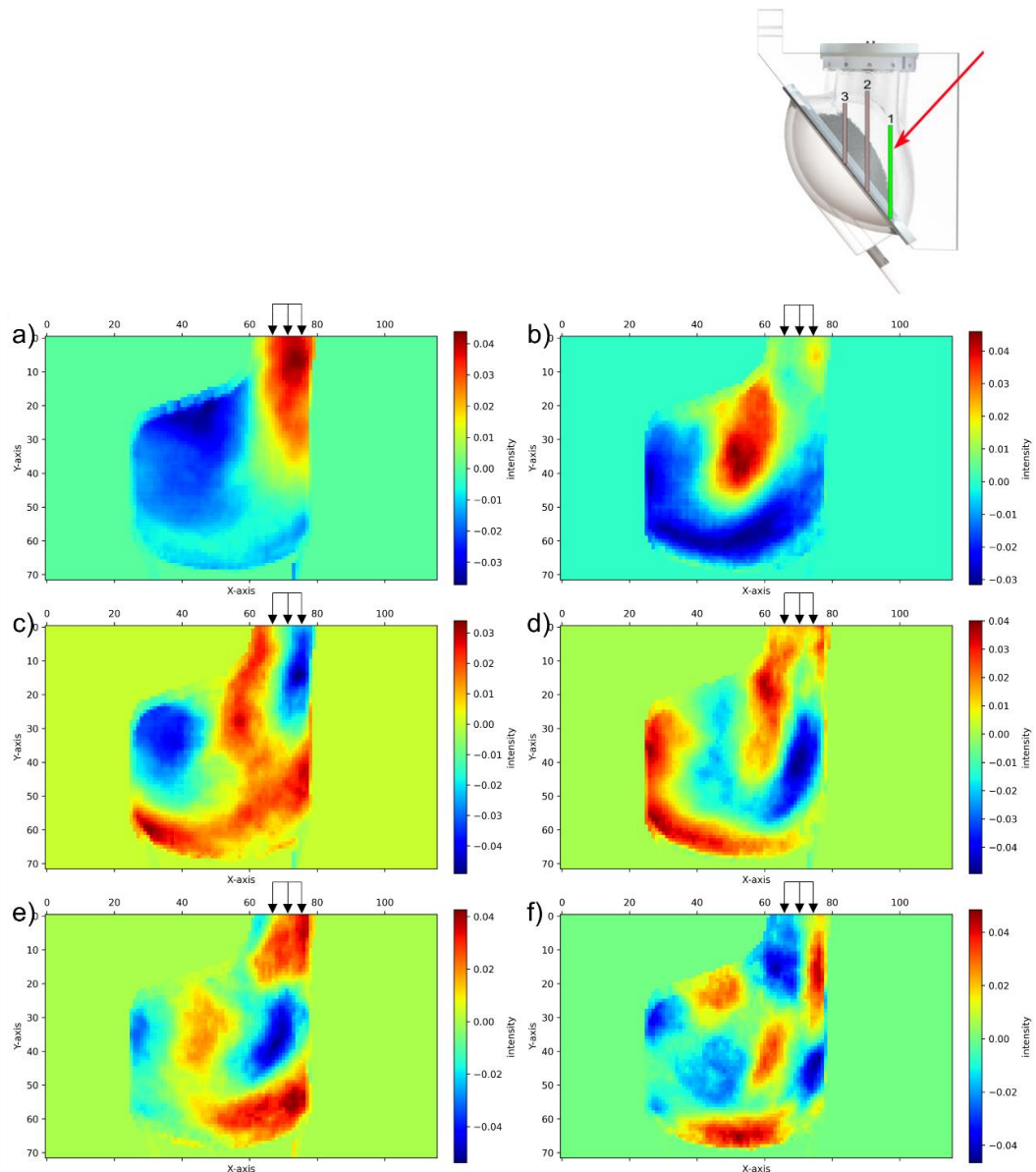


Figura 45 - Modos espaciais da magnitude da velocidade (plano frontal 0°), a) modo 1, b) modo 2, c) modo 3, d) modo 4, e) modo 5 e f) modo 6.

A análise do gráfico da Figura 46a evidencia que, durante a diástole, ocorre um aumento inicial no modo 1 e uma diminuição no modo 2. Com o progresso do tempo, essa tendência se inverte, culminando em um pico no modo 2 enquanto o modo 1 decresce. Esse comportamento indica que o jato diastólico, primeiramente vertical e direcionado à parte inferior do plano, gradativamente se desloca para o centro do plano frontal. Este padrão é reforçado pela presença de estruturas no modo 2, localizadas no centro do dispositivo. Além disso, essa dinâmica está em consonância com as observações feitas no plano central, onde

o jato diastólico desenvolve macroestruturas que se afastam da parede lateral e se direcionam para o centro do dispositivo.

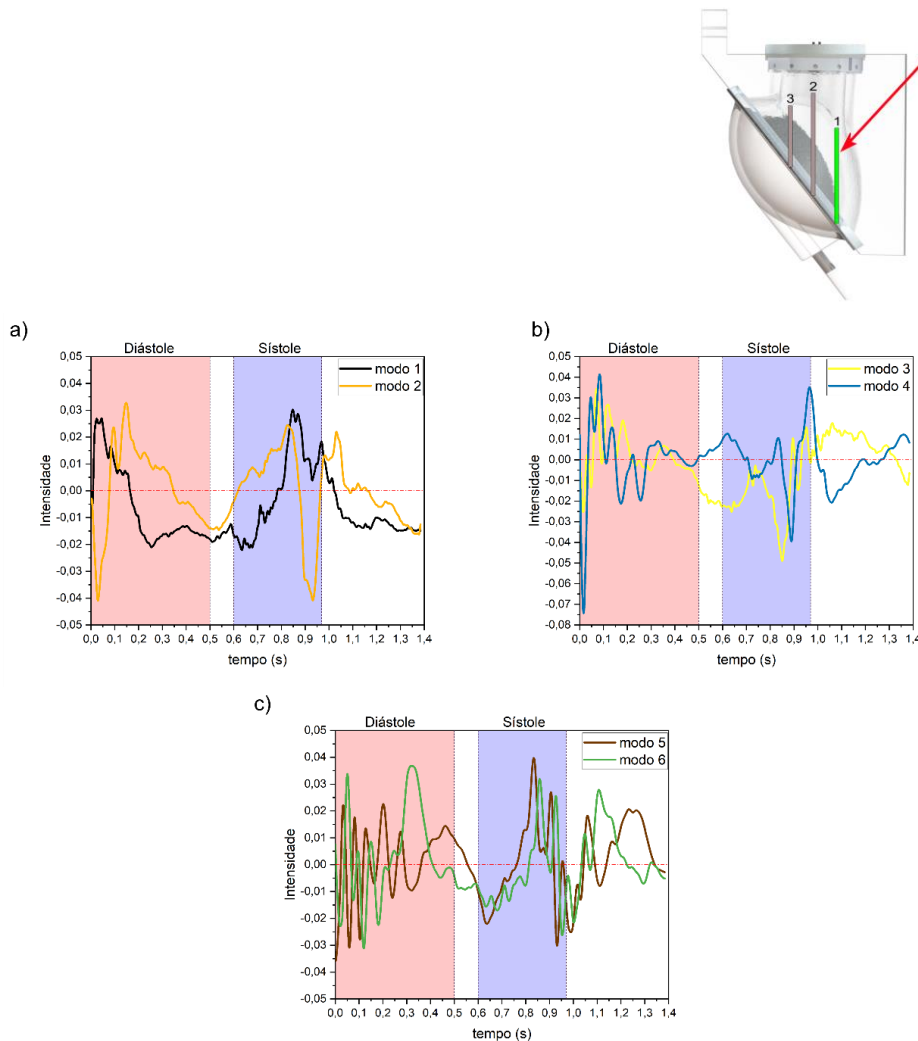


Figura 46 - Modos temporais (plano frontal 0°) a) modo 1 e 2, b) modo 3 e 4, c) modo 5 e 6.

Os modos 3 e 4, apresentados nas figuras 45c e 45d, mostram atividade significativa tanto na fase de diástole quanto no final da sístole, conforme demonstrado pela análise temporal na figura 46b. Durante a diástole e no final da sístole, esses modos apresentam valores temporais elevados, enquanto que, no término da diástole, período de estase e durante a maioria da sístole, seus valores tendem a se aproximar de zero. A observação dos padrões espaciais desses modos revela a presença de estruturas tanto no centro quanto na parte inferior do dispositivo. Isso sugere que o jato diastólico é inicialmente direcionado para o centro do plano e, em seguida, é defletido para a parte inferior, provavelmente acompanhado por um movimento tridimensional fora do plano,

influenciado pela curvatura da calota esférica. Um aspecto relevante é que as maiores velocidades são registradas no centro do plano, e, curiosamente, não se observa a formação de um vórtex central definido.

