

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
INSTITUTO DANTE PAZZANESE DE CARDIOLOGIA

BRENO YUZO TACHIBANA NISHIDA

**ESTUDO DE UM MODELO DE ATUADOR COM TOPOLOGIA  
RADIAL PARA ACIONAMENTO DE UM DISPOSITIVO DE  
ASSISTÊNCIA VENTRICULAR ÁPICO-AÓRTICO**

São Paulo

2022

BRENO YUZO TACHIBANA NISHIDA

**ESTUDO DE UM MODELO DE ATUADOR COM TOPOLOGIA  
RADIAL PARA ACIONAMENTO DE UM DISPOSITIVO DE  
ASSISTÊNCIA VENTRICULAR ÁPICO-AÓRTICO**

**Versão Corrigida**

Tese apresentada ao Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia – Entidade Associada à Universidade de São Paulo para a obtenção do título de Doutor em Ciências no Programa de Medicina/Tecnologia e Intervenção em Cardiologia, na área de concentração Tecnologias Assistivas.

Orientador: Prof. Dr. Aron José Pazin de Andrade

Coorientador: Prof. Dr. Jeison Willian Gomes da Fonseca

São Paulo

2022

**Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)**

Preparada pela Biblioteca do Instituto Dante Pazzanese de  
Cardiologia

©reprodução autorizada pelo autor

Nishida, Breno Yuzo Tachibana

Estudo de um modelo atuador com topologia radial para acionamento de um dispositivo de assistência ventricular ápico-aórtico / Breno Yuzo Tachibana Nishida. – São Paulo, 2022.

Tese (doutorado)-Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia  
Universidade de São Paulo  
Área de Concentração: Medicina, Tecnologia e Intervenção em  
Cardiologia

Orientador: Prof. Dr. Aron José Pazin de Andrade  
Co-orientador: Prof, Dr. Jeison Willian Gomes da Fonseca

Descritores: 1. Coração Auxiliar. 2. Equipamentos e Provisões. 3. Engenharia. 4. Precisão da Medição Dimensional. 5. Avaliação da Tecnologia Biomédica. 6. Simulação por Computador

USP/IDPC/Biblioteca/121/22

## **FOLHA DE APROVAÇÃO**

## **DEDICATÓRIA**

Dedico este trabalho aos meus pais, principalmente, ao meu falecido pai que nos deixou quando comecei esta jornada de experiências e conhecimentos.

## **AGRADECIMENTOS**

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pelo projeto temático de número 13/24434-0.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pela bolsa de pesquisa proveniente do programa de Demanda Social (DS).

Ao Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia (IDPC), especialmente ao meu Orientador, Prof. Dr. Aron José Pazin de Andrade e, ao meu Coorientador, Prof. Dr. Jeison Willian Gomes da Fonseca, cujo empenho, dedicação e paciência deram sustentação ao desenvolvimento desta Tese e da minha pessoa.

A todos os colegas do Centro de Engenharia em Assistência Circulatória (CEAC) do IDPC, especialmente às colaborações do profissional em usinagem Pêrsio Alfredo Aníbal, com sua perfeita técnica de usinagem e maestria, e do Engenheiro Mestre Edir Branzoni Leal, com sua engenhosidade e criatividade.

A secretaria de Pós-graduação do IDPC, especialmente à Sra. Janeide Alves, sempre disposta a ajudar e esclarecer todas as questões administrativas que se apresentaram ao longo desse período.

A empresa Texas Instruments que é líder no mercado de processadores de sinais digitais, microcontroladores e conversores, especialmente ao Engenheiro Raul Brum de Matos da Texas Instruments que fez com que o controlador utilizado para este trabalho fosse adquirido como doação para pesquisa e desenvolvimento.

À academia Mushinkan e todos os meus colegas Caratecas, especialmente aos professores Carlos Rocha e Marcio Adami dos Santos, cujo empenho e dedicação deram sustentação a pessoa que sou hoje.

Aos meus pais, principalmente meu pai que faleceu no final do ano de 2018, que me ensinaram o poder do esforço, disciplina e a resiliência necessários para suportar as dificuldades do mundo adulto.

## **NORMALIZAÇÃO ADOTADA**

Esta Tese está de acordo com as seguintes normas em vigor no momento desta apresentação:

Universidade de São Paulo. Sistema Integrado de Bibliotecas. Diretrizes para apresentação de Dissertações e Teses da USP – Parte IV (Vancouver); 3ª edição – São Paulo: 2016. Elaborado por Vânia Martins Bueno de Oliveira Funaro, Maria Cláudia Pestana, Maria Cristina Cavarette Dziabas, Eliana Maria Garcia, Maria Fátima dos Santos, Maria Marta Nascimento, Suely Campos Cardoso.

Abreviaturas dos títulos dos periódicos de acordo com *List of Journals indexed in Index Medicus*.

*“Talvez não tenhamos conseguido fazer o melhor, mas lutamos para que o melhor fosse feito. Não somos o que deveríamos ser, não somos o que iremos ser..., Mas Graças a Deus, não somos o que éramos.”*

***Martin Luther King***



## RESUMO

NISHIDA, Breno Yuzo Tachibana. **Estudo de um Modelo de Atuador com Topologia Radial para Acionamento de um Dispositivo de Assistência Ventricular Ápico-Aórtico**. 2022. 172f. Tese (Doutorado em Ciências no Programa de Medicina/Tecnologia e Intervenção em Cardiologia) – Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2022.

O presente estudo apresenta um método de caracterização de atuadores elétricos usados em bombas de sangue implantáveis para análise e melhoria da otimização para todos os tipos de dispositivos de fluxo contínuo. O método utilizado emprega simulações computacionais e ensaios em bancada como forma de validar atuadores para serem aplicados em bombas de sangue e utiliza especificações de motores Sem Escova de Corrente Contínua (SECC) a fim de contribuir com a escolha do motor elétrico mais adequado para este uso. Além disso, o presente estudo flexibiliza o processo de confecção da bomba, fazendo com que o desenvolvimento e a avaliação do atuador sejam realizados de uma forma que não dependam da estrutura mecânica da bomba de sangue. A simulação computacional, realizada com o propósito de possibilitar a análise e a otimização do motor, utiliza um programa de código aberto a fim de calcular as especificações dinâmicas de acordo com a geometria do atuador. Os ensaios de bancada tiveram o objetivo de levantar experimentalmente as especificações dinâmicas do atuador e mimetizar a força resistente de uma bomba de sangue quando esta é aplicada em ensaio hidrodinâmico. A bancada de caracterização elétrica foi construída considerando a praticidade da montagem fazendo uso de componentes disponíveis no mercado. Foi feita a avaliação de um motor BLDC de topologia radial a qual demonstrou que o motor BLDC possui torque suficiente para realizar o trabalho de uma bomba de sangue, porém consome alta corrente o que o torna inadequado para ser aplicado em bombas de sangue. Porém, por meio do ensaio de caracterização foi possível determinar a intensidade do torque a fim de calcular uma nova constante de velocidade que fosse compatível com as demandas de um motor a ser aplicado em bombas de sangue. Por último, a simulação computacional levou à otimização da geometria deste atuador de acordo com as especificações desejadas. Portanto, o método empregado demonstrou a capacidade de possibilitar a análise e otimização de atuadores a fim de que as bombas de sangue projetadas em ensaios futuros tenham o rendimento e a confiabilidade adequada.

Palavras-Chave: Coração Auxiliar, Equipamentos e Provisões, Engenharia, Precisão da Medição Dimensional, Avaliação da Tecnologia Biomédica, Simulação por Computador.

## ABSTRACT

NISHIDA, B. Y. T. **Study of Actuator Model with Radial Topology to Drive an Apico-Aortic Ventricular Assist Device.** 2022. 172f. Tese (Doutorado) – Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2022

This study presents a characterizing method for electrical actuators used in implantable blood pumps. This method employs computer simulations and bench tests to validate actuators applied in blood pumps and uses Brushless Direct Current (BLDC) motors specifications as parameters for characterization and contributes for the most suitable electrical motor choice. In addition, the study makes the manufacturing process more flexible, making the BLDC motor development and evaluation independent from the pump frame assembly. The computer simulation purpose is enabling the BLDC motor analysis and optimization. It uses an open-source program specialized in BLDC motor geometric simulations. The purpose of the experimental bench test was to characterize the BLDC motor and mimic the hydrodynamic test torque of the blood pump through a magnetic brake. The BLDC motor characterization bench was designed to assemble easily and with commercially accessible components. The evaluation showed the actuator had sufficient torque to be applied in blood pumps, however, the stator consumes a high current which makes it unsuitable for use in blood pumps. In this case, the computational simulation was used for BLDC motor optimization to adjust the actuator characteristics for blood pump application. Results from this thesis allowed us to prove the evaluation method's efficiency and made it possible to improve the blood pump project's reliability for future tests.

Keywords: Heart-Assist Devices; Equipment and Supplies; Engineering, Dimensional Measurement Accuracy; Technology Assessment, Biomedical; Computer Simulation.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

### FIGURAS

Figura 1.1 - Diagrama dos estágios da doença em estágios A/B/C/D.....	21
Figura 1.2 - Esquemático de um DAV.....	29
Figura 1.3 - Gerações de DAV e suas evoluções tecnológicas em cada geração.....	30
Figura 1.4 - Diagrama do estudo de readmissões de pacientes com bombas de sangue do tipo centrífuga.....	31
Figura 1.5 - Ciclo de fases de projetos do DAV.....	35
Figura 3.1 - Diagrama de um motor BLDC.....	39
Figura 3.2 - Diagrama do Tipos de motores BLDC.....	40
Figura 3.3 - Desenhos de motor com o rotor externo (A) e com rotor interno (B), ambas são sem ranhuras.....	40
Figura 3.4 - Direção do fluxo magnético nas configurações radial e axial....	41
Figura 3.5 - Esquema da Lei de Faraday, a curva que varia em área de acordo com o ângulo.....	47
Figura 3.6 - Variação do campo magnético com Ângulo.....	48
Figura 3.7 - Conceito da espira com fluxo magnético e o digrama de forças atuante na espira.....	51
Figura 3.8 - Simetria planar (a) e Simetria axial (b).....	54
Figura 3.9 - Elementos utilizados na simulação 2D, sendo triangular (A) e quadrangular (B).....	55
Figura 3.10 - Desenvolvimento de uma malha de elementos finitos, região que será preenchido (A), malha inicial (B) e malha refinada (C)..	56
Figura 3.11 - Simulação do motor radial para aplicações espaciais.....	56
Figura 3.12 - Distribuição do campo magnético.....	57
Figura 3.13 - Sequência de ensaios para motor BLDC.....	58
Figura 3.14 - Ensaio da determinação da constante de velocidade $K_e$ .....	59
Figura 3.15 - Esquema da determinação do coeficiente de inércia.....	60
Figura 3.16 - Esquemático da Bancada de testes para motores BLDC.....	61
Figura 3.17 - Ensaio de Bancada de um atuador BLDC, plataforma do motor (A), componentes externos da bancada (B).....	62
Figura 3.18 - Bancada de testes para motor BLDC.....	63
Figura 3.19 - Bancada de Testes Hidrodinâmicos.....	64

<b>Figura 3.20 - Tipos de modelos empregados de acordo com o tipo de simulações feitas, adaptado.....</b>	<b>65</b>
<b>Figura 3.21 - Esquema sobre o funcionamento da complacência.....</b>	<b>66</b>
<b>Figura 3.22 - Esquema do modelo Windkessel, mostrando a relação entre o SCH e o modelo (A). Representação do modelo Hemodinâmico com o modelo elétrico, sendo o capacitor o reservatório e a resistência elétrica representam a resistência vascular sistêmica (B).....</b>	<b>69</b>
<b>Figura 3.23 - Estrutura geral do simulado Physbe.....</b>	<b>70</b>
<b>Figura 3.24 - Estrutura geral do simulador cardiovascular, sendo a base o modelo cardiovascular, depois um nível acima são os módulos de simulação, configuração de parâmetros e, por último, a interface com o usuário.....</b>	<b>70</b>
<b>Figura 3.25 - Estrutura da interface com o usuário, mostrando os resultados e os modos de configuração que o usuário pode interagir.....</b>	<b>71</b>
<b>Figura 3.26 - Estrutura do simulador de bancada.....</b>	<b>72</b>
<b>Figura 3.27 - Foto do simulador híbrido mostrando a parte da frontal e traseira do simulador híbrido.....</b>	<b>73</b>
<b>Figura 4.1 - Motor plano (Axial) desenvolvido para a BSAA (A) e a montagem completa da bomba de sangue (B).....</b>	<b>77</b>
<b>Figura 4.2 - Motor radial.....</b>	<b>78</b>
<b>Figura 4.3 - Desenho da bomba com o motor radial em perfil (A) e em 3D (B).....</b>	<b>79</b>
<b>Figura 4.4 - Interface do software FEMM 4.2 com um exemplo de motor brushless.....</b>	<b>80</b>
<b>Figura 4.5 - Estrutura de um motor radial na vista lateral mostrando a região da área da simulação “S” (A) e a estrutura do motor vista superior (B).....</b>	<b>81</b>
<b>Figura 4.6 - Foto do controlador de motor brushless de 3 fases e da placa mestra.....</b>	<b>83</b>

Figura 4.7 - Fotos do programa para ajuste de parametrização da placa DRV10983, sendo (A) as configurações padrões do motor como indutância, resistência das fases, tipo de realimentação, configurações de ativação do motor; (B) configura as partes avançadas como detecção de pico de corrente, falta de EMF, rotor travado, tensão muito alta; (C) é o display onde é controlado a velocidade e mostra os valores de corrente e tensão.....	84
Figura 4.8 - Foto do Motor BLDC ECMáx CF2822 com os conectores e eixo prontos.....	86
Figura 4.9 - Conjunto bancada e eixo, sendo o primeiro o suporte do eixo do motor com rolamentos (A), suporte com o motor como sensor de velocidade acoplado (B) e o eixo que acopla o motor estudado (C).....	86
Figura 4.10 - Foto do Freio Magnético (A) e com o suporte acoplado (B).....	88
Figura 4.11 - Casulo do estator para a bancada de testes vista de cima (A)....	89
Figura 4.12 - Bancada De Caracterização e teste de motores BLDC montada com o casulo.....	90
Figura 4.13 - Ensaio da determinação da constante de velocidade $K_e$ .....	91
Figura 4.14 - Ensaio sem carga, medição da perda do cobre, fricção e dissipação de calor.....	92
Figura 4.15 - Ensaio de Torque, no eixo do motor está acoplado uma carga ou um freio para levantar a corrente consumida de acordo com a carga.....	92
Figura 4.16 - Desenho do motor radial com os materiais definidos (A); Simulação e criação das malhas (B); Simulação das linhas de campo (C) e simulação das concentrações de campo (D).....	99
Figura 4.17 - Imagem da simulação com a malha no primeiro quadrante (A); Definição da área da bobina (B).....	101
Figura 4.18 - Montagem da bancada de caracterização do freio magnético.....	104
Figura 4.19 - Circuito hidráulico para o teste da bomba.....	107
Figura 4.20 - Diagrama PV de uma situação de insuficiência no SHSC.....	107
Figura 4.21 - Diagrama de testes do motor BLDC.....	109
Figura 5.1 - Estrutura física da bancada de testes para o ensaio de caracterização.....	110
Figura 5.2 - Bancada com o freio magnético.....	114

Figura 5.3 - Bomba desmontada (A) e bomba montada com o controlador (B).....	115
Figura 5.4 - Bancada Hidrodinâmica.....	116
Figura 5.5 - Concentração de campo magnético do novo motor.....	120

## GRÁFICOS

Gráfico 1.1 - Gráfico de transplantes realizados no período de 2009 a 2021...	22
Gráfico 1.2 - Curva de sobrevivência de Transplante Cardíacos, iniciado em 01/01/2010.....	23
Gráfico 1.3 - Curva de Pacientes Ativos na lista de espera e a mortalidade por ano.....	25
Gráfico 1.4 - Curva de Mortalidade da Lista de Espera de 2015 a 2021.....	25
Gráfico 1.5 - Número de Pacientes por Ano em Fila de Espera de 2013 a 2020.....	26
Gráfico 1.6 - Variação da porcentagem da mortalidade na lista de espera.....	26
Gráfico 1.7 - Gráfico do número de dispositivos implantados e seus tipos por ano pelo período de 2011 a 2020.....	32
Gráfico 1.8 - Gráfico mostrando o perfil do paciente com o implante.....	33
Gráfico 1.9 - Abordagem de estratégias de implante para DAV esquerdo de acordo com os anos entre 2011 e 2020.....	33
Gráfico 1.10 - Gráfico mostrando as 10 maiores razões para readmissões hospitalares entre 2011 e 2020.....	34
Gráfico 3.1 - Curva de pressão da bomba de sangue projetada por Bock <i>et al.</i> (2008).....	64
Gráfico 4.1 - Reta de medição das três velocidades.....	96
Gráfico 4.2 - Gráfico do fluxo médio pela variação do rotor em graus, variação de 1 grau.....	102
Gráfico 4.3 - Tensão induzida das bobinas a uma rotação de 30 Hertz.....	103
Gráfico 4.4 - Curva de Caracterização do Freio Magnético.....	106
Gráfico 5.1 - Relação do Buffer pela velocidade real.....	112
Gráfico 5.2 - Curva de Pressão x Fluxo da bomba ápico-aórtica.....	116
Gráfico 5.3 - Tensão induzida de frequência de 50Hz do novo motor.....	120

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1.1 - Quantidade de pacientes ativos na lista de espera e mortalidade no período de 2015 a 2021, informações adquiridas nos RBT da ABTO.....	23
Tabela 1.2 - Dados dos Pacientes na Lista de espera do EUA de 2013 a 2020.....	25
Tabela 4.1 - Estudo do Motor CF2822 como sensor de velocidade.....	96
Tabela 4.2 - Ensaio de determinação da constante de velocidade do motor radial Silva (2016).....	99
Tabela 4.3 - Dados para a calibração do freio magnético.....	106
Tabela 4.4 - Valores do SHSC em condição em insuficiência cardíaca em situação estágio D.....	109
Tabela 5.1 - Determinação da constante de velocidade via aquisição das tensões induzidas de acordo com a velocidade do rotor.....	111
Tabela 5.2 - Levantamento das constantes do motor.....	111
Tabela 5.3 - Relação entre o buffer do software com a velocidade real do atuador.....	112
Tabela 5.4 - Ensaio sobre o acionamento de acordo com a corrente máxima do controlador.....	114
Tabela 5.5 - Dados da curva de pressão x fluxo com as correntes do motor limitadas em três faixas de 1,6 A, 0,8 A e 0,4 A.....	117
Tabela 5.6 - Estudo de constantes elétricas para motores capazes de realizar o torque de 0,255Nm para correntes de 0,5; 0,6 e 0,8 A.....	119
Tabela 5.7 - Dados das tensões induzidas pela velocidade em Hz da simulação computacional.....	122

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

<b>ABTO</b>	<b>Associação Brasileira de Transplante de Órgãos</b>
<b>DCNT</b>	<b>Doenças Cardíacas não Transmissíveis</b>
<b>DCV</b>	<b>Doença Cardiovascular</b>
<b>ICA</b>	<b>Insuficiência Cardíaca Avançada</b>
<b>UF</b>	<b>Unidades Federais</b>
<b>RBT</b>	<b>Relatório Brasileiro de Transplantes</b>
<b>IHME</b>	<b>Institute for Health Metrics and Evaluation</b>
<b>RCTO</b>	<b>Rede de Captação e Transplante de Órgãos</b>
<b>OPTN</b>	<b>Organ Procurement and Transplantation Network</b>
<b>DAV</b>	<b>Dispositivo de Assistência Ventricular</b>
<b>BLDC</b>	<b>Brushless Direct Current</b>
<b>EUA</b>	<b>Estados Unidos da América</b>
<b>GBD</b>	<b>Global Burden Disease</b>
<b>FDA</b>	<b><i>Food and Drugs Administration</i></b>
<b>UNOS</b>	<b>United Network for Organ Sharing</b>
<b>INTERMACS</b>	<b>Interagency Registry for Mechanically Assisted Circulatory Support</b>
<b>CC</b>	<b>Corrente Contínua</b>
<b>CA</b>	<b>Corrente Alternada</b>
<b>FC</b>	<b>Fluxo Contínuo</b>
<b>IEM</b>	<b>Interferência Eletromagnética</b>
<b>EMF</b>	<b>Electromagnetic Force</b>
<b>BEMF</b>	<b>Back Electromagnetic Force</b>
<b>FCEM</b>	<b>Força Contra Eletromotriz</b>
<b>SCH</b>	<b>Sistema Cardiovascular Humano</b>
<b>SHSC</b>	<b>Simulador Híbrido do Sistema Cardiovascular</b>
<b>FE</b>	<b>Fração de Ejeção</b>
<b>DC</b>	<b>Débito Cardíaco</b>
<b>CTMSP</b>	<b>Centro Tecnológico da Marinha em São Paulo</b>
<b>CEUA</b>	<b>Comissão de Ética no Uso de Animais</b>
<b>CONCEA</b>	<b>Controle de Experimentação Animal</b>
<b>DBCA</b>	<b>Diretriz Brasileira para o Cuidado e a Utilização de Animais em Atividades de Ensino ou de Pesquisa Científica</b>



## LISTA DE SÍMBOLOS

<b>A</b>	<b>Ampéres, unidade da corrente elétrica</b>
<b>N</b>	<b>Newton, unidade da força</b>
<b>N.m.</b>	<b>Newton por metro, unidade do torque</b>
<b>mV/Hz</b>	<b>Unidade da constante elétrica do motor BLDC</b>
<b>Hz</b>	<b>Hertz, unidade de frequência</b>
<b>V</b>	<b>Volts, unidade da tensão elétrica</b>
<b>N.m./A</b>	<b>Unidade da constante de torque do motor BLDC</b>
<b>W</b>	<b>Watt, unidade de potência</b>
<b>W.h</b>	<b>Watt por hora, unidade de consumo ou carga</b>
<b>T</b>	<b>Tesla, unidade do campo magnético</b>
<b>Wb</b>	<b>Weber, unidade do fluxo magnético</b>
<b><math>\Omega</math></b>	<b>Ohms, unidade da resistência elétrica</b>
<b>Rad/s</b>	<b>Unidade da velocidade angular</b>
<b>Rpm</b>	<b>Rotações por minuto, unidade de velocidade de rotação</b>
<b>f</b>	<b>Símbolo da frequência em Hertz</b>
<b><math>\omega</math></b>	<b>Velocidade angular (rad/s)</b>
<b><math>\Phi</math></b>	<b>O fluxo magnético (Wb)</b>
<b>B</b>	<b>O campo magnético total (T)</b>
<b>A</b>	<b>A área total (m<sup>2</sup>)</b>
<b><math>\Theta</math></b>	<b>Ângulo do plano da bobina (rad)</b>
<b><math>\Phi</math></b>	<b>O fluxo magnético (Wb)</b>
<b>Va, Vb, Vc</b>	<b>Tensão da fase a, fase b e fase c</b>
<b>ia, ib, ic</b>	<b>Corrente da fase a, fase b e fase c</b>
<b>ea, eb, ec</b>	<b>Tensão da força contra eletromotriz da fase a, fase b e fase c</b>
<b>dia/dt</b>	<b>Variação da corrente pelo tempo da fase a</b>
<b>dib/dt</b>	<b>Variação da corrente pelo tempo da fase b</b>
<b>dic/dt</b>	<b>Variação da corrente pelo tempo da fase c</b>
<b><math>\epsilon</math></b>	<b>Tensão Induzida (V)</b>
<b>R</b>	<b>Resistência Elétrica (<math>\Omega</math>)</b>
<b>Ke</b>	<b>Constante elétrica do motor BLDC de tensão/frequência (V*s/rad)</b>
<b>Kv</b>	<b>Constante de velocidade do motor (Hz/mV)</b>
<b>Kt</b>	<b>Constante de Torque do motor BLDC (Nm/A)</b>
<b>Km</b>	<b>Constante de dimensionamento</b>
<b>T ou <math>\tau</math></b>	<b>Símbolo do Torque</b>
<b>I</b>	<b>Símbolo da corrente</b>

## SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	20
1.1. Dispositivos de Assistência Ventricular (DAV).....	29
1.2. Dados da aplicação de DAV em pacientes com ICA.....	32
1.3. Projeto e aplicações de Motores Brushless em DAV.....	36
2. OBJETIVOS.....	39
3. MOTORES ELÉTRICOS SEM ESCOVAS DE CORRENTE CONTÍNUA (SECC) OU BRUSHLESS DIRECT CURRENT (BLDC).....	40
3.1. Projeto de Desenvolvimento de uma Atuador BLDC.....	45
3.1.1. Estudo Analítico de um Motor BLDC.....	48
3.1.2. Constante da relação entre Tensão e da Velocidade ( $K_e$ ).....	49
3.1.3. Constante de Torque ( $K_t$ ).....	53
3.1.4. Índice do tamanho do motor ( $K_m$ ).....	55
3.1.5. Estudo do Atuador BLDC em simulações computacionais...	56
3.1.6. Testes de bancada de motor BLDC.....	60
3.2. Métodos de avaliação de DAV.....	66
3.2.1. Bancada Hidrodinâmica e Simuladores Cardiovasculares....	66
3.2.2. Ensaio de Hemólise.....	76
3.2.3. Ensaio <i>in vivo</i> .....	77
4. METODOLOGIA.....	78
4.1. Ferramenta de Simulação e Técnica de Simulação empregada.....	82
4.2. Construção da Bancada de Ensaio de Caracterização.....	84
4.3. Ensaio na bancada de caracterização e calibração.....	91
4.3.1. Calibração do Motor CF2822 como sensor de velocidade.....	94
4.3.2. Calibração do freio magnético.....	103
4.4. Ensaio Hidrodinâmicos e utilização do SHSC.....	106
4.5. Motor BLDC caracterizado.....	109
5. RESULTADOS DOS EXPERIMENTOS.....	110
6. CONCLUSÃO.....	123
7. TRABALHOS FUTUROS.....	125
REFERÊNCIAS.....	126

<b>ANEXO A</b>	.....	<b>142</b>
<b>ANEXO B</b>	.....	<b>143</b>
<b>ANEXO C</b>	.....	<b>144</b>
<b>Apêndice A</b>	.....	<b>146</b>
<b>Apêndice B</b>	.....	<b>149</b>
<b>Apêndice C</b>	.....	<b>153</b>

## 1. INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA

As Doenças Crônicas não Transmissíveis (DCNT) representam a principal causa de mortes no mundo, incluindo mortes prematuras, perda da qualidade de vida e grandes impactos destrutivos na área econômica, social e da saúde, sendo responsáveis por 70% das mortes do mundo, aproximadamente 38 milhões de mortes por ano, ficando acima das mortes causadas por causas externas e doenças infecciosas. Dentro do grupo das DCNT, a Doença Cardiovascular (DCV) é a doença com o maior número de mortes, sendo responsável por um terço das mortes do grupo das DCNT, considerando que a doença afeta a maioria da população que possui dificuldade de acessar cuidados de saúde de alta qualidade (Oliveira *et al.*, 2022).

Apesar de existir programas sociais que auxiliam a diminuição do número de mortes como o Programa de Saúde da Família, lançado em 1994, que é uma importante iniciativa da estratégia nacional para reduzir a mortalidade por DCV com base na atenção primária à saúde, cobrindo quase 123 milhões de indivíduos (63% da população brasileira) em 2015, entretanto, apesar dos sucessos, a análise dos cenários futuros sugere a necessidade urgente de abordar soluções sobre as desigualdades geográficas persistentes, o financiamento insuficiente, além de questões relacionadas ao acesso ao cuidado e a sua qualidade (Oliveira *et al.*, 2022). Portanto, o governo federal brasileiro disponibilizou uma quantidade considerável de dados relevantes para a saúde cardiovascular, através dos dados da vigilância em saúde e de bancos de dados administrativos. Entretanto, os dados nacionais representativos e confiáveis sobre muitos comportamentos relacionados a saúde e a fatores de risco cardiovascular, assim como sobre morbidade, avaliados nos setores público e privado permanecem escassos (Oliveira *et al.*, 2022).

Nos últimos anos, o programa GBD (2019), conduzido pelo *Institute for Health Metrics and Evaluation* (IHME) da Universidade de Washington, começou a trabalhar com o Brasil para fornecer estimativas subnacionais de carga de doença para as Unidades Federais (UF), incluindo as causas cardiovasculares.

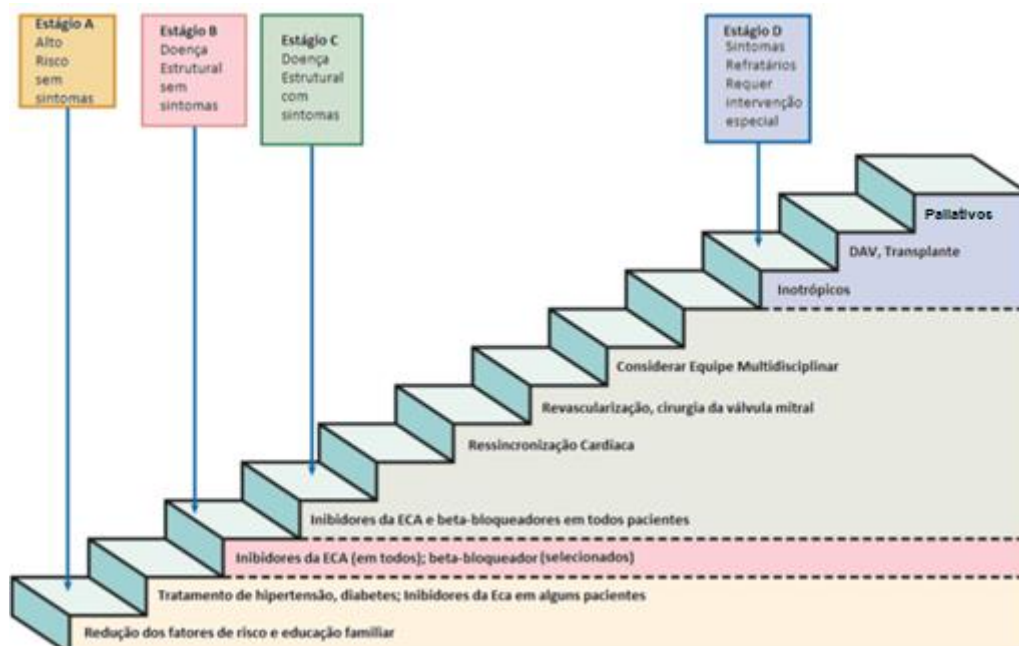
A classificação do grau de intensidade da DCV mais utilizada por esses programas é de estágios, como mostra a Figura 1.1. Essa classificação usa como referência os sintomas e os riscos e informa por cada estágio as formas de tratamento possíveis.

O estágio D representa o pior caso clínico possível cujo pacientes possuem sintomas refratários da DCV e necessitam intervenções especiais, pois o tratamento não

consegue controlar a doença sem comprometer o organismo. Nesse caso é demonstrado três tipos de tratamento possíveis:

- O primeiro tipo de tratamento é o inotrópico em que são usados medicamentos que melhoram o volume de saída do ventrículo esquerdo (Braunwald, 2017).
- O segundo tipo de tratamento é o implante do Dispositivo de Assistência Ventricular (DAV) que é um equipamento que cria um fluxo auxiliar que bombeia o volume acumulado de sangue do ventrículo esquerdo para a aorta e é utilizado em casos de tratamento como Ponte para Recuperação, Ponte para Tratamento, Terapia de Destino ou Ponte para Transplante caso seja necessário que o paciente espere na fila de transplante de órgãos. Nesse caso, o transplante é realizado quando o coração não tem mais capacidade suficiente de ejeção, porém o sistema circulatório está em boas condições para receber o novo órgão (Braunwald, 2017).
- O terceiro é o paliativo que é um tratamento completo e ativo, cujo tratamento curativo não consegue ter uma resposta para combater a doença, portanto o objetivo principal para o tratamento paliativo é controlar a dor e outros sintomas, assim como problemas psicológicos, sociais e espirituais (WHO, 2022).

**Figura 1.1 – Diagrama dos estágios da doença em estágios A/B/C/D.**

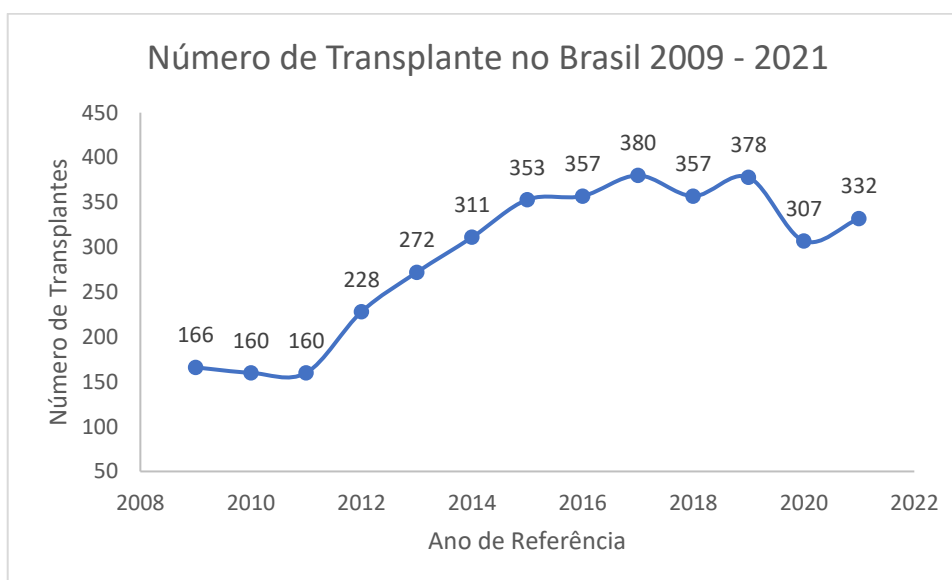


Fonte: Braunwald, 2017, adaptada

De acordo com o Oliveira *et al.* (2022) a insuficiência cardíaca avançada (ICA), levou a 3.085.359 (três milhões oitenta e cinco mil trezentos cinquenta e nove) hospitalizações entre os anos de 2008 e 2019. Essa quantidade de hospitalizações nesse período representa 34% do total que são relacionadas a DCV.

O tratamento da ICA no Brasil ainda é o transplante cardíaco de peito aberto. Um estudo feito pela Associação Brasileira de Transplante de Órgãos demonstrou que o número de corações transplantados no Brasil aumentou nos períodos de 2009 a 2019, como mostra o Gráfico 1.1.

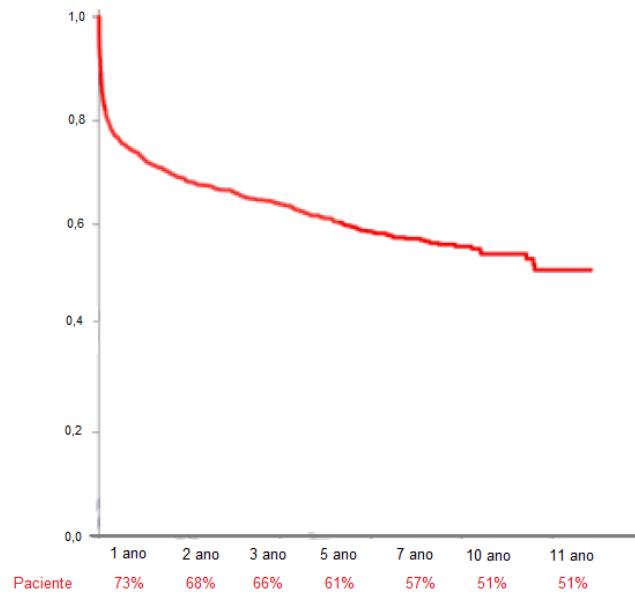
**Gráfico 1.1 – Gráfico de transplantes realizados no período de 2009 a 2021**



**Fonte: ABTO, 2021**

De acordo com ABTO (2021), o número de transplantes cardíacos aumentou de 166 em 2009 para 378 transplantes em 2019. Embora este aumento seja significativo, este representa apenas um quinto das necessidades de transplante do Brasil. A sobrevida do transplante cardíaco é de até onze anos após o transplante, sendo no que no primeiro ano o paciente tem uma probabilidade de sobrevida de 73% e no décimo primeiro ano tem probabilidade de sobrevida de 51%, como mostra o Gráfico 1.2.

**Gráfico 1.2 – Curva de sobrevivência de Transplante Cardíacos, iniciado em 01/01/2010.**



**Fonte: Associação Brasileira de Transplante de Órgãos, 2021**

A Tabela 1.1 mostra os dados da lista de espera de transplante cardíaco que são divulgados no Relatório Brasileiro de Transplantes (RBT) lançado anualmente pela ABTO dos anos 2015 a 2021. As informações foram pesquisadas e contemplam o número total de pacientes ativos na fila de espera; o número de pacientes pediátricos; o número total de mortes; o número de mortes de pacientes pediátricos e suas porcentagens com o ano de referência e de acordo com os 51 hospitais que realizam transplante de coração em todo o país. Além disso, entre todos os casos de pacientes, não houve nenhum caso relatado de pacientes em fila de espera com um dispositivo de circulação mecânica implantado.

**Tabela 1.1 – Quantidade de pacientes ativos na lista de espera e mortalidade no período de 2015 a 2021, informações adquiridas nos RBT da ABTO.**

Relatório Brasileiro de Transplantes	2021	2020	2019	2018	2017	2016	2015
pacientes ingressantes na lista de espera	670	414	558	450	443	631	435
pacientes ativos na lista de espera	321	275	276	282	255	282	236
pacientes totais	991	689	834	732	698	913	671
total de mortes	136	97	116	132	86	145	145
pacientes pediátricos ativos	56	45	57	48	41	37	49
paciente ingressantes pediátrico	103	54	61	51	56	69	74
Total de pacientes pediátricos	159	99	118	99	97	106	123
mortes pediátricas	22	10	21	23	2	19	20
porcentagem de falecimento na lista de espera Brasil (%)	13,72	14,08	13,91	18,03	12,32	15,88	21,61
porcentagem de mortalidade pediátrico (%)	13,84	10,10	17,80	23,23	2,06	17,92	16,26
média total (%)	15,65						
média pediátrico (%)	14,46						

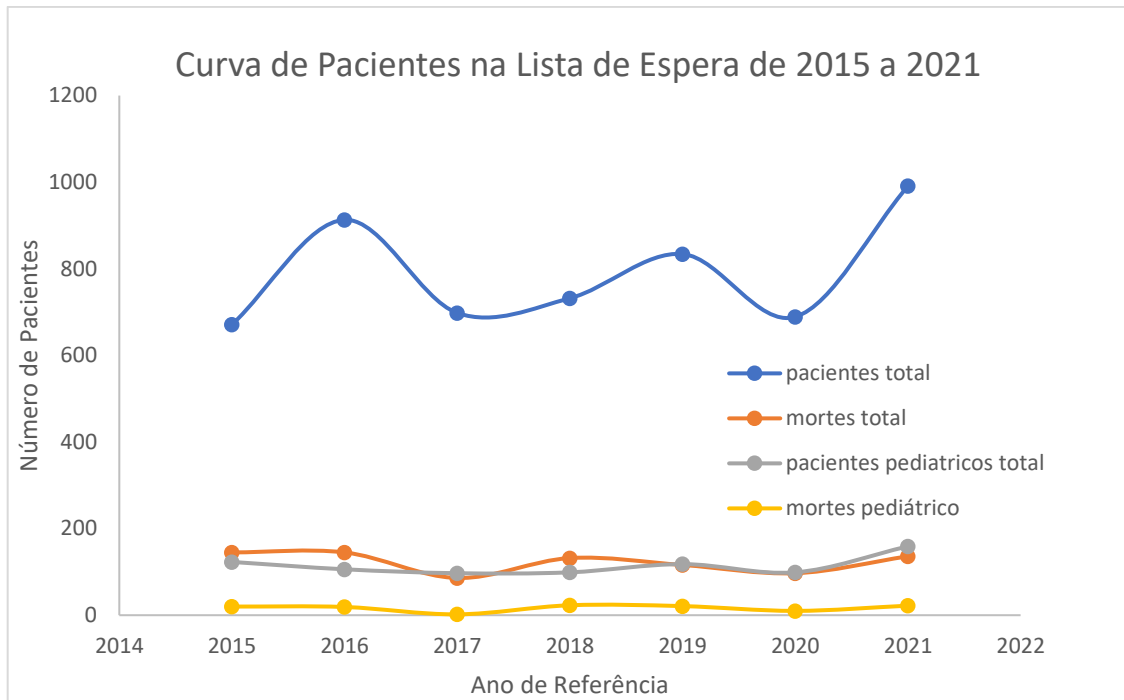
**Fonte: Autor**

O cálculo da porcentagem de mortes foi feito por meio da relação entre a soma dos pacientes ativos na lista de espera com os pacientes ingressantes e as mortes no ano especificado.

O Gráfico 1.3 mostra a curva de pacientes na lista de espera de transplante cardíaco entre os períodos de 2015 a 2021, também mostra a variação do total de mortes e os números de pacientes pediátricos. De acordo com a Tabela 1.1, a média de mortes de pacientes na fila de espera é de 123 mortes por ano, com uma média de 790 pacientes na lista de espera. Portanto, de acordo com a ABTO (2021), o número de pacientes com ICA aumentou nos últimos anos, adicionalmente, o estudo de Oliveira *et al.* (2022) demonstrou que a alto número de mortes foi relacionado a falta de tratamentos de intervenção como o implante de DAV.



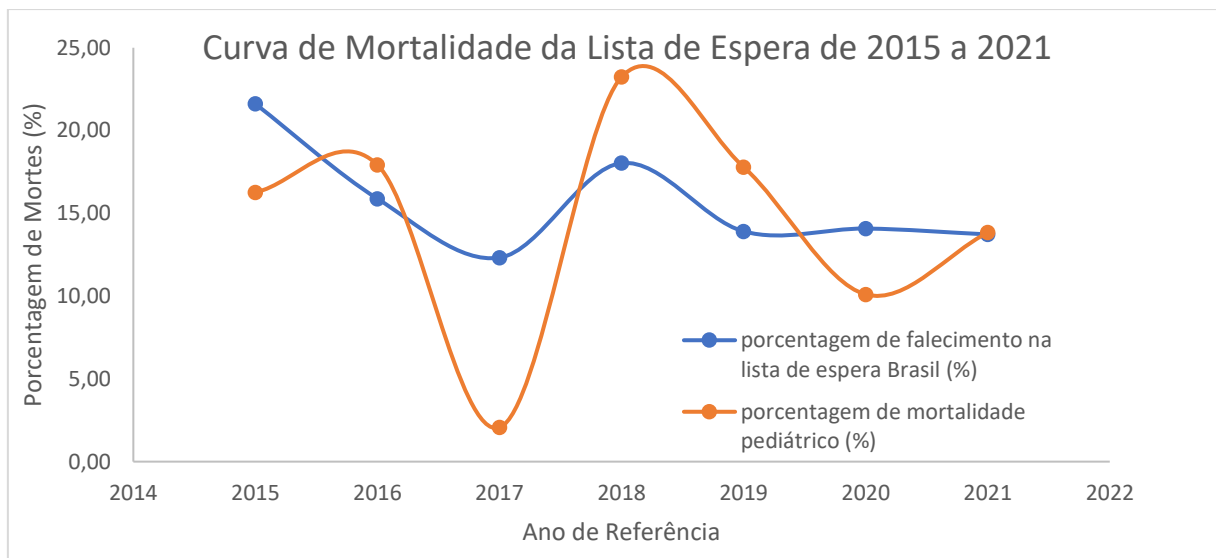
**Gráfico 1.3 – Número de Pacientes Ativos na lista de espera e a mortalidade por ano.**



Fonte: Autor

O Gráfico 1.4 mostra a porcentagem de mortes por ano dos pacientes na fila de espera para o transplante cardíaco.

**Gráfico 1.4 – Curva de Mortalidade da Lista de Espera de 2015 a 2021**



Fonte: Autor

A Tabela 1.2 mostra os dados coletados da Rede de Captação e Transplante de Órgãos (RCTO) ou *Organ Procurement and Transplantation Network (OPTN)* de 2013

a 2020 que coleta as informações de todos os procedimentos dos 147 centros de tratamento e transplante em todo país do Estados Unidos da América (EUA). As informações contêm o número de pacientes na lista de espera por ano, o número de mortes por ano, a quantidade de transplantes cardíacos realizados por ano, os pacientes que utilizam a bomba de sangue implantável para ponte para o transplante, pacientes que utilizam o suporte circulatório para ponte para recuperação.

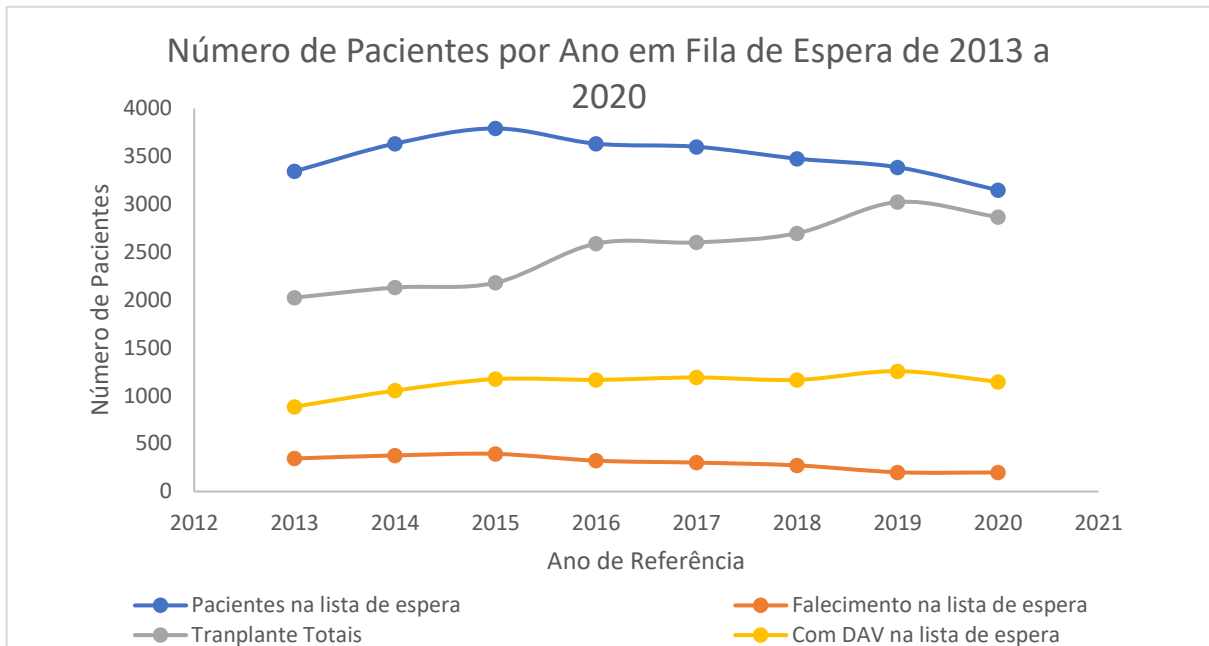
O motivo da pesquisa da Tabela 1.2 foi para estabelecer um comparativo com os dados relacionados com a Tabela 1.1 que possui os dados brasileiros de transplantes de órgãos ao ano.