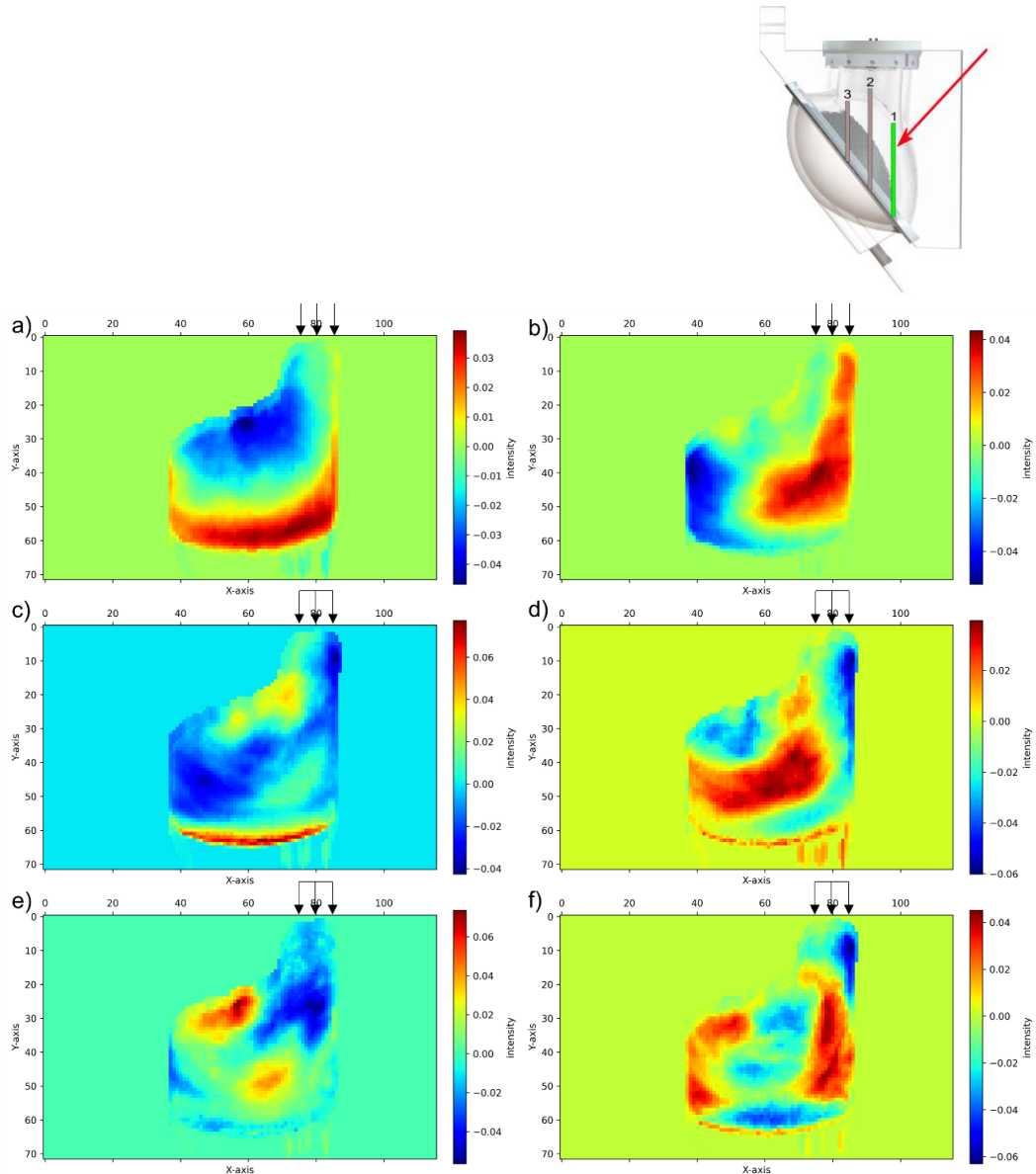


Figura 47 - Modos espaciais da magnitude da velocidade (plano frontal 60°), a) modo 1, b) modo 2, c) modo 3, d) modo 4, e) modo 5 e f) modo 6.

Os modos 5 e 6, ilustrados nas figuras 45e e 45f, exibem padrões complexos, caracterizados por regiões alternadas de valores positivos e negativos. Essa configuração é típica em análises POD de campos de velocidade que envolvem vórtices móveis de várias escalas, como observado em esteiras de Von Kármán. Esta característica é corroborada pela análise temporal desses modos, apresentada na figura 46c, onde se nota uma oscilação

intensa durante a diástole, que gradualmente diminui até o final da sístole. Esses padrões são consistentes com os dados observados no campo médio, que também indicam a presença acentuada de estruturas intermediárias. Isso sugere uma maior incidência de vórtices e maior intensidade de mistura nesse ângulo específico da válvula de entrada.

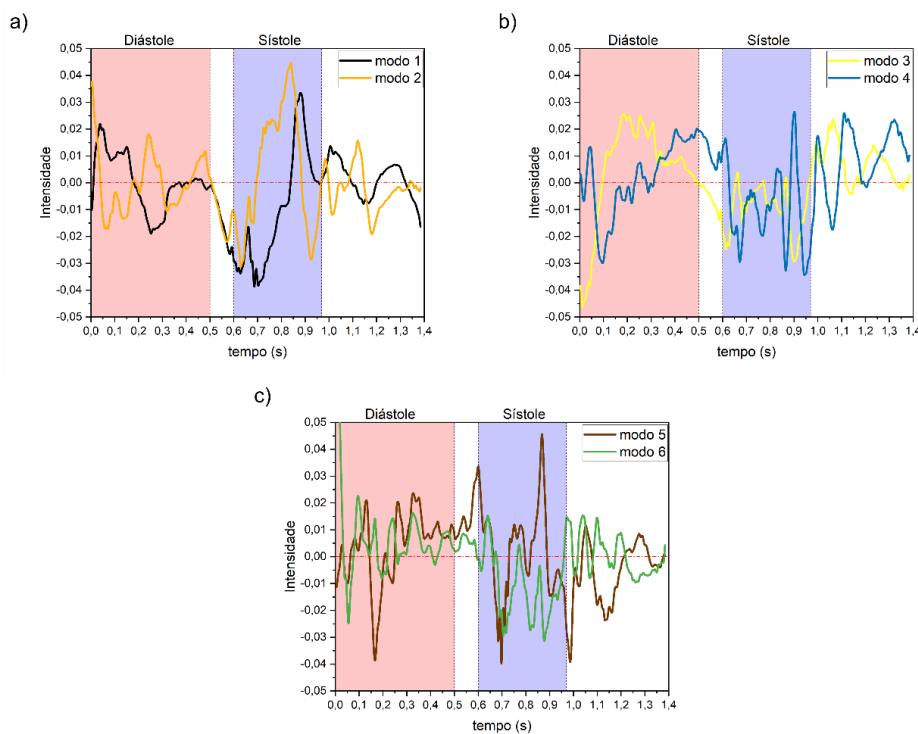
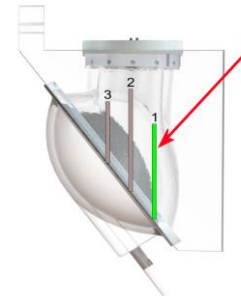


Figura 48 - Modos temporais (plano frontal 60°) a) modo 1 e 2, b) modo 3 e 4, c) modo 5 e 6.

Ao analisar as estruturas dominantes nos campos de magnitude de velocidade para o ângulo de 60°, apresentadas na figura 47, identifica-se uma alteração no comportamento do fluxo. Observa-se a formação de um jato diastólico mais próximo à parede e mais concentrado. Os modos 1 e 2, exibidos nas figuras 47a e 47b, demonstram estas estruturas, que se originam abaixo da válvula de entrada e se estendem em direção à base do plano, sem desvios significativos para o centro. Os gráficos temporais, conforme figura 48a,

confirmam que esses modos são mais ativos durante a diástole, apresentando maiores valores absolutos

O modo 3, ilustrado na figura 47c, exibe uma estrutura na parte inferior do plano e uma pequena formação vortical no centro, sendo também mais ativo na diástole. Essa vortividade é mais evidente nos modos 5 e 6, mostrados nas figuras 47e e 47f. O modo 4, por sua vez, apresentado na figura 47d, revela uma estrutura central e é mais ativo durante a diástase, conforme observado na figura 48b. Entretanto, é importante notar que este movimento central ocorre em um modo de menor energia e numa fase mais avançada do ciclo.

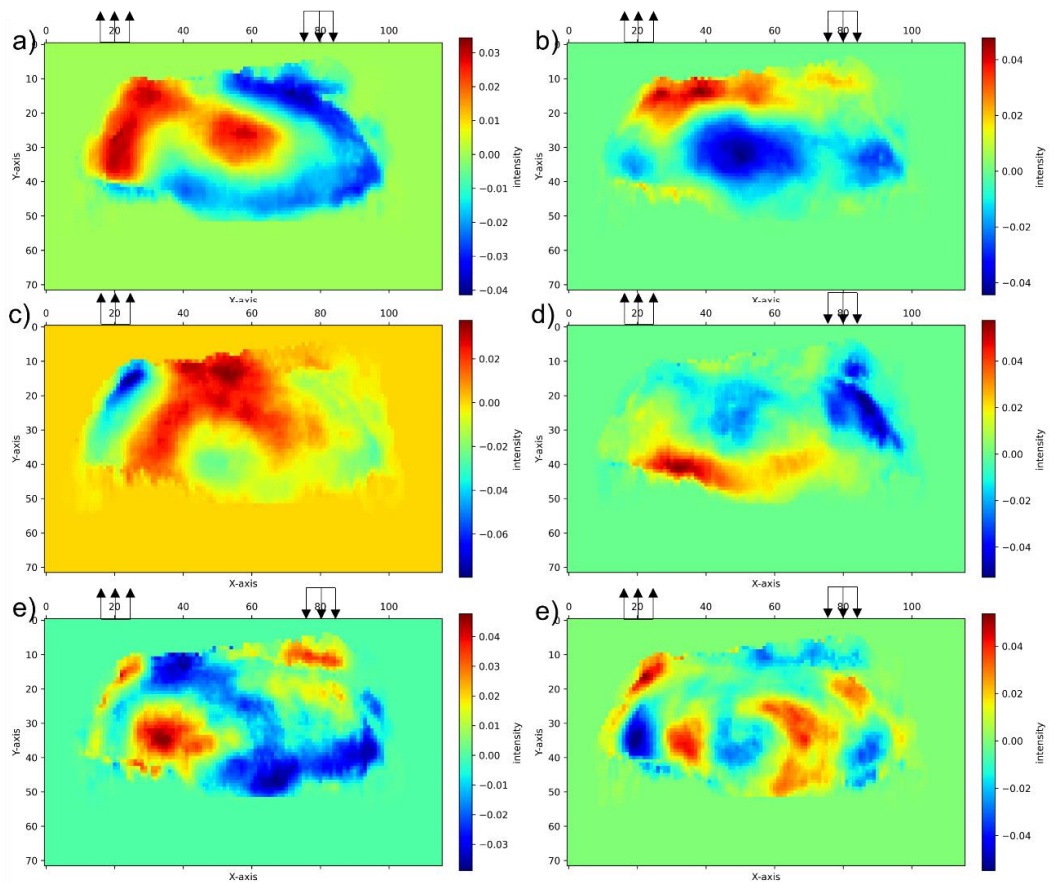
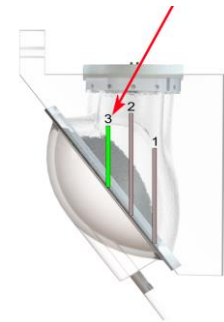


Figura 49 - Modos espaciais da magnitude da velocidade (plano traseiro 60°), a) modo 1, b) modo 2, c) modo 3, d) modo 4, e) modo 5 e f) modo 6.

Portanto, conclui-se que, assim como no plano central, a diástole com ângulo de 60° resulta em um fluxo de entrada mais próximo à parede do dispositivo. Isso leva a um movimento vortical mais ordenado, com menos estruturas intermediárias e gradientes no meio do escoamento. Em concordância com os achados anteriores no plano central.

Ao analisar o escoamento no plano traseiro, observamos características distintas quando comparado aos planos frontal e central. Uma das particularidades deste plano é sua área reduzida, majoritariamente devido à interferência da membrana de bombeamento, além da própria geometria da bomba. Um aspecto relevante é a ausência de caminhos visíveis para as válvulas, uma vez que os canais que as conectam à câmara central do dispositivo não se estendem até essa região, como pode ser observado na seção de metodologia da análise da geometria da bomba. Apesar disso, a posição projetada das válvulas foi marcada neste plano para facilitar a análise.

No primeiro modo, evidenciado na figura 49a, percebe-se uma estrutura emergindo da parede esquerda e estendendo-se em direção ao centro do dispositivo. A análise temporal, ilustrada na figura 50a, mostra que esta estrutura tem maior atividade no início da diástole, com uma redução notável ao final dessa fase, caracterizando um período de diástase. Esta tendência de atividade decrescente no final da diástole é observada consistentemente nos quatro primeiros modos (figuras 50a e 50b), contrastando com os padrões dos outros planos, onde tal diminuição ocorre somente após o término da diástole. A região abrangida pelo plano traseiro, um volume limitado na parte posterior do dispositivo, situa-se próxima às paredes e à membrana, fator que pode intensificar a dissipação por efeitos viscosos. Isso sugere uma rápida redução da velocidade nessa área do dispositivo, com uma desaceleração acentuada do escoamento mesmo durante a entrada de fluxo pela válvula de entrada.

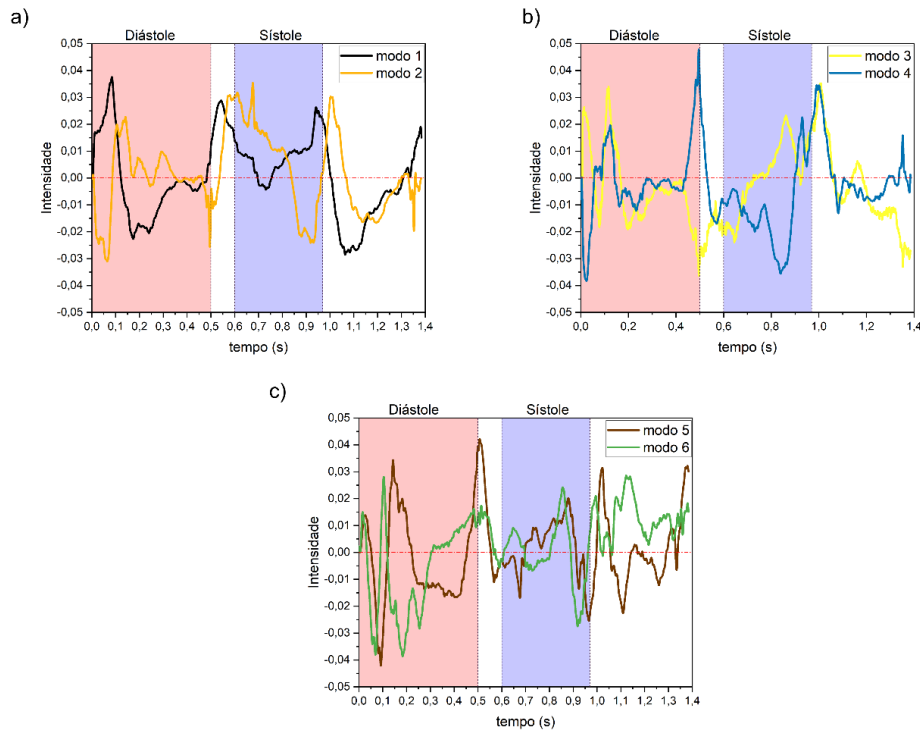
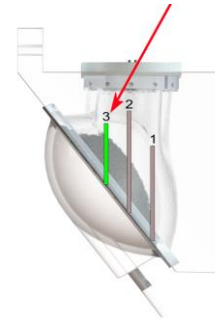


Figura 50 - Modos espaciais da magnitude da velocidade (plano traseiro 60°), a) modo 1, b) modo 2, c) modo 3, d) modo 4, e) modo 5 e f) modo 6.

Os modos 2, 3, 5 e 6, representados nas figuras 49b, 49c, 49e e 49f, exibem estruturas vorticiais, indicando a presença de um vórtex de recirculação bem definido neste plano. Essa observação é corroborada pela análise dos modos temporais, onde esses modos apresentam maior atividade no início da diástole, seguida de uma diminuição na atividade (figura 50). Tais evidências reforçam a ideia de que, neste plano, o jato diastólico cria uma zona de recirculação que entra em declínio antes mesmo do final da diástole.

É importante não desconsiderar que o escoamento no interior do DAVP é intrinsecamente tridimensional. Consequentemente, existem movimentos entre os planos analisados que não são completamente mensuráveis devido à

natureza bidimensional das medições realizadas. No entanto, é possível inferir parcialmente o movimento tridimensional observando regiões de alta velocidade que não possuem conexão direta com as válvulas, ou quando estruturas terminam abruptamente no meio do campo de velocidades.