**Tabela 1.2 – Dados dos Pacientes na Lista de espera do EUA de 2013 a 2020.**

Ano de Referência	2013	2014	2015	2016	2017	2018	2019	2020
Pacientes na lista de espera	3344	3633	3791	3632	3600	3476	3386	3146
Falecimento na lista de espera	345	377	393	322	302	273	201	199
transplante cardíaco (apenas coração)	2025	2130	2180	2589	2601	2697	3022	2866
Transplantes Totais	2143	2269	2330	2764	2820	2967	3066	3234
Com DAV na lista de espera	886	1054	1174	1166	1191	1166	1257	1145
Pacientes com Suporte Circulatório antes do Transplante	1410	1460	1990	2372	2431	2402	2519	2549
com DAVesq	942	1018	1056	1347	1358	1295	1034	1085
Porcentagem de Mortes de Pacientes na Lista de Espera (%)	10,32	10,38	10,37	8,87	8,39	7,85	5,94	6,33

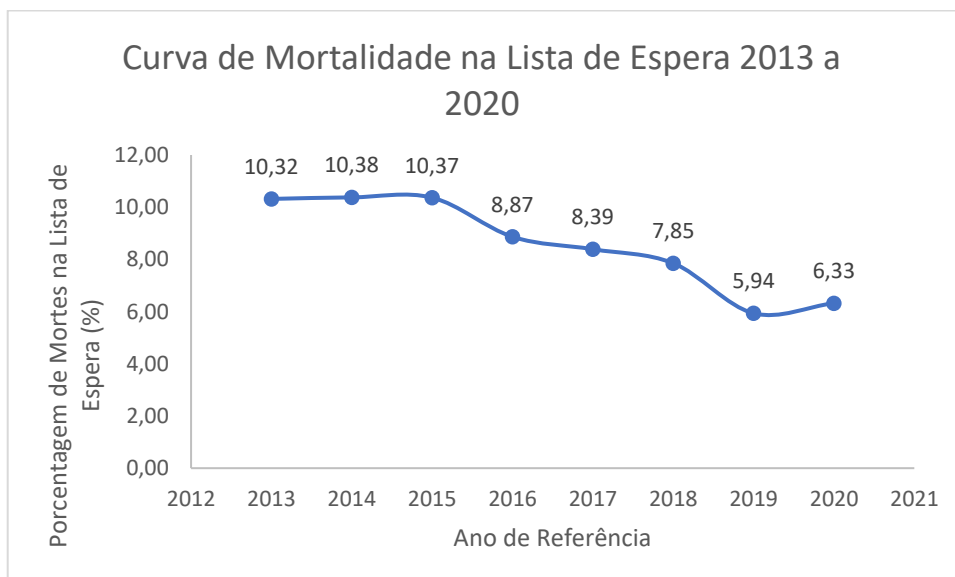
**Fonte: Autor**

Logo, com os dados da Tabela 1.2, foi desenhado o Gráfico 1.5 que mostra o número de pacientes na lista de espera, transplantes totais, pacientes com DAV para ponte para o transplante e pacientes que faleceram na lista de espera.

**Gráfico 1.5 – Número de Pacientes por Ano em Fila de Espera de 2013 a 2020.**

Fonte: Autor

O Gráfico 1.6 mostra a variação do número de mortes na lista de espera para o transplante cardíaco entre os anos de 2013 e 2020, onde se pode ver que houve declínio da porcentagem de mortes em 2016.

**Gráfico 1.6 – Variação da porcentagem da mortalidade na lista de espera**

Fonte: Autor

De acordo com Bakhtiyar *et al.* (2020), a diminuição da mortalidade de pacientes na fila de espera com o passar dos anos é devido ao uso do DAV como ponte de recuperação e como ponte de transplante, logo no início do tratamento, fazendo com que o paciente tenha um aumento de até 70% de sobrevida no primeiro ano na fila de transplante.

No Brasil, de acordo com Ayub-Ferreira e Biselli (2022), a política de suporte mecânico cardiovascular de longo prazo ainda não foi implementada, por três motivos:

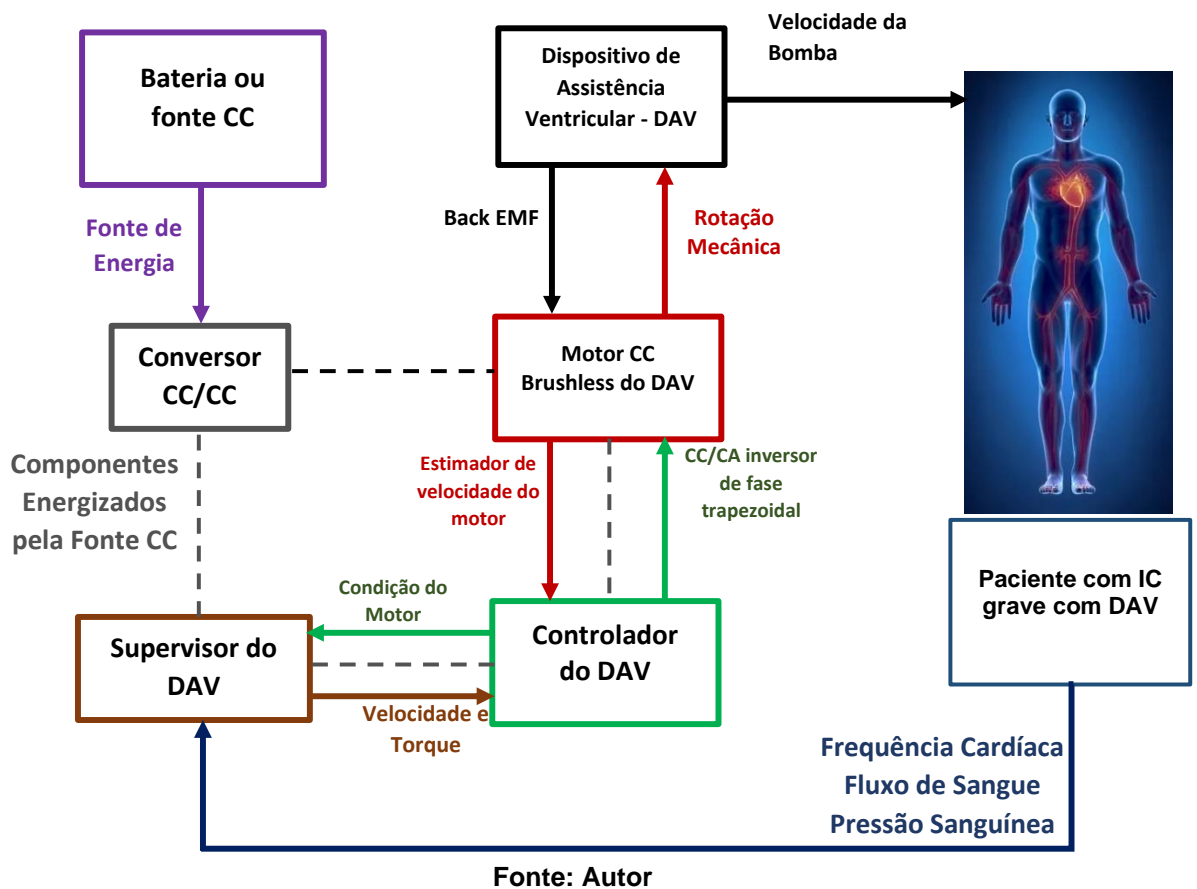
- custos elevados dos dispositivos comercializados;
- ausência de estudos de viabilidade e custo-efetividade dos DAV para pacientes internados em fila de transplante cardíaco;
- interpretação duvidosa sobre a regulamentação no rol de procedimentos elencados pela Agência Nacional de Saúde quanto à cobertura para implantes de DAV, permitindo o questionamento da cobertura por operadoras de saúde.

Porém, há casos de implante de DAV no Brasil sendo que o último caso que se tem relato foi realizado e publicado em Fortaleza – CE em que os dispositivos foram implantados em 16 pacientes com Insuficiência Cardíaca Avançada (ICA) em 2008 e foram monitorados até 2015. No final do procedimento, todos os pacientes apresentaram complicações durante o uso do dispositivo, sendo sangramento a mais frequente. Quanto ao desfecho clínico, dez pacientes foram submetidos ao transplante cardíaco sendo que cinco morreram (Cestari *et al.*, 2018).

### **1.1 Dispositivos de Assistência Ventricular (DAV)**

Os Dispositivos de Assistência Ventricular (DAV) são bombas de fluxo de sangue implantadas em pacientes com ICA. Na assistência ventricular esquerda, a entrada do DAV é implantada no ápice do ventrículo esquerdo e a saída é implantada na Aorta. Elas possuem acionamento elétrico que são: um motor *brushless direct current* (BLDC), ou motor sem escovas de corrente contínua, responsável pelo deslocamento do rotor da bomba de sangue; um controlador do motor que é responsável por comutar e detectar ou estimar a posição e a velocidade do motor; um controle supervisor que mede a condição do paciente e a condição da bomba (motor); e um sistema de alimentação feito por baterias e fonte de energia elétrica externa (Nishida e Souza, 2021), conforme mostrado na Figura 1.2.

Figura 1.2 – Esquemático de um DAV.



Com base na Figura 1.2, o DAV funciona através do acionamento do motor BLDC que gera a velocidade de rotação do rotor e este último é responsável pelo fluxo e pressão necessários para que o paciente tenha o suprimento suficiente de sangue no corpo através do implante. Porém, como o fluxo e a pressão arterial do corpo humano não apresentam comportamento linear, é necessário o uso de técnicas avançadas de controle para que a bomba tenha uma resposta satisfatória. Por esse motivo, as variáveis analisadas (fluxo e pressão arterial) são analisadas pelo sistema supervisor do DAV, que também recebe do controlador do motor BLDC as variáveis como a corrente e a tensão elétrica, a velocidade, o torque, a posição do rotor em relação ao estator e a tensão. No caso do controlador do motor BLDC, ele é responsável por comutar as fases do motor com sinais de tensão trapezoidal de acordo com comandos fornecidos pelo sistema supervisor (Nishida e Souza, 2021). Além disso, de acordo com Leão (2015), o controlador pode usar estimadores por meio de tensão e corrente para aferir a velocidade da bomba e a posição do rotor para

gerar a rotação mecânica de modo a aumentar o fluxo sanguíneo solicitado segundo as condições pré-estabelecidas que são frequência cardíaca, pressão arterial, fluxo sanguíneo.

De acordo com Fonseca *et al.* (2012), o controle de rotação em DAV de fluxo contínuo implantados na posição ápico-aórtica devem possuir alguns requisitos importantes:

- necessita que sua rotação seja controlada de modo a não ser muito elevada para garantir o funcionamento correto das válvulas cardíacas;
- ter uma rotação mínima para que não ocorra fluxo reverso na bomba de sangue;
- o nível de assistência deve ser ajustado para que nunca ocorra o esvaziamento completo do ventrículo;

Assim, o atuador eletromecânico deve fornecer torque suficiente para gerar a perfusão adequada e com um projeto que não ocorra danos aos elementos biológicos do sangue como a hemólise, trombogenicidade ou desnaturação das hemácias (Pohlmann, 2011).

Logo, a evolução do DAV de acionamento eletromecânico é influenciada pelo avanço tecnológico dos motores elétricos que são projetados para atingir as necessidades mecânicas e biológicas da bomba de sangue (Nishida e Souza, 2021).

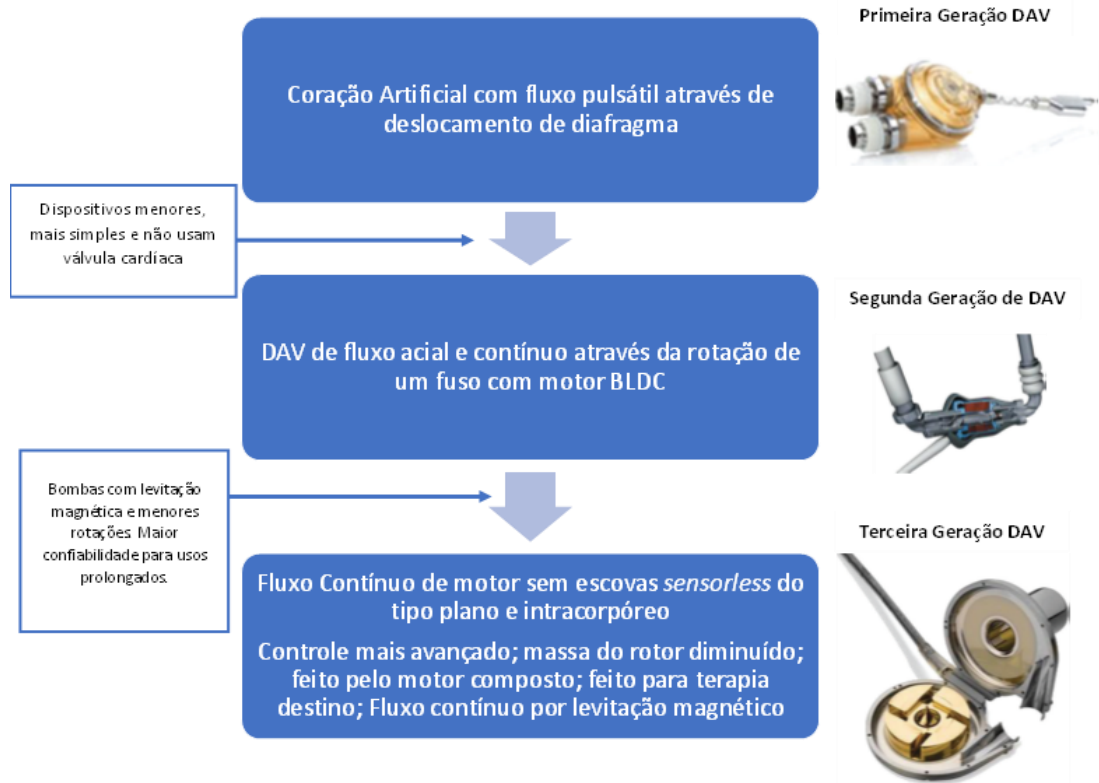
Assim, conforme mostrado na Figura 1.3, existem as três gerações de DAV de acordo com Leão (2017), evidenciando a evolução dos atuadores e seus sistemas de acionamento:

- (a) A primeira geração de bombas de sangue são de fluxo pulsátil e fornecem um fluxo fisiológico semelhante ao do coração humano, geralmente são dispositivos do tipo deslocamento de volume que incorporam diafragmas acionados pneumaticamente ou eletromecanicamente (Leão, 2017). Ainda nessa geração houve a aplicação de bombas de fluxo pulsátil com motor BLDC como o Coração Artificial Auxiliar feito por Andrade (1998) ou a Lionheart LVD – 2000 (Arrow International, Reading, PA) explicado por Mehta (2001). O deslocamento linear do parafuso de roletes resulta na movimentação do diafragma em contato com o sangue dentro da câmara de bombeamento, duas válvulas mecânicas bifolhetos unidirecionais são instaladas na entrada e na saída da câmara de bombeamento, configurado como um ventrículo

artificial, ou com duas câmaras de bombeamento, configurado como coração artificial (Andrade, 1999).

- (b) A segunda geração do DAV, de acordo com Neto *et al.* (2020), possui um motor BLDC e um rotor que gera um fluxo axial que pode atingir altas rotações, além disso, a configuração possui uma guia estacionária para a suspensão do rotor possibilitando a formação de trombo e áreas de recirculação ou estagnação. Finalmente, de acordo com Timms (2011), devido à combinação de uma alta velocidade de rotação e do atrito da guia resulta que a vida útil das bombas de fluxo axial é abaixo de cinco anos.
- (c) A terceira geração de bombas de sangue que são bombas centrífugas, como por exemplo a Heartmate III que possui mancais magnéticos evitando o contato do rotor com as paredes internas da bomba, minimizando a hemólise do sangue. O motor de acordo com Schoeb *et al.* (2000) deve criar a levitação magnética do rotor, controlar sua velocidade e desenvolver o bombeamento do sangue ao mesmo tempo, portanto a tecnologia do motor deste DAV, de acordo com Loree *et al.* (2001), incorpora uma tecnologia de mancais sem contato e consiste no rotor com ímãs passivos para acionamento e levitação, utilizando o estator como meio de acionamento, a levitação é controlada por sensores hall/distância e microcontrolador. Um outro exemplo é a Heartware (Medtronic, Irlanda) que utiliza a tecnologia de levitação híbrida, essa técnica usa o fluxo do sangue que passa pelo rotor e a levitação magnética do campo magnético girante do estator para manter o mancal do DAV centralizado, minimizando a hemólise (Chatterjee *et al.*, 2018). A aplicação de bombas de sangue rotativas com rotores levitados magneticamente, ao contrário de bombas com mancais mecânicos (como nas versões anteriores), melhora a viabilidade de implantação desses DAVs por longos períodos como alternativa ao transplante (Feldmann *et al.*, 2018).

**Figura 1.3 – Gerações de DAV e suas evoluções tecnológicas em cada geração.**



Fonte: Autor

## 1.2. Dados da aplicação de DAV em pacientes com ICA

Durante o período de 2010 a 2020, ocorreram cinco fenômenos na área de transplante cardíaco e implante de DAV no mundo. O primeiro fenômeno é a mudança da política de transplante nos Estados Unidos da América (EUA) pela Rede Unida de Compartilhamento de Órgãos (United Network for Organ Sharing – UNOS) que ocorreu em outubro de 2018 e dificultou o implante de DAV em pacientes com ICA para terapia destino favorecendo os dispositivos de assistência circulatória temporária, fazendo com que os investimentos em pesquisa sobre suporte mecânico de longo prazo fossem afetados (Kilic, 2020).

O segundo fenômeno foram os resultados dos relatórios dos ensaios clínicos do DAV da terceira geração que mostram uma redução significativa de trombose, sangramento gastrointestinais, infarte e mortalidade em relação a bomba de sangue da geração anterior (Mehra, 2019).

O terceiro fenômeno foi a retirada do DAV chamado Heartware (Medtronic, Irlanda) do mercado global no dia 03 de junho de 2021 devido a problemas de reinicialização

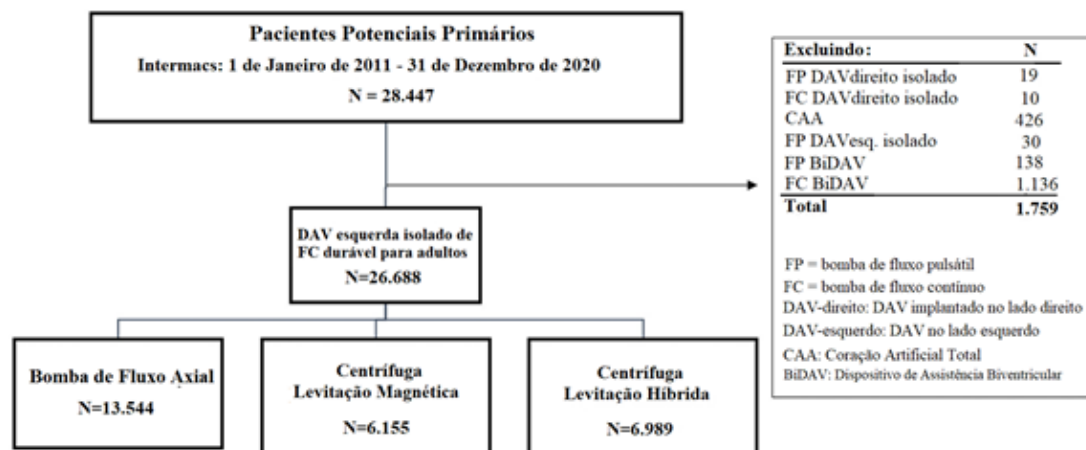


da bomba de sangue, risco de problemas neurológicos e aumento da mortalidade de acordo com o tempo de uso do dispositivo (U.S. Food and Drug Administration, 2022). O quarto fenômeno é o impacto da pandemia da COVID-19 que afetou o tratamento dos pacientes e dificultou o monitoramento destes e, conseqüentemente, aumentou o número de hospitalizações e o risco da mortalidade na pandemia (Yonas, 2020).

Finalmente, o quinto fenômeno é a redução do número de cirurgias cardíacas (quase 50%) durante a pandemia e um aumento da mortalidade após a cirurgia sem readmissão devido à dificuldade de os pacientes conseguirem vaga nos hospitais (Woolf, 2020).

Em 2021, o vigésimo relatório do Registro Interinstitucional para Suporte Circulatório Mecanicamente Assistido (Interagency Registry for Mechanically Assisted Circulatory Support – INTERMACS), feito por Shah *et al.* (2022), que tem como objetivo o estudo da readmissão dos pacientes que tem implantes de DAV no lado esquerdo do coração, mostrou a evolução de 26.668 pacientes com implantes de DAV durante a última década, de 2011 até 2020. A Figura 1.4 mostra um resumo desse estudo mostrando o número total de pacientes, o tipo de implantes utilizados e quais pessoas foram aceitas no estudo, totalizando 26.668 pacientes.

**Figura 1.4 – Diagrama do estudo de readmissões de pacientes com bombas de sangue do tipo centrífuga.**

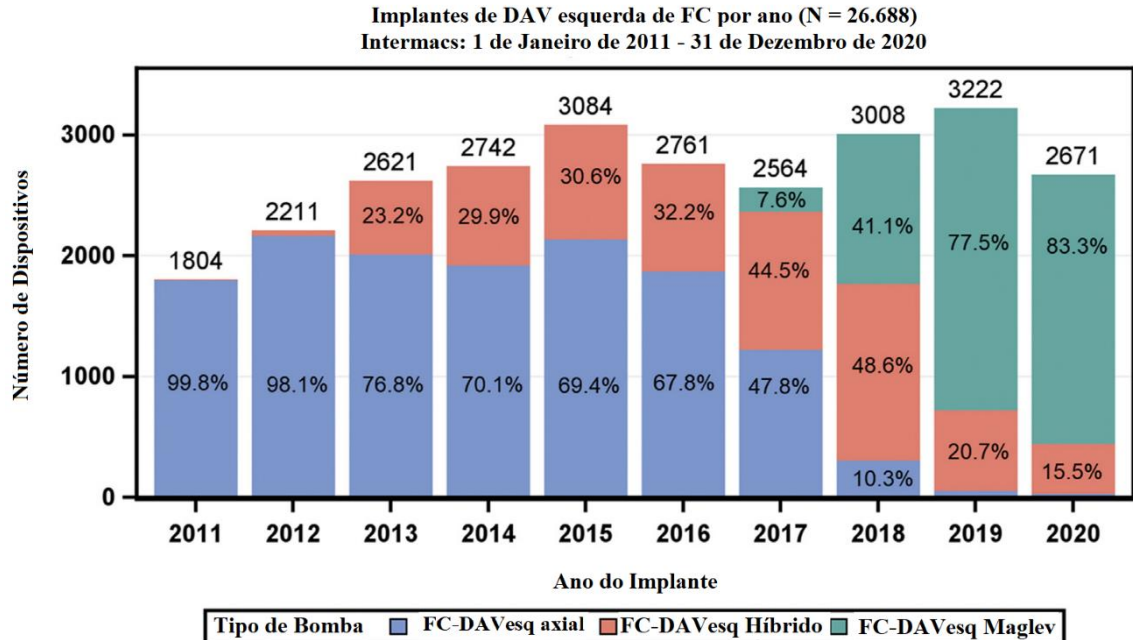


Fonte: Shah *et al.*, 2021 adaptado

O Gráfico 1.7 mostra o número de dispositivos implantados e os tipos de dispositivos durante o período especificado, devido aos resultados positivos é possível observar que em quase a totalidade do ano de 2011 foi implantado DAV do tipo fluxo axial, porém com o decorrer dos anos o DAV de fluxo axial perdeu espaço para outros tipos

de DAV (Mehra *et al.*, 2019), atualmente, o dispositivo mais usado é o DAV esquerdo da terceira geração do tipo levitação magnética. (Shah *et al.*, 2021).

**Gráfico 1.7 – Gráfico do número de dispositivos implantados e seus tipos por ano pelo período de 2011 a 2020.**



Pacientes com DAV esquerdo implantados que foram matriculados por experimentos clínicos dos DAV não estão incluídos

Fonte: Shah *et al.*, 2021 traduzido

O Gráfico 1.8 demonstra o perfil do paciente que recebeu implante de um DAV de acordo com ano do implante, pode-se observar que não houve mudanças progressivas com o perfil do paciente nos últimos nove anos (2011 até 2020). No entanto, como mostrado no Gráfico 1.9. a estratégia do implante de DAV que foi terapia destino (41,2%), ponte para candidatura (36,8%) ou ponte para transplante (22,0%) em 2011, teve mudanças graduais ao longo dos anos, sendo que no ano de 2020 a estratégia de terapia destino se tornou a mais predominante (78,1%),

Gráfico 1.8 – Gráfico mostrando o perfil do paciente com o implante.

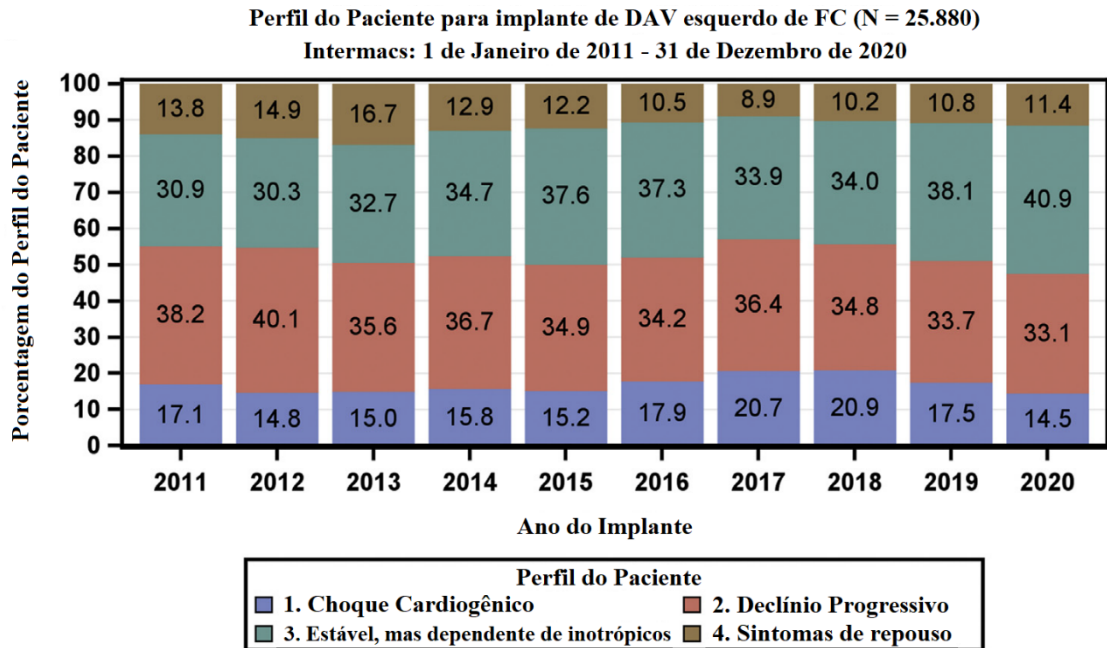
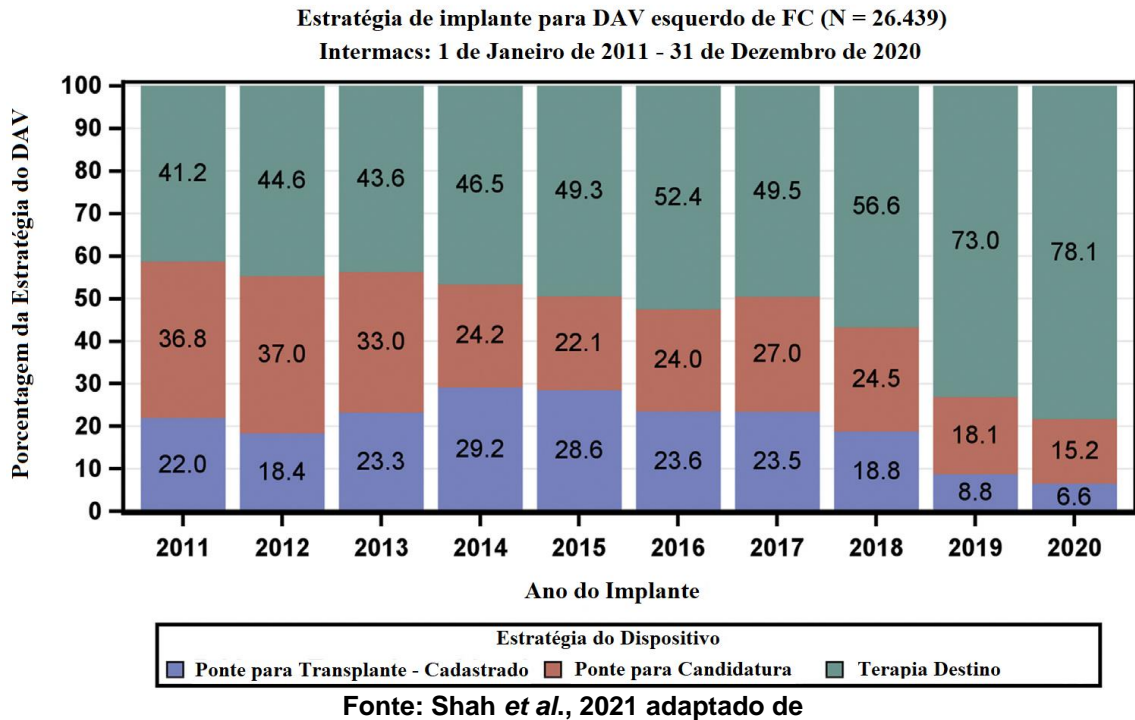


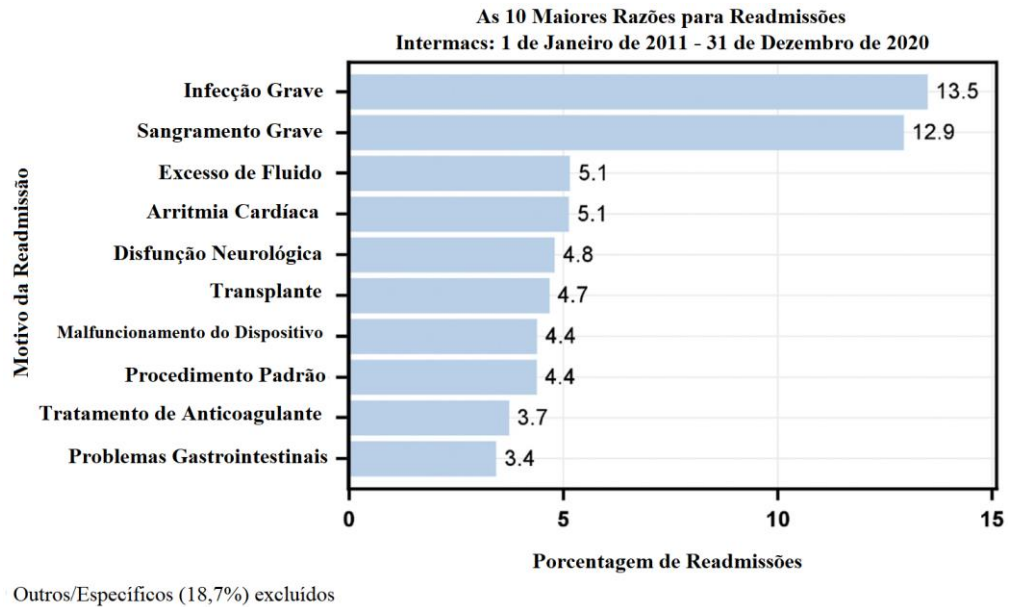
Gráfico 1.9 – Abordagem de estratégias de implante para DAV esquerdo de acordo com os anos entre 2011 e 2020.



Apesar do tratamento de longo prazo ser uma estratégia predominante para implante de DAV, há casos de readmissão hospitalar por infecção e sangramento grave por causa do implante como demonstrado pelo Gráfico 1.10. Apesar do

avanço da tecnologia de DAV, os problemas relacionados aos modelos antigos de DAV são os mesmos (Shah *et al.*, 2021).

**Gráfico 1.10 – Gráfico mostrando as 10 maiores razões para readmissões hospitalares entre 2011 e 2020.**

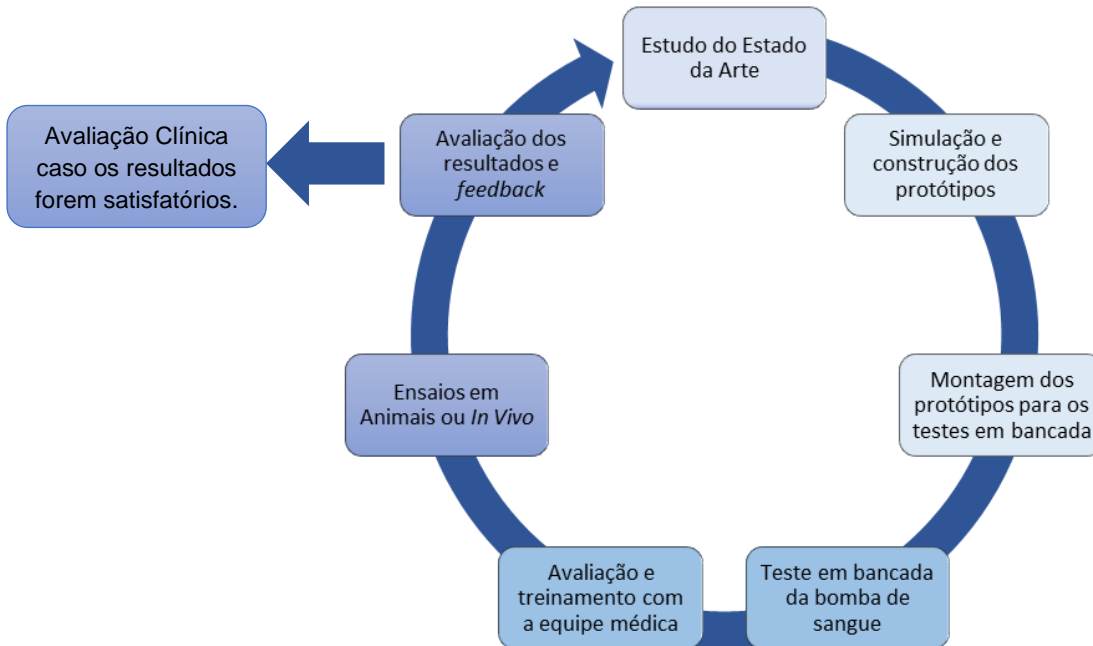


Fonte: Shah *et al.*, 2021, traduzido

### 1.3. Projeto e aplicações de Motores *Brushless* em DAV

Pelo que já foi visto, o DAV é um equipamento de alta complexidade tecnológica que necessita passar por várias fases e testes para começar a ser implantado em humanos, em linhas gerais, um projeto desse porte tem como um fluxo de desenvolvimento específico. A Figura 1.5 que demonstra as fases de um projeto de DAV (Nishida e Souza, 2021).

**Figura 1.5 – Ciclo de fases de projetos do DAV.**



**Fonte: Autor**

A primeira etapa, que é o estudo do estado da arte, implica quais são as tecnologias mais atualizadas do mundo e o acesso a essa mesma tecnologia. A segunda etapa consiste na simulação e construção de protótipos de motores e carcaças de bombas para realização dos testes de bancada. A terceira etapa é a fase em que começam os testes de bancada, e os projetos das equipes de engenharia se unem para formar o protótipo da bomba de sangue. A quarta etapa é o estudo do comportamento dinâmico do protótipo. A quinta etapa envolve mais ativamente a equipe médica, nessa etapa, os profissionais são treinados para aplicar o dispositivo em testes *in vivo* animal, dispositivos e técnicas cirúrgicas são desenvolvidos. A sexta etapa é a implantação do dispositivo em animais, este experimento é realizado com um tamanho de amostras definido pelos órgãos governamentais responsáveis pela regulamentação na área de saúde. A última etapa é o momento em que os resultados dos testes são discutidos e se mais desenvolvimento e pesquisas são necessários (um novo ciclo) ou os resultados são suficientes para avançar para a avaliação clínica onde o dispositivo é implantado em pacientes cardíacos voluntários (Nishida e Souza, 2021).

O projeto de um atuador e do sistema de acionamento para uma bomba de sangue necessita de aspectos como confiabilidade, eficiência e pequenas dimensões para se

configurar como um dispositivo implantável, então, o motor elétrico BLDC se torna naturalmente como a melhor solução para acionar o rotor da bomba. O motivo é que o rotor não deve estar em contato com o atuador, minimizando problemas de danos aos componentes do sangue (Horikawa *et al.*, 2002).

De acordo com Fenercioglu (2016) o atuador de uma bomba de sangue utiliza, geralmente, motores BLDC de fluxo magnético radial. Na construção do atuador, os ímãs permanentes são incorporados nos impulsores da bomba.

Há outros casos como Neethu, Shinoy e Shajilal (2010) que projetaram um atuador de configuração axial onde o estator é um platô para a bomba de sangue e avaliaram as melhores formas para obter o maior rendimento. Ou Pohlmann (2013) que melhorou o motor axial através do material ferromagnético para obter uma confiabilidade maior para a bomba de sangue.

Não há uma configuração específica para cada bomba de sangue, mas há formas de testar e simular os atuadores de forma computacional ou fisicamente. Uma forma de teste foi realizada por Horikawa *et al.* (2002) que avaliou os dois tipos de configuração de motor (radial e axial) para estudar o deslocamento do mancal pelo campo magnético do motor. Ou Wang *et al.* (2020) que estudou o entreferro de uma configuração radial para hemocompatibilidade.

Assim, esse trabalho tem como foco analisar e desenvolver formas de avaliação de atuadores e de sistemas de acionamento de forma que possibilite dados para ensaios de bomba de sangue implantável.

## 2. OBJETIVO

O objetivo desta tese é desenvolver uma metodologia para estudo e caracterização de motores BLDC para aplicação em DAV totalmente implantável.

### 2.1 Objetivos Específicos

- Simular o motor radial apresentado em Silva (2016) para bombas de sangue
- Montar um protótipo para caracterização e ensaios *in vitro*
- Realizar ensaios para adquirir características do motor que são relevantes para o desenvolvimento de motores elétricos específicos para DAV.

### 3. MOTORES ELÉTRICOS SEM ESCOVAS DE CORRENTE CONTÍNUA (SECC) OU *BRUSHLESS DIRECT CURRENT* (BLDC)

Motores do tipo sem escovas de corrente contínua ou *Brushless Direct Current motors* (BLDC) são máquinas eletromecânicas síncronas conhecidas pelo seu *design* compacto, simplicidade e durabilidade em comparação com os motores com escovas. Eles operam em uma ampla faixa de velocidades, com ou sem carga. Possuem rotor interno com baixo momento de inércia, o que permite acelerar, desacelerar e inverter o sentido de rotação rapidamente (Hendershot Jr., 2010).

Esse dispositivo eletromagnético possui uma relação linear entre corrente e torque, tensão e velocidade de rotação e possui um sistema de comutação controlado eletronicamente, ao invés de ter uma comutação mecânica, típica dos motores escovados (Fonseca, 2008).

Os motores BLDC têm muitas vantagens em relação aos motores CC escovados e a motores de indução, como: alta velocidade de rotação mantendo sem perda de torque; alta resposta dinâmica; alta eficiência e confiabilidade; longa vida útil (sem erosão da escova); operação silenciosa; faixas de velocidade mais altas e redução de interferência eletromagnética (IEM) que são ruídos de origem eletromagnética de diferentes frequências e atrapalham a detecção do campo induzido da máquina elétrica e o aterramento. Além disso, a relação entre o torque entregue e o tamanho do motor é maior, tornando-o útil em aplicações onde espaço e peso são fatores críticos, especialmente em aplicações médicas (Nishida e Souza, 2021).

Outro fator importante é que a alta densidade de potência do motor BLDC pode ser alcançada também com a aplicação de materiais com alta densidade de fluxo magnético. Logo, ímãs de terras raras como Neodímio (Nd), Samário (Sm), misturas Samário Cobalto (SmCo) e a mistura de Neodímio, Ferro e Boro (NdFeB) contribuem na redução do volume e o aumento da eficiência (Gutfleisch *et al.*, 2010).

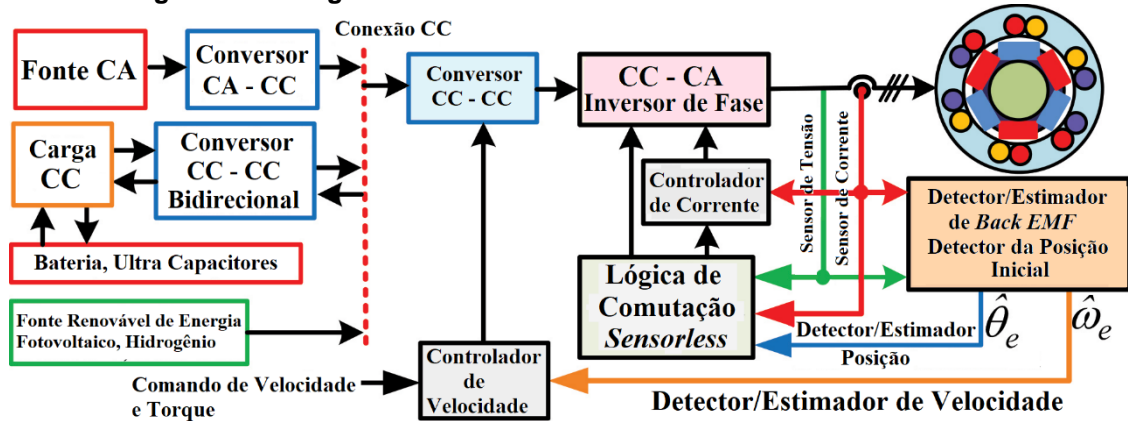
Nas últimas décadas, os motores BLDC é o tema mais pesquisado para aplicações industriais e de transporte. Estima-se que o valor de mercado global em 2025 seja de 15,2 bilhões de dólares (Mohanraj, 2022).

O motor BLDC possui um fluxo magnético estático entre o estator e o rotor, fazendo com que ele tenha um fator de potência unitário, assim, o funcionamento da máquina elétrica envolve mais a parte eletrônica do que a mecânica, tornando-o mais simples



no *design* físico (Mohanraj, 2022). A parte eletrônica pode ser observada na Figura 3.1.

Figura 3.1 – Diagrama do sistema de acionamento de um motor BLDC.



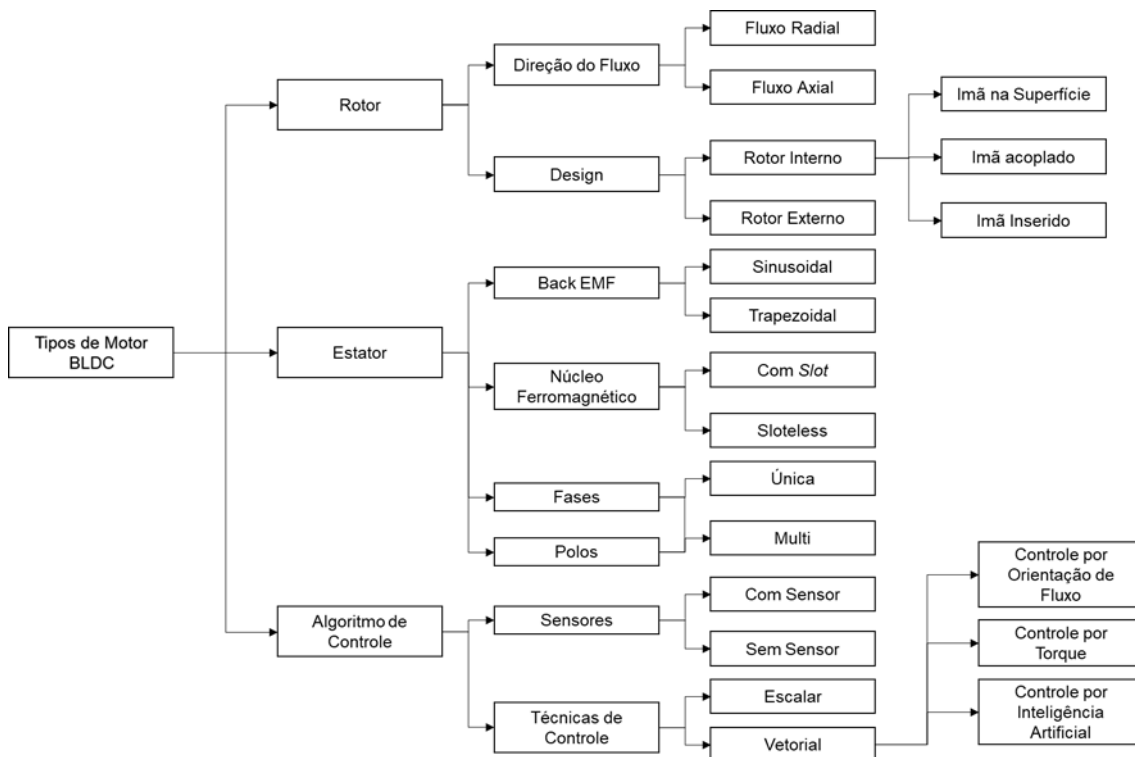
Fonte: Soni, 2020, traduzido

A Figura 3.1 representa o acionamento do motor BLDC em formato de diagrama de blocos, dividindo em duas partes pela linha pontilhada denominada “conexão CC”, sendo que a primeira parte representa a alimentação da máquina elétrica por três formas diferentes: a primeira maneira é utilizar uma fonte elétrica de corrente alternada (CA) e transformar para uma fonte de corrente contínua (CC); a segunda forma é a utilização de baterias ou outras formas de armazenamento de carga para alimentar o atuador; a terceira forma é a aplicação de fontes de energia para energizar a configuração do motor elétrico (Soni, 2020).

A segunda parte é a estrutura eletrônica e eletromecânica do motor elétrico que é constituída por um inversor de fase de tensão ou de corrente, responsável pela atuação do dispositivo eletromecânico que é controlada pela resposta da força contra eletromotriz (FCEM) ou *Back Electromotive Force (BEMF)* gerada pela velocidade de rotação do rotor causando uma tensão induzida nos enrolamentos do estator. Esta resposta é detectada via *software* ou adquirida por sensores como *feedback* do controlador de velocidade (Soni, 2020).

Dependendo da proposta do projeto, os motores BLDC podem ser construídos de diversas formas, a Figura 3.2 demonstra um diagrama que apresenta os tipos de máquina elétricas BLDC mais utilizadas.

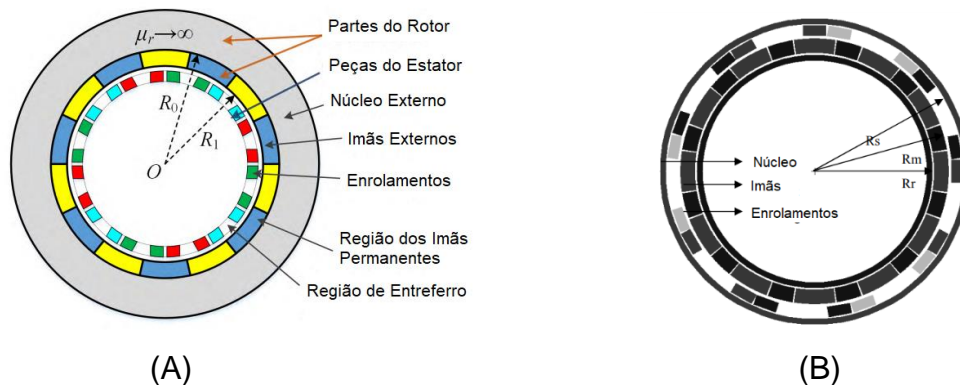
**Figura 3.2 – Diagrama do Tipos de motores BLDC.**



Fonte: Mohanraj *et al.*, 2022, traduzido

A construção do rotor pode ser dividida de acordo com seu *design*, como o trabalho de Nizam, Waloyo e Inayati (2013) que projetaram um motor BLDC para carros elétricos que possui rotor externo. Ou, pelo estudo que trabalha com a configuração com o rotor interno de Praveen *et al.* (2012) que estudou a simulação de um motor com rotor interno a fim de ser utilizado como atuador em naves espaciais, como mostra a Figura 3.3.

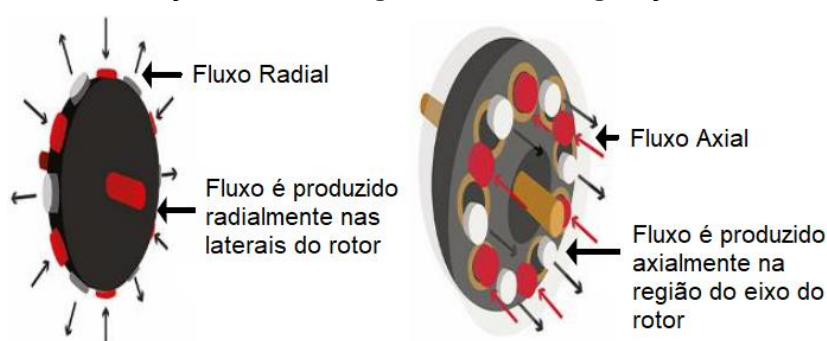
**Figura 3.3 – Desenhos de motor com o rotor externo (A) e com rotor interno (B), ambas são sem ranhuras.**



Fonte: Yang *et al.*, 2018 (A); Praveen *et al.*, 2012 (B)

O posicionamento dos ímãs permanentes pode ser de forma radial ou axial. Um trabalho feito por Yang *et al.* (2018) comparou três geometrias radiais distintas para observar o rendimento e as perdas mecânicas e elétricas. A configuração axial estudada por Sang Ho *et al.* (2006) demonstrou quais as principais características do atuador axial que deve ser considerada em um projeto. Ambas as configurações estão demonstradas pela Figura 3.4.

**Figura 3.4 – Direção do fluxo magnético nas configurações radial e axial.**



**Fonte: Mohanraj *et al.*, 2022, traduzido**

O estator pode ser classificado de acordo com o número de fases, número de polos, forma dos sinais das fases da BEMF ou pela construção do núcleo ferromagnético de Ferrosilício (FeSi). De acordo com Herdershot Jr. (2010) as máquinas podem ter uma única fase para aplicações estáticas, porém para aplicações que envolvem dinâmica pode ser aplicado três, cinco ou mais fases nos enrolamentos do motor para obter um torque e controle mais eficientes. Uma aplicação de multi-fases é apresentada em um estudo feito por Bostanci, Neuschl e Plikat (2015) que projetaram um atuador para carros elétricos e estratégias de enrolamento nas fases e a caracterização do torque de acordo com as diferentes formas de enrolamentos.

De acordo com Herdershot Jr. (2010), a construção do núcleo ferromagnético pode ser feita com ranhuras (slot) ou sem ranhuras (*slotless*). As aplicações de atuadores com ranhuras podem ser baseadas no trabalho de Nizam, Waloyo e Inayati (2013) que simulam o tamanho das ranhuras para se ter o mínimo de vibração pelo torque de engrenagem ou *cogging torque*, porém o projeto do motor deve oferecer o máximo de torque possível, pois o atuador elétrico será utilizado para mover carros elétricos. A aplicação de motores sem ranhuras pode ser encontrada no trabalho de Praveen *et*

*al.* (2012) em que o motor deve ter a maior velocidade possível, porém com a menor vibração.

O estator pode ser classificado pela forma do sinal da BEMF, sendo que os dois tipos de sinais são dependentes da construção dos enrolamentos e da distância entre o estator e o rotor, chamado de entreferro. Comparando o sinal sinusoidal com o trapezoidal, o sinal sinusoidal é mais eficiente, porém requer um circuito eletrônico mais robusto (Mohanraj *et al.*, 2022).

O algoritmo de controle é feito pela aquisição dos sinais da BEMF que pode ser detectada com sensores de posição como sensores Hall ou *Enconders* óticos, verificando a posição do rotor em relação ao estator, fazendo com que a inicialização seja mais suave do que em os outros métodos (Soni, 2020).

Outro tipo de configuração são os acionamentos sem sensores ou *sensorless*. Nesses sistemas existem detectores ou estimadores de velocidade que utilizam a tensão induzida pela BEMF para aferir a velocidade real do motor. Para um controle eficiente, as variáveis de entrada originadas tanto pelo controlador ou pelo atuador não devem ter ruído elétrico, fazendo com que essa configuração aplique sistemas de isolamento de IEM (Soni, 2020).

A técnica de controle *sensorless* pode ser dividida em duas categorias, uma é o controle escalar e a outra técnica é o controle vetorial, ambas categorias possuem diferenças em robustez e eficiência, sendo a escolha do melhor controlador depende do projetista.

A técnica de controle do tipo escalar é o método mais simples para controlar um motor BLDC, onde a relação entre tensão, corrente e frequência é mantida constante dentro de uma faixa de velocidade. O método de controle aplica uma abordagem de malha aberta sem qualquer *feedback* dos parâmetros do motor, portanto isso faz com que seja simples de aplicar e possui baixa demanda de poder computacional do hardware de controle, mas sua simplicidade também traz algumas desvantagens. Uma delas é a instabilidade do sistema de acionamento após exceder uma certa frequência (Perera *et al.*, 2003).

A técnica de controle vetorial utiliza a intensidade e o ângulo do fluxo magnético como referências para realizar um método de controle mais dinâmico do que o controle escalar. Essa técnica divide as correntes do rotor e do estator em vetores fasoriais de eixo direto e eixo de quadratura podendo ser realizado de duas formas tradicionais,

uma é a técnica de controle por orientação de fluxo e a outra é o controle pelo torque do motor (Kronberg, 2012).

A técnica de controle por orientação de fluxo utiliza as correntes dos vetores fasoriais para realizar um torque específico. A vantagem dessa técnica é que o controle das correntes dos vetores possibilita um aumento na eficiência do fornecimento do torque em relação da corrente consumida (Kronberg, 2012).

Outra técnica de controle vetorial é pelo torque do motor, apresentada pela primeira vez por Takahashi e Noguchi (1986) e Depenbrock (1988) onde o método é caracterizado pela simplicidade, bom desempenho e robustez. Ao contrário da técnica de orientação de fluxo, o controle via torque não precisa da posição mecânica do rotor, no entanto para garantir o sentido de rotação correto do atuador é essencial que a posição inicial do rotor seja detectada.

Outro método de controle é através da aplicação de inteligência artificial como Maharajan e Xavier (2019) que utilizou um sistema de inteligência artificial para minimizar as perdas nos sinais trapezoidais.

### **3.1. Projeto de Desenvolvimento de uma Atuador BLDC**

De acordo com Hendershot Jr (2010), o projeto de um atuador BLDC deve possuir sete pontos básicos para desenvolver a melhor máquina elétrica para a aplicação planejada. Esses sete pontos são:

- (a) Redução da massa: De acordo com Ho (2018), uma das características a ser considerada é a redução da massa do motor. Dependendo da finalidade, a massa do motor projetado pode variar, mas um motor com menos peso pode ser usado para várias aplicações. A massa reduzida está muito relacionada com a redução de volume e de potência.
- (b) Máxima eficiência: O projeto de Singh e Kumar (2016) define a importância de projetar o motor com a maior eficiência possível. Isto é alcançado por meio da minimização da ondulação de torque, maior densidade magnética e estabilidade térmica do atuador.
- (c) Custo e benefício: De acordo com Fan e Chen (2013) os motores BLDC funcionam com sistema de acionamento, porém essas unidades podem ser integradas ou comercializadas separadamente e dependendo da opção de

conjunto podem ter um custo muito alto. Portanto, a redução de custos no desenvolvimento do motor deve ser levada em consideração.

- (d) Robustez e detecção de falhas: Na construção de um atuador BLDC, de acordo com Guruvareddiyar e Subathra (2019), é essencial detectar a posição do rotor para gerar a comutação correta nos interruptores de potência. Esses detectores de posição são sensores hall (elementos de detecção de campo magnético), sensores de velocidade e a estimação do fluxo magnético do estator. Em algumas aplicações existe a dificuldade da operação do atuador caso ocorra alguma falha nos sensores de posição. Portanto, é necessário ter um sistema de detecção de falhas adequado e melhorar a tolerância a falhas.
- (e) Estabilidade térmica: De acordo com Kumar, Karthik e Sreenivasulu (2017) outra característica a ser considerada é a estabilidade térmica do atuador, podendo ser melhorada usando materiais de enrolamento com menor resistência, núcleo do estator com baixa relutância magnética e ímã permanente com alta densidade magnética.
- (f) Mínimo ruído: De acordo com Dorrel (2014), a geração de ruído acústico no atuador BLDC é feito pelas forças eletromagnéticas, estrutura do atuador e harmônicas nas fases. A atenuação do ruído pode ser feita pela correção da posição do rotor com o estator e da comutação do chaveamento.
- (g) Minimização das perdas de eficiência no estator por enrolamentos e IEM: De acordo com Asfani *et al.* (2020) quando um motor é acionado por um controlador ocorre a geração de correntes de fuga e variação da tensão nas fases. A variação de tensão desenvolve ruídos nos enrolamentos do estator criando até faíscas. A atenuação é realizada pelo aterramento adequado do dispositivo e filtros de IEM.

Logo, de acordo com Mohanraj *et al.* (2022) é imprescindível em um projeto de atuadores ter um estudo analítico do motor para determinar as características eletromecânicas e uma forma de simulação computacional. Além disso, de acordo com Nargony (2009) e Souza *et al.* (2020), a estratégia de ter uma bancada de caracterização com o atuador montado e ensaios de bancada baseado no ambiente de aplicação da máquina elétrica são necessários. Portanto, pode-se simplificar a construção de um atuador em quatro fases, o que é explicado nas próximas seções.

### 3.1.1 Estudo analítico de um BLDC

De acordo com Nishida e Souza (2021), para desenvolver o projeto de um motor BLDC, é necessário entender o funcionamento da máquina elétrica e demonstrá-lo em métodos quantitativos. Inicialmente é feito o modelo matemático geral do motor e depois são feitos os modelos mais específicos.

De acordo com Gieras (2013), o modelo matemático de um motor BLDC é semelhante ao de um motor corrente contínua (CC) convencional. As equações diferenciais que caracterizam o motor BLDC podem ser derivadas pela equação 1 que representa a somatória das tensões de uma máquina elétrica e pela equação 2 que representa a tensão induzida do estator feita pela rotação dos ímãs permanentes:

$$V = i * R + L * \frac{di}{dt} + BEMF \quad (1)$$

$$BEMF = Ke * \omega \quad (2)$$

Sendo,

V - Tensão do motor de corrente contínua em Volts (V)

i - Corrente em Amperes (A)

L - Indutância de fase em Henry (H)

R - Resistência de fase em Ohms ( $\Omega$ )

BEMF – Tensão da Força Contra eletromotriz em Volts (V)

Ke - Constante do motor em V.s/rad

$\omega$  - Velocidade do motor em rad/s,

di/dt – Variação da corrente pelo tempo

A equação 1 pode ser reescrita como a equação 3:

$$\frac{di}{dt} = (V - BEMF - i * R) * \frac{1}{L} \quad (3)$$

A relação entre velocidade, torque de origem elétrica e torque de carga pode ser expressa pela equação 4:

$$T = J * \frac{d\omega}{dt} + B * \omega + Tc \quad (4)$$

Sendo,

T - Torque de origem eletromagnética em Newtons por metro (N.m)

J - Momento de inércia em Kg.m<sup>2</sup>

T<sub>c</sub> - Torque de carga

B - Coeficiente de atrito em Kg/ms

Isolando o coeficiente que representa a mudança na velocidade angular ao longo do tempo na equação 4 obtém a equação 5:

$$\frac{d\omega}{dt} = (T - T_c - B * \omega) * \frac{1}{J} \quad (5)$$

De acordo com Gieras (2013), é necessário considerar as tensões de armadura, representadas pela mostradas pela Equação 1 aplicada nas respectivas fases, nesse caso um sistema de três fases, logo teremos as Equações 6, 7 e 8:

$$V_a = R * i_a + L * \frac{dia}{dt} + e_a \quad (6)$$

$$V_b = R * i_b + L * \frac{dib}{dt} + e_b \quad (7)$$

$$V_c = R * i_c + L * \frac{dic}{dt} + e_c \quad (8)$$

Sendo,

V<sub>a</sub>, V<sub>b</sub>, V<sub>c</sub> - Tensão da fase a, fase b e fase c

i<sub>a</sub>, i<sub>b</sub>, i<sub>c</sub> - Corrente da fase a, fase b e fase c

e<sub>a</sub>, e<sub>b</sub>, e<sub>c</sub> - Tensão da força contra eletromotriz da fase a, fase b e fase c

dia/dt – Variação da corrente pelo tempo da fase a

dib/dt - Variação da corrente pelo tempo da fase b

dic/dt – Variação da corrente pelo tempo da fase c

### 3.1.2 Constante da relação entre Tensão e da Velocidade (K<sub>e</sub>)

De acordo com Hendershot Jr (2010), a BEMF das fases A, B e C têm entre si uma diferença de fase de 120 graus sendo que a tensão da BEMF de cada fase pode ser representada pelas equações 9, 10 e 11:



$$ea = Ke * f(\theta e, \omega) \quad (9)$$

$$eb = Ke * f(\theta e + \frac{2\pi}{3}, \omega) \quad (10)$$

$$ec = Ke * f(\theta e + \frac{4\pi}{3}, \omega) \quad (11)$$

Onde,

Ke – Constante elétrica do motor BLDC de tensão/frequência (V\*s/rad)

f (θ, ω) - frequência angular do motor em função da velocidade e posição inicial em graus elétricos em Hertz (Hz)

O torque total pode ser definido como a equação 12:

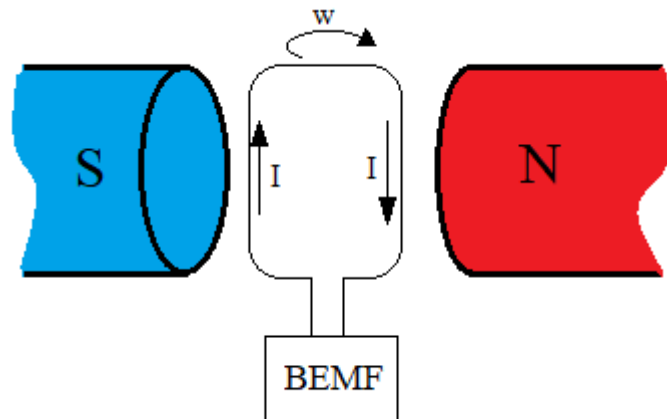
$$T = \frac{P}{\omega} = \frac{(ea*ia+eb*ib+ec*ic)}{\omega} \quad (12)$$

De acordo com Gieras (2013), os motores BLDC trabalham com constantes que representam a velocidade e o torque nominais. São quatro as constantes que são utilizadas para calcular a velocidade e o torque do motor. A primeira constante relaciona a tensão da força contra eletromotriz do motor com a velocidade (Ke). A segunda constante relaciona a velocidade da máquina elétrica com a tensão aplicada pela fonte de alimentação (Kv). A terceira constante relaciona o torque com a corrente do motor (Kt). Por último, a quarta relaciona o índice de tamanho do motor com a potência produzida pela resistência das fases do motor (Km).

A constante de tensão pela velocidade (Ke) pode ser calculada usando a dedução matemática de BEMF. Por meio da Lei de Faraday que determina matematicamente que através de um campo magnético que varia ao longo do tempo e que está no centro de uma bobina, surge uma corrente induzida devido ao campo que conseqüentemente gera uma tensão induzida.

A Figura 3.5 demonstra o mesmo fenômeno, só que a variação do campo magnético não ocorre com o movimento dos ímãs permanentes, mas sim com a variação da área do laço em relação ao ângulo do fluxo magnético dos ímãs e o interior dos ímãs.

Figura 3.5 - Esquema da Lei de Faraday.



Fonte: Autor

Para compreender o fenômeno físico que é responsável por gerar a tensão induzida, primeiramente é preciso entender o que está representado na Figura 3.6, a qual mostra a variação do campo magnético em relação ao ângulo da face da espira que é dependente do fluxo magnético que passa entre os polos dos ímãs.

Essa variação da área interna da bobina com o campo magnético é o fluxo magnético; equação 13:

$$\phi = B * A * \cos (\theta) \quad (13)$$

Sendo,

$\Phi$  - O fluxo magnético (Wb)

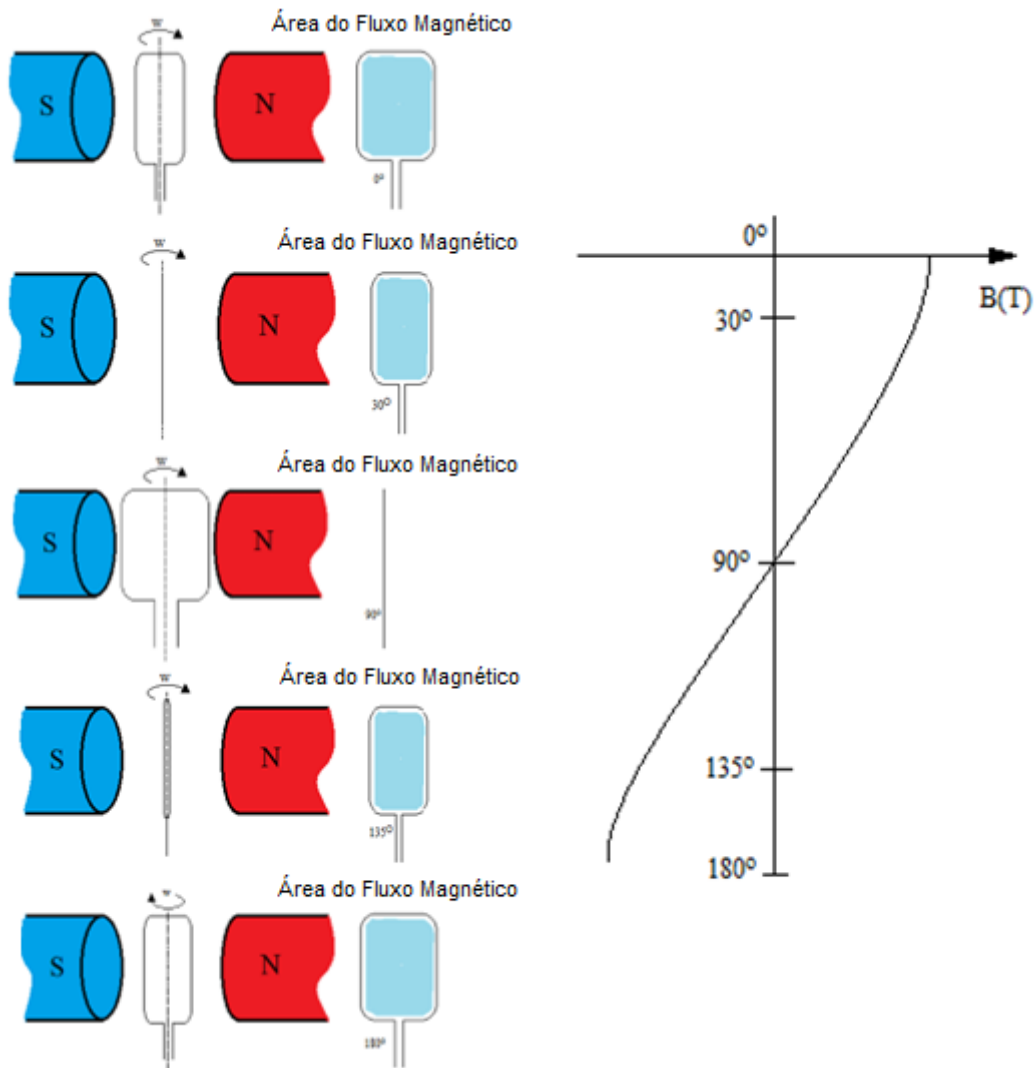
B - O campo magnético total (T)

A - A área total (m<sup>2</sup>)

$\Theta$  - Ângulo do plano da bobina (rad)

Se a variação do campo magnético for afetada pelo ângulo da bobina em relação ao posicionamento do ímã, o comportamento do fluxo magnético será igual a uma onda senoidal deslocada de 90 graus, como mostra a Figura 3.6.

Figura 3.6 – Variação do campo magnético com Ângulo.



Fonte: Autor

De acordo com Hendershot Jr (2010), a tensão da BEMF ocorre quando é aplicado uma velocidade angular ( $\omega$ ) na espira na presença do fluxo magnético. Utilizando a Equação 13 e derivando-a em relação ao tempo, pode-se determinar a tensão da BEMF por meio da variação do fluxo magnético pelo tempo descrita na Equação 14:

$$\epsilon = - \frac{d\phi_m}{dt} \quad (14)$$

Sendo:

$\epsilon$  - Tensão Induzida (V)

$d\phi_m/dt$  – Variação do fluxo magnético pelo tempo

Então, a derivada do fluxo ao longo do tempo é calculada pela substituição do numerador da equação 14 pela equação 13 e a derivada no tempo mostrado na equação 15:

$$\epsilon = \frac{d(B \cdot A \cdot \cos(\theta))}{dt} \quad (15)$$

Como o campo magnético é constante e a área total também, é possível determinar a variação do ângulo pelo tempo através da velocidade angular como mostra as equações 16, 17 e 18:

$$\epsilon = B \cdot A \cdot \frac{d(\cos(\theta))}{dt} \quad (16)$$

$$\epsilon = B \cdot A \cdot (-\omega \cdot \text{sen}(\omega t)) \quad (17)$$

$$\epsilon = -B \cdot A \cdot \omega \cdot \text{sen}(\omega t) \quad (18)$$

De acordo com Hendershot Jr (2010), a equação 18 mostra que a variação da tensão induzida será de forma senoidal e a amplitude do sinal é dependente do campo magnético, da área da bobina e da velocidade do rotor. Tirando a velocidade angular  $\omega$  que é dependente da velocidade de rotação, a relação do campo magnético com a área da bobina é uma constante que está relacionada diretamente com a construção do motor BLDC, assim é possível determinar a primeira constante de construção demonstrada pela equação 19:

$$\frac{\epsilon}{\omega} = -B \cdot A = Ke \quad (19)$$

Sendo,

$\epsilon$  - Tensão Induzida (V)

$\omega$  – Velocidade Angular (rad/s)

A – Área Total da Bobina (m<sup>2</sup>)

Ke – Constante elétrica de tensão/frequência (V\*s/rad)

De acordo com Hendershot Jr (2010) 'possível relacionar as Equações 19 com a

Equação 20:

$$\omega = 2\pi * f \quad (20)$$

Então, substituindo a equação 20 na equação 19, obtemos a equação 21:

$$\frac{\epsilon}{2\pi * f} = -B * A = Ke \quad (21)$$

Então, de acordo com Herdershot Jr (2010), a constante de velocidade será o inverso do Ke, como mostrado na equação 22:

$$Kv = \frac{2\pi f}{\epsilon} \quad (22)$$

Sendo,

Kv – constante de velocidade (rad/V\*s)

E a velocidade máxima do motor BLDC ( $\omega_n$ ) pode ser calculada como a equação 23:

$$\omega_n = Kv * Vcc \quad (23)$$

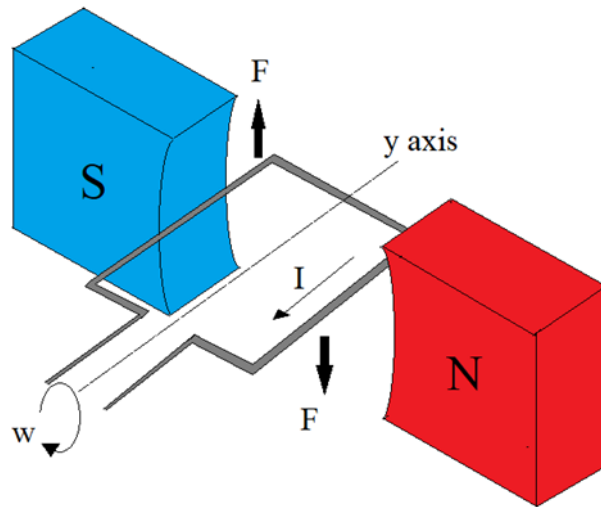
Onde,

Vcc – Tensão da fonte de corrente contínua

### 3.1.3 Constante de Torque (Kt)

Para calcular o Torque ( $\tau$ ) é necessário entender o princípio da força magnética das bobinas e a região de atuação das forças. A Figura 3.7 mostra as forças que atuam na espira. Considerando o eixo y como central, pode-se concluir que existem duas forças no sentido horário da espira.

Figura 3.7 – Conceito da espira com fluxo magnético e o digrama de forças atuante na espira.



Fonte: Autor

Então, de acordo com Hendershot Jr (2010) é possível calcular as forças como a equação 24:

$$F = I * L * B \quad (24)$$

Sendo,

F - Força magnética da espira;

I - Corrente elétrica na espira;

L – Altura do laço;

B - Campo magnético do ímã

Considerando a equação geral de torque apresentada na equação 25:

$$\tau = F * d \quad (25)$$

Sendo,

$\tau$  – Torque (N.m)

F – Força atuante (N)

d – Distância da força e do eixo de referência; (m)

A distância de torque é a metade da largura da espira em relação ao eixo. Assim, substituindo as variáveis da equação 25 na equação 24, tem-se a Equação 26:

$$\tau = 2 * I * L * B * d \quad (26)$$

Usando a Figura 3.7 como referência, a distância do torque pode ser definida pela largura da espira e a velocidade de rotação, resultando a Equação 27:

$$\tau = 2 * I * L * B * \frac{C}{2} * \text{sen}(\omega t) \quad (27)$$

Sendo,

C – Largura da espira

Como a multiplicação da largura da espira (C) pelo comprimento desta (L) equivale a área da espira (A), chega-se à equação 28:

$$\tau = I * B * A * \text{sen}(\omega t) \quad (28)$$

Substituindo a multiplicação B\*A com a equação 21, resulta na Equação 29:

$$\tau = I * \frac{60}{2\pi f} * \epsilon \quad (29)$$

Em um motor BLDC, o torque será máximo quando a corrente do motor for máxima, além disso, o torque depende do número de enrolamentos do estator e da corrente fornecida pela Equação 30:

$$\tau = I * N * B * A * \cos(\theta) \quad (30)$$

Sendo,

N – Número de espiras em uma bobina.

Considerando a equação 28 pode-se dizer que a constante Kt é resultante da equação 31:

$$Kt = \frac{60}{2\pi f} * \epsilon = \frac{60}{2 * \pi} * Ke = \frac{60}{2 * \pi * Kv} \quad (31)$$

Sendo:

Kt – Constante de Torque do motor BLDC (Nm/A)

### 3.1.4. Índice do tamanho do motor (Km)

Outro aspecto demonstrado por Hendershot Jr (2010) foi o índice de tamanho do motor é utilizado para estudar a relação entre a potência dissipada pela resistência das fases em relação ao torque máximo do motor. E pode ser calculado como a equação 32:

$$Km = \frac{\text{Torque}}{\text{raiz}(\text{potencia dissipada})} \quad (32)$$

A potência dissipada (Potd) pode ser calculada multiplicando a resistência de fase pela corrente ao quadrado (Lei de Ohm), equação 33:

$$Potd = I^2 * R \quad (33)$$

Substituindo valores do torque e da potência dissipada resulta na Equação 34:

$$Km = \frac{60}{2 * \pi * Kv * \sqrt{R}} \quad (34)$$

Sendo,

R – Resistencia da Fase ( $\Omega$ ).

A equação 34 mostra que o índice do tamanho do motor é inversamente proporcional ao índice de velocidade Kv.

### 3.1.5. Estudo do Atuador BLDC em simulações computacionais

A requisição de maior precisão nos projetos e análises de máquinas elétricas contribuiu para a popularização de modelos numéricos em análises de campos elétricos e magnéticos e são baseados no estudo da distribuição de campo com as Equações de Maxwell. A solução analítica nesses casos se torna inviável, devido as estruturas geométricas complexas das máquinas elétricas e as características não-lineares dos materiais (Bianchi, 2017).

O método dos elementos finitos é uma teoria que é válida para esses casos, pois permite uma solução no espaço analisado, mesmo com variáveis no tempo e com



materiais não homogêneos. A técnica transforma o espaço analisado em subdomínios elementares, chamados de elementos finitos, onde as equações relacionadas ao espaço estudado são aplicadas em cada um desses subdomínios (Bianchi, 2017).

A análise da distribuição de campo, principalmente na área de eletromagnetismo, possui as principais vantagens como a análise minuciosa de áreas localizadas, a intensidade de campo magnético, saturação e periculosidade da máquina. Os resultados da análise permitem uma boa referência do desempenho do motor elétrico, e reduz o custo de desenvolvimento de protótipos físicos (Bianchi, 2017).

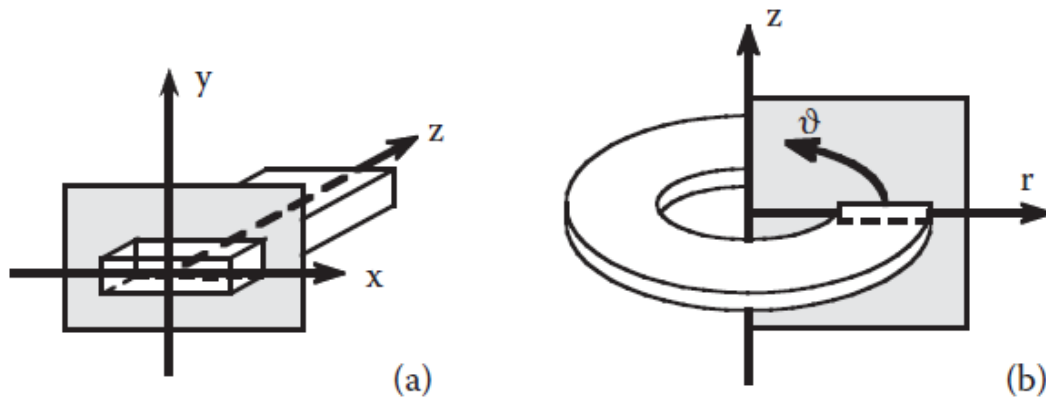
O resultado preciso da simulação depende do dimensionamento da malha de elementos finitos e da uniformidade da divisão dos elementos; entretanto, o aumento dos elementos da malha aumenta o tempo de simulação. Portanto, é necessário estudar o nível de precisão da simulação do motor elétrico com a relação do processo computacional (Bianchi, 2017).

De acordo com Bianchi (2017), a simulação em três dimensões (3D) é mais utilizada no modelo numérico das máquinas elétricas, um exemplo é o trabalho de Souza *et al.* (2020) ou de Neethu, Shinoy e Shajilal (2010) que utilizam simulação em 3D para atuadores axiais que possuem campo magnético unidimensional.

No entanto, a análise de duas dimensões (2D) consegue solucionar geometrias de máquinas elétricas sem exigir muito desempenho computacional. O método de simulação pode ser resumido por dois tipos de simetria:

- (a) Simetria planar ou cartesiana: A atuação magnética é considerada constante em todos os planos  $(x, y)$  em todo o eixo  $z$ . Os efeitos de borda são desconsiderados, Figura 3.8a.
- (b) Simetria axial (polar  $rz$ ): A atuação magnética é considerada constante em todo plano polar  $(r, z)$  através da rotação do eixo  $z$ , Figura 3.8b.

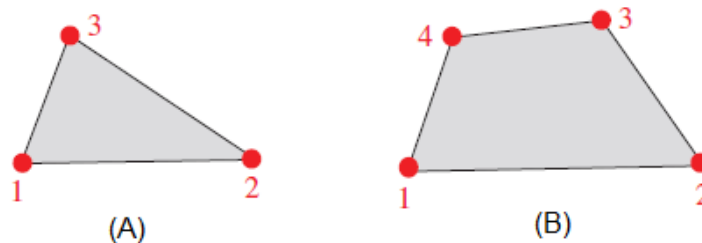
Figura 3.8 – Simetria planar (a) e Simetria axial (b).



Fonte: Bianchi, 2017

Os elementos utilizados para criar a malha que preenche o sólido estudado podem ser de duas formas, triangular e quadrangular como mostra a Figura 3.9. O elemento triangular é o primeiro elemento da ordem usado em modelos numéricos, ele é caracterizado por ter três pontos de interação para interpolação polinomial. O elemento quadrangular possui quatro pontos de interação que permitem mais interações entre os elementos (Koutromanos, 2017).

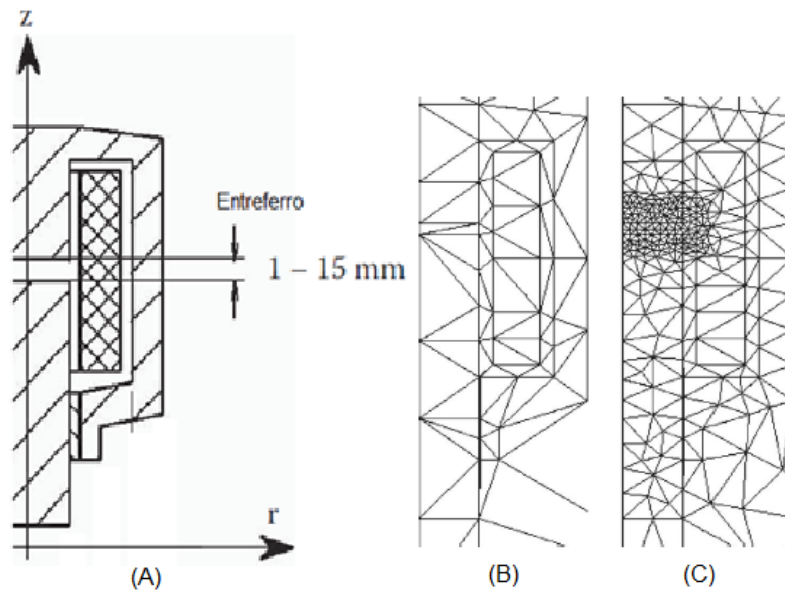
Figura 3.9 – Elementos utilizados na simulação 2D, sendo triangular (A) e quadrangular (B)



Fonte: Koutromanos, 2017

O desenvolvimento da malha de elementos finitos em máquinas elétricas é concentrado nas regiões onde ocorrem os maiores gradientes de campo como regiões de entreferro. A Figura 3.10A mostra um exemplo de sistema que possui um entreferro de 15mm, sendo a Figura 3.10B a malha inicial e Figura 3.10C após o refinamento onde há um maior número de subdomínios nas regiões de entreferro.

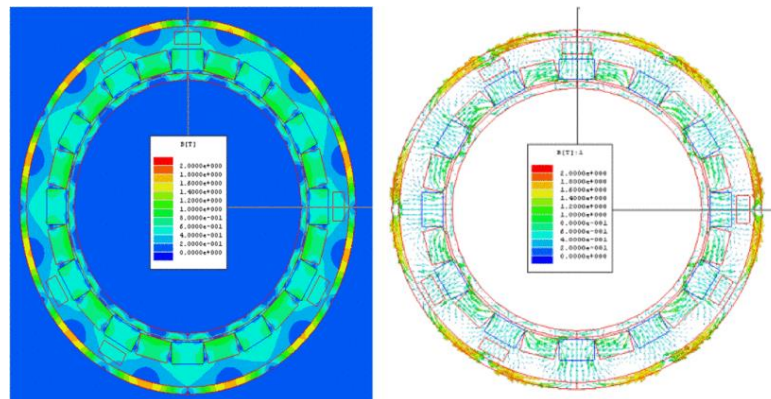
**Figura 3.10 – Desenvolvimento de uma malha de elementos finitos, região que será preenchido (A), malha inicial (B) e malha refinada (C).**



Fonte: Bianchi, 2017

A simulação das malhas determina a intensidade do campo magnético e o fluxo na estrutura, como Praveen *et al.* (2012) que simulou um motor radial e estudou a distribuição do campo magnético no atuador como mostra a Figura 3.11.

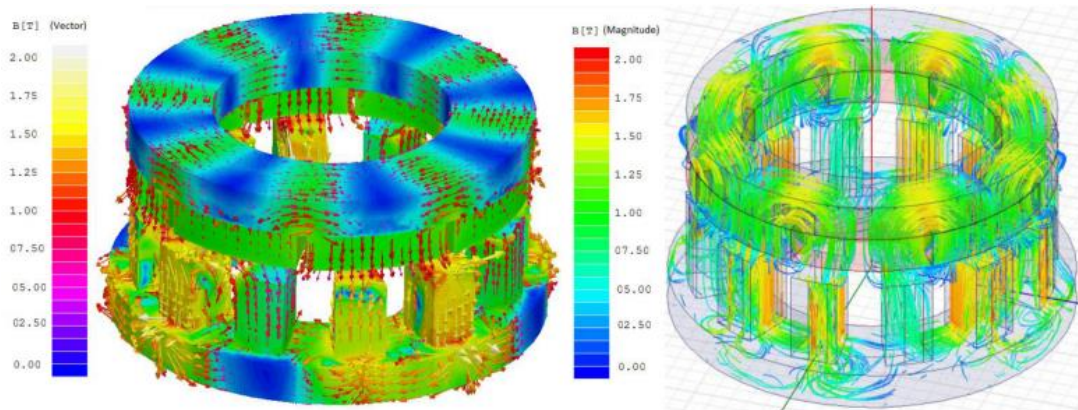
**Figura 3.11 – Simulação do motor radial para aplicações espaciais.**



Fonte: Praveen *et al.*, 2010

Os resultados obtidos da simulação feita por Fenercioglu (2016), Figura 3.12, mostram a distribuição do campo magnético em motores axiais f para funcionar como um atuador de DAV.

**Figura 3.12 – Distribuição do campo magnético.**

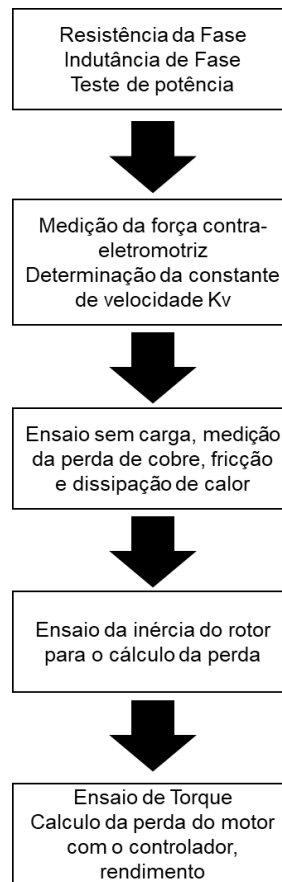


**Fonte: Fenercioglu, 2016**

De acordo com Souza *et al.* (2020), a simulação é necessária para determinar os vetores do campo magnético para estudar o desempenho e o posicionamento dos ímãs em relação aos enrolamentos, descobrindo concentrações de campo magnético que podem levar ao superaquecimento.

### **3.1.6. Testes de bancada de motor BLDC**

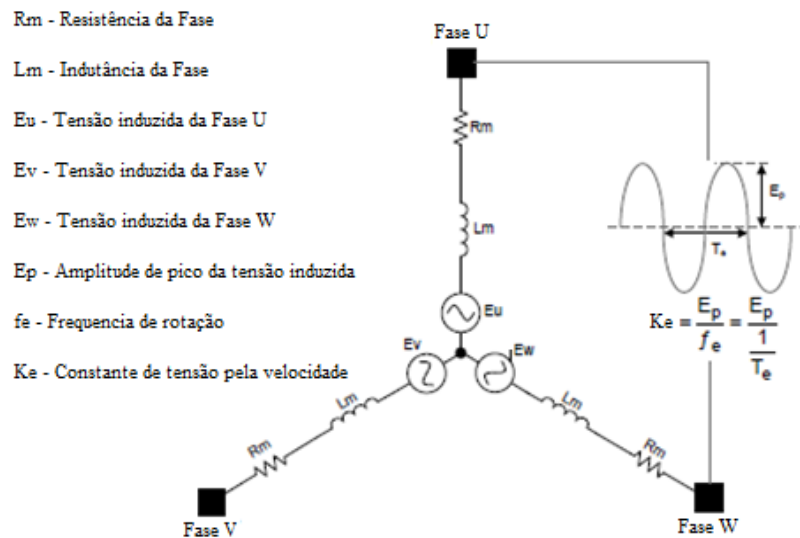
Os testes em bancada de máquinas elétricas possuem o propósito de estabelecer que as características eletromagnéticas estejam válidas de acordo com o projeto e, geralmente, são compostos por um kit de equipamentos eletrônicos e mecânicos q. Nessa seção são explicadas as técnicas para a montagem da bancada e os princípios utilizados para determinar as constantes explicadas na seção 3.1.1 O método para realizar um ensaio de performance de motores BLDC pode ser resumido pela Figura 3.13.

**Figura 3.13 – Sequência de ensaios para motor BLDC**

**Fonte: Nagorny, 2009 traduzido**

A Figura 3.13 apresenta o fluxograma das fases necessárias para determinar o rendimento da máquina elétrica. De acordo com Nagorny (2009), a primeira parte do procedimento é a aquisição das características elétricas da máquina elétrica. Essas características são: a resistência elétrica por fase; a indutância por fase; e a potência total da máquina elétrica. A segunda parte é o cálculo da constante de velocidade através da movimentação do rotor e da tensão induzida das fases, como mostrado em formato de circuito elétrico na Figura 3.14.

**Figura 3.14 – Ensaio para a determinação da constante de velocidade  $K_e$**

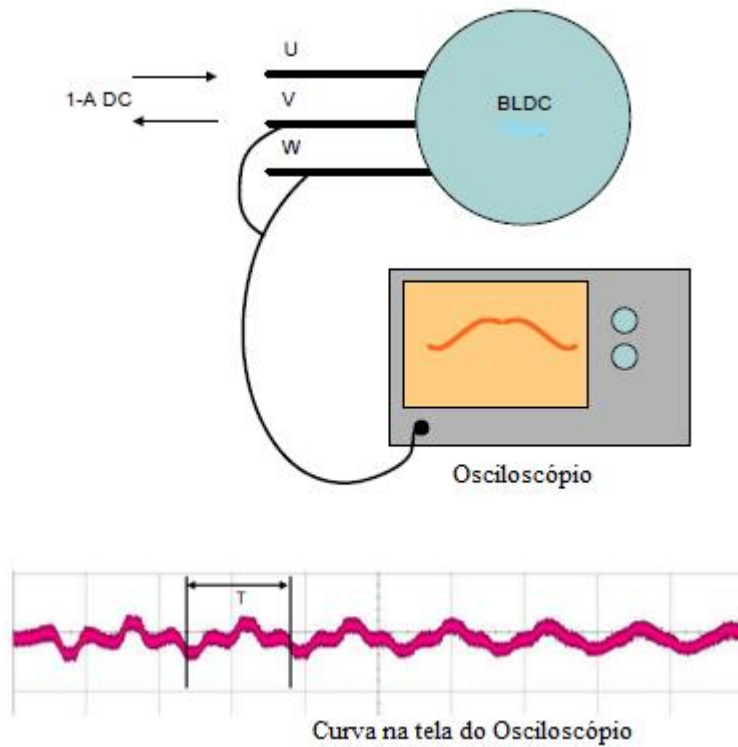


Fonte: Texas Instruments, 2017, adaptado.

A determinação da constante de velocidade é feita pela medição do sinal das fases do motor quando o eixo está em movimento, esse movimento cria a tensão induzida chamada FCEM que tem como característica ser um sinal senoidal que possui frequência e tensão relacionadas a construção das bobinas e a velocidade de rotação do eixo.

O ensaio da inércia do rotor e o ensaio do torque da Figura 3.13 determinam as características dinâmicas do motor, nesse caso, a determinação das perdas por dissipação por calor é calculada de acordo com a Equação 32. A inércia pode ser determinada de acordo com a Figura 3.15. Nesse diagrama esquemático, fornecido pela Texas Instruments (2017) o coeficiente de inércia do motor é determinado pelo tempo em que o rotor leva para retornar à posição inicial quando um par das fases é energizado por uma corrente contínua.