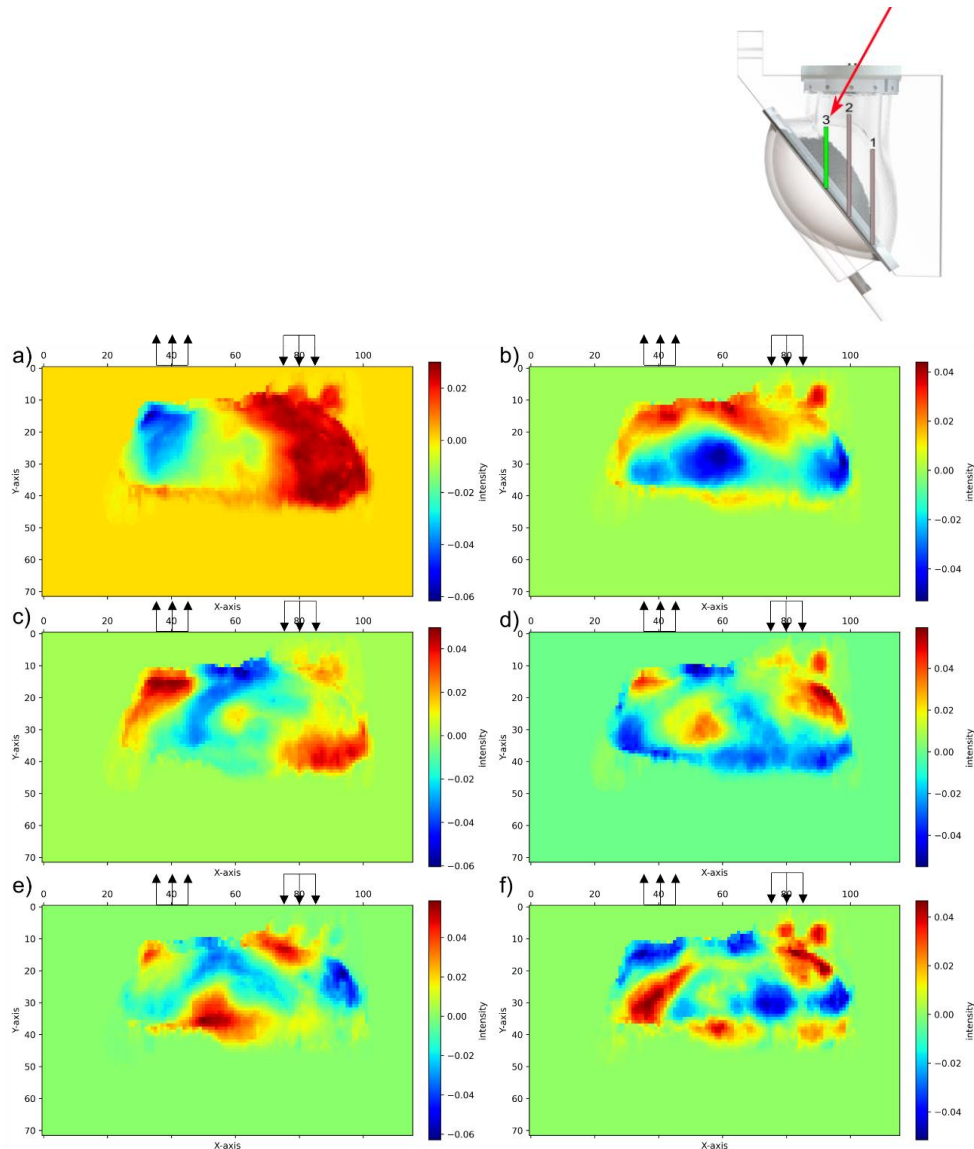


Figura 51 - Modos espaciais da magnitude da velocidade (plano traseiro 60°), a) modo 1, b) modo 2, c) modo 3, d) modo 4, e) modo 5 e f) modo 6.

Focando na válvula de entrada com ângulo de 0°, observa-se um aumento de velocidades e estruturas no centro dos campos. Isso sugere que pode haver um movimento mais significativo cruzando os planos. Portanto, a válvula nessa posição não apenas induz o jato diastólico para longe da parede do dispositivo e em direção ao centro da bomba, mas também pode estar promovendo um maior movimento transversal entre os planos especialmente quando comparado aos outros casos com ângulos maiores da válvula de entrada (como 60° por

exemplo). Contudo, sem medições diretas da terceira componente da velocidade nos planos, essa hipótese permanece especulativa, embora seja compatível com o contexto observado.

Por fim, na análise do plano traseiro para a posição de 60° , cujos modos espaciais e temporais são apresentados nas figuras 51 e 52, respectivamente, identifica-se um comportamento bastante similar ao observado no caso com ângulo de 0° . A diferença mais notável reside no primeiro modo, onde as estruturas se mostram mais próximas à parede, sem extensões significativas em direção ao centro do plano de medição. Os demais modos, contudo, mantêm uma semelhança com a configuração anterior, evidenciando a decomposição de uma estrutura vortical central.

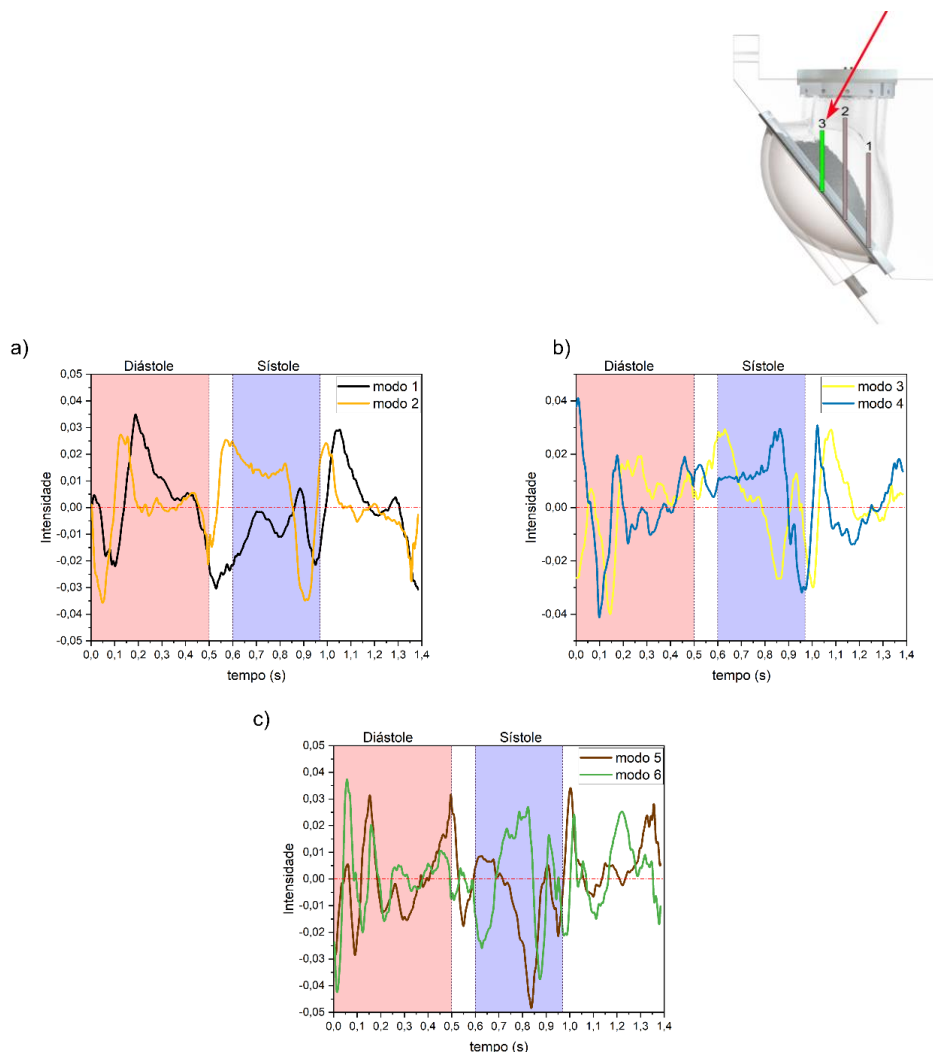


Figura 52 - Modos temporais (plano frontal 60°) a) modo 1 e 2, b) modo 3 e 4, c) modo 5 e 6.

Outro aspecto relevante é que, também neste caso, a intensidade dos modos reduz-se pouco antes do final da diástole. Isso sugere algumas conclusões importantes: nesta região, a mudança na posição da válvula de entrada teve um impacto menor, mantendo-se a formação de um vórtex central que decai antes do término da diástole. A principal distinção, contudo, é a menor presença de estruturas direcionadas ao centro do dispositivo. Esse achado corrobora as observações anteriores de que, nesta posição da válvula, o jato diastólico e o fluxo de entrada tendem a permanecer mais restritos às paredes laterais do dispositivo, diferentemente do observado em outras configurações.

5 CONCLUSÕES

Este estudo aprofundado investigou o comportamento do escoamento no interior de um dispositivo de assistência ventricular pediátrico pulsátil (DAVP), com foco na variação da orientação da válvula de entrada e seu impacto nas características do fluxo. Utilizando a técnica de Velocimetria de Imagem de Partículas resolvida no tempo (TR-PIV), junto com a filtragem RPOD, Decomposição POD e o t-SNE, foi alcançado um maior entendimento do escoamento e das estruturas no interior do DAVP.

A aplicação da técnica RPOD na limpeza dos dados foi crucial, pois possibilitou a análise dos resultados sem a interferência de vetores espúrios e dados corrompidos. Esta abordagem não apenas removeu ruídos, mas também suavizou o campo de dados e reconstruiu regiões com dados corrompidos, como demonstrado nos campos apresentados na seção de resultados.