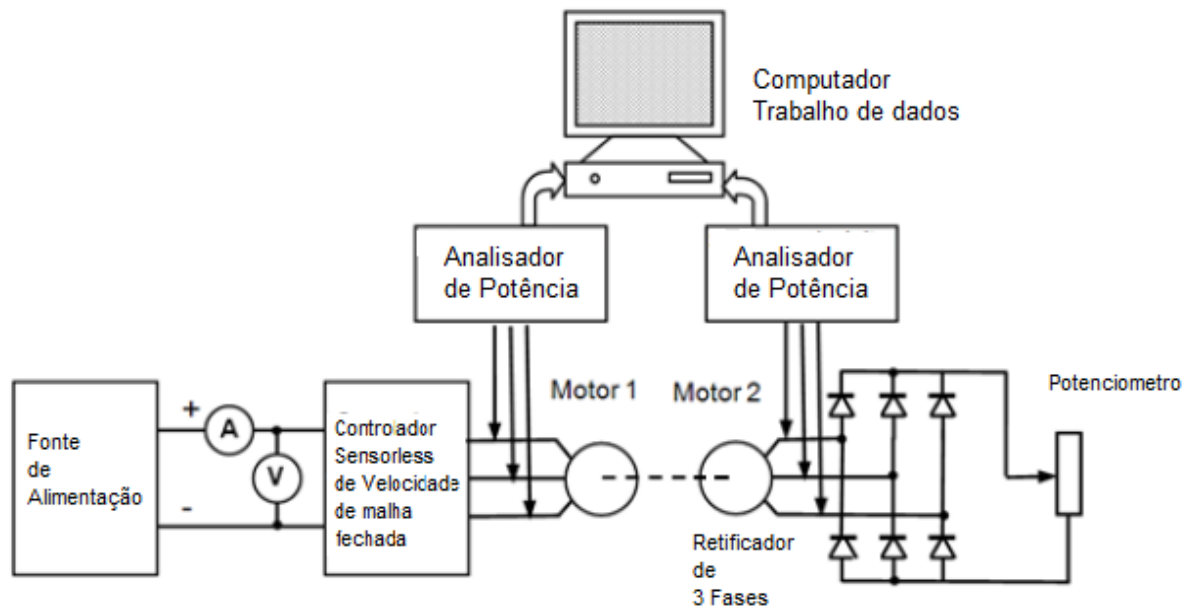
Figura 3.15 - Esquema para a determinação do coeficiente de inércia.



Fonte: Texas Instruments, 2017, adaptado

O ensaio de torque e os estudos da relação entre o motor e o controlador do motor podem ser feitos de acordo com a Figura 3.16. Esse diagrama esquemático mostra como seria uma bancada de testes para motores BLDC em que é necessário um computador para trabalhar os dados adquiridos pelo analisador de potência.

**Figura 3.16 – Esquemático da Bancada de testes para motores BLDC**

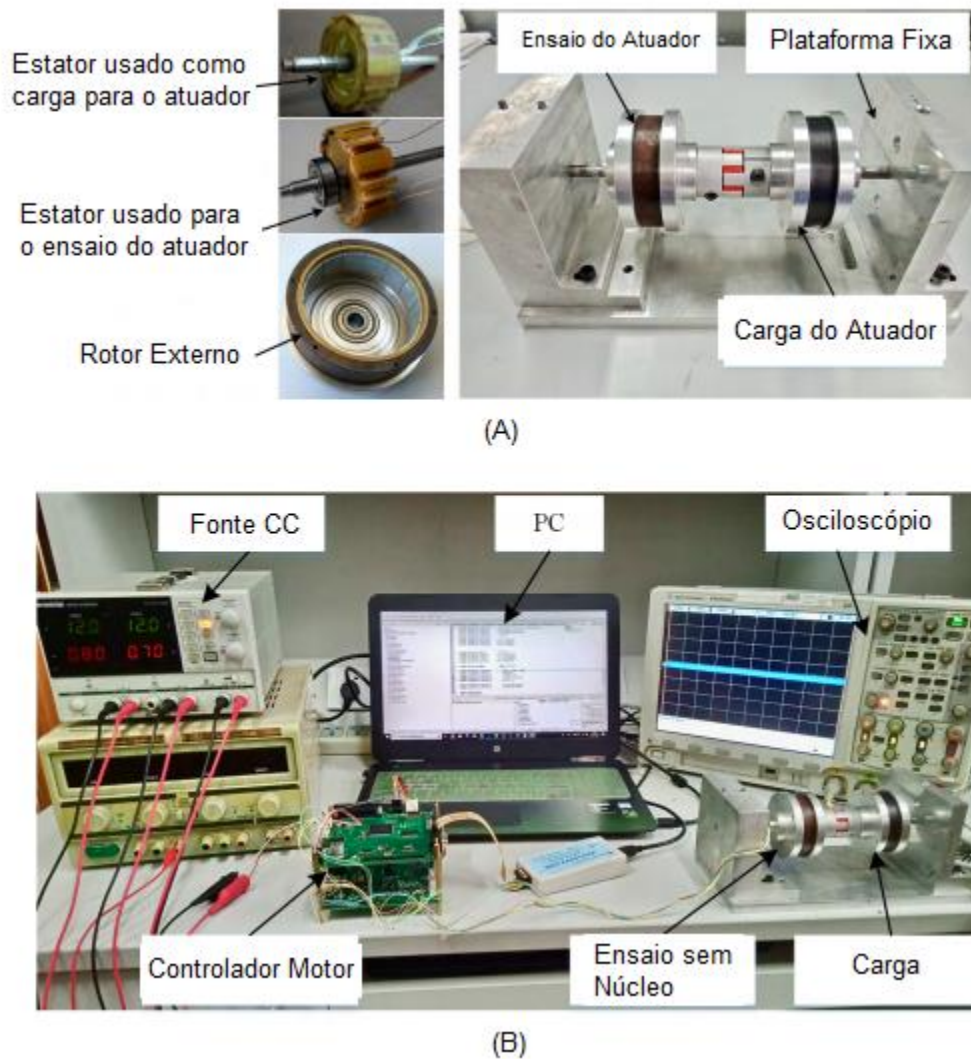


**Fonte: Nargony, 2009 traduzido**

De acordo com Yang *et al.* (2018), a bancada de testes física do motor BLDC é constituída por eixos de guia que seguram o atuador, Figura 3.17A além de uma fonte de alimentação CC, um computador para aquisição e manipulação dos dados, um osciloscópio para aquisição dos dados do motor e um controlador, Figura 3.17B.



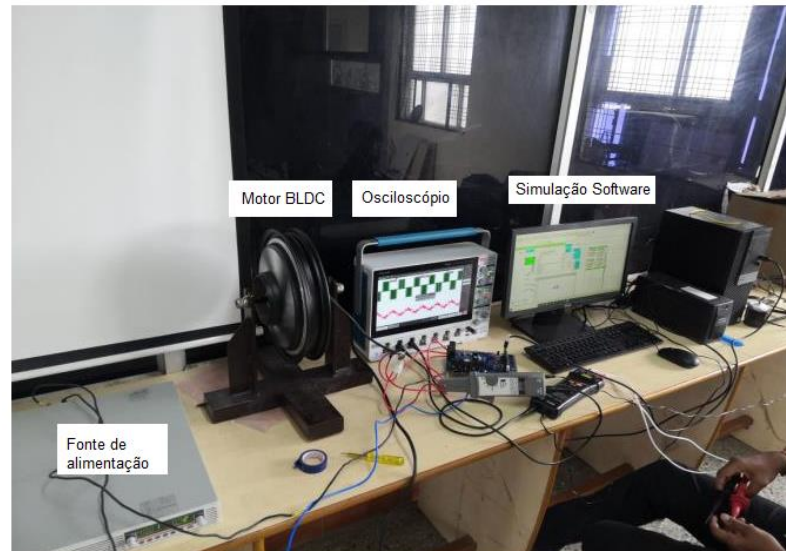
**Figura 3.17 – Ensaio de Bancada de um atuador BLDC: plataforma do motor (A); componentes externos da bancada (B).**



**Fonte: Yang et al., 2018, traduzido**

Outro caso é de Mohanraj *et al.* (2022) mostrado na Figura 3.18 que estudou um motor BLDC e fez o ensaio de bancada dele. A bancada é constituída por um analisador de sinais (osciloscópio), uma fonte de alimentação para o motor, um computador para manipulação dos dados e comparação da simulação.

**Figura 3.18 – Bancada de testes para motor BLDC**



Fonte: Mohanraj *et al.*, 2022

### **3.2. Métodos para avaliação de DAV**

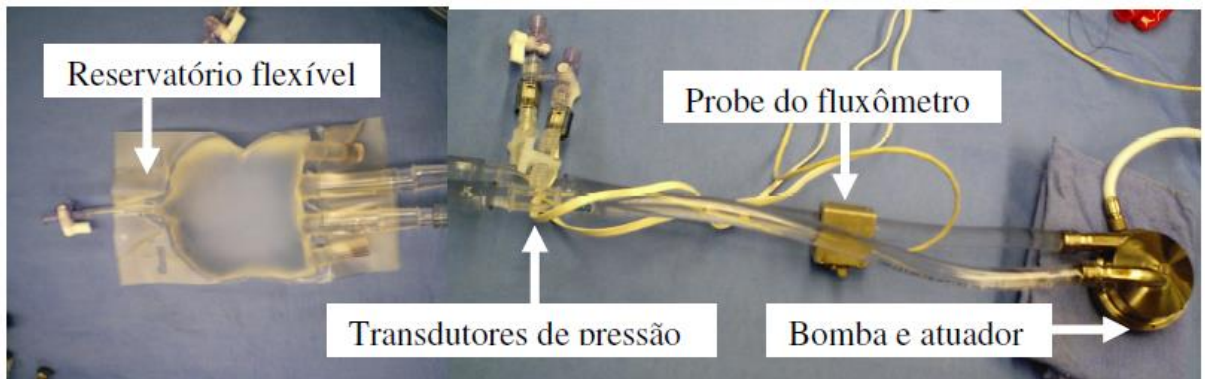
Os testes de desempenho para DAV são divididos em duas etapas: a primeira etapa são os ensaios *in vitro* da bomba de sangue que avalia o comportamento hidrodinâmico e de hemólise; e a segunda etapa são os ensaios *in vivo* em animais pré-selecionados para observar a interação do dispositivo com o sistema cardiovascular do animal (Bock *et al.*, 2008).

#### **3.2.1 Ensaios *in Vitro*: Bancada Hidrodinâmica e Simuladores Cardiovasculares**

As bancadas hidrodinâmicas, de acordo com Bock *et al.* (2008), tem como princípio analisar o comportamento hidrodinâmico da bomba de sangue, fazer o levantamento das curvas características da bomba em cada rotação e fazer o levantamento do consumo da corrente do motor com um analisador de potência, assim, foi desenvolvido uma bancada composta de um reservatório flexível (3M, Saint Paul, EUA), com um metro de tubo flexível de silicone de 3/8", dois transdutores de pressão,

um monitor de pressão, um fluxômetro por ultrassom com “probe” de 3/8” (Transonic Systems, Ithaca, EUA), o protótipo da bomba a ser testado, um atuador eletromecânico, um obturador “*clamp*” para o controle manual da vazão no sistema, o cartão de aquisição de dados (National Instruments, Austin, EUA) e um computador, como mostrado na Figura 3.19.

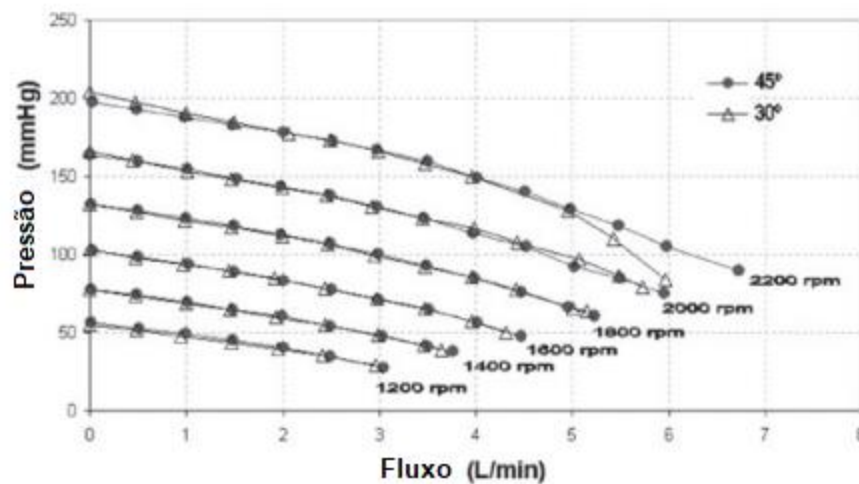
**Figura 3.19 – Bancada de Testes Hidrodinâmicos**



Fonte: Bock *et al.*, 2008

O Gráfico 3.1 mostra um exemplo de curva de pressão feito por Bock *et al.* (2008), onde o rendimento hidrodinâmico da bomba de sangue foi estudado por meio da pressão em mmHg e com o fluxo gerado pela bomba de sangue em L/min.

**Gráfico 3.1 – Curva de pressão da bomba de sangue projetada por Bock *et al.* (2008)**



Fonte: Bock *et al.*, 2008, traduzido.

Outros trabalhos apresentaram bancadas similares, como em Dinkhuysen *et al.*

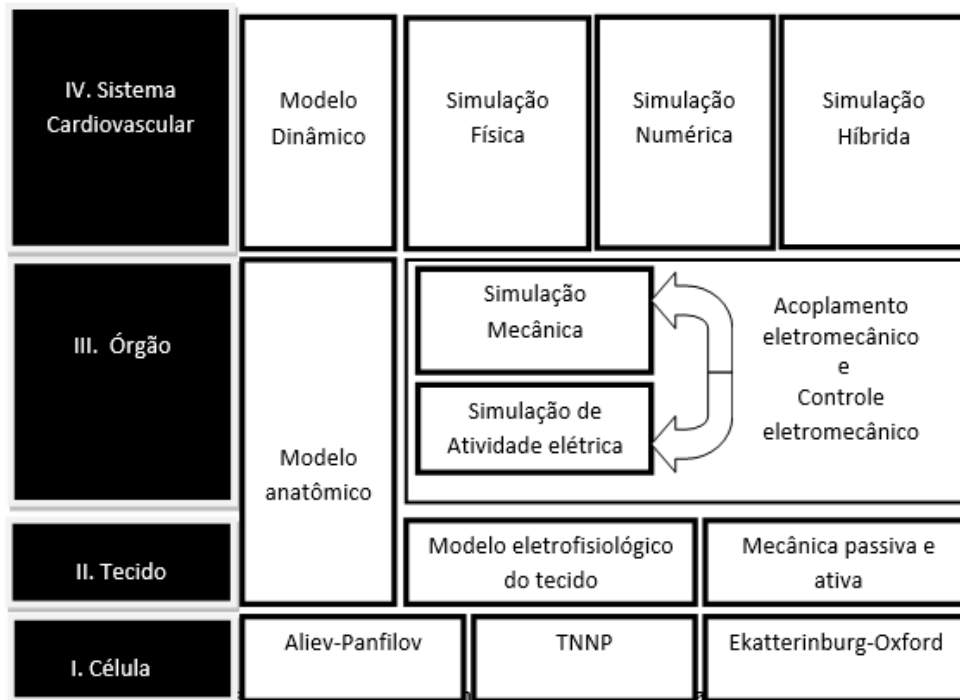
(2007) que estudou uma bomba de sangue temporária.

Adicionalmente, com o avanço tecnológico da medicina, o estudo de sistemas biológicos e o desempenho dos programas e dos computadores possibilitaram simulações detalhadas de sistemas biológicos inteiros. Assim, os simuladores e as bancadas de testes permitem desenvolver novos métodos de avaliações de equipamentos, principalmente para doenças cardiovasculares e, atualmente, os simuladores projetados conseguem fornecer resposta análoga a um sistema vivo e servem para avaliações e testes que são chamados de ensaios *in vitro* (Toader, 2015).

Essa seção demonstra os principais conceitos de simuladores do Sistema Cardiovascular Humano (SCH) que são utilizados para avaliação, ensino e demonstração.

As simulações podem-se classificadas de acordo com os níveis de organização do SCH em células, tecidos, órgãos e o próprio SCH, como mostra a Figura 3.20 que foi baseada no trabalho de Pravdin *et al.* (2015), que apresenta as formas de simulação do sistema cardiovascular de maneira simplificada. A primeira coluna, da figura 3.20, mostra os quatro tipos de simulações, a célula, o tecido, o órgão e o sistema cardiovascular sendo que as outras colunas mostram os tipos de modelos encontrados para obter os parâmetros necessários. É necessário ressaltar esta classificação não engloba todas as simulações utilizadas na área, no entanto as divide em categorias para melhor explanação.

**Figura 3.20 - Tipos de modelos empregados de acordo com o tipo de simulações feitas, adaptado.**



Fonte: Pravdin *et al.*, 2015.

A primeira forma são modelos de uma única célula miocárdica, esses simulam as características da atividade celular como potencial de membrana, correntes iônicas através da membrana, condutividade e outros. Os modelos mais utilizados são de Aliev-Panfilov (AP), o modelo Tusscher-Noble-Noble-Panfilov (TNNP) e o modelo Ekaterinburg-Oxford (EO) (Pravdin *et al.*, 2015).

A segunda categoria inclui modelos de tecidos que consideram o miocárdio como contínuo. São utilizadas equações diferenciais parciais que simulam a propagação da onda no tecido e modelos mecânicos que descrevem a deformação do tecido são relacionados à energia potencial e geralmente utilizam uma simplificação semelhante ao sistema massa-mola ou proveniente de dados técnicos adquiridos em banco de dados médicos (Hunter, McCulloch, ter Keurs, 1998).

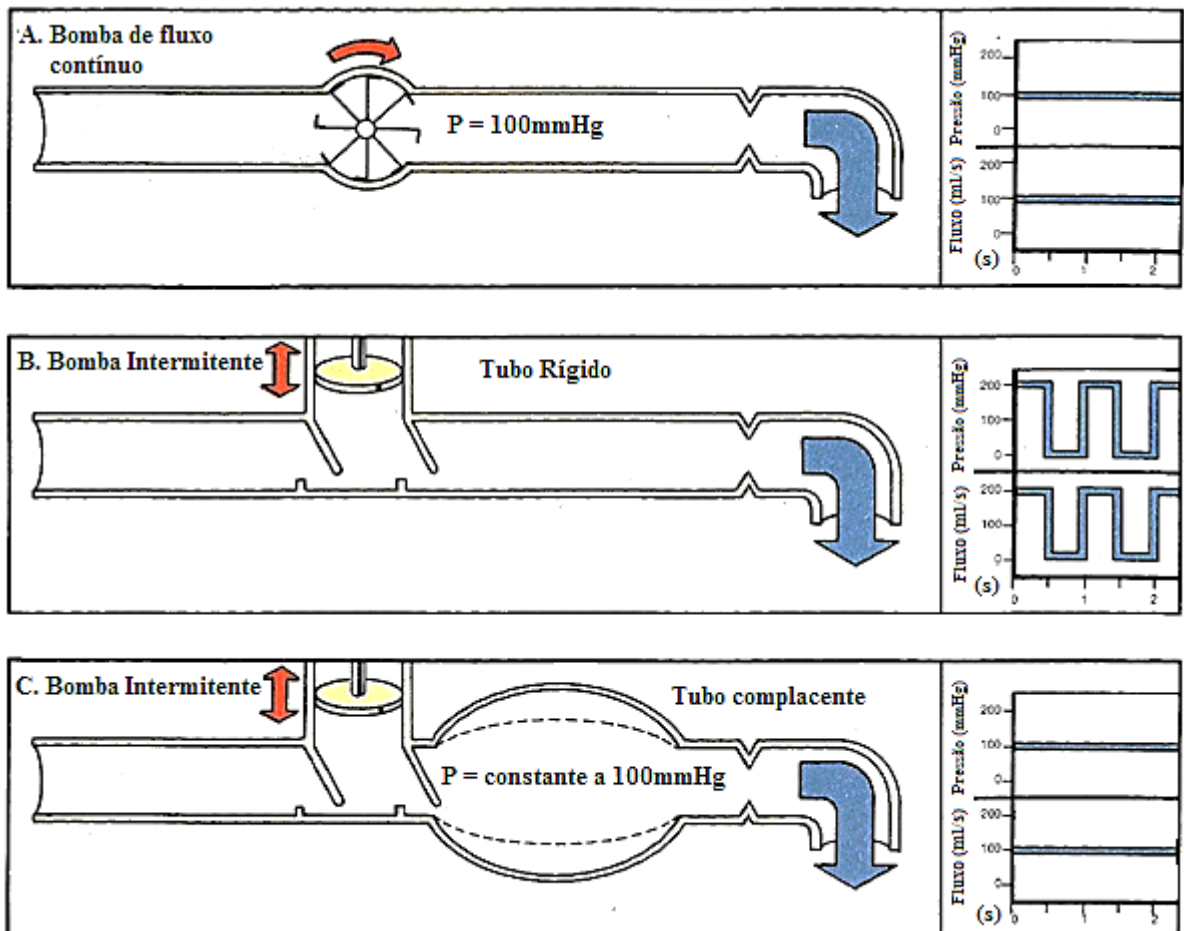
A terceira categoria integra simuladores do modelo anatômico do VE, como a forma, a orientação das fibras musculares e sua anatomia. Essa simulação pode ser descrita pelo modelo de Hunter, McCulloch, ter Keurs (1998) ou dados de tomografia computadorizada (TC). A dinâmica da simulação é construída por protocolos médicos e por MEF e a construção mecânica do modelo é feita computacionalmente de acordo com os resultados das simulações (Baillargeon *et*

al., 2015).

Esses modelos da terceira categoria utilizam processo computacional extenso cujos resultados podem levar variar de horas a dias para serem obtidos, pois dependem da extensão dos dados utilizados inicialmente, em outras palavras, se o usuário utilizar uma quantidade de dados muito grande a obtenção dos resultados pode demorar horas ou dias.

A quarta categoria modela o funcionamento dinâmico do SCH, sendo essa abordagem feita por modelos concentrados que englobam a resistência e elastância equivalente das artérias e veias a fim de simular o funcionamento da complacência das artérias e a resistência das pequenas artérias e arteríolas, para ter uma pressão contínua. A Figura 3.21 mostra um esquema de bombas para demonstrar o funcionamento do ventrículo com a complacência e resistência.

Figura 3.21 - Esquema sobre o funcionamento da complacência.



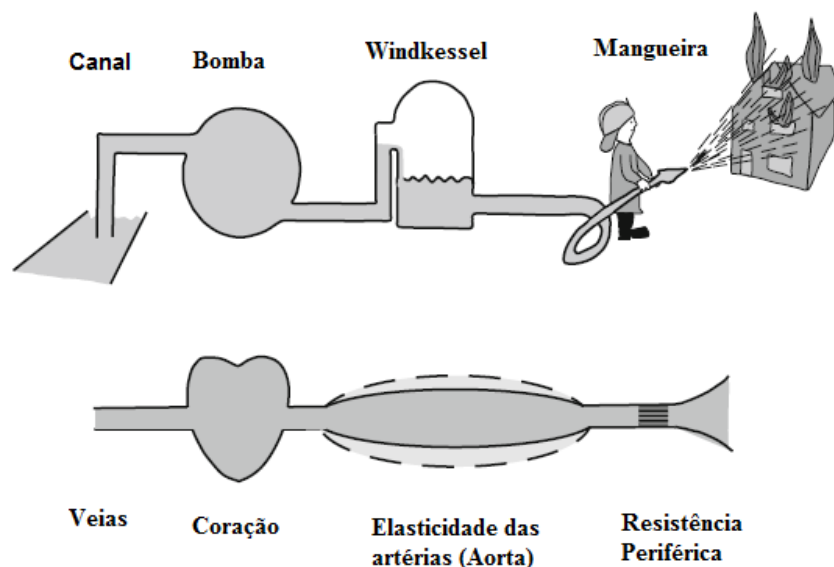
Fonte: Berne, 2004.



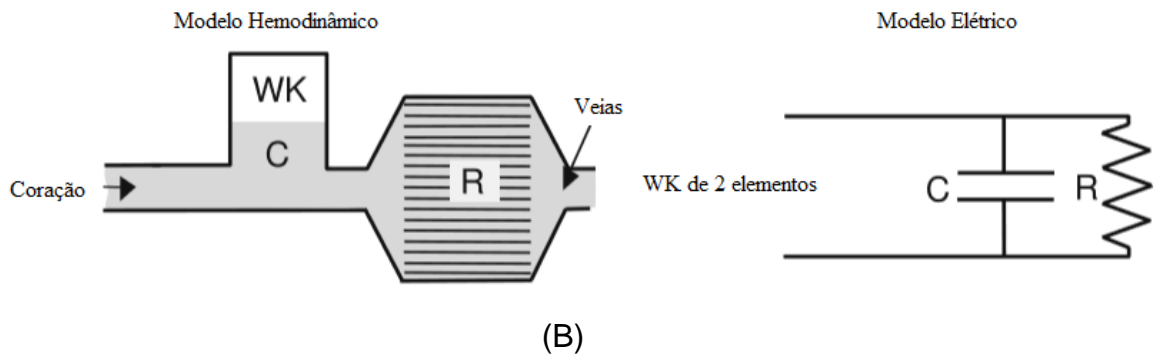
A Figura 3.21:(A) apresenta um caso de uma bomba de fluxo contínuo em funcionamento, sendo a pressão e o fluxo contínuos por todo trajeto. Em (B), a bomba é de deslocamento e no seu trajeto o tubo é rígido, pode-se observar que a pressão e o fluxo variam com o tempo, já em (C) onde a bomba é do mesmo tipo de (B), o trajeto é elástico e pode-se observar que a pressão permanece constante em todo percurso e o fluxo é constante também, o que define a teoria da complacência (Berne, 2004).

Portanto, o modelo Windkessel pode ser representado pela Figura 3.22 em duas partes: A parte (A) representa o funcionamento do modelo de bombeamento de água através de um caminhão dos bombeiros, esse modelo é constituído por um reservatório fechado de pressão interna variável que possibilitaria manter a pressão da água constante de acordo com a vazão da água da bomba e da mangueira. É possível fazer uma analogia entre este sistema e o SCH, sendo a bomba de água equivalente ao coração, o tanque pressurizado equivalente a aorta e a mangueira representando a resistência periférica do corpo humano. A Figura 3.22B apresenta o modelo Windkessel por meio de um circuito hidráulico e por meio de um circuito elétrico (Westerhof *et al.*, 2009).

**Figura 3.22 - Esquema do modelo Windkessel, mostrando a relação entre o SCH e o modelo (A). Representação do modelo Hemodinâmico com o modelo elétrico, sendo o capacitor o reservatório e a resistência elétrica representam a resistência vascular sistêmica (B).**



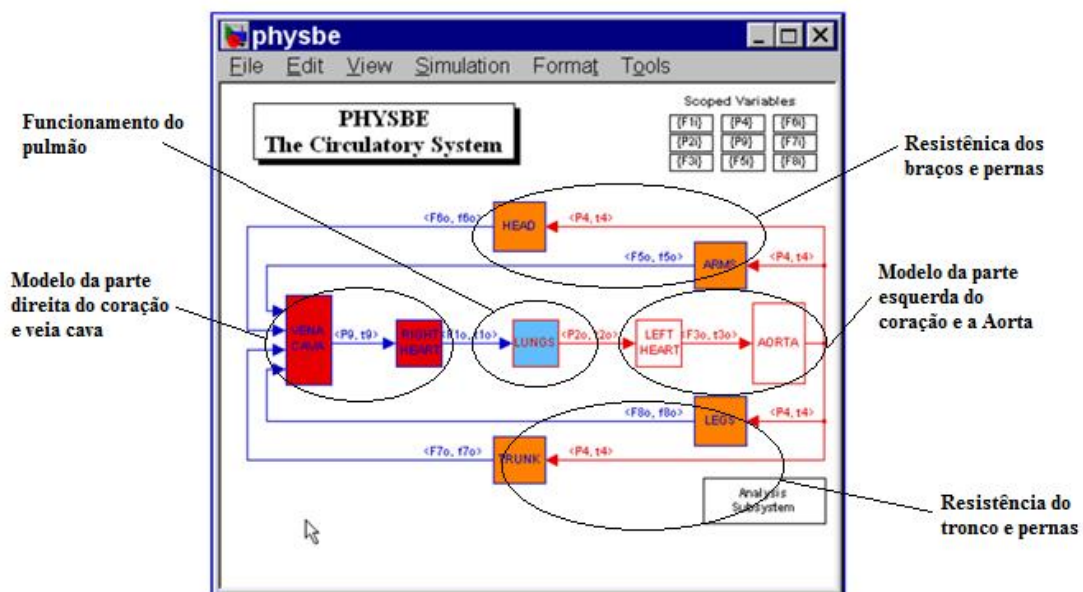
(A)



Fonte: Westerhof, 2009

Os simuladores do sistema cardiovascular podem se dividir em três tipos, o primeiro é descrito como numérico ou computacional estes tipos de simuladores são feitos em ambiente virtual ou computadorizados e são flexíveis, considerando a manipulação de variáveis, por possuir sistemas de múltiplas variáveis e várias interações. Um exemplo de simulador computacional que pode ser mencionado é o *Physbe* criado por McLeod (1966) como ferramenta de Benchmark utilizando a ferramenta MATLAB® (Mathworks Inc., Natick, Massachussets, USA) com o propósito de avaliar a capacidade computacional das máquinas da época e usado como simulador, Figura 3.23, e o simulador computacional criado por Fresiello *et al.* (2015), Figura 3.24 e 3.25.

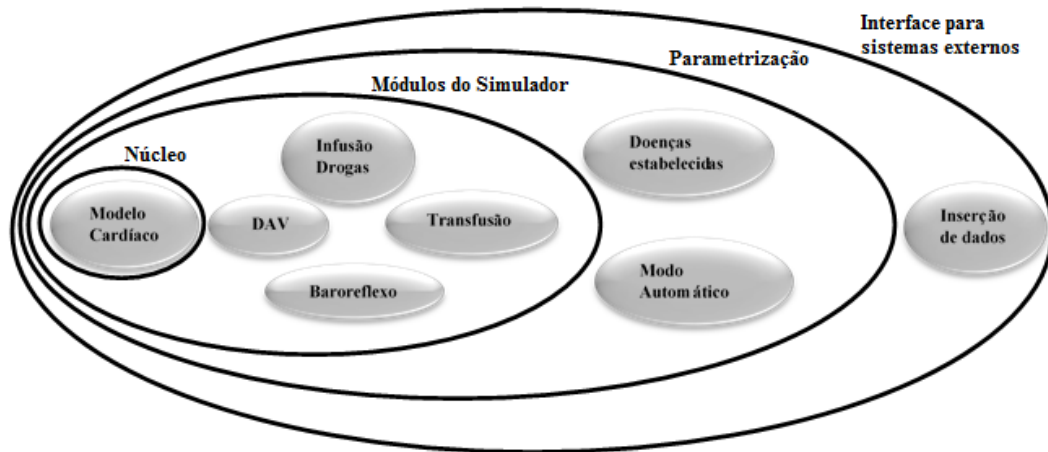
Figura 3.23 - Estrutura geral do simulado Physbe.



Fonte: Mcleod, 1966.

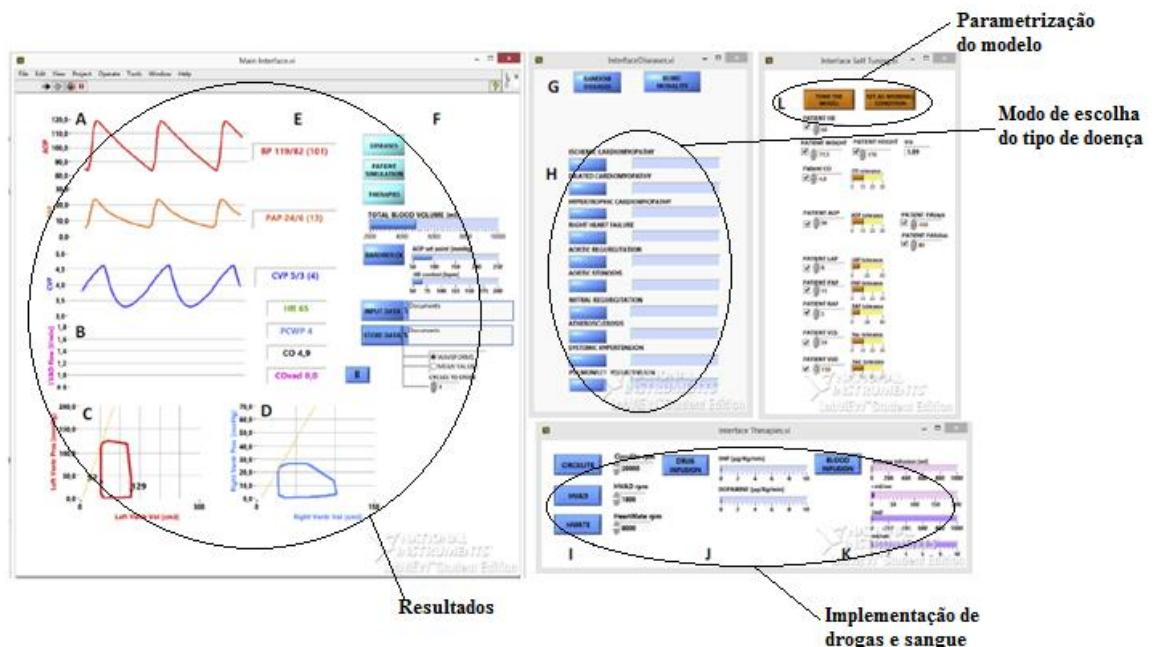


Figura 3.24 - Estrutura geral do simulador cardiovascular, sendo a base o modelo cardiovascular, depois um nível acima são os módulos de simulação, configuração de parâmetros e, por último, a interface com o usuário.



Fonte: Fresiello *et al.*, 2015

Figura 3.25 - Estrutura da interface com o usuário, mostrando os resultados e os modos de configuração que o usuário pode interagir.



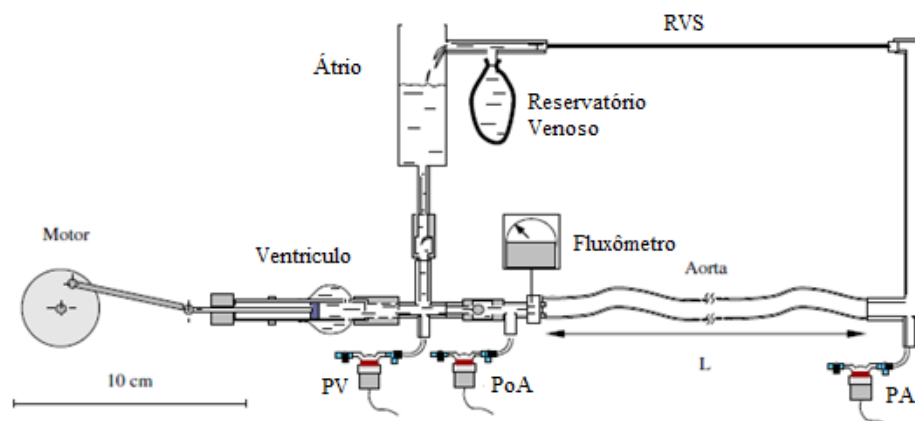
Fonte: Fresiello *et al.*, 2015.

O simulador *Physbe* criado e apresentado em Mcleod (1966) para simular as funções do SCH, é formado por equações matemáticas que utilizam como modelo

base a simulação de parâmetros distribuídos das artérias e veias para estudar o comportamento dinâmico do coração em função do fluxo, pressão e temperatura. A simulação apresentada por Fresiello *et al.* (2015) utiliza parâmetros concentrados como modelo base de simulação, porém a diferença está no modelo do ventrículo esquerdo no qual é utilizado o modelo matemático apresentado em Ferrari *et al.*, 2009. Esse tipo de simulação é utilizado para efeito de testes e ensino para as universidades de medicina para estudar as doenças cardiovasculares mais comuns.

O segundo tipo são simuladores de bancada ou físicos. Esses sistemas são usados para validação de equipamentos médicos em estes *in vitro*, e geralmente são sistemas caracterizados por serem robustos, exemplo que pode ser mencionado é o simulador criado por Zannoli *et al.* (2009), Figura 3.26.

**Figura 3.26 - Estrutura do simulador de bancada.**



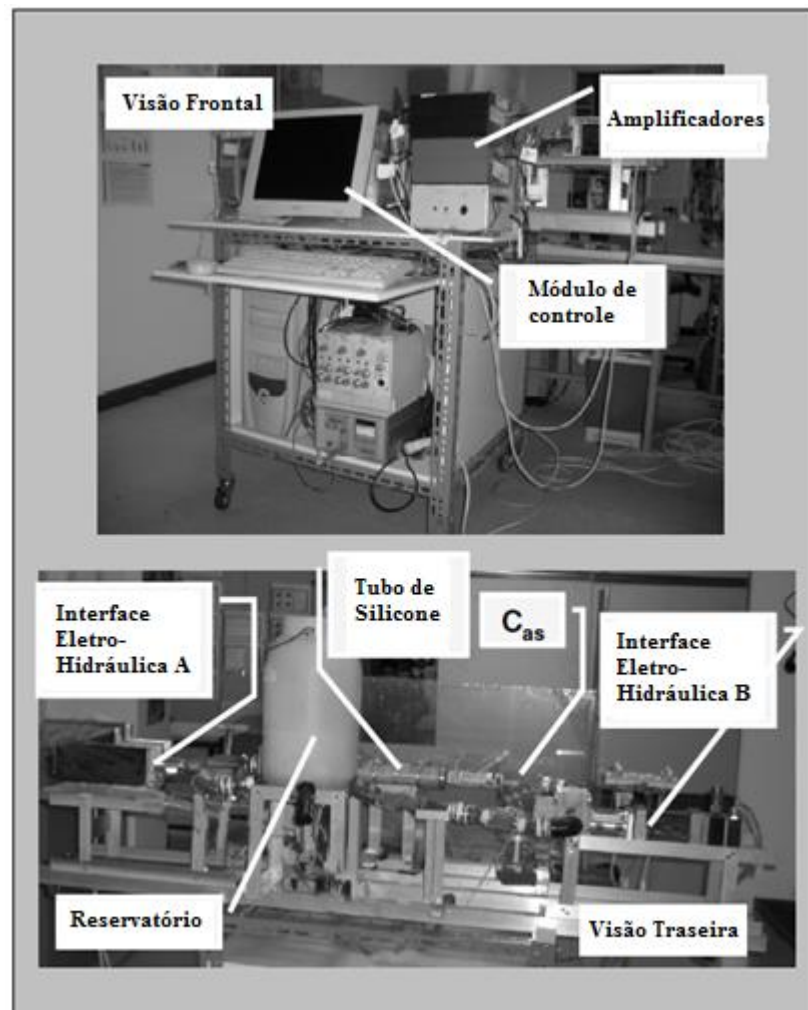
**Fonte: Zannoli *et al.*, 2009**

Um sistema de bancada é geralmente caracterizado por um motor com uma câmara que pode ser rígida ou não, um tubo complacente. Um reservatório fechado de pressão interna variável para simular a complacência da aorta, um sistema que simule a resistência periférica dos capilares e vasos e, por último, um reservatório aberto para simular o átrio passivamente. Geralmente, as aquisições de dados são as pressões no ventrículo esquerdo e na aorta, bem como o fluxo médio do sistema (Zannoli *et al.*, 2009).

O terceiro tipo de simulador são os híbridos, Figura 3.27, que são sistemas que

possuem as características dos simuladores físicos e computacionais. Eles possuem um ambiente de simulação mais próximo ao real nos ensaios *in vitro* e uma maior flexibilidade de controle dos parâmetros simulados, resultando em um melhor desempenho nos experimentos realizados, por exemplo o simulador de Ferrari *et al.* (2001). A Figura 3.27 mostra o simulador híbrido desenvolvido por Ferrari *et al.* (2001) mostrando a parte frontal e traseira, a visão frontal é possível observar o módulo de controle para simular as condições cardíacas, assim os sistemas mecânicos que estão na parte posterior do simulador funcionam através das interfaces eletro-hidráulicas e os dados adquiridos através de sensores. A visão traseira é possível observar a bancada física com as interfaces Eletro-Hidráulicas, reservatório e o tubo de silicone.

Figura 3.27 - Foto do simulador híbrido mostrando a parte da frontal e posterior.

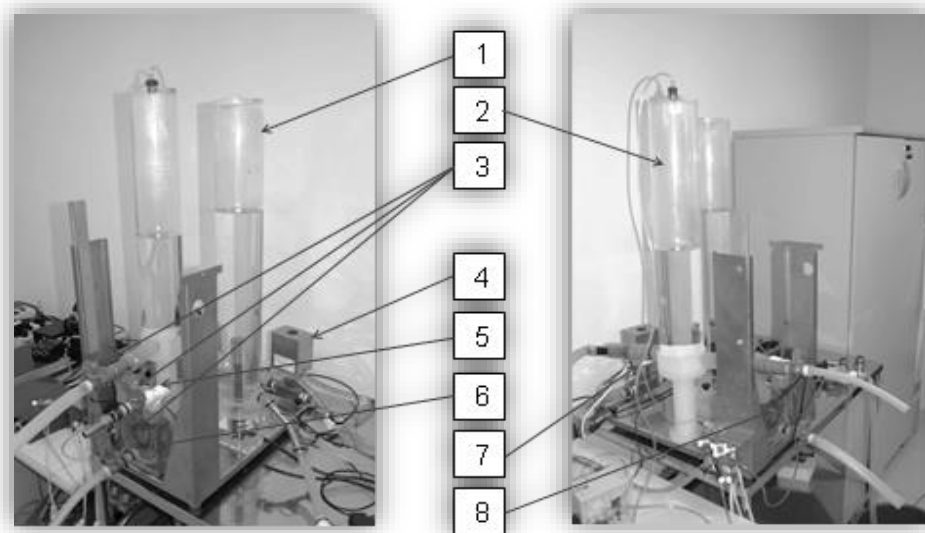


Fonte: FERRARI *et al.*, 2001.

A caracterização desse tipo de simulador é a interação direta da parte física com a parte computacional, ou seja, o sistema computacional não é utilizado apenas como um suporte de controle e leitura de dados, mas como um sistema que faz parte do simulador - técnica chamada *Hardware-in-the-loop* (Ferrari *et al.*, 2001) fornecendo um ambiente flexível o suficiente para criar ambientes de simulação de maneira mais completa. Em um simulador totalmente físico, as simulações seriam limitadas às condições físicas da bancada criando um ambiente desfavorável para futuras aplicações, por causa da falta do suporte da parte computacional que simplifica o controle das variáveis e a aquisição de resultados (Ferrari *et al.*, 2001). Um outro simulador híbrido é o Simulador Híbrido do Sistema Cardiovascular (SHSC) que é uma ferramenta desenvolvida no Centro de Engenharia em Assistência Circulatória (CEAC/IDPC/ITA/USJT) para testes *in vitro* de bombas de sangue. Essa ferramenta é baseada no modelo de Windkessel que descreve o estado do fluxo de sangue com o tempo. Este tipo de modelo utiliza o ventrículo esquerdo com uma câmara rígida com um pistão que simula a sístole e a diástole, a aorta é simulada por um reservatório fechado com ar comprimido e o retorno venoso visto com um reservatório fechado utilizando modelo Windkessel. Sendo constituído por uma seção física e uma seção numérica. Os sistemas utilizam a técnica de Windkessel para simular o elemento de complacência que é baseado em que o fluxo nas arteríolas seja constante (Fonseca, 2013).

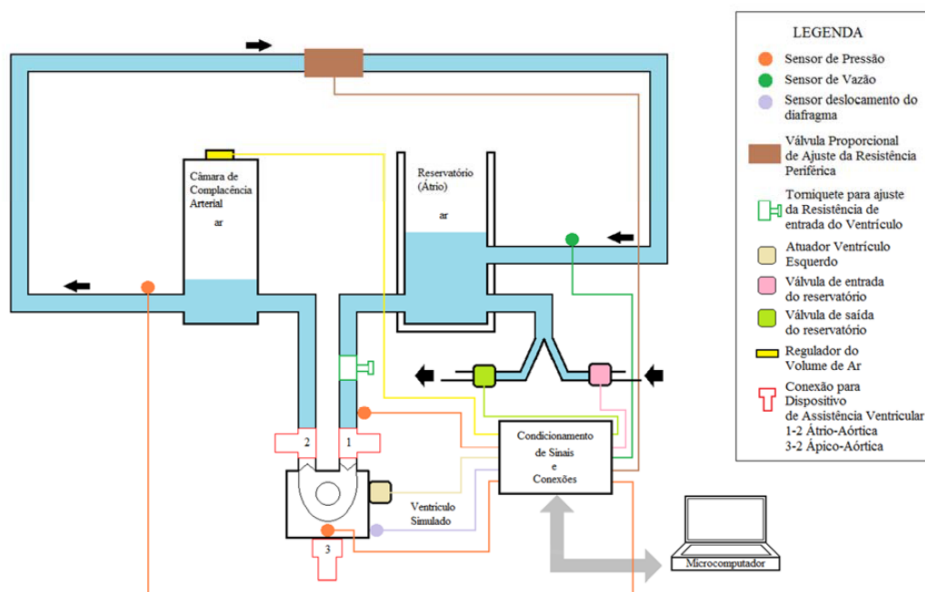
A seção física, Figura 3.28, é composta por um reservatório que simula o átrio esquerdo como um reservatório aberto [1], uma câmara rígida acoplado a um sistema de bombeamento pulsátil por motor BLDC, e na entrada e saída da câmara uma válvula mecânica que representa as válvulas biológicas humanas e outra na entrada simulando o ventrículo esquerdo [6], a aorta é simulada por um reservatório fechado com pressão controlada por um sistema pneumático [2] e a resistência vascular sistêmica é simulada por uma válvula proporcional controlada eletronicamente [4]. Para aquisição de dados, Figura 3.29, a parte física possui um sensor de pressão no reservatório aberto para adquirir os dados da pré-carga experimental; um sensor de pressão dentro da câmara de bombeamento para aquisição da pressão da sístole e da diástole; um sensor de pressão no reservatório fechado que simula a aorta; um fluxômetro de ultrassom para detectar o fluxo médio da bancada e um sensor que determina o volume dentro da câmara do ventrículo simulado (Fonseca, 2013).

Figura 3.28 - Seção física do simulador: [1] Reservatório (átrio esquerdo); [2] Câmara de complacência ajustável; [3] Pontos de conexão de LVAD Câmara de bombeamento ventrículo esquerdo); [4] Resistência Vascular Sistêmica; [5] Tomada da pressão do átrio; [6] Câmara de bombeamento; [7] Tomada de pressão do windkessel; [8] Tomada de pressão do ventrículo simulado.