A primeira etapa de análise envolveu a aplicação do t-SNE (a todo o conjunto de dados). Esta análise revelou que, apesar das diversas posições da válvula de entrada testadas (0° , 15° , 30° , 45° , 60° e 90°), os escoamentos podem ser agrupados em apenas dois comportamentos distintos: um para baixos ângulos da válvula e outro para ângulos mais elevados. Isso sugere que as mudanças no escoamento, decorrentes da alteração na posição da válvula, podem ser eficientemente compreendidas analisando apenas dois casos representativos, um de cada grupo. Portanto, as posições de 0° e 60° foram selecionadas para análises mais detalhadas utilizando a decomposição POD.

Os resultados obtidos destacaram a influência significativa da orientação da válvula de entrada na formação das estruturas durante a diástole. Observou-se que, para o ângulo de 60° , houve um confinamento mais intenso do jato diastólico próximo à parede do dispositivo, resultando em menos estruturas secundárias e na formação de um vórtex central mais definido. Este padrão foi consistente em todos os planos analisados. Em contrapartida, ângulos menores propiciaram um fluxo mais centralizado, reforçando a importância da orientação da válvula para a otimização do desempenho do dispositivo durante a diástole.

Adicionalmente, a pesquisa enfatizou a complexidade do fluxo diastólico, que evolui de um padrão mais disperso para outro mais concentrado e intenso. Por outro lado, a fase de sístole apresentou uma estrutura de fluxo mais simplificada, predominada pelos primeiros modos de energia da decomposição POD, destacando assim a dinâmica distinta entre as duas fases do ciclo cardíaco.

6 DISSEMINAÇÃO DO CONHECIMENTO

Publicações em anais de congressos:

1. Shear and Stress in the Walls of a Paediatric Ventricular Assist Device. In: The 7th World Congress on New Technologies, 2021, online, 2021.
2. Experimental Investigation of VSS in Virtual Red Blood Cells and Platelets in the Flow of a PVAD Using Pseudo-Tracking Analysis. In: The 7th World Congress on New Technologies, 2021, online, 2021.
3. Temporal Flow Evolution on a Pediatric Ventricular Assist Device. In: 7th International Conference on Fluid Flow, Heat and Mass Transfer (FFHMT'20), 2020, online, 2020.

Artigos submetidos em processo de revisão:

1. MASK GENERATION BASED ON PEAK TO CORRELATION ENERGY RATIO FOR LIGHT REFLECTION AND SHADOW IN PIV IMAGES.

Artigos publicados em periódicos internacionais:

1. Effect of the bileaflet inlet valve angle on the flow of a pediatric ventricular assist device: Experimental analysis. ARTIFICIAL ORGANS, v. 1, p. 1, 2022.
2. Thermodynamical model of an atmospheric steam engine. Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering **JCR**, v. 43, p. 1-9, 2021.
3. A NOVEL METHOD BASED ON THE OTSU THRESHOLD FOR INSTANTANEOUS ELIMINATION OF LIGHT REFLECTION IN PIV IMAGES. MEASUREMENT SCIENCE and TECHNOLOGY **JCR**, v. 1, p. 1, 2021.

Programa de computador registrado:

1. SOFTWARE PARA ELIMINAÇÃO DE REFLEXÃO DE LUZ DE IMAGEM PIV PELO MÉTODO OTSU-GAUSS-WIENER. 2022. Patente: Programa de Computador. Número do registro: BR512022003593-6, data de registro: 27/12/2022.
2. SOFTWARE PARA GERAÇÃO DE MÁSCARA DE IMAGEM BASEADO EM OPTICAL FLOW: REMOÇÃO DE REFLEXÃO DE LUZ, SOMBRAS E IMAGENS ESTÁTICAS. 2023. Patente: Programa de Computador. Número do registro: 512023002217-9, data de registro: 27/07/2023.
3. SOFTWARE DE MONITORAMENTO DE GERAÇÃO/ESCOAMENTO DE BOLHAS EM UM ELETROLISADOR A PARTIR DE MEDIÇÕES DE IMAGEM DE SOMBRA. 2023. Patente: Programa de Computador. Número do registro: 512023002218-7, data de registro: 27/07/2023.
4. SOFTWARE DE MONITORAMENTO DE GERAÇÃO/ESCOAMENTO DE BOLHAS EM UM ELETROLISADOR A PARTIR DE MEDIÇÕES DE IMAGEM DE SOMBRA E LIMIAR DE OTSU. 2023. Patente: Programa de Computador. Número do registro: 512023004011-8, data de registro: 14/12/2023.

Patentes:

1. DISPOSIÇÃO CONSTRUTIVA INTRODUZIDA EM MÁSCARA FACIAL ORONASAL. 2021, Brasil. Patente: Modelo de Utilidade. Número do registro: BR2020210108350. Depósito: 03/08/2021.
2. CÉLULA PARA TESTE DE MEMBRANA COM MEIOS PARA MEDIÇÃO DE CONCENTRAÇÃO DE ESPÉCIE QUÍMICA, PH E CAMPO DE VELOCIDADE DA FASE LÍQUIDA. 2023, Brasil. Patente: Modelo de Utilidade. Número do registro: BR2020230110792. Depósito: 05/06/2023.
3. MÉTODO DE MONITORAMENTO DE ESCOAMENTO DE BOLHAS EM UM ELETROLISADOR A PARTIR DE MEDIÇÕES DE IMAGEM DE SOMBRA E OPTICAL FLOW. 2023, Brasil.

Patente: Privilégio de Inovação. Número do registro: BR1020230151736. Depósito: 27/07/2023.

4. MÉTODO PARA GERAÇÃO DE MÁSCARA DE IMAGEM BASEADO EM OPTICAL FLOW. 2023, Brasil. Patente: Privilégio de Inovação. Número do registro: BR1020230151710. Depósito: 27/07/2023.
5. CÂMARA PARA ANÁLISE NÃO INTRUSIVA DE DEPOSIÇÃO DE MATERIAL EM SUPERFÍCIE POROSA DE MEMBRANAS SEMIPERMEÁVEIS UTILIZADAS EM PROCESSOS DE SEPARAÇÃO. 2023, Brasil. Patente: Modelo de Utilidade. Número do registro: BR2020230235358. Depósito: 09/11/2023.
6. MÉTODO DE MONITORAMENTO DE ESCOAMENTO DE BOLHAS EM UM ELETROLISADOR A PARTIR DE MEDIÇÕES DE IMAGEM DE SOMBRA COERENTES NO TEMPO E SEGMENTAÇÃO DE INTENSIDADE, E MEIO LEGÍVEL.. 2023, Brasil. Patente: Privilégio de Inovação. Número do registro: BR1020230263968. Depósito: 14/12/2023.
7. SUPORTE PARA ALINHAMENTO ÓPTICO DE CÂMERAS. 2023, Brasil. Patente: Modelo de Utilidade. Número do registro: BR2020230047802. Depósito: 14/03/2023

7 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

O estudo atual apresentou novos resultados e uma inovadora metodologia para avaliar o fluxo sanguíneo em dispositivos de assistência ventricular utilizando a técnica TR-PIV. Embora tenhamos alcançado avanços significativos, várias questões permanecem abertas e numerosas condições ainda precisam ser exploradas.

Para futuros trabalhos, sugere-se investigar os impactos de variações na frequência de operação da bomba sobre o desempenho do dispositivo. Essas mudanças podem oferecer insights valiosos sobre a adaptabilidade e eficiência do dispositivo em diferentes condições fisiológicas.

Outra área de interesse é o estudo da influência da posição da válvula de saída no fluxo sanguíneo. Ajustes na localização e orientação da válvula podem ter implicações significativas na dinâmica do fluxo de saída e na eficácia geral do dispositivo.

Além disso, a expansão da medição para diferentes planos no interior e na saída do dispositivo podem revelar padrões de fluxo complexos e heterogêneos, contribuindo para um entendimento mais completo do comportamento do fluxo sanguíneo e potencialmente levando a melhorias no seu design.

Pode-se também aplicar a técnica de PIV estereoscópico. Esta técnica permitiria a obtenção da componente de velocidade perpendicular ao plano de medição, proporcionando uma análise tridimensional mais precisa e detalhada do fluxo sanguíneo.

Um aspecto crítico que precisa ser explorado é a interação entre as estruturas do escoamento sanguíneo e a degradação do sangue. A compreensão desta relação é complexa, envolvendo não apenas a dinâmica do fluxo, mas também as propriedades dos materiais do dispositivo, as interações com medicamentos presentes no sangue e a resposta biológica ao dispositivo. Estudos focados nessa interação podem levar a avanços significativos na prevenção de complicações, como hemólise e formação de trombos.

8 REFERÊNCIAS

AARONSON, Keith D. et al. Use of an intrapericardial, continuous-flow, centrifugal pump in patients awaiting heart transplantation. **Circulation**, v. 125, n. 25, p. 3191-3200, 2012.

ADACHI, Iki et al. Sixth annual pediatric interagency registry for mechanical circulatory support (Pedimacs) report: the Society of Thoracic Surgeons Pedimacs annual report. **The Annals of thoracic surgery**, v. 115, n. 5, p. 1098-1108, 2023.