Fonte: Fonseca, 2013

Figura 3.29 - Diagrama do Simulador Híbrido do Sistema Cardiovascular.



Fonte: Fonseca, 2013

O funcionamento da parte física aborda ambas as seções do SHSC e é totalmente relacionado à câmara de bombeamento que representa o ventrículo esquerdo, pois

é utilizado o modelo Windkessel para representar a complacência e a resistência total das artérias do corpo humano. Inicialmente, a seção física é representada em três blocos, o primeiro bloco representa o átrio esquerdo como um reservatório aberto de forma ativa como um sistema Windkessel (Nishida, 2018). O segundo bloco o ventrículo esquerdo que é a câmara de bombeamento e o terceiro bloco representa o sistema Windkessel como um reservatório fechado de pressão interna variável e uma válvula proporcional para a resistência total (Fonseca, 2013).

### **3.2.2. Ensaio de Hemólise**

Com a finalização dos testes de desempenho e o aperfeiçoamento dos protótipos, a segunda fase são os testes de hemólise, a ideia é que conforme o sangue é bombeado, o trauma causado às células vermelhas libera hemoglobina no plasma como subproduto da quebra das hemácias no sangue. Esse trauma pode ser causado pela dinâmica das aletas da bomba, assim como a superfície do dispositivo (Bock *et al.*, 2008).

O teste normalizado de hemólise segue as normas ASTM F1841 (1997) que explica o método do teste e a ASTM F1830 (1997) que explica a seleção do sangue e a forma de utilizá-lo nos ensaios.

### **3.2.3. Ensaios *in vivo***

Os ensaios *in vivo* têm como objetivo estudar a relação dispositivo-animal para aperfeiçoamento da hemocompatibilidade e da confiabilidade do dispositivo. Geralmente são utilizados suínos como animais para os ensaios, pois compartilham uma série de características anatômicas e fisiológicas com os humanos que os tornam potencialmente um modelo melhor para alguns procedimentos e estudos em comparação com outras espécies animais de grande porte (Silva, 2016).

A maioria dos estudos envolvem os sistemas cardiovascular, urinário, tegumentar e digestivo, logo levou ao crescente uso de suínos como uma das principais espécies para testes de toxicologia pré-clínica, de acordo com a literatura de Swindle (2015).

No Brasil, os ensaios *in vivo* para o estudo e validação da bomba de sangue projetada são de acordo com as regulamentações vigentes do Conselho Nacional de Controle de Experimentação Animal (CONCEA) resoluções normativas número 52 - que dispõe sobre os formulários unificados para solicitação de autorização para uso de animais em ensino ou pesquisa científica e sobre a autorização e certificação pelas Comissões de Ética no Uso de Animais – CEUAs; A resolução normativa número 53 que dispõe sobre restrições ao uso de animais em ensino, em complemento à Diretriz Brasileira para o Cuidado e a Utilização de Animais em Atividades de Ensino ou de Pesquisa Científica – DBCA; A resolução normativa número 54 que dispõe sobre o reconhecimento de métodos alternativos ao uso de animais em atividades de ensino e pesquisa científica e dá outras providências. Pra maiores detalhes, o Apêndice C mostra o protocolo *in vivo* já preenchido para a realização de ensaios *in vivo* para DAV.

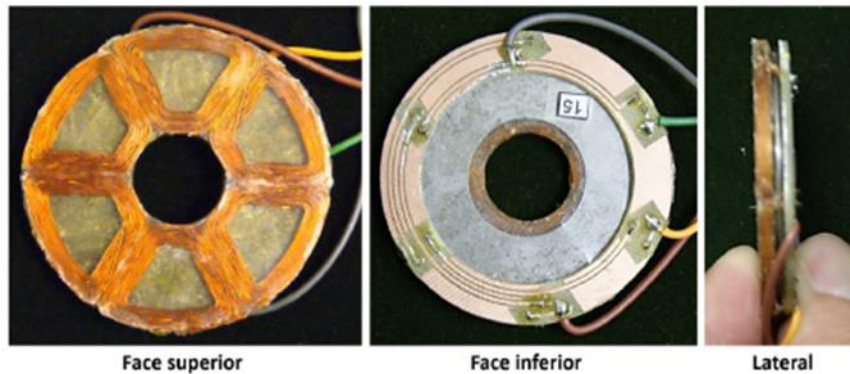
#### 4. METODOLOGIA

A metodologia do projeto apresenta os procedimentos a fim de atingir os objetivos citados anteriormente na seção 2 da tese. O procedimento experimental emprega simulações computacionais e ensaios de bancada para realizar a caracterização e a otimização do atuador elétrico a fim de que este seja aplicado em bombas de sangue implantáveis. A simulação computacional utiliza um programa *open-source* especializado em modelamento de máquinas elétricas com o propósito de reproduzir as especificações dinâmicas do motor BLDC e desenvolver otimizações. O ensaio de caracterização elétrica tem o objetivo de levantar experimentalmente as especificações do atuador e mimetizar a força resistente de uma bomba de sangue quando esta é aplicada em ensaio hidrodinâmico. Além disso, a bancada de caracterização foi construída visando a praticidade da montagem e com componentes disponíveis no mercado. A validação da simulação computacional utilizou como referência inicial o motor BLDC apresentado por Silva (2016) de geometria radial que foi desenvolvido em 2014 no Centro Tecnológico da Marinha em São Paulo (CTMSP). Após a simulação computacional, foi construído a bancada de caracterização utilizando o motor BLDC do tipo rotor externo (CF2822, Emax, China) e o freio magnético e realizado a calibração dos componentes. Por último, foi caracterizado o motor BLDC fornecido pelo ACMC Tecnologias e Serviços para validar o método de caracterização. Além disso, caso o atuador BLDC fosse adequado para ser aplicado em bombas de sangue, seria preparado o ensaio hidrodinâmico no SHSC com o propósito de analisar o comportamento dinâmico do motor elétrico em condições hidrodinâmicas de um paciente com ICA.

O motor apresentado por Silva (2016) foi uma atualização de um motor axial previamente construído, Figura 4.1A, e teve como finalidade a redução do desgaste causado pela força que ocorre no conjunto mancal- eixo.



Figura 4.1 - Motor plano (Axial) desenvolvido para a BSAA (A) e a montagem completa da bomba de sangue (B).



(A)



(B)

Fonte: Silva, 2016

Devido à força de atração do conjunto ímã-bobina do BLDC de configuração plana, ocorre o atrito do mancal e eixo do dispositivo e, conseqüentemente, o desgaste físico do mancal, causando a redução da vida útil da bomba. Portanto, a ideia do motor radial é que as forças dos ímãs fiquem igualmente distribuídas no raio do estator eliminando o desgaste prematuro do mancal. O motor radial desenvolvido em Silva (2016) e projetado no Laboratório de Eletromagnetismo do CTMSP é mostrado com o estator e rotor separados na figura 4.2 (Silva, 2016).

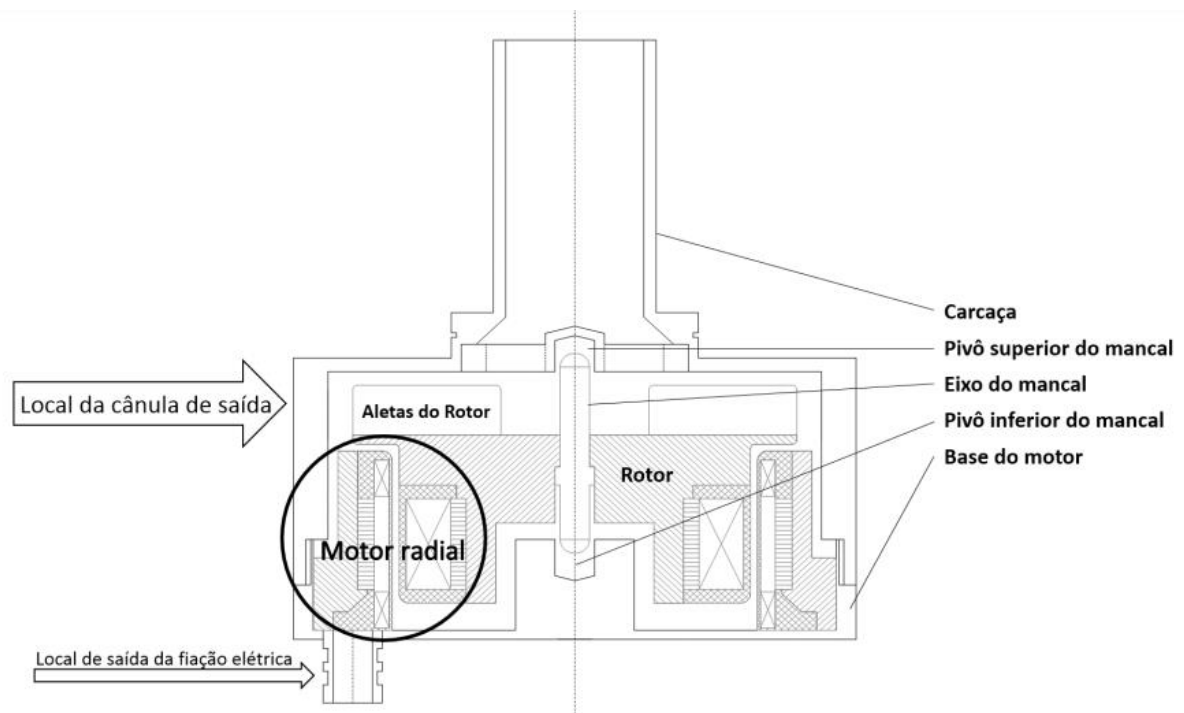
**Figura 4.2 - Motor radial**



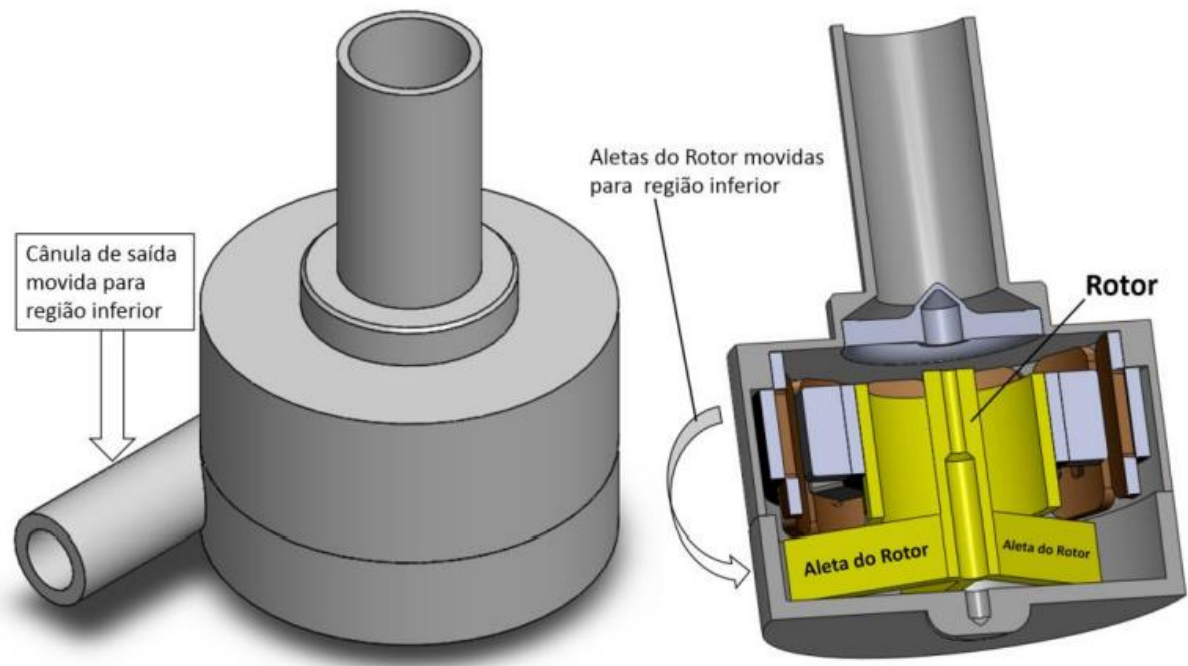
Fonte: Silva, 2016

O protótipo da bomba de sangue ápico-aórtica com o motor radial foi desenvolvido a partir do desenho da Figura 4.1B para se manter mais parecida possível com a bomba de sangue com o motor axial a fim de que a equipe responsável das avaliações *in vivo* não tivesse dificuldade no manuseio do dispositivo. O desenho da carcaça da bomba de sangue com o motor radial é mostrado na Figura 4.3A e Figura 4.3B.

**Figura 4.3 - Desenho da bomba com o motor radial em perfil (A) e em 3D (B).**



(A)



(B)

Fonte: Silva, 2016

#### 4.1. Ferramenta de Simulação e Técnica de Simulação empregada

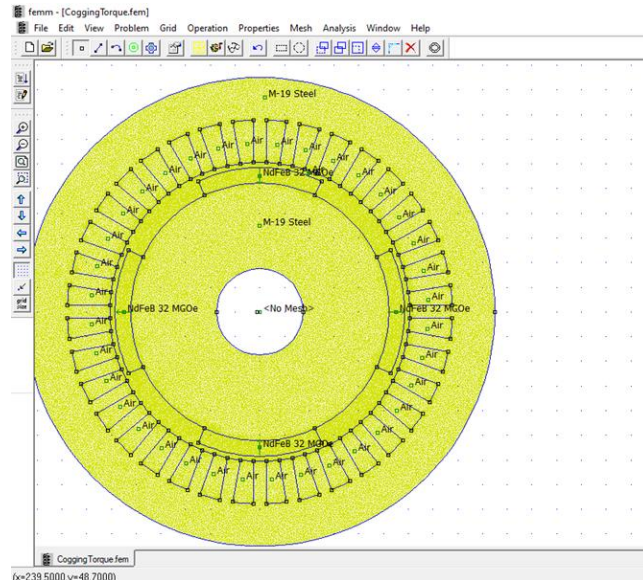
Para a realização da simulação do motor elétrico foi utilizado a ferramenta *Finite Element Method Magnetics* ou FEMM (Meeker, 2020). Este é um programa de simulação magnética, eletrostática e termodinâmica que utiliza lua script como forma de programação e construção virtual dos atuadores ou pode ser um toolbox do MATLAB® (MathWorks, Massachusetts, EUA).

A vantagem desse programa é que ele é *open-source* e não exige um processamento computacional extenso como *softwares* de simulação em três dimensões, logo o tempo do processamento para calcular as respostas eletromagnéticas nos subdomínios da malha de elementos finitos é menor, portanto, é fácil de simular em computadores que não tenham um processador ou/e placa de vídeo avançada.

O método utilizado para as condições de contorno é do tipo Dirichlet e a construção da malha é por elementos triangulares, apresentando soluções de primeira ordem que são derivadas das equações diferenciais de Maxwell as quais representam o fenômeno eletromagnético.

A interface do programa, figura 4.4, mostra as funções básicas necessárias para desenho, definição de materiais, criação da malha, zoom e simulação.

**Figura 4.4 - Interface do software FEMM 4.2 com um exemplo de motor brushless.**

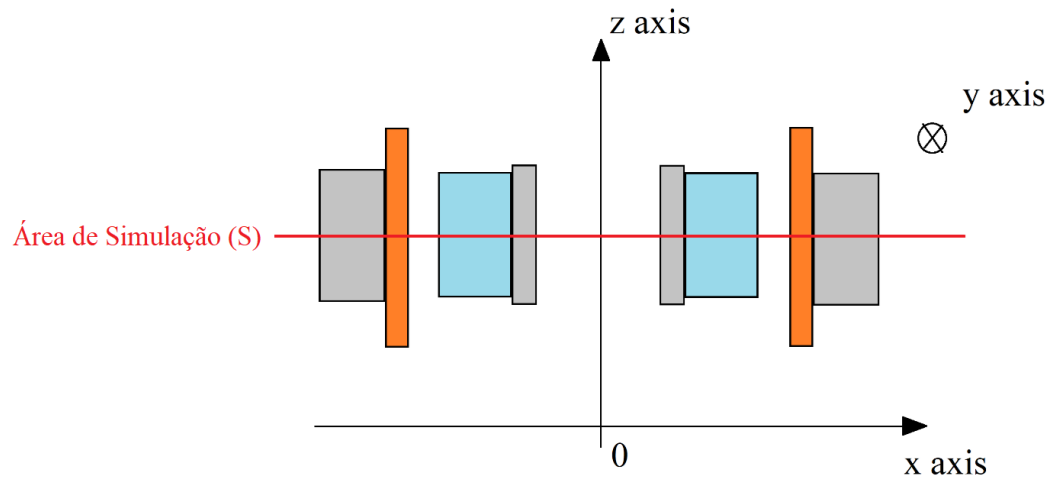


**Fonte: Autor**

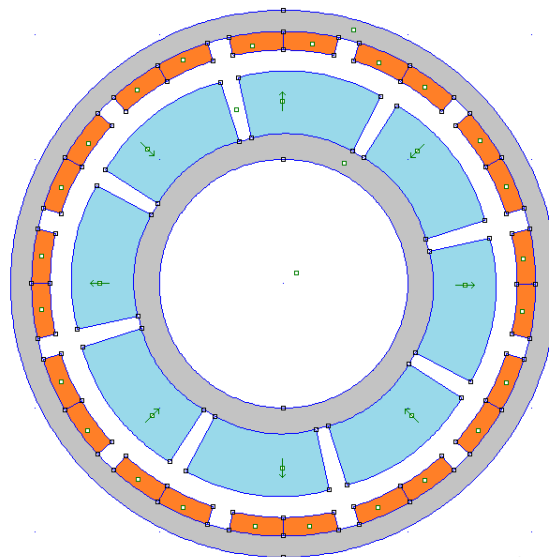
O programa possui uma biblioteca especializada em materiais que é utilizada para motores elétricos, como materiais ferromagnéticos, ímãs, e fios de cobre de acordo com a norma da *American Wire Gauge* (AWG).

Nessa simulação, foi utilizada a técnica explicada na Figura 3.8a que é a simetria planar, como mostrado na Figura 4.5 que demonstra o motor radial ou tubular apresentado em Silva (2016). A interpretação da geometria simples na engenharia de máquinas elétricas é fundamentada através da ideia de que a superfície ou plano da máquina elétrica deve ser constante no eixo z. A Figura 4.5A mostra a vista lateral do motor. Nessa vista foi determinada uma área de simulação através de uma linha chamada “Área de Simulação (S)” demonstrada na Figura 4.5B. Como a superfície determinada é constante por todo eixo z, o cálculo das características eletromagnéticas do motor pode ser reduzido em uma superfície, facilitando o processamento computacional, conseqüentemente, diminuindo o tempo da simulação.

Figura 4.5 – Estrutura de um motor radial na vista lateral mostrando a região da área da simulação “S” (A) e a estrutura do motor vista superior (B).



(A)



Ativar o

(B)

Fonte: Autor

Os resultados da simulação computacional auxiliaram a caracterização do atuador e do sistema de acionamento, pois foi possível determinar a concentração do campo magnético em toda superfície e encontrar pontos de alta concentração de campo que podem aumentar o risco de aquecimento e da falha do acionamento do atuador.

Além disso, o cálculo do fluxo magnético concatenado nos enrolamentos possibilitou determinar, para cada grau mecânico qual a intensidade do fluxo em cada área da bobina, podendo dar uma estimativa do tipo de acionamento e qual a corrente

necessária para ativar a máquina elétrica.

Porém, as simulações são estáticas, ou seja, não há consideração da velocidade angular do atuador no modelo, fazendo com que a análise do motor elétrico seja apenas um meio de observação do campo magnético passante nos enrolamentos. Este fato, obriga a levantar as características dinâmicas do atuador via bancada física e criando custos adicionais no projeto de máquinas elétricas como o trabalho de Yang *et al.* (2018) e Mohanraj *et al.* (2022).

Adicionalmente, existem meios de simular dinamicamente o atuador com uma velocidade angular constante. Geralmente, as simulações dinâmicas são realizadas em ambiente 3D como em Pohlmann *et al.* (2013) ou Praveen *et al.* (2012), entretanto o método aplicado demanda que o computador tenha um poder de processamento de vídeo e de memória maior do que o convencional, aumentando o custo do projeto desses motores e aumentando a possibilidade de criar inviabilidades ao longo do desenvolvimento. Em casos de topologia axial ou radial simples é possível desenvolver uma simulação dinâmica em um *software* de máquina elétrica de duas dimensões (2D). O método desenvolve uma região de contorno no entreferro do atuador em que é possível implementar a velocidade angular como variável de entrada na geometria simulada (Meeker, 2020).

O programa da simulação necessitou o uso do *software* MATLAB (MathWork, Massachusetts, EUA) como o tronco principal da programação a fim de realizar um alto número de simulações. Nesse caso foram 360 simulações por geometria do atuador.

A resposta da simulação é a tensão induzida dos enrolamentos do motor BLDC chamada de BEMF, já explicada na seção 3.1.2 e é uma das variáveis determinantes da constante de velocidade da máquina elétrica, fazendo com que os dados adquiridos do modelo computacional possam ser comparados com o modelo físico.

#### **4.2. Construção da Bancada de Ensaio para Caracterização do Motor**

Com o propósito de caracterizar o motor BLDC foi necessário dispor de uma plataforma física para realizar os testes eletromagnéticos de caracterização, por isso foi necessário dispor de equipamentos eletrônicos como controladores, fontes de alimentação e osciloscópios.

Para o acionamento do motor BLDC foi utilizada uma placa controladora (DRV10983,



Texas Instruments, EUA) fornecida como amostra devido ao interesse da empresa no projeto.

Esse é um dispositivo para acionamento de motor de três fases *sensorless* que pode entregar até 2,0 Amperes de corrente contínua (Texas Instruments, 2018). Esse dispositivo possui baixo ruído e duas formas de controle. Uma é o controle por modulação por largura de pulso (*Pulse Width Modulation* ou PWM) e a outra é por controle de parâmetros por meio de uma interface I2C que é uma forma de comunicação bidirecional entre uma placa mestre e vários escravos. Na placa de controle é possível configurar parâmetros específicos do motor e gravá-los na memória por meio de uma placa mestre (USBANYSDK, Texas Instruments, USA) mostrada na figura 4.6, podendo realizar a comunicação e a modificação dos parâmetros de controle em tempo real.

**Figura 4.6 - Foto do controlador do motor brushless de 3 fases e da placa mestra.**



**Fonte: Autor**

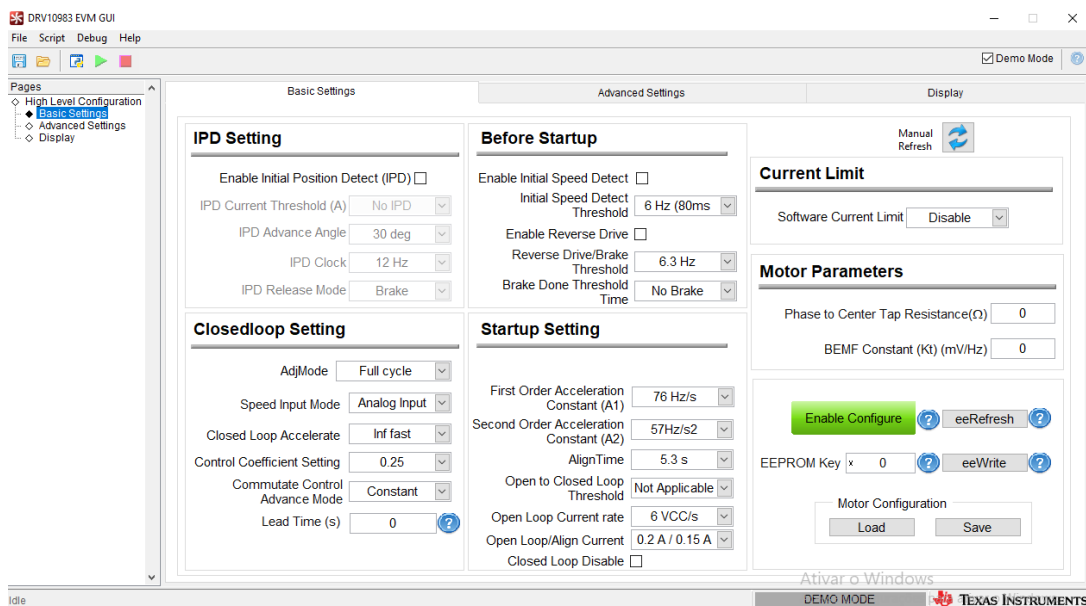
A placa de controle possui alguns pontos para a aquisição de sinais via conexão de um osciloscópio para a observação das ondas trapezoidais de cada fase. Com esta finalidade, foi utilizado o osciloscópio portátil de canal único (HK-1021M068, Hikari, China), com capacidade de capturar formas de onda de até 20 MHz, com faixa de amostragem de 100MS/s.

A alimentação da placa foi feita através de uma fonte de tensão de corrente contínua

de dois canais (MPC-3003, Minipa, Brasil) com capacidade de até 3,0 A cada canal e tensão máxima de 30V.

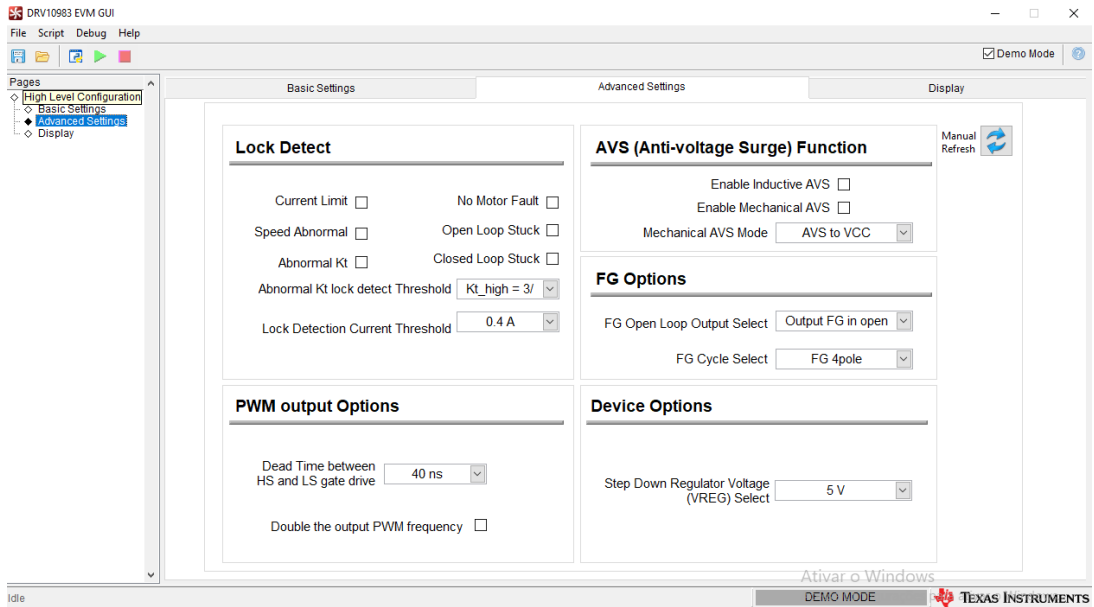
Para realizar a parametrização do motor e controlar sua velocidade, a Texas Instruments fornece um programa (DRV109xxx, Texas Instruments, EUA), Figura 4.7, para ajustar os parâmetros do motor e observar sua velocidade em tempo real que utiliza como base o programa LABVIEW® (National Instruments, Austin, USA).

**Figura 4.7 - Fotos do programa para ajuste de parametrização da placa DRV10983, sendo (A) as configurações padrões do motor como indutância, resistência das fases, tipo de realimentação, configurações de ativação do motor; (B) configuração avançada como detecção de pico de corrente, falta de EMF, rotor travado, tensão muito alta; (C) é o display onde é ajustada a velocidade e apresentação dos valores de corrente e tensão.**

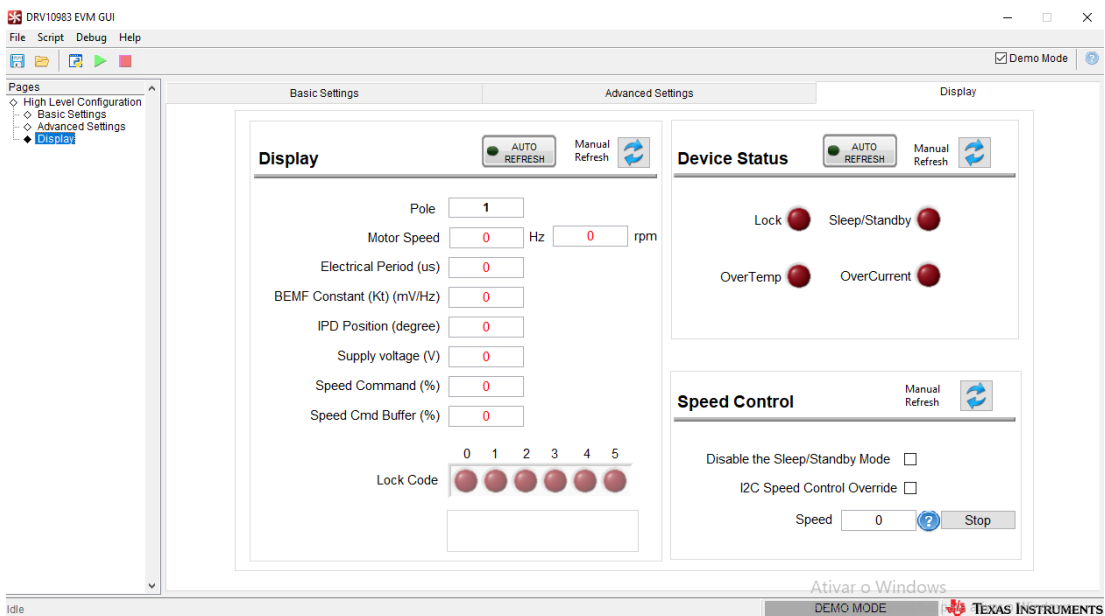


(A)





(B)



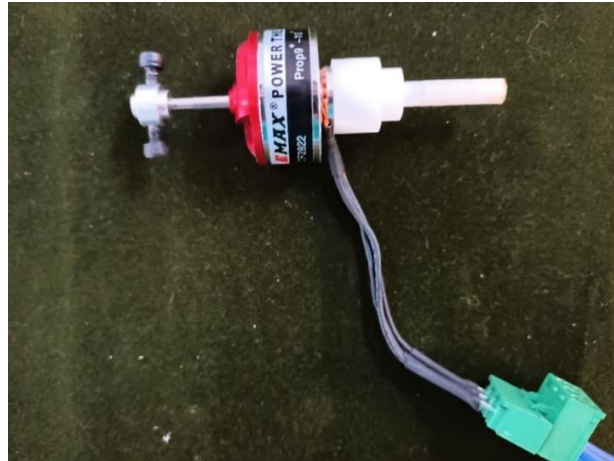
(C)

Fonte: Autor

O primeiro componente da bancada foi o motor BLDC de rotor externo (CF2822, Emax, China), Figura 4.8, que auxilia em dois ensaios do método de caracterização. O primeiro ensaio utiliza o motor CF2822 como sensor de velocidade do atuador estudado, pois faz a medição real da frequência de rotação. O segundo ensaio utiliza o acionamento do motor CF2822 para gerar uma velocidade de rotação no rotor do atuador estudado, a fim de desenvolver os sinais de tensão induzida da BEMF para

calcular as constantes de velocidade. Além disso, como o motor CF2822 é do tipo rotor externo, flexibiliza as medições de velocidade e a centralização do eixo pode ser no próprio dispositivo.

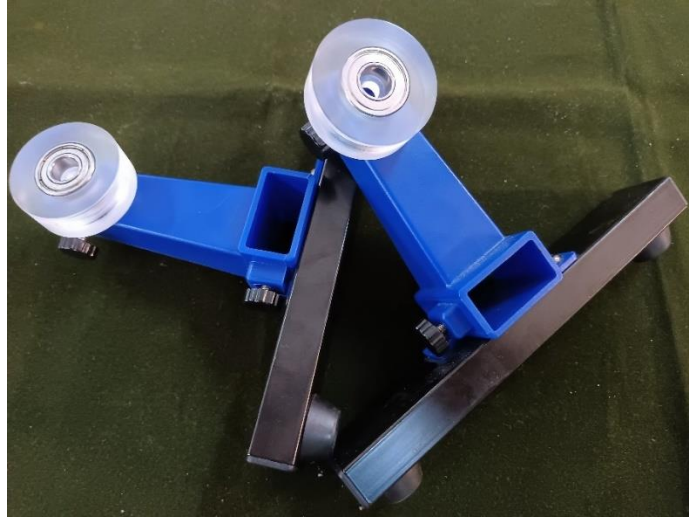
**Figura 4.8 – Foto do Motor BLDC (CF2822, Emax, China) com os conectores e eixo prontos.**



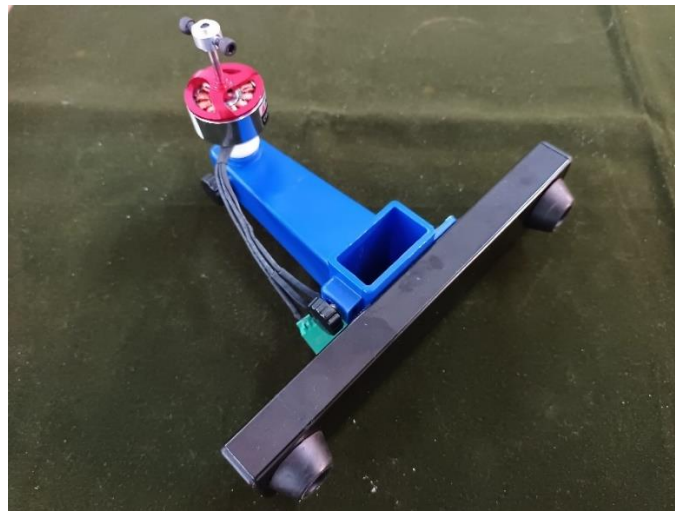
**Fonte: Autor**

O segundo componente são os suportes responsáveis em fixar o estator a fim de centralizá-lo de acordo com o eixo como mostra a Figura 4.9A. Adicionalmente, o suporte conta com guias estacionárias a fim de garantir que a transferência de torque seja unitária por todo o eixo. O suporte do motor CF2822 é mostrado na Figura 4.9B e o eixo que acopla o rotor do atuador é mostrado pela Figura 4.9C.

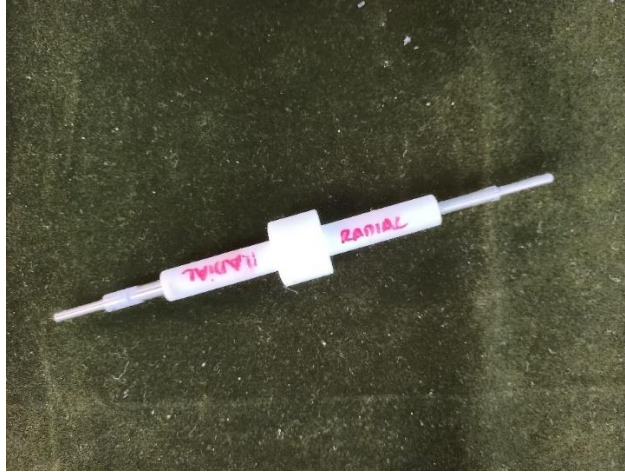
Figura 4.9 – Conjunto bancada e eixo, sendo o suporte do eixo do motor com rolamentos (A), suporte com o motor como sensor de velocidade acoplado (B) e o eixo que acopla o motor em estudo (C).



(A)



(B)

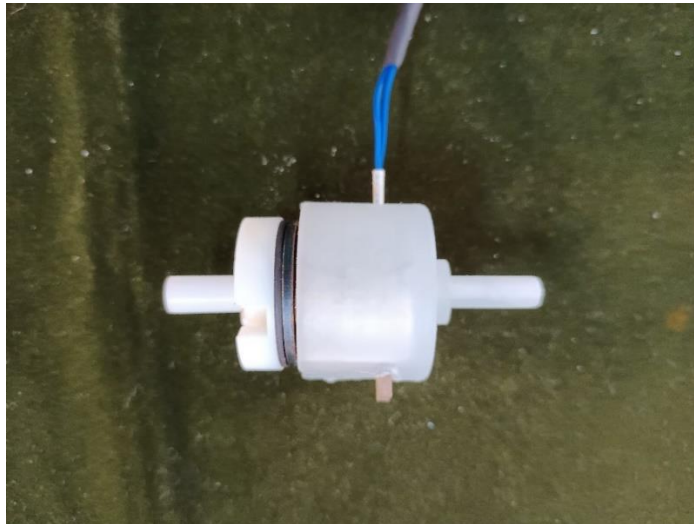


(C)

**Fonte: Autor**

O próximo componente da bancada de caracterização é o freio magnético que tem por função simular a carga do motor estudado a fim de mimetizar a resistência do atuador durante o ensaio hidrodinâmico. A Figura 4.10A mostra o freio magnético já com o eixo de fixação na base e a Figura 4.10B mostra com a base já acoplada ao suporte.

**Figura 4.10– Foto do Freio Magnético (A) e com o suporte acoplado (B).**



(A)

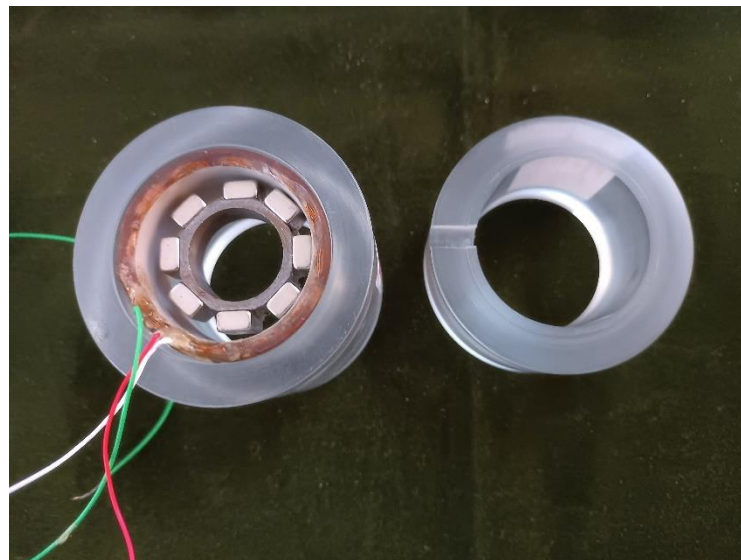


(B)

Fonte: Autor

O “casulo”, mostrado na Figura 4.11, foi montado de acordo com as dimensões do atuador e serve para a centralização do estator com o rotor.

**Figura 4.11– Casulo do estator para a bancada de testes vista de cima (A).**

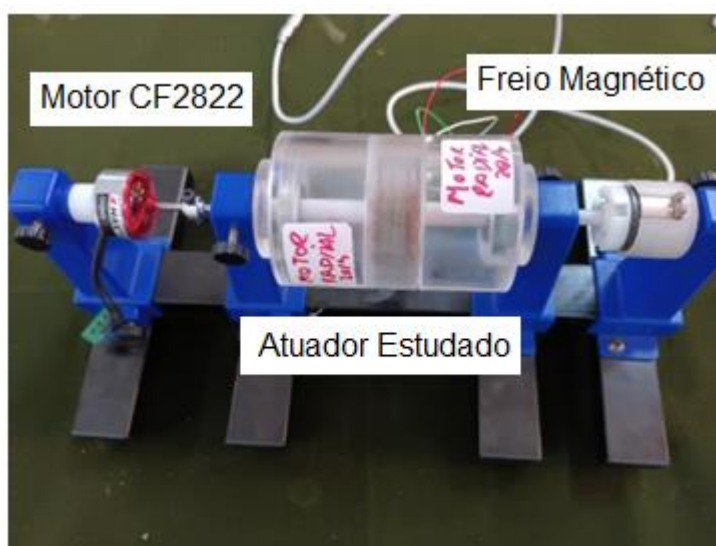


Fonte: Autor

A montagem da bancada foi feita por meio de uma barra fixada nos quatro suportes, o que auxilia na centralização dos suportes mecânicos a fim de que o torque transmitido por todo o eixo seja unitário. A Figura 4.12 mostra a bancada montada

onde o motor CF2822 fica em uma ponta dos suportes sendo usado como atuador ou sensor e na outra ponta está o freio magnético responsável em gerar uma resistência com o propósito de analisar se o torque gerado pelo motor é suficiente para os ensaios hidrodinâmicos e, por último, está o “casulo” onde o atuador estudado é fixado e centralizado com o rotor. Além disso, graças a flexibilidade que a bancada de caracterização possui, pode-se caracterizar motores BLDC de diferentes tamanhos, pois os suportes podem ser ajustados e apenas o “casulo” do motor deve ser construído, evitando a construção de uma nova bancada.

**Figura 4.12 – Bancada De Caracterização e teste de motores BLDC montada com o casulo.**



Fonte: Autor

### 4.3 Ensaios na bancada de caracterização e calibração

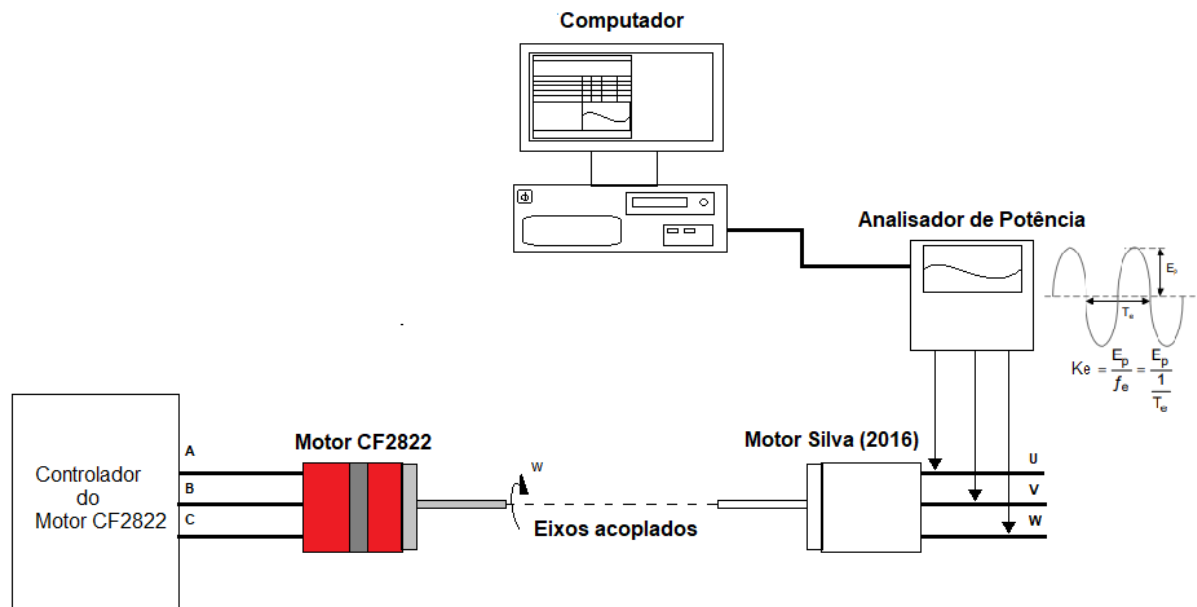
Após a construção da ferramenta de caracterização física, foi preciso determinar os ensaios necessários para a caracterização. Seguindo a ideia de Nargony (2009), o primeiro ensaio foi a determinação da constante de velocidade do atuador, o segundo foi regular o sistema de acionamento com o atuador e o terceiro foi realizar o ensaio de torque com freio magnético a fim de estudar a resposta dinâmica da máquina elétrica.

O primeiro ensaio foi acoplar o motor CF2822 no eixo do rotor do atuador apresentado em Silva (2016). Após a fixação dos eixos, o motor CF2822 desenvolve uma velocidade de rotação que gera no estator do motor uma tensão induzida chamada



BEMF. A BEMF gerada e a frequência angular do motor CF2822 podem ser relacionadas pela Equação 34, resultando na constante de velocidade do motor radial de Silva (2016). A Figura 4.13 mostra o diagrama da bancada de caracterização, a bancada mostra o motor 2 como o elemento ativo que desenvolve a frequência angular para induzir a BEMF do motor 1.