ADRIAN, Ronald J.; WESTERWEEL, Jerry. **Particle image velocimetry**. Cambridge university press, 2011.

ADVANSOURCE BIOMATERIALS. **ChronoFlex AR**. Wilmington, p. 2. 2011.Datasheet.

AKAGAWA, Eiki et al. Effects of mechanical valve orifice direction on the flow pattern in a ventricular assist device. **Journal of Artificial Organs**, v. 10, p. 85-91, 2007.

ALGAZI, Vidal; SAKRISON, David. On the optimality of the Karhunen-Loève expansion (Corresp.). **IEEE Transactions on Information Theory**, v. 15, n. 2, p. 319-321, 1969.

AMARAL, RODRIGO DE LIMA. QUALITY ANALYSIS OF 2D-2C AND 2D-3C F-PIV MEASUREMENTS OF THE LIQUID PHASE VELOCITY IN A BUBBLE COLUMN. **UNICAMP. Campinas**, 2017.

AUNE, Erlend et al. Normal reference ranges for left and right atrial volume indexes and ejection fractions obtained with real-time three-dimensional echocardiography. **European Journal of Echocardiography**, v. 10, n. 6, p. 738-744, 2009.

BARATTO, Antonio Carlos. Avaliação de dados de medição-Guia para a Guia para a expressão expressão de incerteza, incerteza de medição–GUM 2008.

BARIĆ, Davor. Why pulsatility still matters: a review of current knowledge. **Croatian medical journal**, v. 55, n. 6, p. 609-620, 2014.

BECKER, Júlia Vanso et al. Organ and tissue transplantation in the Estate of Paraná: retrospective analysis from 2011 to 2020 Transplantes de órgãos e tecidos no Estado do Paraná: análise retrospectiva de 2011 a 2020. **Brazilian Journal of Health Review**, v. 5, n. 3, p. 9517-9532, 2022.

BENNER, Peter et al. **Model order reduction: volume 3 applications**. De Gruyter, 2020.

BESSA, Guilherme Moreira. **Estudo do Escoamento em Modelo de Aorta Utilizando a Velocimetria por Imagens Estereoscópicas de Partículas**. 2019. Tese de Doutorado. PUC-Rio.

BHATIA, Kush; JAIN, Prateek; KAR, Purushottam. Robust regression via hard thresholding. **Advances in neural information processing systems**, v. 28, 2015.

BHATTACHARYA, Sayantan; CHARONKO, John J.; VLACHOS, Pavlos P. Particle image velocimetry (PIV) uncertainty quantification using moment of correlation (MC) plane. **Measurement Science and Technology**, v. 29, n. 11, p. 115301, 2018.

BOMBARDINI, Tonino et al. Diastolic time–frequency relation in the stress echo lab: filling timing and flow at different heart rates. **Cardiovascular ultrasound**, v. 6, p. 1-20, 2008.

BONNET, J. P. et al. Collaborative testing of eddy structure identification methods in free turbulent shear flows. **Experiments in Fluids**, v. 25, n. 3, p. 197-225, 1998.

BORTOLIN, Vítor Augusto Andreghetto et al. Shear and Stress in the Walls of a Paediatric Ventricular Assist Device. **Proceedings of the 7th World Congress on New Technologies (New-Tech'21)**, 2021.

BORTOLIN, Vítor Augusto Andreghetto et al. Temporal FLOW EVOLUTION ON A PEDIATRIC VENTRICULAR ASSIST DEVICE. **Proceedings**

of the 7th International Conference on Fluid Flow, Heat and Mass Transfer (FFHMT'20), 2020.

BOUDOULAS, Harisios et al. Linear relationship between electrical systole, mechanical systole, and heart rate. **Chest**, v. 80, n. 5, p. 613-617, 1981.

BRUNTON, Steven L.; KUTZ, J. Nathan. **Data-driven science and engineering: Machine learning, dynamical systems, and control**. Cambridge University Press, 2022.

BRYANT III, Roosevelt et al. Transplant survival after Berlin Heart EXCOR support. **ASAIO Journal**, v. 63, n. 1, p. 80-85, 2017. DAVIS, Mary E. et al. Immediate recovery of acquired von Willebrand syndrome after left ventricular assist device explantation: implications for heart transplantation. **ASAIO Journal**, v. 61, n. 1, p. e1-e4, 2015.

CAIMI, Alessandro et al. Toward the Virtual Benchmarking of Pneumatic Ventricular Assist Devices: Application of a Novel Fluid–Structure Interaction-Based Strategy to the Penn State 12 cc Device. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 139, n. 8, p. 081008, 2017.

CHASSAGNE, Fanette et al. In vitro investigation of the effect of left ventricular assist device speed and pulsatility mode on intraventricular hemodynamics. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 49, p. 1318-1332, 2021.

CHUNG, Charles S.; KARAMANOGLU, Mustafa; KOVÁCS, Sándor J. Duration of diastole and its phases as a function of heart rate during supine bicycle exercise. **American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology**, v. 287, n. 5, p. H2003-H2008, 2004.

COGGER, Kenneth O. Robust time series analysis—an L1 approach. In: **Robust Regression**. Routledge, 2019. p. 173-179.

CORTELLA, L. R. X. et al. Endothelial cell responses to castor oil-based polyurethane substrates functionalized by direct laser ablation. **Biomedical Materials**, v. 12, n. 6, p. 065010, 2017.

DAVIES, Peter F. Flow-mediated endothelial mechanotransduction. **Physiological reviews**, v. 75, n. 3, p. 519-560, 1995.

DE BY, Theo MMH et al. The European registry for patients with mechanical circulatory support (EUROMACS): second EUROMACS paediatric (Paedi-EUROMACS) report. **European Journal of Cardio-Thoracic Surgery**, v. 57, n. 6, p. 1038-1050, 2020.

DE BY, Theo MMH et al. The European registry for patients with mechanical circulatory support (EUROMACS) of the European Association for Cardio-Thoracic Surgery (EACTS): second report. **European journal of cardio-thoracic surgery**, v. 53, n. 2, p. 309-316, 2018

DEUTSCH, Steven et al. Experimental fluid mechanics of pulsatile artificial blood pumps. **Annu. Rev. Fluid Mech.**, v. 38, p. 65-86, 2006.

DUNCAN, Brian W. Pediatric mechanical circulatory support in the United States: Past, present, and future. **ASAIO journal**, v. 52, n. 5, p. 525-529, 2006.

ECKSTEIN, Adric; VLACHOS, Pavlos P. Digital particle image velocimetry (DPIV) robust phase correlation. **Measurement Science and Technology**, v. 20, n. 5, p. 055401, 2009.

EPPS, Brenden P.; KRIVITZKY, Eric M. Singular value decomposition of noisy data: mode corruption. **Experiments in Fluids**, v. 60, p. 1-30, 2019.

FERRARA, Eduardo et al. Particle-image velocimetry study of a pediatric ventricular assist device. 2010.

FLACHSKAMPF, Frank A. et al. Patterns of normal transvalvular regurgitation in mechanical valve prostheses. **Journal of the American College of Cardiology**, v. 18, n. 6, p. 1493-1498, 1991.

FRIED, J. et al. Driveline infection is not associated with increased risk of thrombotic events in CF-LVAD patients. **The Journal of Heart and Lung Transplantation**, v. 34, n. 4, p. S27-S28, 2015

GHODRATI, Mojgan et al. Validation of numerically simulated ventricular flow patterns during left ventricular assist device support. **The International Journal of Artificial Organs**, v. 44, n. 1, p. 30-38, 2021.

GOOD, Bryan C. et al. Computational Modeling of the Penn State Fontan Circulation Assist Device. **ASAIO Journal**, v. 68, n. 12, p. 1513-1522, 2022.

GOTO, Masahide et al. High-performance condenser microphone with single-crystalline silicon diaphragm and backplate. **IEEE Sensors Journal**, v. 7, n. 1, p. 4-10, 2006.

GRANT, Ian. Particle image velocimetry: a review. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science**, v. 211, n. 1, p. 55-76, 1997

HA, Hojin et al. The influence of the aortic valve angle on the hemodynamic features of the thoracic aorta. **Scientific reports**, v. 6, n. 1, p. 32316, 2016.

HALL, John E.; HALL, Michael E. **Guyton and Hall textbook of medical physiology e-Book**. Elsevier Health Sciences, 2020.

HANFF, Thomas C.; BIRATI, Edo Y. Left ventricular assist device as destination therapy: a state of the science and art of long-term mechanical circulatory support. **Current Heart Failure Reports**, v. 16, p. 168-179, 2019.

HARADA, Takeaki et al. Investigating the cause of hemolysis in patients supported by a pulsatile ventricular assist device. **Heart and Vessels**, v. 36, p. 890-898, 2021.

HARRIS, Leonard C. et al. Duration of the phases of mechanical systole in infants and children. **The American Journal of Cardiology**, v. 14, n. 4, p. 448-455, 1964.

HETZER, Roland et al. Mechanical cardiac support in the young with the Berlin Heart EXCOR pulsatile ventricular assist device: 15 years' experience. In: **Seminars in Thoracic and Cardiovascular Surgery: Pediatric Cardiac Surgery Annual**. WB Saunders, 2006. p. 99-108.

HOLMES, Philip. **Turbulence, coherent structures, dynamical systems and symmetry**. Cambridge university press, 2012.

ISLER, João Anderson et al. Special boundary conditions for modeling diaphragm motion and mitral valve. **Proceedings of EPTT**, 2016.

JAKOVLJEVIC, Djordje G. et al. Left ventricular assist device as a bridge to recovery for patients with advanced heart failure. **Journal of the American College of Cardiology**, v. 69, n. 15, p. 1924-1933, 2017.

JAMESON, J. Larry et al. (Ed.). **Harrison's principles of internal medicine**. McGraw-hill education, 2018.

JENNINGS, Douglas L. et al. Assessing anticoagulation practice patterns in patients on durable mechanical circulatory support devices: an international survey. **ASAIO Journal**, v. 62, n. 1, p. 28-32, 2016.

KEANE, Richard D.; ADRIAN, Ronald J. Theory of cross-correlation analysis of PIV images. **Applied scientific research**, v. 49, p. 191-215, 1992.

KHERADVAR, Arash et al. Emerging trends in heart valve engineering: part I. Solutions for future. **Annals of biomedical engineering**, v. 43, p. 833-843, 2015.

KIENLE, Alwin et al. Why do veins appear blue? A new look at an old question. **Applied Optics**, v. 35, n. 7, p. 1151-1160, 1996.

KIRKLIN, James K. et al. Sixth INTERMACS annual report: a 10,000-patient database. **The Journal of Heart and Lung Transplantation**, v. 33, n. 6, p. 555-564, 2014.

KÖHNE, Inge. Review and reflections about pulsatile ventricular assist devices from history to future: concerning safety and low haemolysis—still needed. **Journal of Artificial Organs**, v. 23, p. 303-314, 2020.

KOLIOPOULOU, Antigone et al. Bleeding and thrombosis in chronic VAD therapy: focus on platelets. **Current opinion in cardiology**, v. 31, n. 3, p. 299, 2016.

LABROSSE, Michel R. (Ed.). **Cardiovascular mechanics**. CRC press, 2018.

LEE, Hwansung et al. Observation of cavitation pits on mechanical heart valve surfaces in an artificial heart used in in vitro testing. **Journal of Artificial Organs**, v. 13, p. 17-23, 2010.

LEMOS, Bernardo Luiz Harry Diniz et al. Experimental Investigation of VSS in Virtual Red Blood Cells and Platelets in the Flow of a PVAD Using Pseudo-Tracking Analysis. **Proceedings of the 7th World Congress on New Technologies (New-Tech'21)**, 2021.

LEMOS, Bernardo Luiz Harry Diniz. **Investigação do escoamento no dispositivo de assistência ventricular pediátrico do Incor por velocimetria de imagem de partículas resolvida no tempo**. 2020. Dissertação de Mestrado. Universidade de São Paulo.

LUKIC, Branka et al. Chronic ovine studies demonstrate low thromboembolic risk in the Penn State infant ventricular assist device. **ASAIO Journal**, v. 65, n. 4, p. 371-379, 2019.

LUND, Lars H. et al. The Registry of the International Society for Heart and Lung Transplantation: thirtieth official adult heart transplant report—2013; focus theme: age. **The Journal of heart and lung transplantation**, v. 32, n. 10, p. 951-964, 2013.

MANNING, Keefe B. et al. Flow behavior within the 12-cc Penn State pulsatile pediatric ventricular assist device: an experimental study of the initial design. **Artificial Organs**, v. 32, n. 6, p. 442-452, 2008.

MARCONDES-BRAGA, Fabiana G. et al. Implementation of heart transplantation program to advanced heart failure patients in Brazil. **Current Heart Failure Reports**, v. 16, p. 7-11, 2019.

MASARONE, Daniele et al. Pediatric heart failure: a practical guide to diagnosis and management. **Pediatrics & Neonatology**, v. 58, n. 4, p. 303-312, 2017.

MCDONAGH, Theresa A. et al. (Ed.). **Oxford textbook of heart failure**. Oxford University Press, 2011.

MELLING, Adrian. Tracer particles and seeding for particle image velocimetry. **Measurement science and technology**, v. 8, n. 12, p. 1406, 1997.

MEYER, Anna L. et al. Acquired von Willebrand syndrome in patients with a centrifugal or axial continuous flow left ventricular assist device. **JACC: Heart Failure**, v. 2, n. 2, p. 141-145, 2014.

MOORE, Keith L.; DALLEY, Arthur F. **Clinically oriented anatomy**. Wolters kluwer india Pvt Ltd, 2018.

MOREIRA, Luiz Felipe Pinho; BENÍCIO, Anderson. Assistência circulatória mecânica: uma grande lacuna na cirurgia cardíaca brasileira. **Brazilian Journal of Cardiovascular Surgery**, v. 25, p. X-XII, 2010.

MÜLLER, J. et al. Weaning from mechanical support after complete recovery in patients with idiopathic dilated cardiomyopathy. In: **Mechanical Circulatory Support: • In Children• Towards Myocardial Recovery• Permanent**. Steinkopff, 1997. p. 93-108.

NANNA, Jason Christopher. Beat Rate Implications on the Fluid Dynamics of a 50 Cc Left Ventricular Assist Device. 2010.

NAVITSKY, Michael A.; DEUTSCH, Steven; MANNING, Keefe B. A thrombus susceptibility comparison of two pulsatile Penn State 50 cc left ventricular assist device designs. **Annals of biomedical engineering**, v. 41, p. 4-16, 2013.

NIENABER, Juhsien; WILHELM, Mark P.; SOHAIL, M. Rizwan. Current concepts in the diagnosis and management of left ventricular assist device infections. **Expert review of anti-infective therapy**, v. 11, n. 2, p. 201-210, 2013.

NOACK, Bernd R. et al. A hierarchy of low-dimensional models for the transient and post-transient cylinder wake. **Journal of Fluid Mechanics**, v. 497, p. 335-363, 2003.

NOACK, Bernd R. From snapshots to modal expansions—bridging low residuals and pure frequencies. **Journal of Fluid Mechanics**, v. 802, p. 1-4, 2016.

NOACK, Bernd R.; MORZYNSKI, Marek; TADMOR, Gilead (Ed.). **Reduced-order modelling for flow control**. Springer Science & Business Media, 2011.

NOGUEIRA, J.; LECUONA, A.; RODRIGUEZ, P. A. Limits on the resolution of correlation PIV iterative methods. **Fundamentals. Experiments in fluids**, v. 39, p. 305-313, 2005.

O'HORO, John C. et al. Left ventricular assist device infections: a systematic review. **ASAIO journal (American Society for Artificial Internal Organs: 1992)**, v. 64, n. 3, p. 287, 201

OBIDOWSKI, Damian et al. Methods for determination of stagnation in pneumatic ventricular assist devices. **The International Journal of Artificial Organs**, v. 41, n. 10, p. 653-663, 2018.

OCCHETTA, Eraldo et al. Do electrical parameters of the cardiac cycle reflect the corresponding mechanical intervals as the heart rate changes?. **Europace**, v. 12, n. 6, p. 830-834, 2010.

OLIVEIRA, Gláucia Maria Moraes de et al. Estatística Cardiovascular–Brasil 2020. **Arquivos brasileiros de Cardiologia**, v. 115, p. 308-439, 2020.

PANAHI, Aliakbar. Big Data Visualization Platform for Mixed Reality. 2017.

PETERS, Thomas. Turbulence, Coherent Structures, Dynamical Systems and Symmetry, 2nd edn., by P. Holmes: Scope: monograph. Level: researchers. 2012.

PHAN, Kevin et al. Ventricular recovery and pump explantation in patients supported by left ventricular assist devices: a systematic review. **ASAIO journal**, v. 62, n. 3, p. 219-231, 2016.

PICANO, F. et al. Dynamics of PIV seeding particles in turbulent premixed flames. **Experiments in Fluids**, v. 50, p. 75-88, 2011.

PONIKOWSKI, Piotr et al. Heart failure: preventing disease and death worldwide. **ESC heart failure**, v. 1, n. 1, p. 4-25, 2014.

PONNALURI, Sailahari V. et al. Experimental hemodynamics Within the Penn State Fontan circulatory assist device. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 144, n. 7, p. 071004, 2022.

QIAN, Qi et al. Hemolysis and acute kidney failure. **American Journal of Kidney Diseases**, v. 56, n. 4, p. 780-784, 2010.

QIAO, Yonghui; LUO, Kun; FAN, Jianren. Computational prediction of thrombosis in food and drug administration's benchmark nozzle. **Frontiers in Physiology**, v. 13, p. 867613, 2022.

QUAINI, Eugenio et al. The Concerted Action'Heart'European registry on clinical application of mechanical circulatory support systems: Bridge to transplant. **European journal of cardio-thoracic surgery**, v. 11, n. 1, p. 182-188, 1997.