**Figura 4.13 – Ensaio para a determinação da constante de velocidade  $K_e$**



Fonte: Autor

Na figura 4.13 a determinação do coeficiente de velocidade pode ser feita através da Equação 35:

$$K_e = E_p * T_e \quad (35)$$

Sendo:

$K_e$  = coeficiente de velocidade

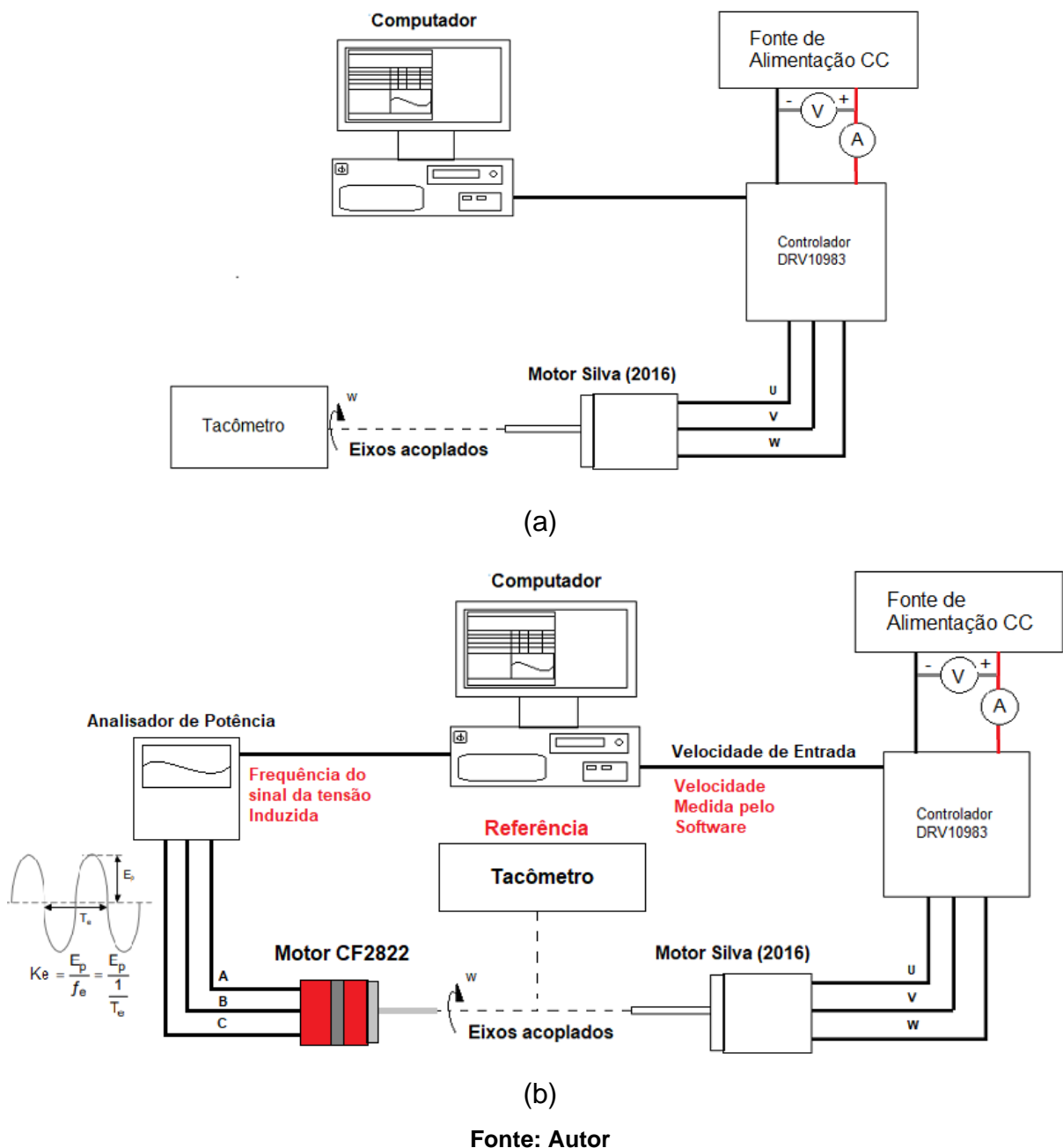
$E_p$  = Amplitude de pico da onda senoidal

$T_e$  = Período da onda

O segundo ensaio foi para determinar o sistema de acionamento por controle vetorial

através da corrente de acionamento. Como mostra a Figura 4.14, para realizar esse ensaio foi necessário utilizar o motor CF2822 como sensor de velocidade para levantar as velocidades do motor em relação aos comandos do *software*, o qual utiliza os números decimais de 0 a 511 como dados de entrada a fim de regular a velocidade solicitada.

Figura 4.14 – Ensaio sem carga, medição da perda do cobre, fricção e dissipação de calor.

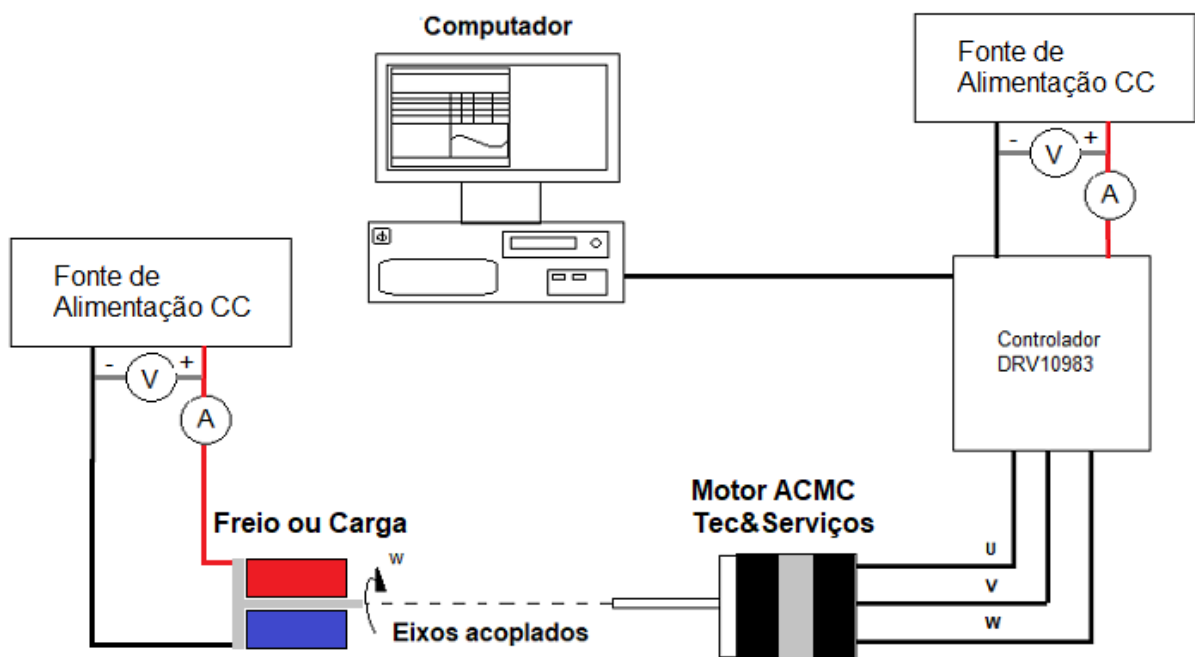


O terceiro ensaio avalia o torque do atuador, Figura 4.15, a fim de compará-lo com o



torque realizado no ensaio dinâmico e comparar as forças mecânicas para desenvolver uma independência do atuador com o ensaio hidrodinâmico e deixar os testes com atuador para bomba de sangue mais flexíveis. O experimento foi feito pelo conjunto motor e freio magnético, onde o freio gera uma carga resistiva no eixo do motor BLDC estudado, obrigando-o a consumir mais corrente para manter a velocidade solicitada.

**Figura 4.15 – Ensaio de Torque. No eixo do motor está acoplado uma carga ou um freio para levantar a corrente consumida de acordo com a carga.**



Fonte: Autor

#### 4.3.1. Calibração do Motor CF2822 como sensor de velocidade

A avaliação da velocidade dos motores caracterizados necessitava de uma forma física para aferir a velocidade de rotação a fim de comparar a velocidade medida no *software*, pois o programa utiliza a frequência de chaveamento dos transistores do controlador. A velocidade aferida pelo chaveamento dos transistores não mostra a velocidade real do motor, porque não são consideradas as perdas mecânicas do motor. Logo, foi necessário calibrar o motor CF2822 como sensor de velocidade que utilizou o motor radial desenvolvido em Silva (2016) acionado pelo controlador em uso

(DRV10983, Texas Instruments, EUA). A montagem do sistema de calibração, mostrado na Figura 4.13, utilizou uma bancada fixa com um eixo acoplado no motor CF2822 e o rotor do atuador radial sustentado por guias estacionárias, além disso, foi conectado um osciloscópio de um canal para aferir a tensão da BEMF nas fases do motor CF2822.

Foram realizadas quinze aferições com velocidades arbitrariamente escolhidas e a frequência do sinal BEMF do motor CF2822 foi medida. As formas de onda obtidas são demonstradas na seção B1 do Apêndice B. Adicionalmente, foi utilizado um tacômetro (TC-5035, ICELManaus, Brasil) para medir a velocidade no rotor externo do motor CF2822 como referência de comparação entre a velocidade medida pelo *software* (DRV19xxx, Texas Instruments, EUA) e a velocidade medida pelo motor CF2822 através do sinal BEMF. Os resultados das medições foram organizados na Tabela 4.1.

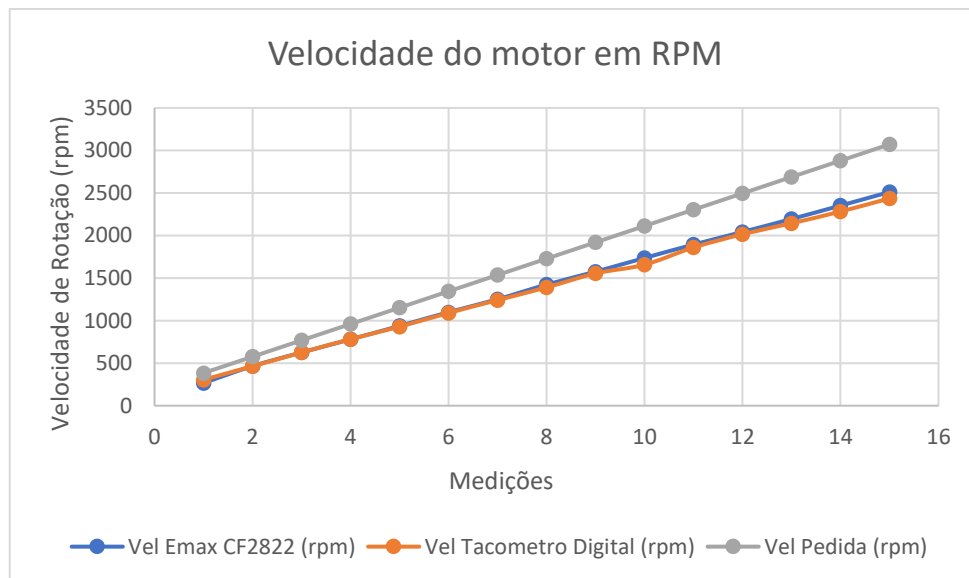
Tabela 4.1 – Estudo do Motor CF2822 como sensor de velocidade.

Calibração do Motor Ecmáx CF2822 como Sensor de Velocidade					
Medições	Vel Emáx CF2822 (Hz)	Vel Motor Radial 2016 (Hz) pedido	Tacômetro Digital (rpm)	Vel Emáx CF2822 (rpm)	Vel Motor Radial 2016 (rpm) pedido
1	35,6	25,6	305	267	384
2	62	38,4	464	465	576
3	83,45	51,2	625	625,875	768
4	104	64	782,2	780	960
5	125	76,8	928,2	937,5	1152
6	146,5	89,6	1090	1098,75	1344
7	166,8	102,4	1241	1251	1536
8	189,8	115,2	1390	1423,5	1728
9	210	128	1555	1575	1920
10	231,52	140,8	1657	1736,4	2112
11	252,51	153,6	1860	1893,825	2304
12	272,32	166,4	2015,3	2042,4	2496
13	292,59	179,2	2144	2194,425	2688
14	313,61	192	2282	2352,075	2880
15	334,9	204,8	2437	2511,75	3072

Fonte: Autor

Conseqüentemente, as três velocidades (velocidade do motor radial, velocidade medida e velocidade do motor CF2822) podem ser comparadas por meio do Gráfico 4.1, onde se pode concluir que a velocidade medida pelo tacômetro (TC-5035, ICELManaus, Brasil) e pelo motor CF2822 são próximas, já a velocidade amostrada pelo controlador possui uma diferença mais acentuada em velocidades acima de 1500 rpm.

**Gráfico 4.1– Reta de medição das três velocidades.**



**Fonte: Autor**

Portanto, pelos dados apresentados, pode-se concluir que o motor CF2822 pode ser usado como sensor de velocidade, pois a leitura de velocidade feita pelo *software* possui um desvio de leitura alto quando comparado ao tacômetro (TC-5035, ICELManaus, Brasil), por esta razão foi necessário calibrar a velocidade do motor em relação ao programa.

O ensaio para a caracterização da constante de velocidade utilizou o motor radial apresentado em Silva (2016) como referência inicial para a comparação dos resultados feitos pelo Laboratório de Eletromagnetismo da CTMSP e da simulação computacional feito no *software* FEMM 4.2. O parâmetro comparado foram as constantes de velocidade dos três ensaios que devem ser próximas para que o ensaio físico e a simulação computacional sejam validadas.

O experimento possui a mesma estrutura da Figura 4.15, onde o osciloscópio foi utilizado para capturar os sinais da tensão induzida no motor radial em diferentes velocidades. As informações coletadas foram a amplitude de sinal (tensão de pico) e a frequência, demonstradas no Apêndice B seção B2. Após a coleta dessas informações, a constante de velocidade foi calculada pela Equação 32 nas 12 aferições do atuador, como mostra a Tabela 4.2.

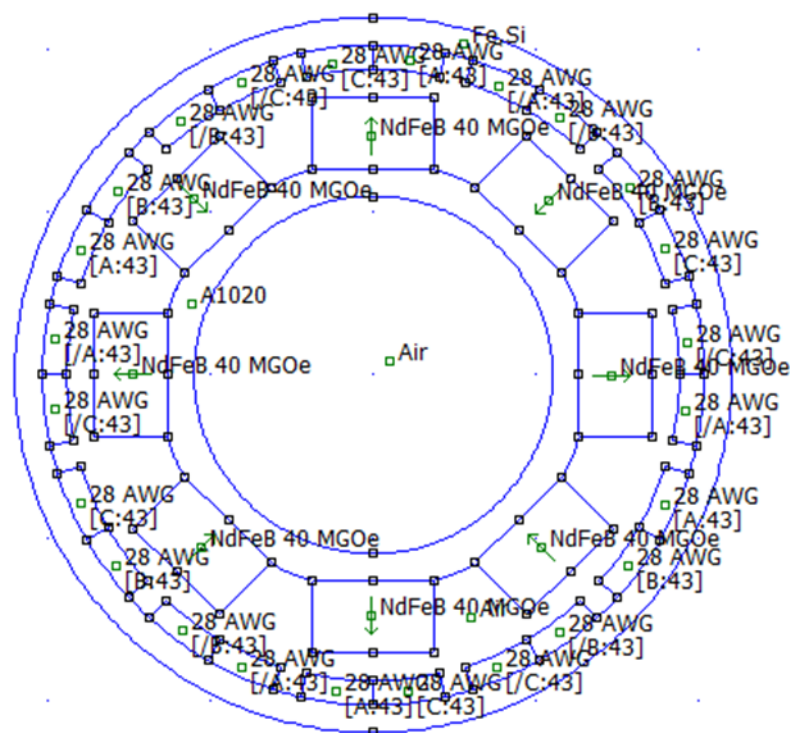
**Tabela 4.2 – Ensaio de determinação da constante de velocidade do motor radial Silva (2016)**

Ensaio de Determinação da Constante de Velocidade					
Medições	Tensão de pico (V)	Frequência (Hz)	Kv (mV/Hz)	Desvio da Média (D)	Desvio ao quadrado (D <sup>2</sup> )
1	2,84	114,709	24,76	0,80	0,63
2	4	163,13	24,52	0,56	0,31
3	4,08	170,985	23,86	-0,10	0,01
4	4,84	205,006	23,61	-0,35	0,12
5	5,08	212,23	23,94	-0,03	0,001
6	6,06	258,183	23,38	-0,59	0,34
7	6,36	272,085	23,47	-0,49	0,24
8	7,8	322,758	23,38	-0,59	0,34
9	7,8	322,428	24,17	0,21	0,04
10	8,3	342,939	24,19	0,23	0,05
11	8,6	357,264	24,20	0,24	0,058
12	9,6	408,64	24,07	0,11	0,012
		MÉDIA	23,96	0,36	0,18
				Desvio Padrão (s)	0,11

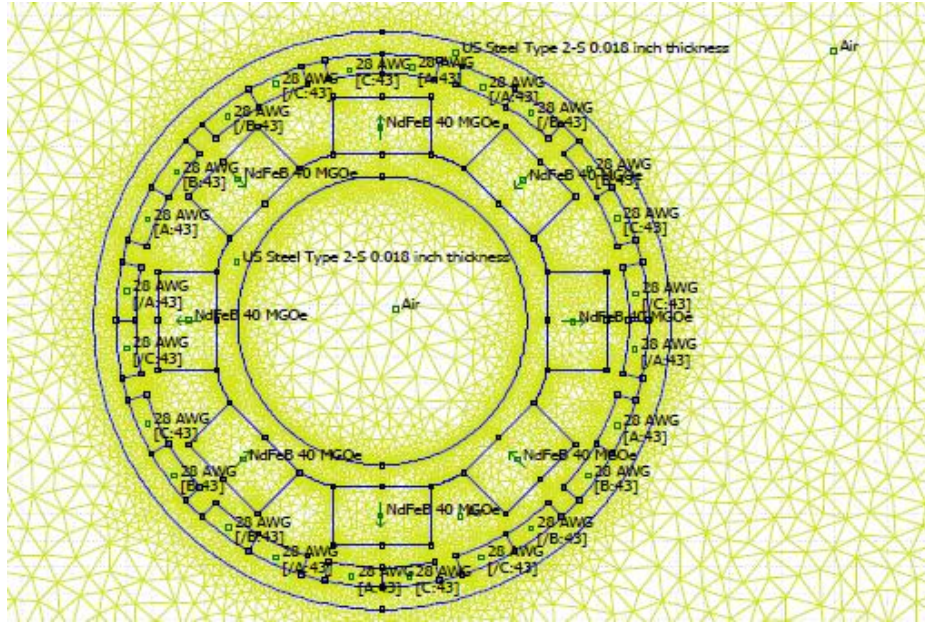
**Fonte: Autor**

Após o ensaio em bancada, foi realizada a simulação computacional do motor radial apresentado em Silva (2016) utilizando o *software* FEMM 4.2. O desenho foi construído no próprio programa, Figura 4.16A, e desenvolvido a MEF do tipo triangular em toda a geometria do motor radial mostrada na Figura 4.16B. Após a criação da malha pelo programa, foi feita a simulação das linhas de campo magnético, Figura 4.16C. Após a construção das linhas de campo, o programa calculou a intensidade do campo magnético em toda a estrutura do atuador radial como mostra a Figura 4.16D. A geometria e as simulações do motor radial da figura utilizaram o *Lua Console* fornecido pelo próprio programa.

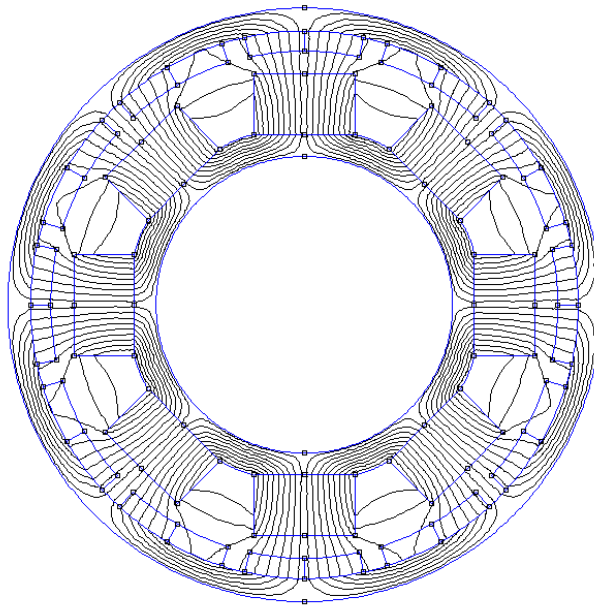
**Figura 4.16 – Desenho do motor radial com os materiais definidos (A); Simulação e criação das malhas (B); Simulação das linhas de campo (C) e simulação das concentrações de campo (D).**



(A)



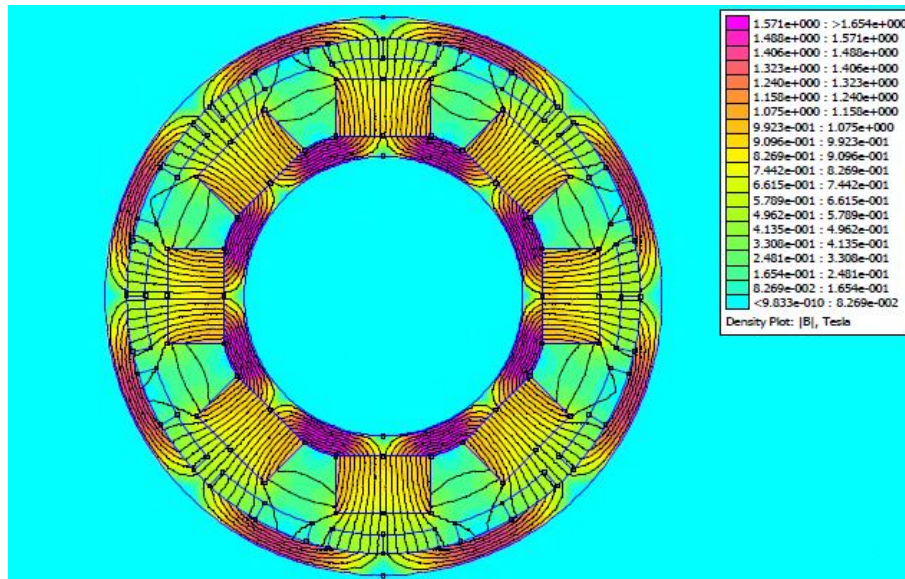
(B)



Ativ

(C)



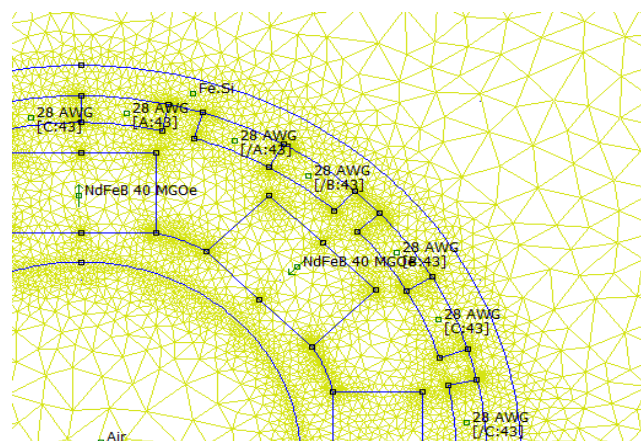


(D)

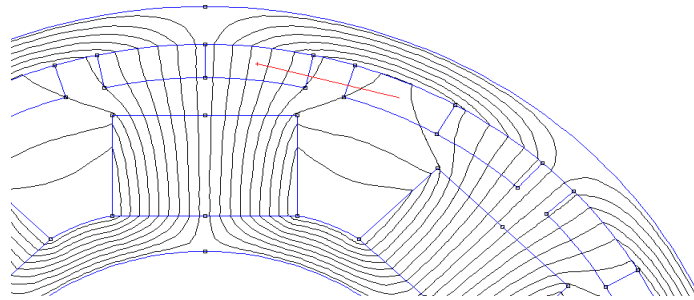
Fonte: Autor

Na segunda parte da simulação, o fluxo concatenado nos enrolamentos das fases foi estudado. Para esse estudo foi definido três áreas. Essas áreas são as faces de uma bobina de cada fase A, B e C como mostra nas figuras 4.17A, 4.17B.

**Figura 4.17 - Imagem da simulação com a malha no primeiro quadrante (A); Definição da área da bobina (B).**



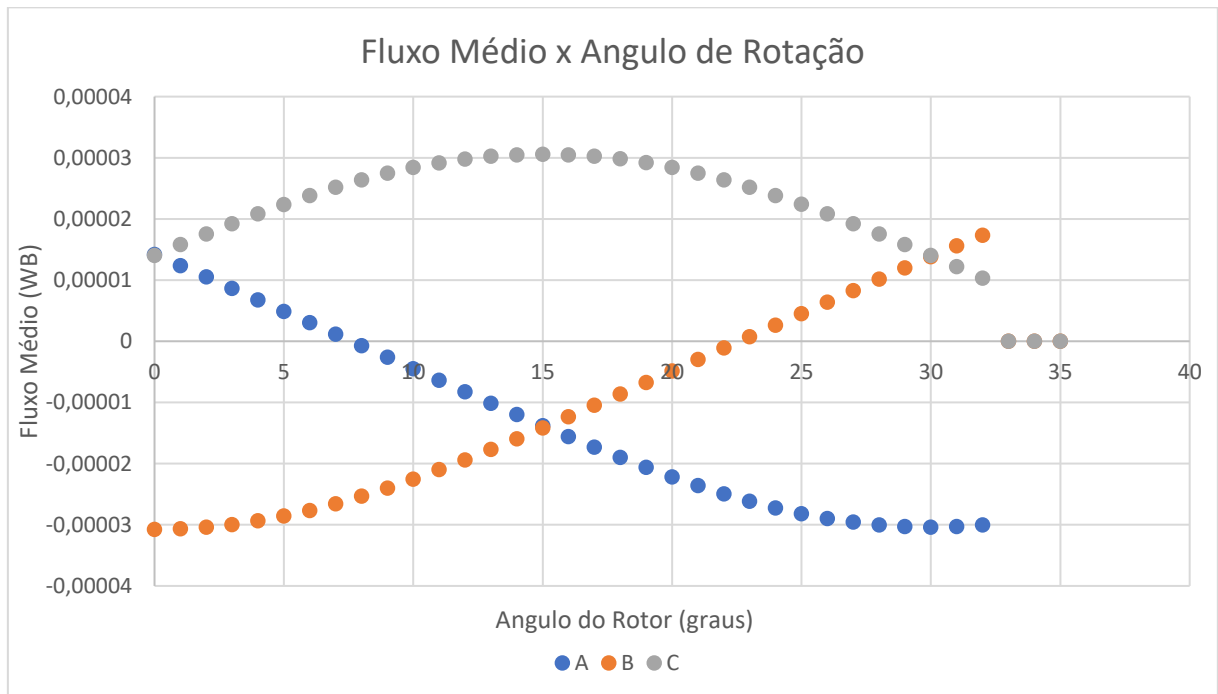
(A)



(B)

Depois de definir a área de trabalho, foi calculado pelo software o fluxo magnético passante da região definida pela Figura 4.17. Esse procedimento foi repetido 30 vezes para completar o deslocamento do rotor em 30 graus mecânicos, obtendo a variação do fluxo pelo ângulo de rotação, mostrado no Gráfico 4.2.

**Gráfico 4.2 - Gráfico do fluxo médio pela variação do rotor em graus, variação de 1 grau.**

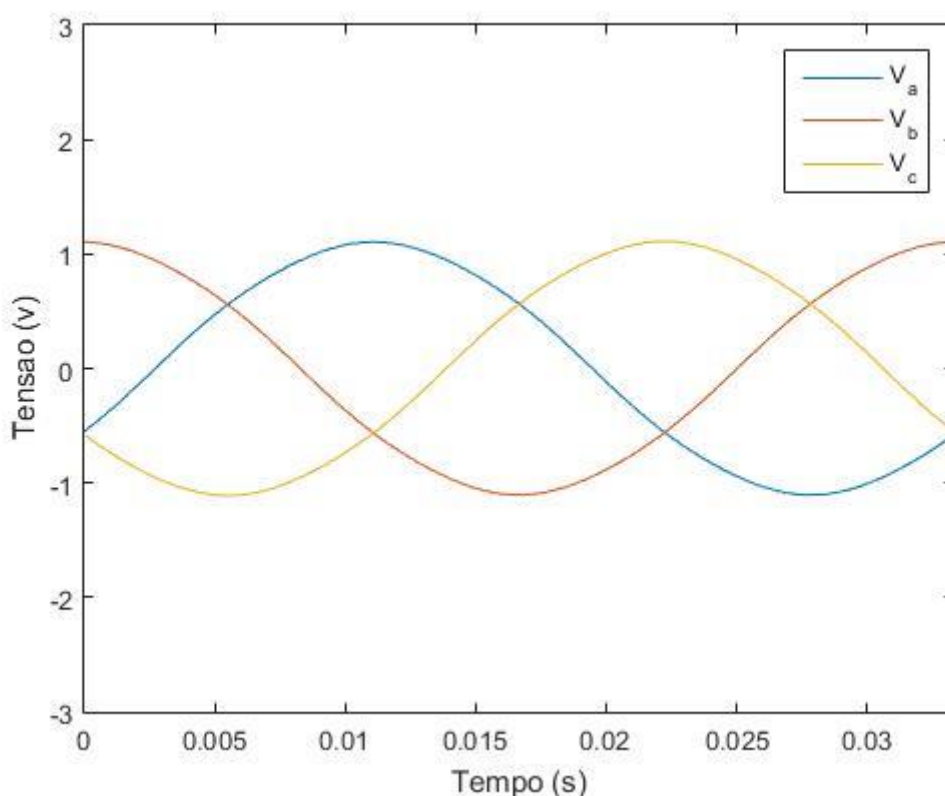


**Fonte: Autor**

Após a simulação do enlace de fluxo nas bobinas, foi feita a simulação definindo as

regiões de borda como explicado na seção 4.1, utilizando a programação do Apêndice A para determinar a tensão induzida nos enrolamentos. Os resultados mostrados no Gráfico 4.3 demonstram as tensões induzidas nas fases do motor com frequência de 30 Hz.

**Gráfico 4.3– Tensão induzida das bobinas a uma rotação de 30 Hertz.**



**Fonte: Autor**

Na simulação computacional, o valor da constante elétrica do motor radial apresentado por Silva (2016) resultou no valor de 27,07mV/Hz, já na bancada, o valor obtido foi de 24mV/Hz, logo os dois experimentos possuem valores próximos, sendo possível afirmar que a simulação computacional entrega resultados fiéis aos valores obtidos na bancada.

#### **4.3.2. Calibração do freio magnético**

A caracterização da corrente com o acionamento do atuador foi necessária para analisar as aplicações práticas do ensaio hidrodinâmico, portanto foi essencial calibrar

um freio magnético cujo torque fosse suficiente para mimetizar a força de rotação do eixo da bomba de sangue, utilizando a intensidade da corrente consumida pelo atuador como variável em comum entre o ensaio hidrodinâmico e o uso do freio magnético.

A calibração do freio magnético foi feita por meio do acionamento do motor CF2822 em uma velocidade de rotação constante escolhida arbitrariamente (2150 rpm) acoplado ao freio magnético, sendo alimentado por uma fonte de corrente variável, como mostra a Figura 4.18. O motivo dessa montagem é que a solução empírica do torque do freio é igual a diferença do torque resultante com o torque do motor sem carga como mostra a Equação 36.

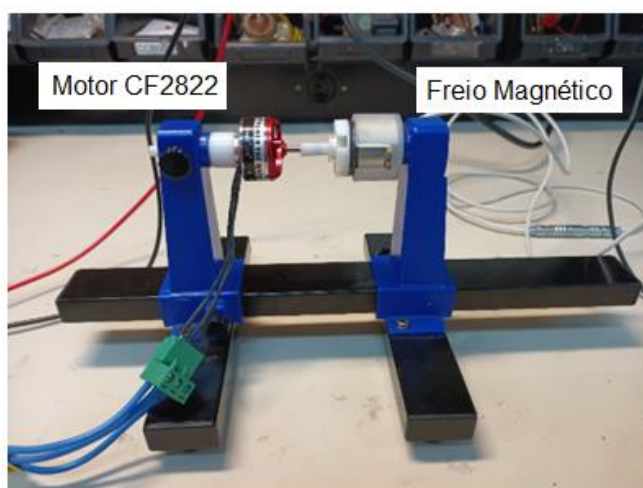
$$T_{freio} = T_{total} - T_{vazio} \quad (36)$$

$T_{total}$  – Torque realizado do motor com o freio

$T_{vazio}$  – Torque do motor com o eixo sem carga

$T_{freio}$  – Torque do freio magnético

**Figura 4.18 – Montagem da bancada de caracterização do freio magnético.**



**Fonte: Autor**

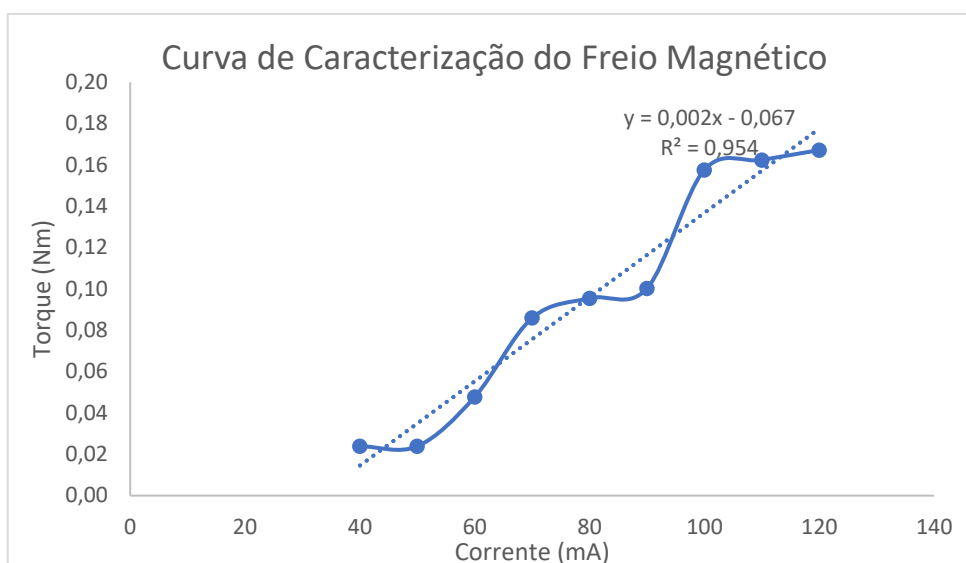
Como o torque é definido pela corrente do motor, já explicado na Seção 3.2.2, pode-se realizar o experimento por meio da variação da corrente de ambos os componentes, como mostra a Tabela 4.3.

**Tabela 4.3 – Dados para a calibração do freio magnético**

Corrente		Velocidade = 2150 rpm	
Freio (mA)	Motor (A)	Torque contínuo (Nm)	Torque do Freio (Nm)
120	0,81	0,39	0,17
110	0,8	0,38	0,16
100	0,79	0,38	0,16
90	0,67	0,32	0,10
80	0,66	0,32	0,10
70	0,64	0,31	0,09
60	0,56	0,27	0,05
50	0,51	0,24	0,02
40	0,51	0,24	0,02
30	0,46	0,22	0
20	0,46	0,22	0
10	0,46	0,22	0
0	0,46	0,22	0
Kv			
1200	rpm/V	20	Hz/V
Kt			
0,48 Nm/A			

**Fonte: Autor**

A Tabela 4.3 demonstra a variação da corrente do freio magnético com a corrente do motor que pode ser convertida em torque pela constante de torque  $K_t$  e pela Equação 35, portanto o freio pode ser caracterizado pela relação entre a corrente e o torque como apresentado no Gráfico 4.4.

**Gráfico 4.4 – Curva de Caracterização do Freio Magnético**

Fonte: Autor

Após a plotagem dos dados no Gráfico foi possível determinar uma linha de tendência linear e definir uma função de caracterização do freio magnético descrita pela Equação 37:

$$Torque = 0,002 * Ifreio - 0,067 \quad (37)$$

Sendo

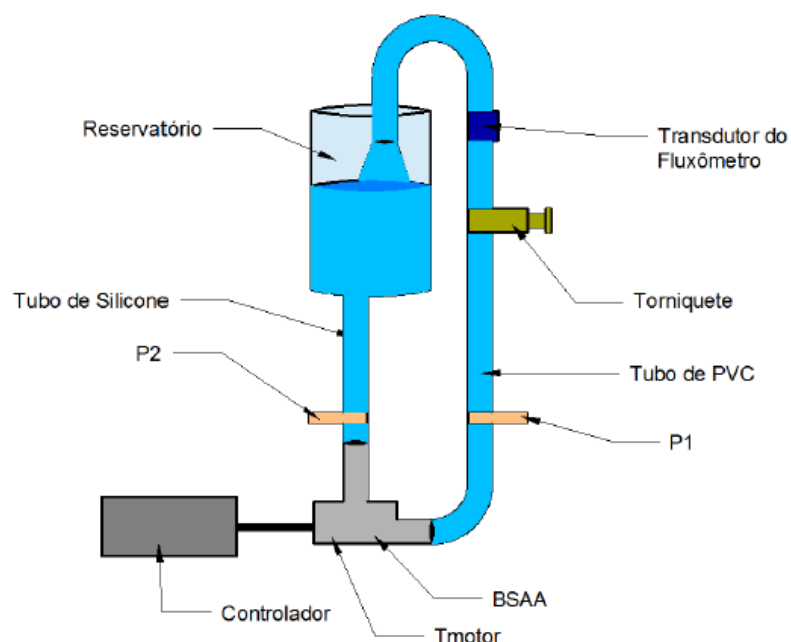
Torque – Torque resistivo exercido pelo freio magnético em Nm

Ifreio – Corrente que passa no freio magnético em mA

#### 4.4. Ensaios Hidrodinâmicos e utilização do SHSC

A segunda parte dos ensaios foi o levantamento das características hidrodinâmicas do motor acoplado na parte mecânica da bomba utilizando um circuito hidráulico como a figura 4.19.

**Figura 4.19 - Circuito hidráulico para o teste da bomba.**



Fonte: Silva, 2016

Esse estudo foi feito para levantar as curvas de pressão x fluxo da bomba e estudar as faixas de trabalho para comparar com as necessidades do projeto. Esse ensaio foi útil para observar o rendimento do motor em situação de carga, levantando em cada medida a corrente consumida pelo atuador quando acionado.

Com o atuador caracterizado e aprovado nos ensaios descritos, incluiu-se uma terceira etapa que foi acoplar o motor montado junto com a estrutura mecânica de uma bomba de sangue no SHSC para observar o comportamento dinâmico da bomba em uma situação hidrodinâmica de um paciente com ICA.

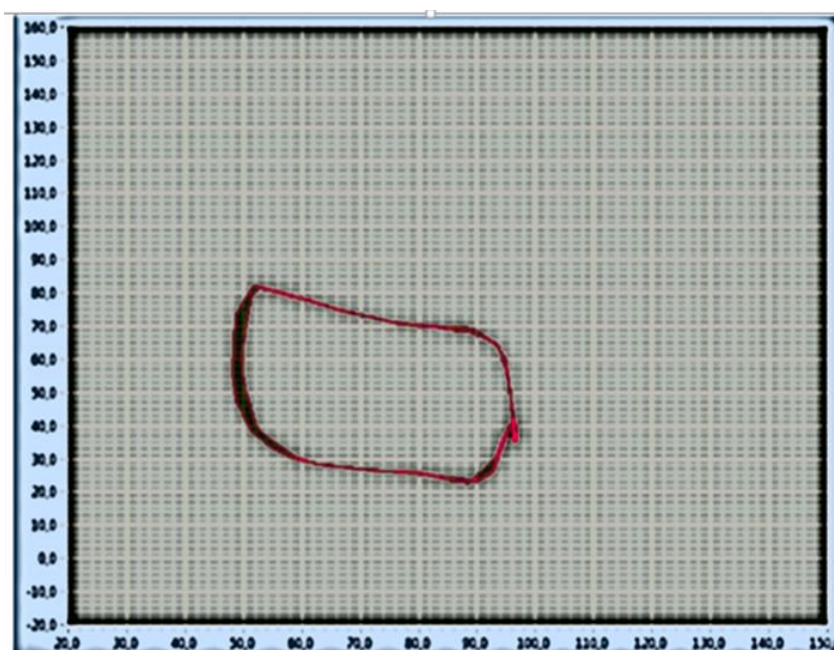
Esses parâmetros que simulam a condição de um paciente com insuficiência cardíaca grave, em que a doença possui sintomas refratários e requer intervenção especial, já foram estudados por Nishida (2018) e estão demonstrados na tabela 4.4. O diagrama de pressão-volume que foi um resultado da simulação de um paciente em condição em ICA é demonstrado na Figura 4.20.

Tabela 4.4 - Valores do SHSC em condição em insuficiência cardíaca em situação estágio D.

<b>RVS (Resistência Vascular Sistêmica)</b>	1,9
<b>FE</b>	19,17%
<b>DC</b>	1,8L/min
<b>FC</b>	80bpm
<b>E<sub>máx</sub></b>	0,85
<b>PAE</b>	25mmHg

Fonte: Autor

Figura 4.20 - Diagrama PV de uma situação de insuficiência no SHSC.



Fonte: Autor

Esses parâmetros determinam o ponto inicial do ensaio, pois simulam um paciente com ICA cuja necessidade é de que o protótipo da bomba em avaliação consiga aumentar a fração de ejeção (FE) e o débito cardíaco (DC) mantendo a pressão média na saída da câmara em 100mmHg devendo permanecer constante durante o período, observando a faixa de velocidade estudada na segunda parte dos ensaios.

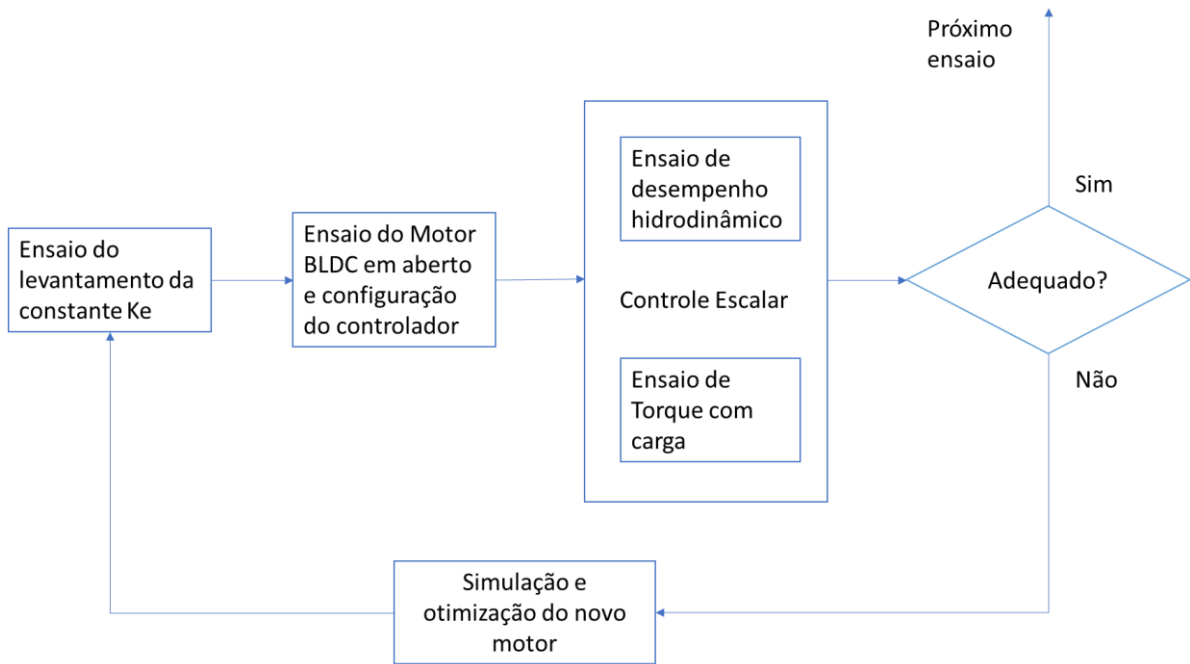


#### **4.5. Motor BLDC caracterizado**

Após a calibração dos componentes da bancada de caracterização, foi realizada a caracterização do motor radial do tipo BLDC fornecido pela empresa APMC Tecnologia e Serviços via projeto FAPESP de número 13/24434-0 a fim de ser utilizado como atuador de bombas de sangue implantáveis. O atuador possui 8 polos, 4,25 Ohms de resistência elétrica por fase, tensão de entrada de 12 V em CC. O rotor possui seções octogonais e com distância de entreferro de aproximadamente 2,0 mm. O atuador passou por todos os ensaios descritos pelo capítulo 4 e foi avaliado se possui a capacidade de gerar a energia mecânica suficiente para exercer o fluxo e a pressão necessárias em um DAV. Adicionalmente, serviu como validação do método de caracterização e, além disso, foi possível desenvolver as relações entre os ensaios elétricos e o ensaio hidrodinâmico.

#### **4.6. Diagrama de testes do motor BLDC**

Como descrito anteriormente, o motor BLDC foi submetido a uma série de ensaios de caracterização e de desempenho a fim de desenvolver o motor ideal para o DAV projetado. O ensaio inicial realiza o levantamento da constante elétrica  $K_e$  que serve para configurar o controlador do motor BLDC. O segundo ensaio levanta a velocidade do motor BLDC sem carga e o controle da velocidade. O terceiro ensaio aborda o estudo do desempenho hidrodinâmico com o torque do motor BLDC, a fim de determinar se foi adequado para a bomba de sangue, porém se o motor BLDC não for adequado é necessário desenvolver um novo motor através dos dados dos ensaios realizados e simular um novo motor, como mostra o fluxograma da Figura 4.21.

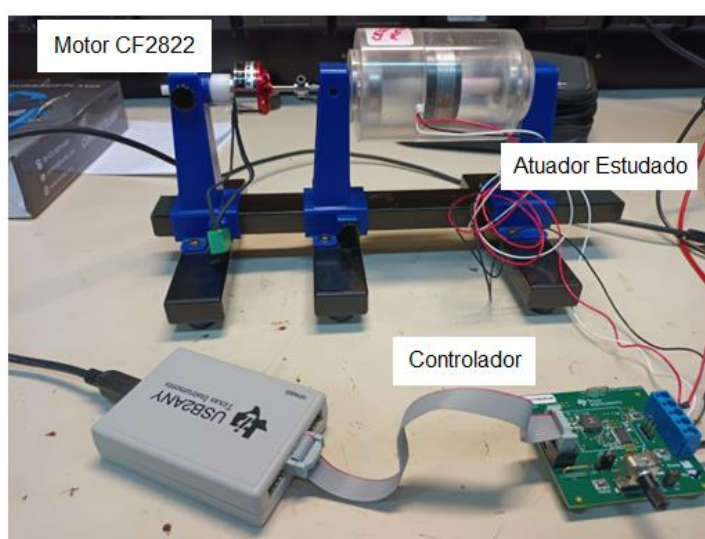
**4.21 – Diagrama de testes do motor BLDC**

Fonte: Autor

## 5. RESULTADOS DOS EXPERIMENTOS

Foi feita a caracterização do motor fornecido pela empresa ACMC Tecnologia e Serviços com o propósito de ser utilizado como atuador da bomba de sangue ápico-aórtica (BSAA), iniciou pelo ensaio para levantamento da constante de velocidade por meio do ajuste da frequência de rotação do motor CF2822 com o osciloscópio de um canal aferindo uma das fases do motor, como mostrado na Figura 5.1.

Figura 5.1 – Estrutura física da bancada de testes para o ensaio de caracterização.



Fonte: Autor

Neste ensaio a tensão induzida para diferentes velocidades de rotação foi aferida, Tabela 5.1, com as constantes elétricas já calculadas, resultando uma média de 15,53mV/Hz. Os dados adquiridos pelo osciloscópio estão na Seção B3 do Apêndice B.

**Tabela 5.1 – Determinação da constante de velocidade via aquisição das tensões induzidas de acordo com a velocidade do rotor.**

Ensaio de Determinação da Constante de Velocidade					
Medidas	Tensão de pico (V)	Frequência (Hz)	Constante Kv (mV/Hz)	Desvio	Desvio ao quadrado
1	2,28	144,151	15,82	0,29	0,082
2	3,36	224,148	14,99	-0,54	0,30
3	2,84	176,597	16,08	0,55	0,30
4	4,64	305,599	15,18	-0,35	0,12
5	4,72	296,143	15,94	0,41	0,17
6	4,76	296,636	16,04	0,51	0,26
7	5,56	372,072	14,94	-0,59	0,35
8	6,04	391,028	15,44	-0,093	0,0087
9	6,36	413,64	15,37	-0,16	0,027
MÉDIA			15,53	0,39	0,18

**Fonte: Autor**

Considerando as Equações da Seção 3.2 foi possível calcular as outras constantes que estão demonstradas na Tabela 5.2.

**Tabela 5.2 – Levantamento das constantes do motor.**

Tensão de Alimentação (V)	12
Constante de Velocidade Kv (Hz/V)	64,39
Constante da Ke (mV/Hz)	15,53
Constante de Torque Kt (Nm/A)	0,15

**Fonte: Autor**

Após o ensaio inicial, foi necessário realizar o estudo da velocidade de rotação do atuador considerando o comando de entrada via *software*. Logo, o ensaio de calibração das medições de velocidade utilizando o motor CF2822 como sensor de velocidade foi montado de acordo com a Figura 5.1. Após organizar as medidas na Tabela 5.3, foi desenvolvido o Gráfico 5.1 mostrando a relação entre os números 0 a 511 (forma discreta para ajuste da velocidade via *software*) e a velocidade real. Ressalta-se que os valores de 0 a 60 não estão inclusos no Gráfico 5.1 pois não houve acionamento do atuador.

**Tabela 5.3 – Relação entre o buffer do software com a velocidade real do atuador.**

Medidas	Número decimal	Frequência do CF2822 (Hz)	Velocidade de Rotação (rpm)
1	511	630	4725
2	500	615	4612,5
3	480	590	4425
4	460	565	4237,5
5	440	538	4035
6	420	512	3840
7	400	485	3637,5
8	380	460	3450
9	360	435	3262,5
10	340	407	3052,5
11	320	380	2850
12	300	352	2640
13	280	325	2437,5
14	260	298	2235
15	240	270	2025
16	220	245	1837,5
17	200	218	1635
18	180	190	1425
19	160	165	1237,5
20	140	136	1020
21	120	112	840
22	100	86	645
23	80	60	450
24	60	0	0
25	40	0	0
26	20	0	0
27	0	0	0

**Fonte: Autor**

Após projetar os dados no Gráfico 5.1, foi criada uma linha de tendência e calculado a Equação 38 que demonstra a relação dos números decimais do software com a velocidade real do motor:

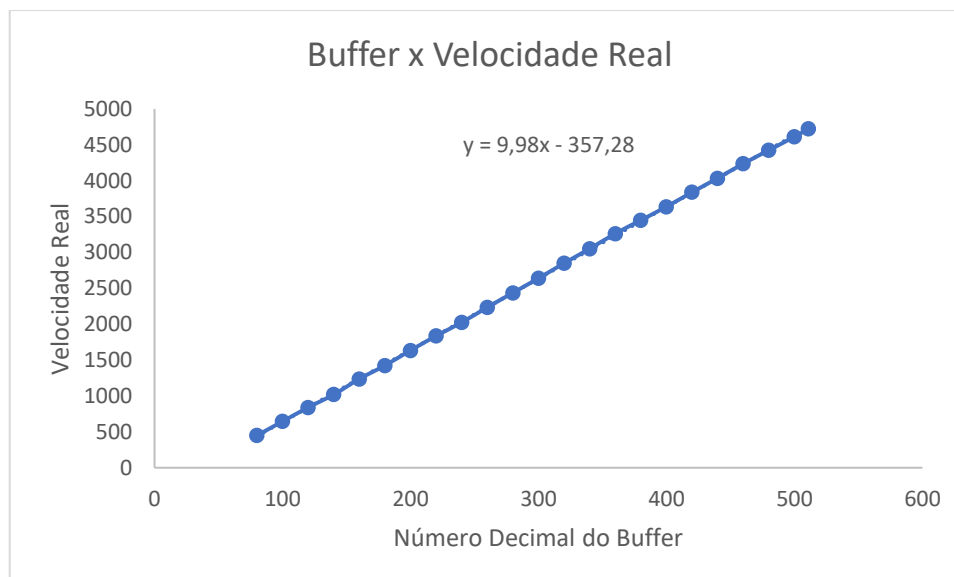
$$N = 9,98 * n - 357,28 \quad (38)$$

Sendo

N – Velocidade real do motor em rpm

n – Número decimal de 0 a 511 que representa a velocidade solicitada pelo *software*.

**Gráfico 5.1 – Relação do Buffer pela velocidade real**

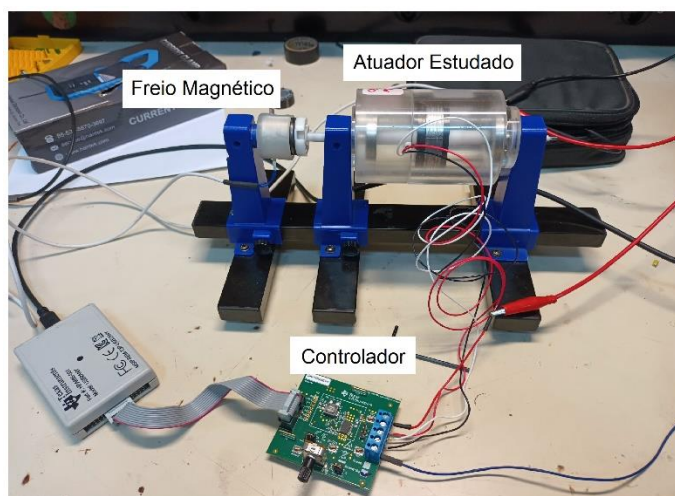


**Fonte: Autor**

O ensaio utilizando o freio magnético tem como princípio analisar o torque realizado pelo atuador através da intensidade da corrente consumida. Para esta finalidade, foi necessário programar o controlador a fim de aplicar a máxima intensidade de corrente com o propósito de entregar o maior torque possível durante todo o procedimento, de modo a garantir o funcionamento do atuador e minimizar a perda de velocidade caso ocorram falhas devido a perdas por aquecimento do cobre.

O motor radial estudado foi acoplado com o freio magnético, sendo que este foi alimentado para fornecer o torque resistivo máximo. O motor radial foi acionado sob três valores de corrente que foram 1,6A, 0,8A e 0,4A para analisar a capacidade do acionamento do motor limitada pela corrente em relação ao torque resistivo do freio.

**Figura 5.2 – Bancada com o freio magnético**



**Fonte: Autor**

Para este experimento foram verificadas quatro velocidades baseadas nas bombas analisadas por Silva (2016) sendo a corrente limitada em três valores. Adicionalmente, o freio magnético criou uma carga de 0,167 Nm no motor para mimetizar as perdas mecânicas da bomba de sangue como mostrado na Tabela 5.4.

**Tabela 5.4 – Ensaio sobre o acionamento de acordo com a corrente máxima do controlador.**

1,6 a 1,2 A			0,8 a 0,6A			0,4 a 0,3 A		
velocidade (rpm)	corrente (A)	Carga (Nm)	velocidade (rpm)	corrente (A)	Carga (Nm)	velocidade (rpm)	corrente (A)	Carga (Nm)
3000	1,53	0,167	3000	não aciona	0,167	3000	não aciona	0,167
2460	1,68	0,167	2460	não aciona	0,167	2460	não aciona	0,167
1920	1,64	0,167	1920	0,47	0,167	1920	não aciona	0,167
960	1,5	0,167	960	0,52	0,167	960	0,12	0,167

**Fonte: Autor**

Depois da realização dos ensaios elétricos, o atuador foi montado junto com a estrutura de titânio da bomba de sangue oferecida pela empresa “Great Heart Equipamentos Médicos” que é uma *Start Up* criada em 2018. O atuador foi fixado com resina na parte superior da bomba e os ímãs permanentes foram fixados no rotor, como mostra a Figura 5.3 A. A bomba de sangue foi acionada pelo controlador DRV10983, o mesmo controlador utilizado em estudos anteriores desta tese, Figura 5.3 B.

Figura 5.3 – Bomba desmontada (A) e bomba montada com o controlador (B).



(A)



(B)

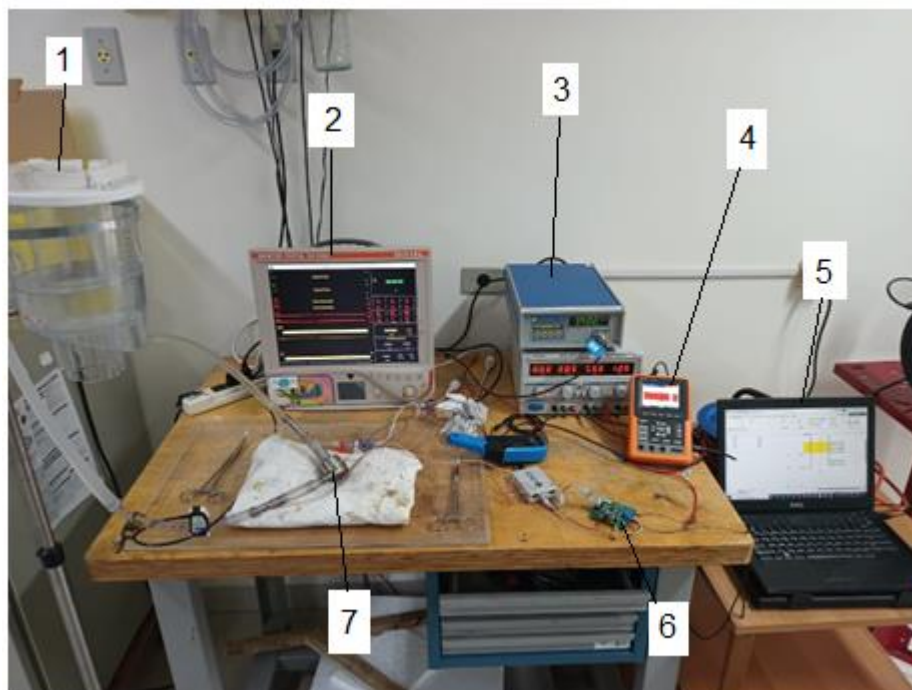
Fonte: Autor

Após a montagem da bomba de sangue, foi desenvolvido o ensaio hidrodinâmico da Figura 5.4 utilizando um reservatório [1], um monitor multiparâmetro (DX2020, Dixtal, Brasil) [2], um fluxômetro por ultrassom (HT110, Transonic Systems Inc, EUA) [3], um osciloscópio (HK-1021M068, Hikari, China) com ponta de corrente para medir a intensidade de corrente [4], um computador para aquisição e organização dos dados [5], o controlador do motor BLDC [6] e a bomba de sangue conectada ao reservatório com dois sensores de pressão (TruWave, Edwards Lifesciences, EUA) aferindo a



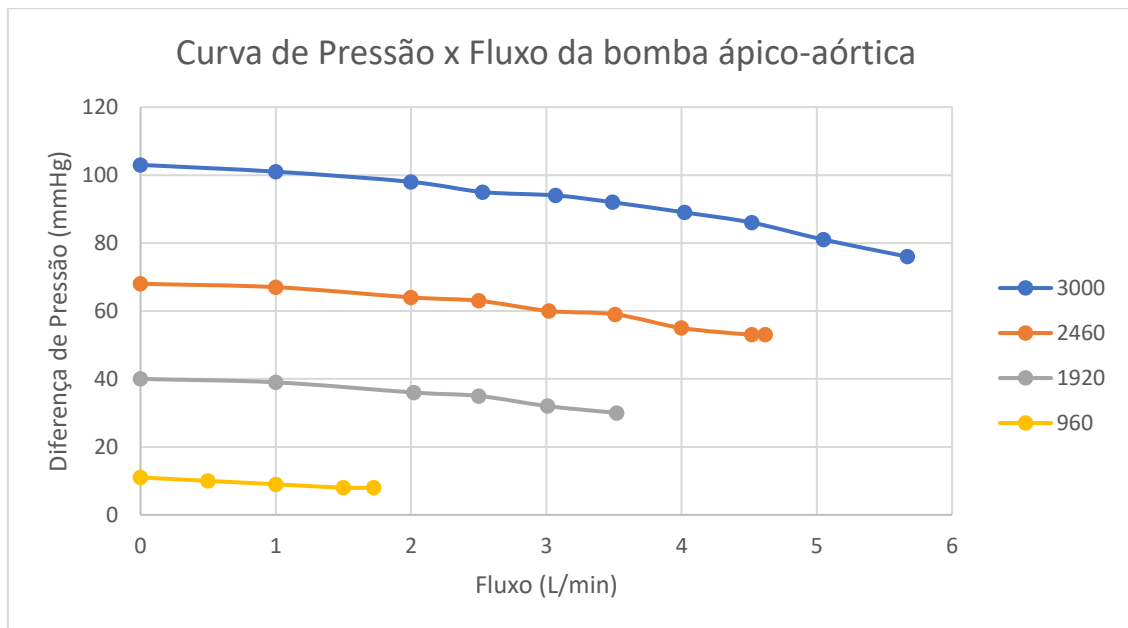
diferença entre a pressão da entrada e da saída com um transdutor de fluxo acoplado na saída da bomba [7].

**Figura 5.4 – Bancada Hidrodinâmica**



**Fonte: Autor**

Após a montagem do circuito hidrodinâmico descrito no capítulo 4, foi levantado o Gráfico 5.2 e medida a intensidade da corrente durante o procedimento do ensaio, mostrado na Tabela 5.5.

**Gráfico 5.2– Curva de Pressão x Fluxo da bomba ápico-aórtica.****Fonte: Autor**

**Tabela 5.5 – Dados da curva de pressão x fluxo com as correntes do motor limitadas em três faixas de 1,6 A, 0,8 A e 0,4 A.**

velocidade (rpm)	pressão (mmHg)	Fluxo (L/min)	Corrente Máxima Ajustada		
			1,6 A	0,8 A	0,4 A
3000	76	5,67	1,45	Não acionou	Não acionou
	81	5,05	1,46		
	86	4,52	1,46		
	89	4,022	1,5		
	92	3,49	1,5		
	94	3,07	1,5		
	95	2,53	1,51		
	98	2	1,5		
	101	1	1,54		
	103	0	1,54		
2460	68	0	1,72	Não acionou	Não acionou
	67	1	1,72		
	64	2	1,72		
	63	2,5	1,72		
	60	3,02	1,72		
	59	3,51	1,68		
	55	4	1,67		
	53	4,52	1,67		
1920	30	3,52	1,62	0,45	Não acionou
	32	3,01	1,65	0,43	
	35	2,5	1,64	0,44	
	36	2,02	1,65	0,45	
	39	1	1,65	0,48	
	40	0	1,65	0,48	
1500	26	0	1,59	0,52	Não acionou
	25	1	1,62	0,52	
	23	1,51	1,6	0,52	
	22	2	1,6	0,51	
	20	2,51	1,59	0,5	
	19	2,81	1,59	0,5	
960	8	1,724	1,56	0,54	0,12
	8	1,5	1,55	0,54	0,13
	9	1	1,56	0,54	0,13
	10	0,5	1,56	0,54	0,13
	11	0	1,56	0,54	0,13

Fonte: Autor

A comparação entre os dois ensaios definiu que a utilização do freio magnético consegue mimetizar o esforço do motor elétrico no ensaio hidrodinâmico, além disso, é possível adquirir os dados do torque diretamente pela corrente e não depende da construção da estrutura da bomba de sangue.

O torque do atuador foi calculado pela Equação 39, resultando em um torque de 0,255 Nm para uma corrente de 1,72 A e 0,2175 Nm para uma corrente de 1,45 A, porém a intensidade da corrente é alta em aplicações de suporte circulatório implantável de longo prazo.

De acordo com Anuncia (2018), a bateria de um DAV de longo prazo é do tipo Lítio-Cadmio de massa de 1Kg com 150Wh de potência. Logo, foi utilizado a capacidade de potência da bateria como referência para analisar se o atuador da ACMC Tecnologia e Serviços estava adequado para ser aplicado em bombas de sangue.

De acordo com Anuncia (2018), o tempo para descarregar uma bateria de um DAV é geralmente de 12 horas e o cálculo do tempo de descarga é demonstrado pela Equação 38:

$$T_{descarga} = \frac{P_{bateria}}{I_{cons} * V_{cc}} \quad (38)$$

Sendo:

$T_{descarga}$  – Tempo para descarregar a bateria em horas

$P_{bateria}$  – Capacidade de armazenamento de carga de uma bateria em W.h

$I_{cons}$  – Corrente consumida pelo atuador em Ampéres

$V_{cc}$  – Tensão de alimentação da bateria em Volts

Utilizando a Equação 38 para calcular o tempo para descarregar uma bateria convencional de DAV com a corrente do motor radial estudado, resulta-se no tempo de 7 horas. Portanto, o motor radial estudado possui o torque suficiente para manter a velocidade constante, mas consome uma corrente alta para os padrões de uma bomba de sangue implantável de longo prazo.

A corrente do motor, de acordo com Anuncia (2018) e com a Equação 38, não deve ultrapassar o valor de 1 A. Portanto, foi necessário otimizar o motor radial estudado para que tenha a especificação que não consuma uma corrente superior a 1 A.

O cálculo que relaciona o torque e a corrente pode-se ser calculado por meio da constante de torque do motor representado pela Equação 39:

$$\tau = I * Kt \quad (39)$$

Sendo:

$\tau$  - Torque do motor

I – Corrente de Operação

Kt – Constante de Torque

O cálculo das constantes elétricas foi realizado de acordo com o torque de 0,255N.m. e com as correntes de operação 0,5; 0,6 e 0,8A e organizados na Tabela 5.6.

**Tabela 5.6 – Estudo de constantes elétricas para motores capazes de realizar o torque de 0,255Nm para correntes de 0,5; 0,6 e 0,8 A.**

	Corrente (A)	Constante de Torque (Nm/A)	Constante de Operação (mV/Hz)	Velocidade Máxima em 12V de alimentação (Hz)
<b>T=0,255Nm</b>	<b>0,5</b>	0,51	33	363,6
	<b>0,6</b>	0,425	44	272,72
	<b>0,8</b>	0,32	53	226,41

**Fonte: Autor**

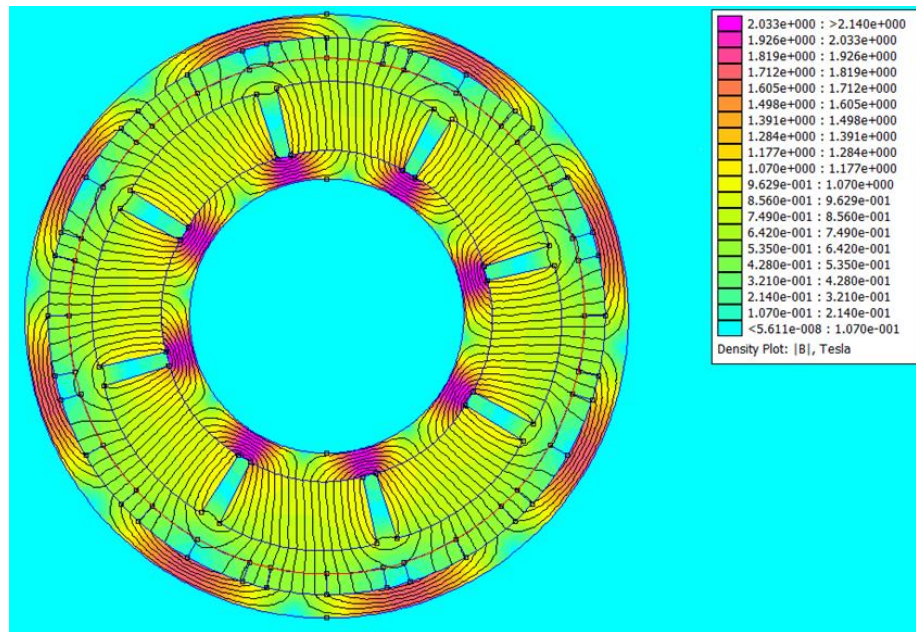
A Tabela 5.6 demonstra os valores da constante de torque, da constante elétrica e da velocidade máxima de atuadores que consigam uma corrente de 0,5, 0,6 ou 0,8A exercer o torque de 0,255Nm.

Entre as constantes calculadas para motores aplicados em bombas de sangue, o melhor valor foi de 44mV/Hz, pois possui uma faixa de velocidade mais adequada e desenvolve o torque necessário para uma corrente de 0,6 A.

Para efeitos de cálculo foi considerado que o novo atuador deve ter o mesmo número de polos que o anterior cujo número foi 8 polos, logo foi feito uma simulação computacional para a constante de 44mV/Hz no *software* FEMM4.2.

Esse novo desenho possui ímãs de geometrias radiais como mostra a Figura 5.5, para que o campo magnético entre a superfície dos ímãs e os enrolamentos seja mais uniforme.

**Figura 5.5 – Concentração de campo magnético do novo motor**

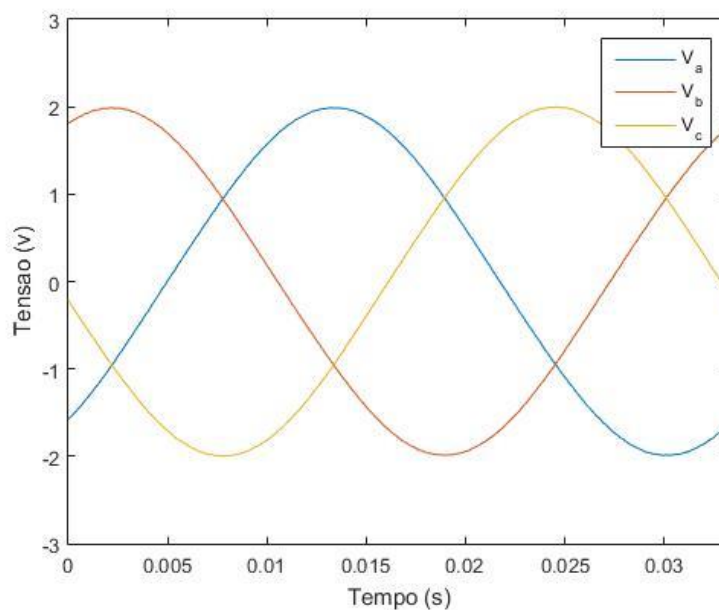


**Fonte: Autor**

Após a simulação computacional inicial, o desenho foi aplicado no programa apresentado no Apêndice A, a fim de adquirir as tensões induzidas nas fases do motor nas frequências angulares de 30, 40 e 50Hz.

O Gráfico 5.4 representa a tensão induzida do novo motor quando aplicado uma frequência de 50Hz e a Tabela 5.7 mostra o valor da constante de velocidade analisada com o motor otimizado, onde suas dimensões físicas estão demonstradas no Anexo C.

Gráfico 5.3 – Tensão induzida de frequência de 50Hz do novo motor.



Fonte: Autor

Tabela 5.7 – Dados das tensões induzidas pela velocidade em Hz da simulação computacional.

Frequência Angular (Hz)	Tensão Induzida BEMF (V)	Constante elétrica Ke (mV/Hz)
30	<b>1,3535</b>	<b>45,12</b>
40	<b>1,8046</b>	<b>45,115</b>
50	<b>2,2558</b>	<b>45,116</b>

Fonte: Autor

## 6. CONCLUSÃO

O método de caracterização de atuadores para bombas de sangue possui a capacidade de avaliar motores BLDC para bombas de sangue. A simulação computacional e o ensaio de bancada foram eficazes na caracterização da constante de velocidade por meio da tensão da BEMF e da frequência da velocidade de rotação do rotor.

A análise da simulação computacional de motores BLDC conseguiu gerar valores de constante de velocidade próximos com o ensaio de bancada. Nas simulações computacionais utilizando a geometria do motor radial apresentado por Silva (2016), o programa do Apêndice A calculou as tensões induzidas da BEMF de acordo com as frequências de velocidade de rotação de forma adequada e automática.

O desempenho da bancada de caracterização mimetizou os esforços da bomba de sangue quando esta é aplicada em ensaio hidrodinâmico, seja na variação da velocidade, pressão ou fluxo. Por meio do consumo da corrente pelo atuador, pode-se determinar o torque da bomba de sangue pelo cálculo da constante de torque e da corrente consumida. Para a estrutura da bomba de sangue usada para esta tese, o motor BLDC consome uma corrente de 1,72 A para gerar um torque de 0,255N.m.

A otimização do motor elétrico considerou o valor de torque de 0,255N.m. quando é aplicado uma corrente de 0,6A. Inicialmente foi realizado a simulação do motor de maneira que ele tenha as características elétricas semelhantes ao proposto que foi 44mV/Hz. A mudança da geometria do motor foi inicializada pelo rotor, a fim de aumentar o fluxo magnético dos ímãs passante no estator e não alterar os enrolamentos, levando o motor a ter uma constante elétrica de 45mV/Hz.

As principais contribuições desta tese, na comparação com a literatura, resumidamente são:

- Um método de caracterização do atuador BLDC focado na aplicação de bombas de sangue, enquanto a maior parte das pesquisas importam o motor sem caracterizá-lo;
- Uma simulação computacional utilizando a geometria de atuadores BLDC que calcula a constante de velocidade que é uma especificação de origem dinâmica, enquanto simulações de motores elétricos similares apenas simulam o comportamento do campo magnético de forma estática;



- Um código de programação que calcula a constante de velocidade próximos ao real e com capacidade de ser utilizado em outros programas de código aberto;
- Um ensaio elétrico que seja capaz de mimetizar o torque realizado pela bomba de sangue quando aplicada ao ensaio hidrodinâmico;
- Um método aplicável em qualquer tipo de motor BLDC utilizado em DAV de fluxo contínuo;
- O estudo flexibiliza o processo de confecção da bomba, fazendo com que o desenvolvimento e avaliação do atuador seja realizado de forma que não dependa da estrutura mecânica da bomba de sangue.

## 7. TRABALHOS FUTUROS

Em continuidade ao presente trabalho, pretende-se construir e avaliar o motor radial otimizado do Anexo C para montar a nova bomba de sangue implantável. Após a avaliação do motor radial, a bomba de sangue será montada e testada no SHSC com as condições hidrodinâmicas explicadas no Capítulo 4. Espera-se que esse novo atuador gere um torque igual ou acima de 0,255Nm com uma corrente abaixo de 1 A. Além disso, segue outras sugestões de trabalhos futuros:

- Otimização da simulação computacional para gerar o valor da constante de velocidade de acordo com as dimensões físicas e elétricas do motor;
- Construção de uma extensão da bancada de caracterização para detectar ruídos sonoros e vibrações mecânicas do motor BLDC;
- Desenvolvimento do controlador digital do tipo vetorial para atuadores BLDC para otimizar o funcionamento do DAV e implementar controle supervisórios.
- Otimização da bancada para caracterizar motores do tipo axial e posteriormente motores BLDC que possuam duas configurações (axial-axial, radial-radial e radial-axial)
- Realização de ensaios *in vivo* a fim de analisar o comportamento dinâmico da bomba de sangue implantada em animal.

## REFERÊNCIAS

1. Andrade, A. J. P. Coração Artificial Total (CAT) Eletromecânico. 7- Revista do Inst. Dante Pazzanese de Cardiologia, v. 1, n.1, p. 56-58, 1998.
2. Anuncia GM. Grantome [Internet]. Lightweight and long lasting battery technology for Left Ventricular Assist Devices LVADs; 15 set 2018 [citado 8 nov 2022]. Disponível em: <https://grantome.com/grant/NIH/R43-HL140797-01A1>
3. Asfani DA, Yulistya Negara IM, Ngurah Satriyadi Hernanda IG, Mulyadana DT, Wijanarko VR, Muljadi E. Design of BLDC Motor Diagnostic Device Based on Surge Test for Phase to Ground Fault. In: 2020 International Seminar on Intelligent Technology and Its Applications (ISITIA) [Internet]; 22-23 jul 2020; Surabaya, Indonesia. [local desconhecido]: IEEE; 2020 [citado 19 out 2022]. Disponível em: <https://doi.org/10.1109/isitia49792.2020.9163679>
4. ABTO - Associação Brasileira de Transplantes de Órgãos. Registro Brasileiro de Transplantes. Dimensionamento dos Transplantes no Brasil e em cada estado (2011-2018) [Internet]. 2018[cited 2022 Sept 15]. Disponível em: [http://www.abto.org.br/abtov03/Upload/file/RBT/2018/Lv\\_RBT-2018.pdf](http://www.abto.org.br/abtov03/Upload/file/RBT/2018/Lv_RBT-2018.pdf)
5. ABTO - Associação Brasileira de Transplantes de Órgãos. Registro Brasileiro de Transplantes. Dimensionamento dos Transplantes no Brasil e em cada estado (2011-2019) [Internet]. 2019[cited 2022 Sept 15]. Disponível em: <https://site.abto.org.br/publicacao/rbt-2019/>
6. ABTO - Associação Brasileira de Transplantes de Órgãos. Registro Brasileiro de Transplantes. Dimensionamento dos Transplantes no Brasil e em cada estado (2011-2020) [Internet]. 2020[cited 2022 Sept 15]. Disponível em: <https://site.abto.org.br/publicacao/xxvi-no-4-anual/>
7. ABTO - Associação Brasileira de Transplantes de Órgãos. Registro Brasileiro de Transplantes. Dimensionamento dos Transplantes no Brasil e em cada estado

- (2011-2021) [Internet]. 2021[cited 2022 Sept 15]. Disponível em: <https://site.abto.org.br/publicacao/xxvii-no-4/>
8. ASTM – American Society for Testing Materials. ASTM F1830: Standard Practice for Selection of Blood for In Vitro Evaluation of Blood Pumps. West Conshohocken, 1997.
  9. ASTM – American Society for Testing Materials. ASTM F1841: Standard Practice for Assessment of Hemolysis in Continuous Flow Blood Pump. West Conshohocken, 1997.
  10. Ayub-Ferreira SM, Biselli B. Long-Term Ventricular Assist Devices: Where are We in Brazil?. *ABC Heart Fail Cardiomyop* 2022;2(2):131-2.
  11. Baillargeon B, Rebelo N, Fox DD, Taylor RL, Kuhl E. The Living Heart Project: A robust and integrative simulator for human heart function. *European Journal of Mechanics - A/Solids* [Internet]. Nov 2014 [citado 27 out 2022];48:38-47. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.euromechsol.2014.04.001>
  12. Bakhtiyar SS, Godfrey EL, Ahmed S, Lamba H, Morgan J, Loor G, Civitello A, Cheema FH, Etheridge WB, Goss J, Rana A. Survival on the Heart Transplant Waiting List. *JAMA Cardiology* [Internet]. 1 nov 2020 [citado 10 out 2022];5(11):1227. Disponível em: <https://doi.org/10.1001/jamacardio.2020.2795>
  13. Batzel, T D, Andrew M S, Ray D. 2014. “Design and test of an ironless axial flux permanent magnet machine using a halbach array.” *International Journal of Modern Engineering*, 15 (1): 52–60.
  14. Berne, R. M., Levy, M. N., Koeppen, B. M., Stanton, B. A. *Fisiologia*, 5ª ed., Ed. Elsevier, Rio de Janeiro, RJ. ISBN-10:8535213678, 2004.
  15. Bianchi, N 2017. *Electrical Machine Analysis Using Finite Elements*. CRC Press: Boca Raton, FL.

16. Bock, E.; Ribeiro, A.; Silva, M.; Antunes, P.; Fonseca, J.; Legendre, D.; Leme, J.; Arruda, C.; Biscegli, J.; Nicolosi, D.; Andrade, A. "New Centrifugal Blood Pump With Dual Impeller and Double Pivot Bearing System: Wear Evaluation in Bearing System, Performance Tests, and Preliminary Hemolysis Tests", *Artificial Organs*, v. 32, n. 4, 329-33, 2008.
17. Bostanci E, Neuschl Z, Plikat R. Influence of Phase Magnetic Couplings on Phase Current Characteristics of Multiphase BLDC Machines With Overlapping Phase Windings. *IEEE Transactions on Magnetics* [Internet]. Set 2015 [citado 26 out 2022];51(9):1-13. Disponível em: <https://doi.org/10.1109/tmag.2015.2430833>
18. Braunwald, E.; Libby, P. "Braunwald's heart disease: a textbook of cardiovascular medicine." Philadelphia, Saunders/Elsevier., 2017.
19. Brushless DC (BLDC). 2003. Motor Fundamentals Application Note, AN885. Microchip: Chandler, AZ. Chabu, Ivan Eduardo. 1997. "Contribuição Ao Estudo e Projeto Dos Motores Sincronos de Relutância."
20. Cestari V, Pessoa VL, Souza Neto JD, Moreira T, Florêncio R, Vasconcelos GG, Souza L, Braga A, Sobral MG. Clinical Evolution of Patients Using Ventricular Assist Devices as a Bridge for Transplantation. *Transplant Proc*. 2018;50(3):796-803. doi: 10.1016/j.transproceed.2018.02.014.
21. Chatterjee A, Feldmann C, Dogan G, Hanke JS, Ricklefs M, Deniz E, Haverich A, Schmitto JD. Clinical overview of the HVAD: a centrifugal continuous-flow ventricular assist device with magnetic and hydrodynamic bearings including lateral implantation strategies. *Journal of Thoracic Disease* [Internet]. Jun 2018 [citado 10 out 2022];10(S15):S1785—S1789. Disponível em: <https://doi.org/10.21037/jtd.2018.04.148>
22. Colvin-Adams, M., Smith, J.M., Heubner, B.M., Skeans, M.A., Edwards, L.B., Waller, C., Snyder, J.J., Israni, A.K. and Kasiske, B.L. (2013), OPTN/SRTR 2011 Annual Data Report: Heart. *American Journal of Transplantation*, 13: 119-148. <https://doi.org/10.1111/ajt.12023>

23. Colvin, M., Smith, J. M., Skeans, M. A., Edwards, L. B., Uccellini, K., Snyder, J. J., Israni, A. K. & Kasiske, B. L. OPTN/SRTR 2015 Annual Data Report: Heart. *Am J Transplant* 2017; 17 ( Suppl 1): 286– 356. doi: 10.1111/ajt.14128
24. Colvin M, Smith JM, Hadley N, Skeans MA, Carrico R, Uccellini K, Lehman R, Robinson A, Israni AK, Snyder JJ, Kasiske BL. OPTN/SRTR 2016 Annual Data Report: Heart. *Am J Transplant.* 2018 Jan;18 Suppl 1:291-362. doi: 10.1111/ajt.14561. PMID: 29292604.
25. Colvin M, Smith JM, Hadley N, Skeans MA, Uccellini K, Lehman R, Robinson AM, Israni AK, Snyder JJ, Kasiske BL. OPTN/SRTR 2017 Annual Data Report: Heart. *Am J Transplant.* 2019 Feb;19 Suppl 2:323-403. doi: 10.1111/ajt.15278. PMID: 30811894.
26. Colvin M, Smith JM, Hadley N, Skeans MA, Uccellini K, Goff R, Foutz J, Israni AK, Snyder JJ, Kasiske BL. OPTN/SRTR 2018 Annual Data Report: Heart. *Am J Transplant.* 2020 Jan;20 Suppl s1:340-426. doi: 10.1111/ajt.15676. PMID: 31898418.
27. Colvin M, Smith JM, Ahn Y, Skeans MA, Messick E, Goff R, Bradbrook K, Foutz J, Israni AK, Snyder JJ, Kasiske BL. OPTN/SRTR 2019 Annual Data Report: Heart. *Am J Transplant.* 2021 Feb;21 Suppl 2:356-440. doi: 10.1111/ajt.16492. PMID: 33595196.
28. Colvin M, Smith JM, Ahn Y, Skeans MA, Messick E, Bradbrook K, Gauntt K, Israni AK, Snyder JJ, Kasiske BL. OPTN/SRTR 2020 Annual Data Report: Heart. *Am J Transplant.* 2022 Mar;22 Suppl 2:350-437. doi: 10.1111/ajt.16977. PMID: 35266620.
29. Depenbrock M. Direct self-control (DSC) of inverter-fed induction machine. *IEEE Transactions on Power Electronics* [Internet]. Out 1988 [citado 11 out 2022];3(4):420-9. Disponível em: <https://doi.org/10.1109/63.17963>

30. Dinkhuysen JJ, Andrade AJ, Manrique R, Saito CS, Leme J, Biscegli F. Bomba sangüínea espiral: concepção, desenvolvimento e aplicação clínica de projeto original. *Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular* [Internet]. Jun 2007 [citado 17 out 2022];22(2):218-23. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/s0102-76382007000200012>
31. Dorrell, D G. "JPE 14-5-A Review of the Methods for Improving the Efficiency of Drive Motors to Meet IE 4 Efficiency Standards.", 2014.
32. Fan W, Chen T. Design and Implementation of Fuzzy PID Controller for Brushless DC Motor Control System. *Applied Mechanics and Materials* [Internet]. Set 2013 [citado 19 out 2022]; 432:472-7. Disponível em: <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/amm.432.472>
33. Feldmann, C., Chatterjee, A., Haverich, A., Schmitto, J.D. Left Ventricular Assist Devices – A State of the Art Review. In: Islam, M. (eds) *Heart Failure: From Research to Clinical Practice. Advances in Experimental Medicine and Biology()*, vol 1067. 2018. Springer, Cham. [https://doi.org/10.1007/5584\\_2018\\_145](https://doi.org/10.1007/5584_2018_145)
34. Fenercioglu A. Design and analysis of a magnetically levitated axial flux BLDC motor for a ventricular assist device (VAD). *TURKISH JOURNAL OF ELECTRICAL ENGINEERING & COMPUTER SCIENCES* [Internet]. 2016 [citado 10 out 2022];24:2881-92. Disponível em: <https://doi.org/10.3906/elk-1405-139>
35. Ferrari G, Kozarski M, De Lazzari C, Clemente F, Merolli M, Tosti G, Guaragno M, Mimmo R, Ambrosi D, Głapinski J. A Hybrid (Numerical-physical) Model of the Left Ventricle. *The International Journal of Artificial Organs* [Internet]. Jul 2001 [citado 27 out 2022];24(7):456-62. Disponível em: <https://doi.org/10.1177/039139880102400705>
36. Fonseca, J; Silva, B.; Andrade, A.; Jatene, A D; Lucchi, J C. Continuous Versus Pulsatile Flow for Left Ventricle Assist Devices: Performance Evaluation in a Hybrid Cardiovascular Simulator. In: *ASAIO 58th Annual Conference, 2012, São*

Francisco, CA. ASAIO Abstracts for the 58th ANNUAL Conference. Boca Raton, FL: ASAIO Inc, 2012. v. 58. p. 1-19.

37. Fonseca, J. W. G. "Projeto, Construção e Validação de um Simulador Híbrido Cardiovascular." Tese (Doutorado em Ciência no Curso de Engenharia Eletrônica e Computação) – Divisão de Pós-Graduação do Instituto de Tecnologia da Aeronáutica, São José dos Campos. Ensino superior, revista; ao15; nº180, 2013.
38. Fonseca, J., Andrade A., Nicolosi DEC, Biscegli J.F., Legendre D, Bock E., Lucchi J. C. 2008. "A new technique to control brushless motor for blood pump application." *Artificial Organs* 32 (4):355–9.
39. Fresiello L, Ferrari G, Di Molfetta A, Zieliński K, Tzallas A, Jacobs S, Darowski M, Kozarski M, Meyns B, Katertsidis NS, Karvounis EC, Tsipouras MG, Trivella MG. A cardiovascular simulator tailored for training and clinical uses. *Journal of Biomedical Informatics* [Internet]. Out 2015 [citado 27 out 2022];57:100-12. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jbi.2015.07.004>
40. GBD 2019 Risk Factors Collaborators. Global Burden of 87 Risk Factors in 204 Countries and Territories, 1990-2019: A Systematic Analysis for the Global Burden of Disease Study 2019. *Lancet*. 2020;396(10258):1223-49. doi: 10.1016/S0140-6736(20)30752-2.
41. Gieras, J., Wing M. 2013. *Permanent Magnet Motor Technology: Design and Applications*. CRC Press: Boca Raton, FL.
42. Gieras, JF, Wang RJ, Kamper MJ. 2008. *Axial Flux Permanent Magnet Brushless Machines*. Springer Science & Business Media: Berlin, Germany.
43. Gutfleisch O, Willard MA, Brück E, Chen CH, Sankar SG, Liu JP. Magnetic Materials and Devices for the 21st Century: Stronger, Lighter, and More Energy Efficient. *Advanced Materials* [Internet]. 15 dez 2010 [citado 11 out 2022];23(7):821-42. Disponível em: <https://doi.org/10.1002/adma.201002180>



44. Guruvareddiyar G, Subathra B. An Open and Short Circuit Switch Fault of Power Converters in PM-BLDC Motor in Electric Vehicle. In: 2019 IEEE International Conference on Clean Energy and Energy Efficient Electronics Circuit for Sustainable Development (INCCES) [Internet]; 18-20 dez 2019; Krishnankoil, India. [local desconhecido]: IEEE; 2019 [citado 19 out 2022]. Disponível em: <https://doi.org/10.1109/incces47820.2019.9167737>
45. Hendershot Jr., J. 2010. Design of Brushless Permanent-Magnet Machines. Motor Design Books: Venice, FL.
46. Ho TY. Electric Machines for Smart Grids Applications - Design, Simulation and Control [Internet]. [local desconhecido]: IntechOpen; 2018. The Design of Motor Drive for Brushless DC Motor; [citado 19 out 2022]. Disponível em: <https://doi.org/10.5772/intechopen.78815>
47. Horikawa O, Silva ID. Single axis controlled attraction type magnetic bearing. Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences [Internet]. Nov 2002 [citado 10 out 2022];24(4):324-9. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/s0100-73862002000400012>
48. Horikawa, O, Andrade A, Silva I, Bock EPG. 2008. "Magnetic suspension of the rotor of a ventricular assist device of mixed flow type." Artificial Organs 32 (4): 334–41.
49. Hunter PJ, McCulloch AD, ter Keurs HE. Modelling the mechanical properties of cardiac muscle. Progress in Biophysics and Molecular Biology [Internet]. Mar 1998 [citado 27 out 2022];69(2-3):289-331. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/s0079-6107\(98\)00013-3](https://doi.org/10.1016/s0079-6107(98)00013-3)
50. IBGE – Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística. Quantidade Estimada da População Brasileira de 2019. Disponível em <<https://www.ibge.gov.br/estatisticas/sociais/populacao.html>> acesso em: 20/08/2021.

51. In-Soung Jung, Ha-Gyeong Sung, Yon-Do Chun, Jin-Hwan Borm. Magnetization modeling of a bonded magnet for performance calculation of inner-rotor type BLDC motor. IEEE Transactions on Magnetics [Internet]. Jul 2001 [citado 13 out 2022];37(4):2810-3. Disponível em: <https://doi.org/10.1109/20.951314>
52. Karthik K. Modeling and Performance Analysis of BLDC Motor under Different Operating Speed Conditions. International Journal Of Engineering And Computer Science [Internet]. 1 jun 2017 [citado 19 out 2022]. Disponível em: <https://doi.org/10.18535/ijecs/v6i5.46>
53. Kaplan, R.F. (1991). Malignant Hyperthermia. Am. Soc. Anesthesiol., 1991 Annu. Refresher Course Lec., San Francisco, No.231, pp. 1-7.
54. Kilic A. The future of left ventricular assist devices. Journal of Thoracic Disease [Internet]. 26 set 2015 [citado 1 out 2022];7(12). Disponível em: <https://doi.org/10.3978/j.issn.2072-1439.2015.11.01>.
55. Kilic A, Mathier MA, Hickey GW, Sultan I, Morell VO, Mulukutla SR, Keebler ME. Evolving Trends in Adult Heart Transplant With the 2018 Heart Allocation Policy Change. JAMA Cardiology [Internet]. 28 out 2020 [citado 05 mar 2022]. Disponível em: <https://doi.org/10.1001/jamacardio.2020.4909>
56. Koutromanos, I. 2017. Fundamentals of Finite Element Analysis: Linear Finite Element Analysis. John Wiley & Sons: Hoboken, NJ.
57. Kronberg A. Design and Simulation of Field Oriented Control and Direct Torque Control for a Permanent Magnet Synchronous Motor with Positive Saliency [Student thesis na Internet]. [local desconhecido]: Uppsala universitet, Elektricitetslära; 2012 [citado 11 out 2022]. Disponível em: <http://urn.kb.se/resolve?urn=urn:nbn:se:uu:diva-176343>
58. Kumar R, Karthik K, Sreenivasulu P. Analysis of Direct Torque Controller Based on Space Vector Modulation with Adaptive Stator Flux Observer for Induction Motor

Application. International Journal of Scientific Development and Research (IJSDR). Maio 2017;2(5):312-20.