RAFFEL, Markus et al. **Particle image velocimetry: a practical guide**. Springer, 2018.

RAHIMTOOLA, Shahbudin H. Choice of prosthetic heart valve for adult patients. **Journal of the American College of Cardiology**, v. 41, n. 6, p. 893-904, 2003.

RAJU, Sneha et al. Long-term use of left ventricular assist devices: a report on clinical outcomes. **Canadian Journal of Surgery**, v. 60, n. 4, p. 236, 2017.

RICKARDS, A. F.; NORMAN, J. Relation between QT interval and heart rate. New design of physiologically adaptive cardiac pacemaker. **Heart**, v. 45, n. 1, p. 56-61, 1981.

ROSE, Eric A. et al. Long-term use of a left ventricular assist device for end-stage heart failure. **New England Journal of Medicine**, v. 345, n. 20, p. 1435-1443, 2001.

ROWLEY, Clarence W.; COLONIUS, Tim; MURRAY, Richard M. Model reduction for compressible flows using POD and Galerkin projection. **Physica D: Nonlinear Phenomena**, v. 189, n. 1-2, p. 115-129, 2004.

SARNARI, Roberto et al. The systolic to diastolic duration ratio in children with normal cardiac function and its relation to heart rate, age and body surface area. **Heart Views**, v. 10, n. 1, p. 11, 2009

SCARANO, F. Theory of non-isotropic spatial resolution in PIV. **Experiments in Fluids**, v. 35, p. 268-277, 2003.

SCHARNOWSKI, Sven; SCIACCHITANO, Andrea; KÄHLER, Christian J. On the universality of Keane & Adrian's valid detection probability in PIV. **Measurement Science and Technology**, v. 30, n. 3, p. 035203, 2019.

SCHERL, Isabel et al. Robust principal component analysis for modal decomposition of corrupt fluid flows. **Physical Review Fluids**, v. 5, n. 5, p. 054401, 2020.

SCHÖNBERGER, Markus; DEUTSCH, Steven; MANNING, Keefe B. The influence of device position on the flow within the Penn State 12 cc pediatric ventricular assist device. **ASAIO journal (American Society for Artificial Internal Organs: 1992)**, v. 58, n. 5, p. 481, 2012.

SCIACCHITANO, Andrea. Uncertainty quantification in particle image velocimetry. **Measurement Science and Technology**, v. 30, n. 9, p. 092001, 2019.

SCIACCHITANO, Andrea; SCARANO, Fulvio; WIENEKE, Bernhard. Multi-frame pyramid correlation for time-resolved PIV. **Experiments in fluids**, v. 53, p. 1087-1105, 2012.

SCIACCHITANO, Andrea; WIENEKE, Bernhard. PIV uncertainty propagation. **Measurement Science and Technology**, v. 27, n. 8, p. 084006, 2016.

SHADDY, Robert E. et al. Systematic literature review on the incidence and prevalence of heart failure in children and adolescents. **Pediatric cardiology**, v. 39, p. 415-436, 2018.

SHAVIT, Uri; LOWE, Ryan J.; STEINBUCK, Jonah V. Intensity capping: a simple method to improve cross-correlation PIV results. **Experiments in Fluids**, v. 42, p. 225-240, 2007.

SIQUEIRA, Alessandra de Sá Earp; SIQUEIRA-FILHO, Aristarco Gonçalves de; LAND, Marcelo Gerardin Poirot. Análise do impacto econômico das doenças cardiovasculares nos últimos cinco anos no Brasil. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 109, p. 39-46, 2017.

SLAUGHTER, Mark S. et al. Advanced heart failure treated with continuous-flow left ventricular assist device. **New England Journal of Medicine**, v. 361, n. 23, p. 2241-2251, 2009.

SOLOFF, Steven M.; ADRIAN, Ronald J.; LIU, Zi-Chao. Distortion compensation for generalized stereoscopic particle image velocimetry. **Measurement science and technology**, v. 8, n. 12, p. 1441, 1997.

SON, Andre Y. et al. Intractable hematuria after left ventricular assist device implantation: can lessons learned from gastrointestinal bleeding be applied?. **ASAIO Journal**, v. 62, n. 1, p. e8-e12, 2016.

SPITAEELS, S. et al. The influence of heart rate and age on the systolic and diastolic time intervals in children. **Circulation**, v. 49, n. 6, p. 1107-1115, 1974.

ST. JUDE MEDICAL. **Structural Heart U.S. Product Catalog**. Saint Paul, p. 72. 2012. Catálogo.

STONEBRIDGE, P. A. et al. Spiral laminar flow in vivo. **Clinical science (London, England: 1979)**, v. 91, n. 1, p. 17-21, 1996.

SUTERA, SALVATORE P. Flow-induced trauma to blood cells. **Circulation research**, v. 41, n. 1, p. 2-8, 1977.

TAIRA, Kunihiko et al. Modal analysis of fluid flows: An overview. **Aiaa Journal**, v. 55, n. 12, p. 4013-4041, 2017

TAIRA, Kunihiko et al. Modal analysis of fluid flows: An overview. **Aiaa Journal**, v. 55, n. 12, p. 4013-4041, 2017.

TANG, Daniel G.; OYER, Philip E.; MALLIDI, Hari R. Ventricular assist devices: history, patient selection, and timing of therapy. **Journal of cardiovascular translational research**, v. 2, p. 159-167, 2009.

TCHANTCHALEISHVILI, Vakhtang et al. Evaluation and treatment of pump thrombosis and hemolysis. **Annals of cardiothoracic surgery**, v. 3, n. 5, p. 490, 2014.

TOPPER, Stephen R. et al. The use of fluid mechanics to predict regions of microscopic thrombus formation in pulsatile VADs. **Cardiovascular engineering and technology**, v. 5, p. 54-69, 2014.

TREFETHEN, Lloyd N. et al. Hydrodynamic stability without eigenvalues. **Science**, v. 261, n. 5121, p. 578-584, 1993.

TRUSS, Wiley D. et al. Early implementation of video capsule enteroscopy in patients with left ventricular assist devices and obscure gastrointestinal bleeding. **ASAIO journal**, v. 62, n. 1, p. 40-45, 2016.

TSAO, C. I. et al. Influence of UNOS status on chance of heart transplantation and posttransplant survival. In: **Transplantation proceedings**. Elsevier, 2004. p. 2369-2370.

URIEL, Nir et al. Acquired von Willebrand syndrome after continuous-flow mechanical device support contributes to a high prevalence of bleeding during long-term support and at the time of transplantation. **Journal of the American College of Cardiology**, v. 56, n. 15, p. 1207-1213, 2010.

VALIKA, Ali A.; COTTS, William. A review of long-term mechanical circulatory support as destination therapy: evolving paradigms for treatment of advanced heart failure. **International Scholarly Research Notices**, v. 2013, 2013.

VAN DER MAATEN, Laurens; HINTON, Geoffrey. Visualizing data using t-SNE. **Journal of machine learning research**, v. 9, n. 11, 2008.

VAN DER MAATEN, Laurens; HINTON, Geoffrey. Visualizing data using t-SNE. **Journal of machine learning research**, v. 9, n. 11, 2008.

WEISS, William J. et al. Chronic in vivo testing of the Penn State infant ventricular assist device. **Asaio Journal**, v. 58, n. 1, p. 65, 2012.

WEVER-PINZON, James et al. Impact of ischemic heart failure etiology on cardiac recovery during mechanical unloading. **Journal of the American College of Cardiology**, v. 68, n. 16, p. 1741-1752, 2016.

WHO, A. WHO methods and data sources for life tables 1990–2019. 2020.

WIENEKE, B. F. A. **PIV uncertainty quantification and beyond**. 2017. Tese de Doutorado. Delft University of Technology.

WIENEKE, B. Stereo-PIV using self-calibration on particle images. **Experiments in fluids**, v. 39, p. 267-280, 2005.

XUE, Zhenyu; CHARONKO, John J.; VLACHOS, Pavlos P. Particle image pattern mutual information and uncertainty estimation for particle image velocimetry. **Measurement Science and Technology**, v. 26, n. 7, p. 074001, 2015.

XUE, Zhenyu; CHARONKO, John J.; VLACHOS, Pavlos P. Particle image velocimetry correlation signal-to-noise ratio metrics and measurement uncertainty quantification. **Measurement Science and Technology**, v. 25, n. 11, p. 115301, 2014.

YANG, X. L.; LIU, Yang; YANG, J. M. Unsteady flow and diaphragm motion in total artificial heart. **Journal of mechanical science and technology**, v. 21, p. 1869-1875, 2007.

YOGANATHAN, Ajit P.; HE, Zhaoming; CASEY JONES, S. Fluid mechanics of heart valves. **Annu. Rev. Biomed. Eng.**, v. 6, p. 331-362, 2004.

ZHANG, Wei et al. Relationship between heart rate and quiescent interval of the cardiac cycle in children using MRI. **Pediatric Radiology**, v. 47, p. 1588-1593, 2017.