59. Leão TF. Técnica de controle automático da rotação de bombas de assistência ventricular [Tese de Doutorado na Internet]. São Paulo: Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia; 2015 [citado 25 out 2022]. Disponível em: <https://doi.org/10.11606/T.98.2020.tde-26042016-094019>
60. Leão, Tarcísio, Jeison Fonseca, Eduardo Bock, Rosa Sá, Bruno Utiyama, Evandro Drigo, Juliana Leme, and Aron Andrade. 2014. "Speed control of the implantable centrifugal blood pump to avoid aortic valve stenosis: Simulation and implementation." In 5th IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, Sao Paulo, Brazil, pp. 82–86, IEEE.
61. Legendre, Daniel, Pedro Antunes, Eduardo Bock, Aron Andrade, José F Biscegli, and Jayme Pinto Ortiz. 2008. "Computational fluid dynamics investigation of a centrifugal blood pump." *Artificial Organs* 32 (4): 342–8.
62. Loree HM, Bourque K, Gernes DB, Richardson JS, Poirier VL, Barletta N, Fleischli A, Foiera G, Gempp TM, Schoeb R, Litwak KN, Akimoto T, Kameneva M, Watach MJ, Litwak P. The HeartMate III: Design and In Vivo Studies of a Maglev Centrifugal Left Ventricular Assist Device. *Artificial Organs* [Internet]. Maio 2001 [citado 7 out 2022];25(5):386-91. Disponível em: <https://doi.org/10.1046/j.1525-1594.2001.025005386.x>
63. Maharajan MP, Xavier SA. Design of Speed Control and Reduction of Torque Ripple Factor in BLdc Motor Using Spider Based Controller. *IEEE Transactions on Power Electronics* [Internet]. Ago 2019 [citado 26 out 2022];34(8):7826-37. Disponível em: <https://doi.org/10.1109/tpel.2018.2880916>
64. McLeod J. PHYSBE ... a physiological simulation benchmark experiment. *SIMULATION* [Internet]. Dez 1966 [citado 27 out 2022];7(6):324-9. Disponível em: <https://doi.org/10.1177/003754976600700617>

65. MCTI [Internet]. MCTI; [citado 17 out 2022]. Disponível em: [https://antigo.mctic.gov.br/mctic/opencms/legislacao/outros\\_atos/resolucoes/Resolucao\\_CONCEA\\_n\\_52\\_de\\_19052021.html](https://antigo.mctic.gov.br/mctic/opencms/legislacao/outros_atos/resolucoes/Resolucao_CONCEA_n_52_de_19052021.html)
66. MCTI [Internet]. MCTI; [citado 17 out 2022]. Disponível em: [https://antigo.mctic.gov.br/mctic/opencms/legislacao/outros\\_atos/resolucoes/Resolucao\\_CONCEA\\_n\\_53\\_de\\_19052021.html](https://antigo.mctic.gov.br/mctic/opencms/legislacao/outros_atos/resolucoes/Resolucao_CONCEA_n_53_de_19052021.html)
67. Meeker, D. (20 de 12 de 2020). Finite element method magnetics. Fonte: Finite element method magnetics.: <http://www.femm.info>.
68. Meeker D. HomePage:Finite Element Method Magnetics [Internet]. Sliding band motion model for electric machines:Finite Element Method Magnetics; [citado 27 out 2022]. Disponível em: <https://www.femm.info/wiki/SlidingBand>
69. Mehta SM, Pae WE Jr, Rosenberg G, Snyder AJ, Weiss WJ, Lewis JP, Frank DJ, Hompson JJ, Pierce WS. The LionHeart LVD-2000: a completely implanted left ventricular assist device for chronic circulatory support. *Ann Thorac Surg*. 2001 Mar;71(3 Suppl):S156-61; discussion S183-4. doi: 10.1016/s0003-4975(00)02641-2. PMID: 11265852.
70. Mehra MR, Uriel N, Naka Y, Cleveland JC, Yuzefpolskaya M, Salerno CT *et al*. A Fully Magnetically Levitated Left Ventricular Assist Device — Final Report. *New England Journal of Medicine* [Internet]. 25 abr 2019 [citado 10 out 2022];380(17):1618-27. Disponível em: <https://doi.org/10.1056/nejmoa1900486>
71. Maharajan MP, Xavier SA. Design of Speed Control and Reduction of Torque Ripple Factor in BLdc Motor Using Spider Based Controller. *IEEE Transactions on Power Electronics* [Internet]. Ago 2019 [citado 11 out 2022];34(8):7826-37. Disponível em: <https://doi.org/10.1109/tpel.2018.2880916>
72. Mohanraj D, Arul David R, Verma R, Sathyasekar K, Barnawi AB, Chokkalingam B, Mihet-Popa L. A Review of BLDC Motor: State of Art, Advanced Control

- Techniques, and Applications. IEEE Access [Internet]. 2022 [citado 11 out 2022]:1. Disponível em: <https://doi.org/10.1109/access.2022.3175011>
73. Nagorny, A. S. A simple and accurate method for the experimental performance evaluation of high speed sensorless brushless dc motors. In: 2009 IEEE INTERNATIONAL ELECTRIC MACHINES AND DRIVES CONFERENCE (IEMDC), 2009, Miami, FL, USA. 2009 IEEE International Electric Machines and Drives Conference (IEMDC). [S. l.]: IEEE, 2009. ISBN 9781424442515. Disponível em: <https://doi.org/10.1109/iemdc.2009.5075313>. Acesso em: 14 out. 2022.
74. Neethu S, Shinoy KS, Shajilal AS. Novel design, optimization and realization of axial flux motor for implantable blood pump. In: 2010 Power India [Internet]; 20-23 dez 2010; New Delhi, India. [local desconhecido]: IEEE; 2010 [citado 10 out 2022]. Disponível em: <https://doi.org/10.1109/pedes.2010.5712458>
75. Neto SS, Sobrinho JR, da Costa C, Leão TF, Senra SA, Bock EG, Santos GA, Souza ST, Silva DM, Frajuca C, Souza MA. Investigation of MEMS as accelerometer sensor in an Implantable Centrifugal Blood Pump prototype. Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering [Internet]. 24 ago 2020 [citado 10 out 2022];42(9). Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s40430-020-02560-7>
76. Nizam M, Waloyo HT, Inayati. Design of optimal outer rotor brushless DC motor for minimum cogging torque. In: 2013 Joint International Conference on Rural Information & Communication Technology and Electric-Vehicle Technology (rICT & ICeV-T) [Internet]; 26-28 nov 2013; Bandung, Indonesia. [local desconhecido]: IEEE; 2013 [citado 13 out 2022]. Disponível em: <https://doi.org/10.1109/rict-icevt.2013.6741518>
77. Nishida, B.Y.T.; Souza, R. L. Electromechanical Actuators. In: Bock E.G.P.(Ed.); Bioengineering and Biomaterials in Ventricular Assist Devices. 1st ed. CRC Press. 2021. cap 2. Pg 21-48 ISBN-10: 0367686325.

78. Nishida, B. Y. T. "Módulo de Pré-carga para o Simulador Híbrido do Sistema Cardiovascular." Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica no curso de Engenharia Mecânica) – Setor de pós-graduação do Instituto Federal de São Paulo – campus São Paulo, São Paulo Capital, 2018.
79. Oliveira GMM, Brant LCC, Polanczyk CA, Malta DC, Biolo A, Nascimento BR, Souza MFM, *et al.* Estatística Cardiovascular – Brasil 2021. *Arq. Bras. Cardiol.* 2022;118(1):115-373.
80. OPTN/SRTR 2012 Annual Data Report: Heart. *American Journal of Transplantation*, Vol. 14, No. Suppl 1, January 2014, pp. 113– 138.
81. OPTN/SRTR 2013 Annual Data Report: Heart. *American Journal of Transplantation*, Vol. 15, No. Suppl 2, January 2015, pp. 1– 28.
82. Perera C, Blaabjerg F, Pedersen JK, Thøgersen P. A Sensorless, Stable V/f Control Method for Permanent-Magnet Synchronous Motor Drives. *IEEE Transactions on Industry Applications*. 2003;39(3):783-791.
83. Pohlmann A, Hameyer K. Design of an BLDC drive with iron core to improve the efficiency of Ventricular Assist Devices. In: 2013 International Conference on Electrical Machines and Systems (ICEMS) [Internet]; 26-29 out 2013; Busan. [local desconhecido]: IEEE; 2013 [citado 10 out 2022]. Disponível em: <https://doi.org/10.1109/icems.2013.6713142>
84. Pohlmann, A.; Hameyer, K. "A study on permanent magnet topologies for hybrid bearings for medical drives applied in Ventricular Assist Devices." In: 2011 ARCHIVES OF ELECTRICAL ENGINEERING, vol. 60, pag 371-380, 2011. doi: 10.2478/v10171-011-0032-5.
85. Praveen RP, Ravichandran MH, Achari VT, Raj VP, Madhu G, Bindu GR. A Novel Slotless Halbach-Array Permanent-Magnet Brushless DC Motor for Spacecraft Applications. *IEEE Transactions on Industrial Electronics* [Internet]. Set 2012

- [citado 13 out 2022];59(9):3553-60. Disponível em: <https://doi.org/10.1109/tie.2011.2161058>
86. Pravdin S, Ushenin K, Sozykin A, Solovyova O. Human Heart Simulation Software for Parallel Computing Systems. *Procedia Computer Science* [Internet]. 2015 [citado 27 out 2022];66:402-11. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.procs.2015.11.046>
87. Sang-Ho Lee, Su-Beom Park, Soon-O Kwon, Ji-Young Lee, Jung-Jong Lee, Jung-Pyo Hong, Jin Hur. Characteristic analysis of the slotless axial-flux type brushless DC motors using image method. *IEEE Transactions on Magnetics* [Internet]. Abr 2006 [citado 26 out 2022];42(4):1327-30. Disponível em: <https://doi.org/10.1109/tmag.2006.871922>
88. Schantz LD, Laber-Laird K, Bingel SA, Swindle MM. Pigs. In: Jensen SL, Gregersen H, Shoukhouh-Amiri MH, Moody FG, eds. *Essentials of Experimental Surgery: Gastroenterology*. Amsterdam: Harwood Academic; 1996:26/1-26/9.
89. Shah P, Yuzefpolskaya M, Hickey GW, Breathett K, Wever-Pinzon O, Ton VK, Hiesinger W, Koehl D, Kirklin JK, Cantor RS, Jacobs JP, Habib RH, Pagani FD, Goldstein DJ. Twelfth Interagency Registry for Mechanically Assisted Circulatory Support Report: Readmissions After Left Ventricular Assist Device. *Ann Thorac Surg*. 2022 Mar;113(3):722-737. doi: 10.1016/j.athoracsur.2021.12.011. Epub 2022 Jan 7. PMID: 35007505; PMCID: PMC8854346. Disponível em: <https://doi.org/10.1109/access.2022.3175011>
90. Silva, B. U. Projeto, desenvolvimento e avaliação pré-clínica de uma bomba de sangue áptico-aórtica para assistência ventricular esquerda. Tese de doutorado Programa de Pós-Graduação em Medicina/ Tecnologia e Intervenção em Cardiologia. IDPC/USP. 2016.
91. Singh B, Kumar R. Solar PV array fed brushless DC motor driven water pump. In: 2016 IEEE 6th International Conference on Power Systems (ICPS) [Internet]; 4-6

- mar 2016; New Delhi, India. [local desconhecido]: IEEE; 2016 [citado 19 out 2022]. Disponível em: <https://doi.org/10.1109/icpes.2016.7584057>
92. Soni UK, Tripathi RK. Recent Challenges and Advances in the Sensorless Commutation of Brushless DC Motors. Recent Advances in Electrical & Electronic Engineering (Formerly Recent Patents on Electrical & Electronic Engineering) [Internet]. 25 ago 2020 [citado 10 out 2022];13. Disponível em: <https://doi.org/10.2174/2352096513999200825105724>
93. Souza, R L; Chabu, IE; Silva, E D; Andrade, AJP; Leao TF; Bock EGP. 2020. "A strategy for designing of customized electromechanical actuators of blood pumps." Artificial Organs 44 (8): 797–802.
94. Swindle, M.M. (2015). "Swine in the Laboratory: Surgery, Anesthesia, Imaging, and Experimental Techniques" Second Edition. CRC Press.
95. Swindle, M.M. (1991). "Anesthetic and Perioperative Techniques in Swine," Charles River Technical Bulletin, Winter, 1991. Charles River Laboratories, Wilmington, Massachusetts.
96. Swindle, M.M. and Smith, A.C. (1994). Swine: Anesthesia and Analgesia. In "Research Animal Anesthesia, Analgesia and Surgery" (A.C. Smith and M.M. Swindle, eds.) pp. 107-111. Scientists Center for Animal Welfare, Greenbelt, Maryland.
97. Takahashi I, Noguchi T. A New Quick-Response and High-Efficiency Control Strategy of an Induction Motor. IEEE Transactions on Industry Applications [Internet]. Set 1986 [citado 11 out 2022];IA-22(5):820-7. Disponível em: <https://doi.org/10.1109/tia.1986.4504799>
98. Texas Instruments.; "DRV10983 and DRV10975 Tuning Guide." Dallas: Texas Instruments, 2017.



99. Toader E. Clinical Simulations for Learning Medical Skills: A Work-based Approach to Simulators. *Procedia - Social and Behavioral Sciences* [Internet]. Jul 2015 [citado 27 out 2022];197:2443-8. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.sbspro.2015.07.408>
100. FDA - U.S. Food and Drug Administration [Internet]. Medtronic Stops Distribution and Sale of HeartWare HVAD System; [citado 5 mar 2022]. Disponível em: <https://www.fda.gov/medical-devices/medical-device-recalls/medtronic-stops-distribution-and-sale-heartware-hvad-system-due-risk-neurological-adverse-events>
101. Wang Y, Karnik S, Smith PA, Elgalad A, Frazier OH, Kurita N. Numerical and Experimental Approach to Characterize a BLDC Motor with Different Radial-gap to Improve Hemocompatibility Performance. In: 2020 42nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) in conjunction with the 43rd Annual Conference of the Canadian Medical and Biological Engineering Society [Internet]; 20-24 jul 2020; Montreal, QC, Canada. [local desconhecido]: IEEE; 2020 [citado 10 out 2022]. Disponível em: <https://doi.org/10.1109/embc44109.2020.9175989>
102. Westerhof N, Lankhaar JW, Westerhof BE. The arterial Windkessel. *Medical & Biological Engineering & Computing* [Internet]. 10 jun 2008 [citado 27 out 2022];47(2):131-41. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s11517-008-0359-2>
103. Woolf SH, Chapman DA, Sabo RT, Weinberger DM, Hill L. Excess Deaths From COVID-19 and Other Causes, March-April 2020. *JAMA* [Internet]. 4 ago 2020 [citado 10 out 2022];324(5):510. Disponível em: <https://doi.org/10.1001/jama.2020.11787>
104. WHO - World Health Organization [Internet]. Palliative care; [citado 2 out 2022]. Disponível em: <https://www.who.int/health-topics/palliative-care>
105. Yang L, Zhao J, Liu X, Haddad A, Liang J, Hu H. Comparative Study of Three Different Radial Flux Ironless BLDC Motors. *IEEE Access* [Internet]. 2018 [citado

25 out 2022];6:64970-80. Disponível em:  
<https://doi.org/10.1109/access.2018.2878267>

106. Yonas E, Alwi I, Pranata R, Huang I, Lim MA, Gutierrez EJ, Yamin M, Siswanto BB, Virani SS. Effect of heart failure on the outcome of COVID-19 — A meta analysis and systematic review. *The American Journal of Emergency Medicine* [Internet]. Jul 2020 [citado 10 out 2022]. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.ajem.2020.07.009>
107. Zannoli R, Corazza I, Branzi A. Mechanical simulator of the cardiovascular system. *Physica Medica* [Internet]. Jun 2009 [citado 27 out 2022];25(2):94-100. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2008.02.007>

**ANEXO A – ORÇAMENTO DA BANCADA DE CARACTERIZAÇÃO**

## ANEXO B – DATASHEET DO EVM



DRV10983, DRV10983Z

SLVSCP6G – JULY 2014 – REVISED FEBRUARY 2018

## DRV10983 12- to 24-V, Three-Phase, Sensorless BLDC Motor Driver

## 1 Features

- Input Voltage Range: 8 to 28 V
- Total Driver H + L  $r_{DS(on)}$ : 250 m $\Omega$
- Drive Current: 2-A Continuous Winding Current (3-A Peak)
- Sensorless Proprietary Back Electromotive Force (BEMF) Control Scheme
- Continuous Sinusoidal 180° Commutation
- No External Sense Resistor Required
- For Flexibility User May Include External Sense Resistor to Monitor Power Delivered to Motor
- Flexible User Interface Options:
  - I<sup>2</sup>C Interface: Access Registers for Command and Feedback
  - Dedicated SPEED Pin: Accepts Either Analog or PWM Input
  - Dedicated FG Pin: Provides TACH Feedback
  - Spin-Up Profile Customizable With EEPROM
  - Forward-Reverse Control With DIR Pin
- Integrated Step-Down Regulator to Efficiently Provide Voltage (5 V or 3.3 V) for Internal and External Circuits
- Supply Current 3 mA With Standby Version (DRV10983)
- Supply Current 180  $\mu$ A With Sleep Version (DRV10983Z)
- Overcurrent Protection
- Lock Detection
- Voltage Surge Protection
- UVLO Protection
- Thermal Shutdown Protection
- Thermally-Enhanced 24-Pin HTSSOP

## 2 Applications

- Appliance Fan
- HVAC

## 3 Description

The DRV10983 device is a three-phase sensorless motor driver with integrated power MOSFETs, which can provide continuous drive current up to 2 A. The device is specifically designed for cost-sensitive, low-noise, low-external-component-count applications.

The DRV10983 device uses a proprietary sensorless control scheme to provide continuous sinusoidal drive, which significantly reduces the pure tone acoustics that typically occur as a result of commutation. The interface to the device is designed to be simple and flexible. The motor can be controlled directly through PWM, analog, or I<sup>2</sup>C inputs. Motor speed feedback is available through either the FG pin or I<sup>2</sup>C.

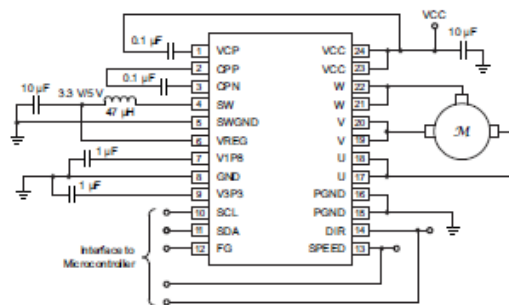
The DRV10983 device features an integrated step-down regulator to efficiently step down the supply voltage to either 5 or 3.3 V for powering both internal and external circuits. The device is available in either a sleep mode or a standby mode version to conserve power when the motor is not running. The standby mode (3-mA) version leaves the regulator running and the sleep mode (180- $\mu$ A) version shuts it off. Use the standby mode version in applications where the regulator is used to power an external microcontroller.

Device Information<sup>(1)</sup>

PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
DRV10983	HTSSOP (24)	7.80 mm x 6.40 mm
DRV10983Z		

(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the data sheet.

## Application Schematic

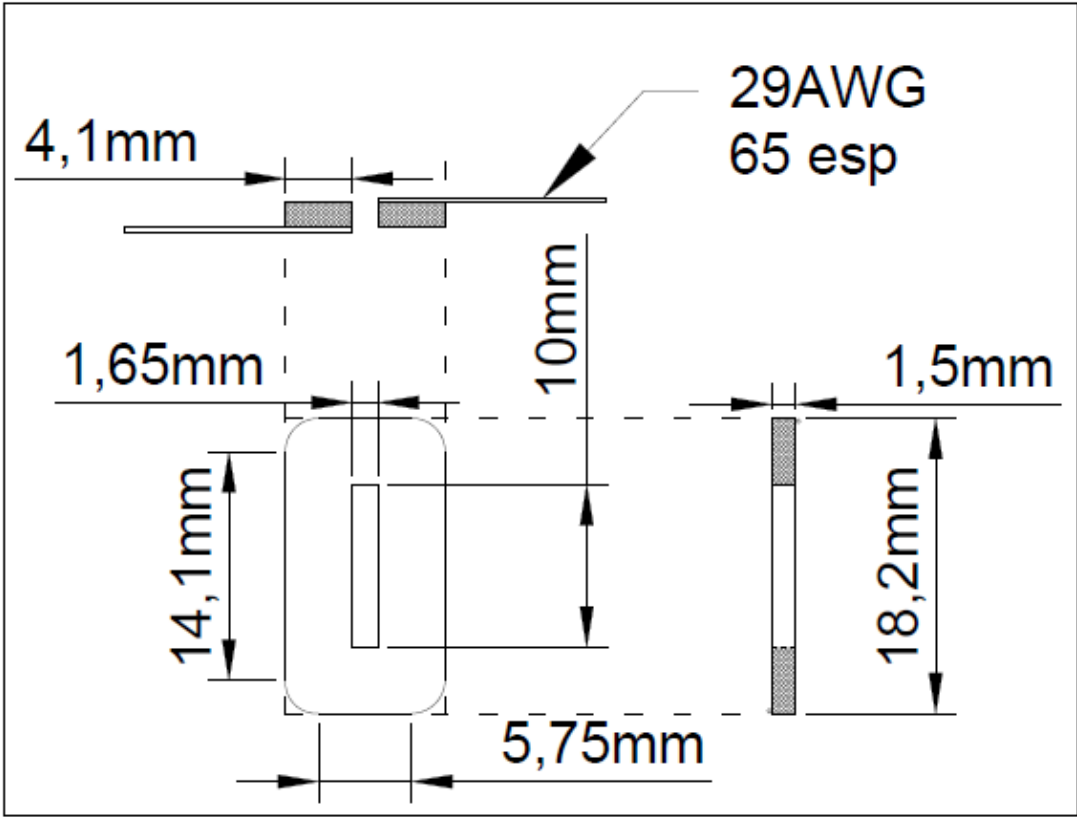


Copyright © 2016, Texas Instruments Incorporated

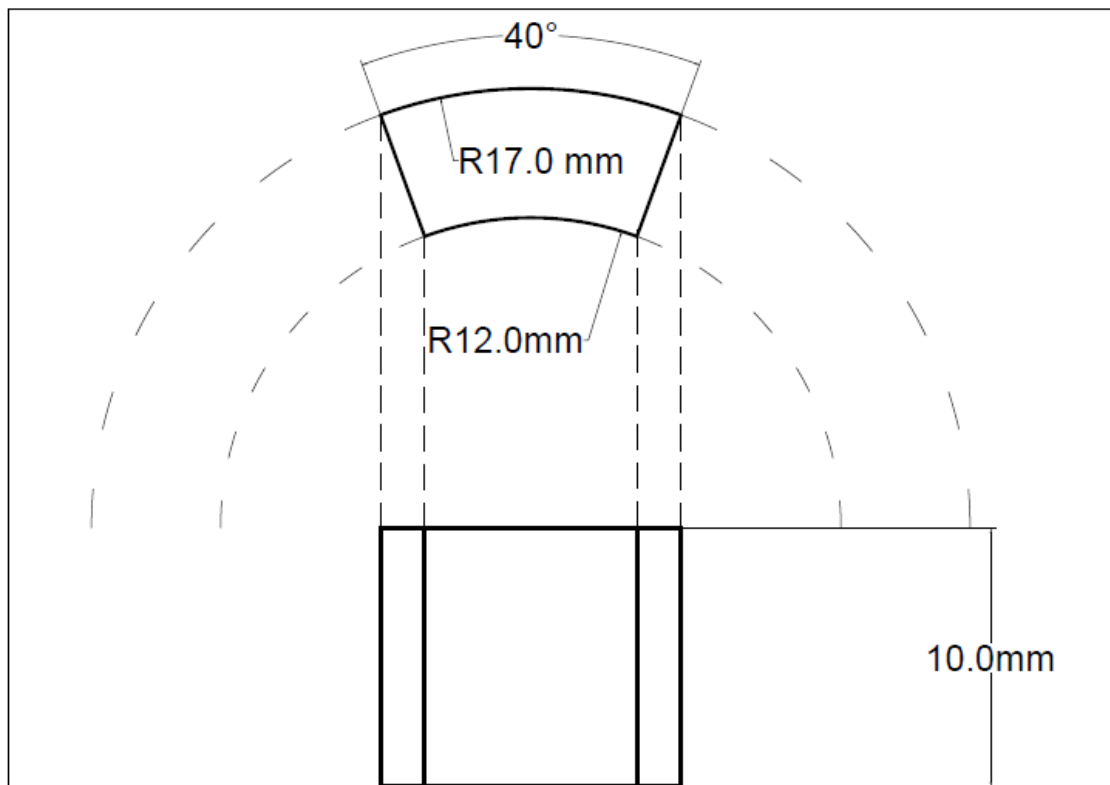
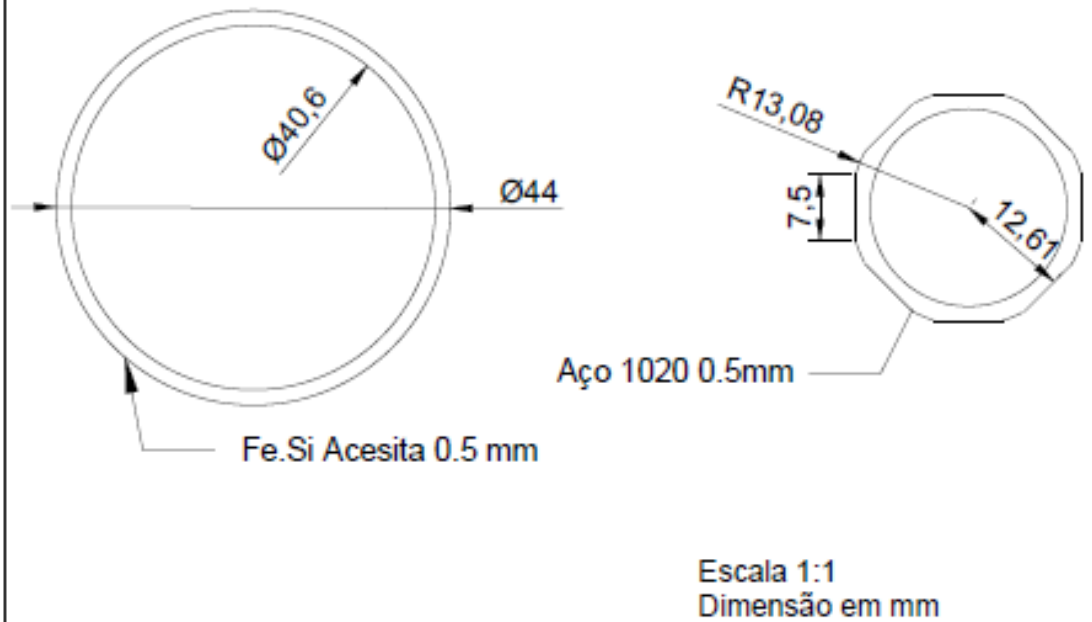


An IMPORTANT NOTICE at the end of this data sheet addresses availability, warranty, changes, use in safety-critical applications, intellectual property matters and other important disclaimers. PRODUCTION DATA.

ANEXO C – DESENHOS DO MOTOR RADIAL



# LAMINAS BLDC



## Apêndice A – Programação da Simulação Computacional do Motor Radial

Esse apêndice tem como objetivo mostrar o código de programação para a simulação do motor radial.

```

openfemm(1);

%abertura do arquivo com o desenho
opendocument('nome_do_arquivo_aqui.fem');
%salvando como outro arquivo para simulação
mi_saveas('temp.fem');
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

%Preparo da simulação e declaração das variáveis

%Preparando as correntes em zero
mi_modifycircprop('A', 1, 0);
mi_modifycircprop('B', 1, 0);
mi_modifycircprop('C', 1, 0);
mi_modifycircprop('/A', 1, 0);
mi_modifycircprop('/B', 1, 0);
mi_modifycircprop('/C', 1, 0);

Npontos = 200; % Numero de simulações
p = 4; % Numero de par de polos
limite = 360; %Pode ser 90 (1 quadrante) ou 360 graus (motor inteiro)
deg_mec = linspace(0, limite, Npontos); % Graus mecânicos
deg_ele = deg_mec / p; % Graus elétricos
area_A = 8.170e-5; %metros quadrados
area_B = 8.170e-5; %metros quadrados
area_C = 8.170e-5; %metros quadrados
rpm = 360/60; %conversão de 1 rpm para graus/seg
dta = 0.025/Npontos; %dt = periodo/numero de simulações; freq = 40Hz
dtta = Npontos.*rpm*dta;

%Declaração de variáveis
A_flux = []; %Fluxo total da bobina A (T)
B_flux = []; %Fluxo total da bobina B (T)
C_flux = []; %Fluxo total da bobina C (T)
A_flux2 = [];%Fluxo Total da bobina A (Wb)
B_flux2 = [];%Fluxo Total da bobina B (Wb)
C_flux2 = [];%Fluxo Total da bobina C (Wb)
a_flux = []; %Fluxo parcial da bobina A
b_flux = []; %Fluxo parcial da bobina B
c_flux = []; %Fluxo parcial da bobina C
a1_flux = []; %Fluxo parcial da bobina A
b1_flux = []; %Fluxo parcial da bobina B
c1_flux = []; %Fluxo parcial da bobina C
coggingtorque = []; % Torque de engrenagem responsável pela vibração
tt = [];

%Enlace do fluxo e torque
for k = 1:Npontos
    tta = dtta*k;
    t = dta*k;
    mi_modifyboundprop('SlidingBand', 10, tta);
    mi_analyze(1);
    mi_loadsolution();

```

```

    tq = mo_gapintegral('SlidingBand', 0);
    tt = [tt,t];
    coggingtorque = [coggingtorque,tq];
    mi_modifyboundprop('SlidingBand', 10, deg_ele(k));
    mi_analyse();
    mi_loadsolution();
    circpropsA=mo_getcircuitproperties('A');
    circpropsB=mo_getcircuitproperties('B');
    circpropsC=mo_getcircuitproperties('C');
    circpropsA1=mo_getcircuitproperties('/A');
    circpropsB1=mo_getcircuitproperties('/B');
    circpropsC1=mo_getcircuitproperties('/C');
    a_flux = [a_flux,circpropsA(3)];
    b_flux = [b_flux,circpropsB(3)];
    c_flux = [c_flux,circpropsC(3)];
    a1_flux = [a1_flux,circpropsA1(3)];
    b1_flux = [b1_flux,circpropsB1(3)];
    c1_flux = [c1_flux,circpropsC1(3)];
    if(mod(k, 20) == 0)
        disp(sprintf('%i :: %i',k,Npontos));
    end
end
end

%Somatório dos fluxos em Wb
A_flux = a_flux + a1_flux;
B_flux = b_flux + b1_flux;
C_flux = c_flux + c1_flux;

%Passagem para T
A_flux2 = A_flux./area_A;
B_flux2 = B_flux./area_B;
C_flux2 = C_flux./area_C;

figure(1)
plot(deg_mec, [A_flux' B_flux' C_flux']);
xlabel('Grau eletrico'); ylabel('Amplitude (Wb)');
title('Enlace de fluxo'); legend('A', 'B', 'C');

figure(2)
plot(deg_mec, [A_flux2' B_flux2' C_flux2']);
xlabel('Grau eletrico'); ylabel('Amplitude (T)');
title('Enlace de fluxo'); legend('A', 'B', 'C');

figure(3); %Através desses dados é que o usuário consegue encontrar a
vibração do motor
plot(tt,coggingtorque);
xlabel('Tempo, Segundos');
ylabel('Torque, N*m');

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

%Tensão Induzida
freq = [30, 40, 50]; %frequencias encontradas com o experimento
periodo = 1./freq;
dt = periodo./Npontos; %determinação de dt

%Tensões auxiliares das fases
Va_1_aux = diff(A_flux)/dt(1);
Vb_1_aux = diff(B_flux)/dt(1);

```



```

Vc_1_aux = diff(C_flux)/dt(1);
Va_2_aux = diff(A_flux)/dt(2);
Vb_2_aux = diff(B_flux)/dt(2);
Vc_2_aux = diff(C_flux)/dt(2);
Va_3_aux = diff(A_flux)/dt(3);
Vb_3_aux = diff(B_flux)/dt(3);
Vc_3_aux = diff(C_flux)/dt(3);

%determinação do tempo
tempo_1 = linspace(0, periodo(1), Npontos -1);
tempo_2 = linspace(0, periodo(2), Npontos -1);
tempo_3 = linspace(0, periodo(3), Npontos -1);

figure(4)
plot(tempo_1, [Va_1_aux' Vb_1_aux' Vc_1_aux']);
xlabel('Tempo (s)'); ylabel('Tensao (v)');
axis([0 tempo_1(end) -3 3]); legend('V_a', 'V_b', 'V_c');

%Ajuste da base do tempo de acordo com a derivada numérica

t1_diff = linspace(dt(1)/2, tempo_1(end)-dt(1)/2, Npontos-1);
t2_diff = linspace(dt(2)/2, tempo_2(end)-dt(2)/2, Npontos-1);
t3_diff = linspace(dt(3)/2, tempo_3(end)-dt(3)/2, Npontos-1);

Va_1 = interp1(t1_diff, Va_1_aux, tempo_1, 'pchip', 'extrap');
Va_2 = interp1(t2_diff, Va_2_aux, tempo_2, 'pchip', 'extrap');
Va_3 = interp1(t3_diff, Va_3_aux, tempo_3, 'pchip', 'extrap');

Vb_1 = interp1(t1_diff, Vb_1_aux, tempo_1, 'pchip', 'extrap');
Vb_2 = interp1(t2_diff, Vb_2_aux, tempo_2, 'pchip', 'extrap');
Vb_3 = interp1(t3_diff, Vb_3_aux, tempo_3, 'pchip', 'extrap');

Vc_1 = interp1(t1_diff, Vc_1_aux, tempo_1, 'pchip', 'extrap');
Vc_2 = interp1(t2_diff, Vc_2_aux, tempo_2, 'pchip', 'extrap');
Vc_3 = interp1(t3_diff, Vc_3_aux, tempo_3, 'pchip', 'extrap');

%Cálculo da Tensão Induzida Eficaz

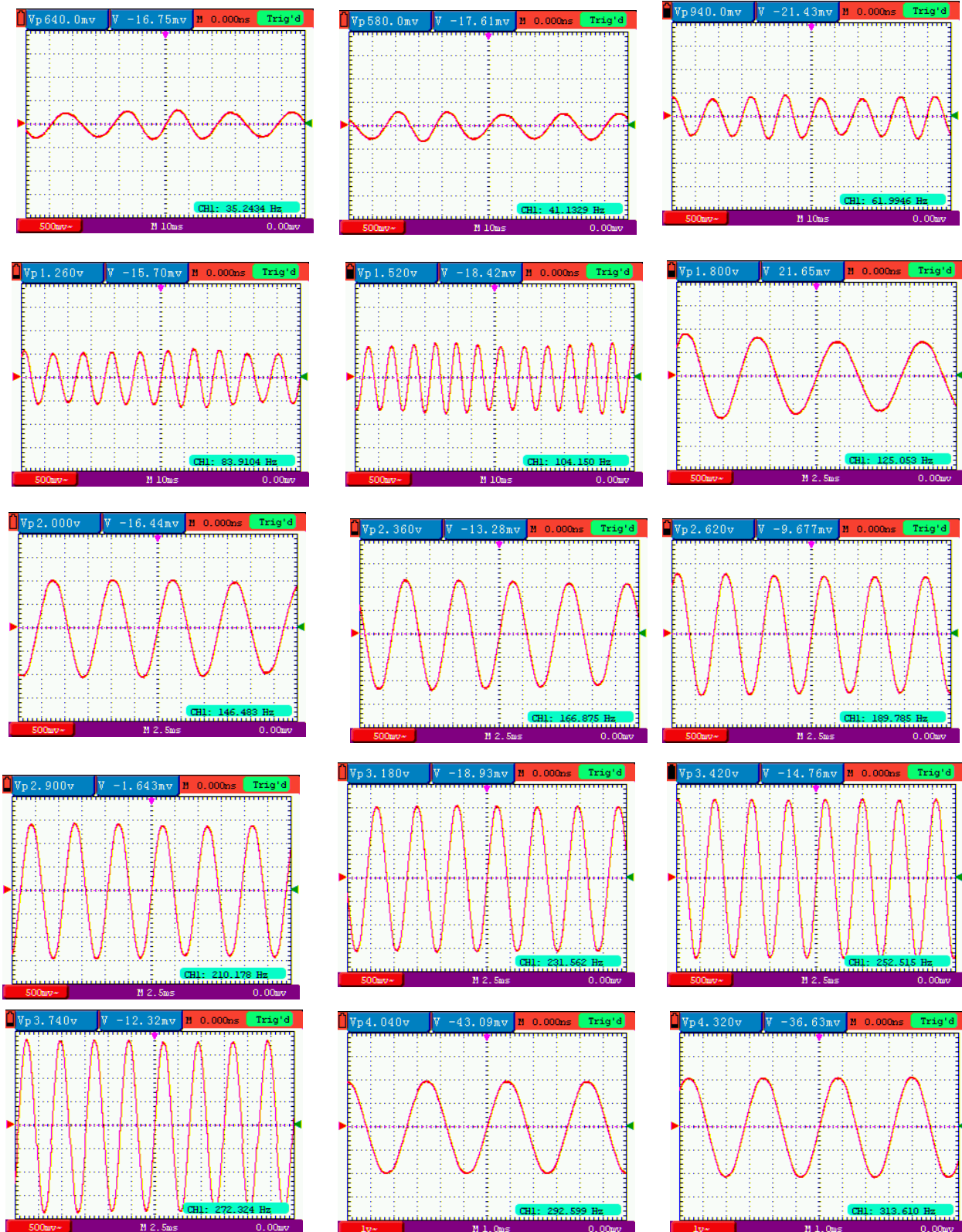
Vab_1 = Va_1 - Vb_1;
Vab_2 = Va_2 - Vb_2;
Vab_3 = Va_3 - Vb_3;

Vll_rms_1 = rms( Vab_1 )
Vll_rms_2 = rms( Vab_2 )
Vll_rms_3 = rms( Vab_3 )

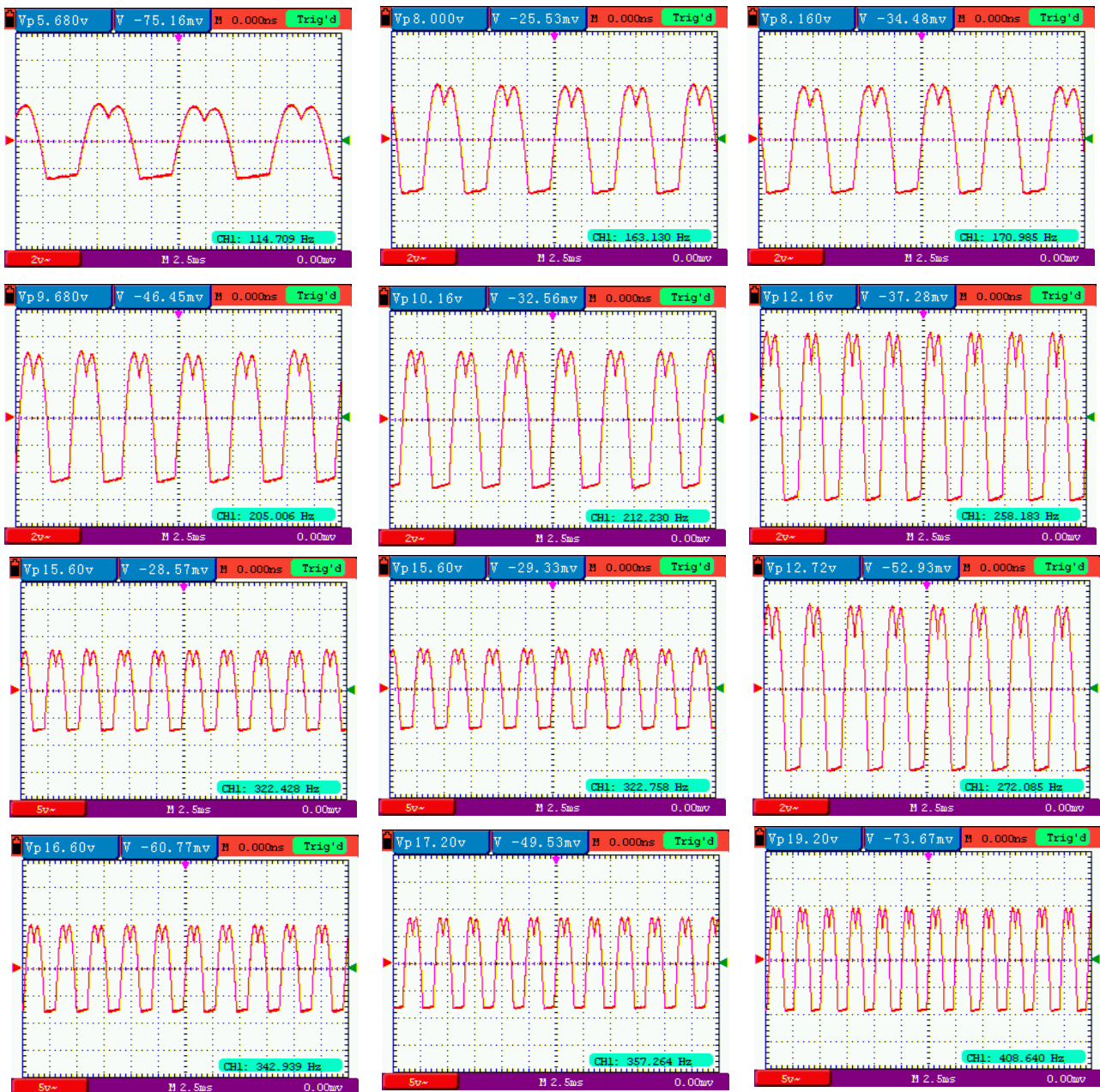
```

## Apêndice B – Gráficos capturados pelo Osciloscópio

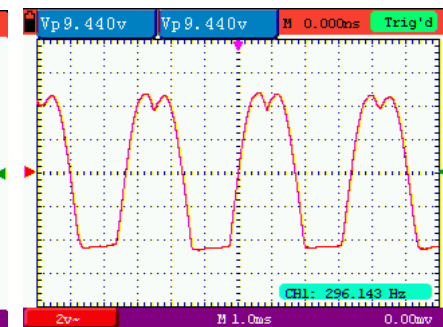
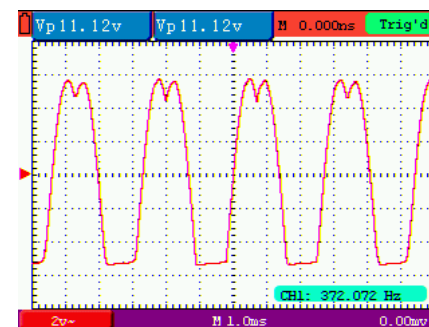
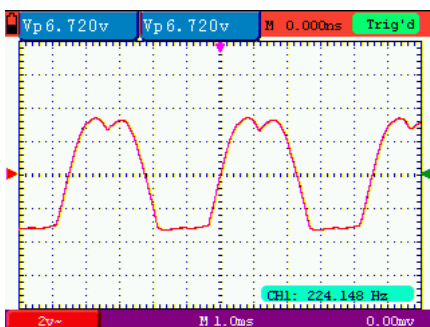
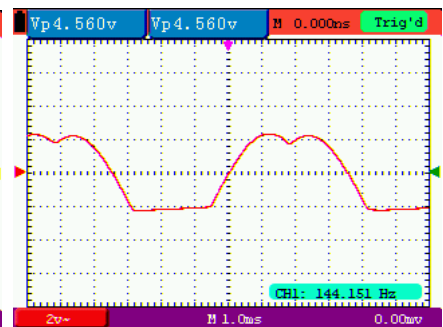
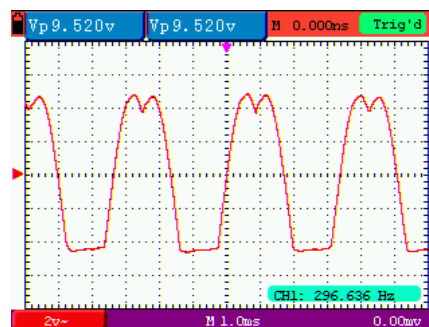
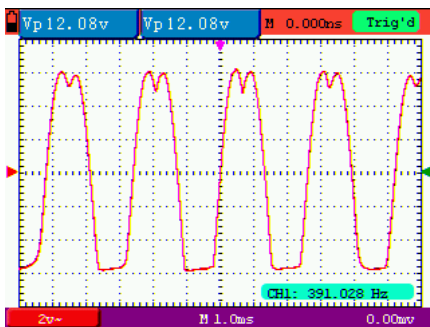
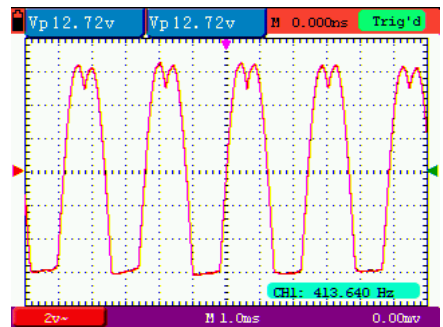
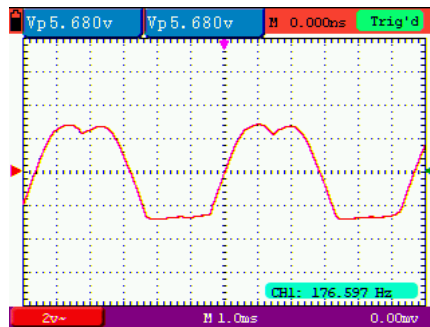
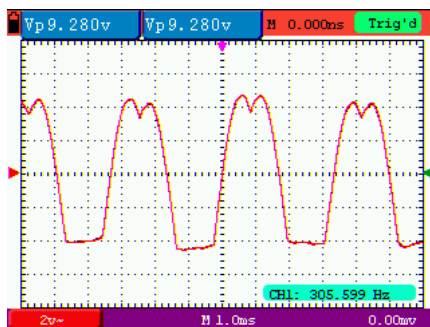
### B1) Estudo d do motor CF2822 como sensor de velocidade



## B2) Gráficos do osciloscópio do motor radial de Silva (2016)



### B3) Gráficos do motor radial



**Apêndice C – FORMULÁRIO UNIFICADO PARA SOLICITAÇÃO DE AUTORIZAÇÃO PARA USO DE ANIMAIS EM ENSINO E/OU PESQUISA**

<b>Nº DO PROTOCOLO:</b>	<b>DATA DE ENTRADA:</b>
-------------------------	-------------------------

**No campo “fármaco”, deve-se informar o(s) nome(s) do(s) princípio(s) ativo(s) com suas respectivas Denominação Comum Brasileira (DCB) ou Denominação Comum Internacional (DCI).**

Lista das DCBs disponível em:

[http://www.anvisa.gov.br/medicamentos/dcb/lista\\_dcb\\_2007.pdf](http://www.anvisa.gov.br/medicamentos/dcb/lista_dcb_2007.pdf)

**1. FINALIDADE:**

- ENSINO
- PESQUISA
- TREINAMENTO
- CURSO

**INÍCIO:** ...../...../.....

**TÉRMINO:** ...../...../.....

**2. TÍTULO DO PROJETO/AULA PRÁTICA/TREINAMENTO**

Protocolo de Avaliação *In Vivo* do Dispositivo de Assistência Ventricular: Bomba de sangue Apíco – Aórtica

Área do Conhecimento: Medicina

**Lista das áreas do conhecimento disponível em:**

<http://www.cnpq.br/areasconhecimento/index.htm>.

**3. RESPONSÁVEL:**

NOME COMPLETO	
INSTITUIÇÃO	
HOSPITAL	
DEPARTAMENTO/DISCIPLINA	

**Experiência prévia:**
 Sim

 Não

Quanto tempo? \_\_\_\_\_

**Treinamento:**
 Sim

 Não

Quanto tempo? \_\_\_\_\_

**Vínculo com a Instituição:**
 Docente

 Pós-graduando ( ) mestrado ( ) doutorado

 Téc. Nível Superior

 Pesquisador/Pós-doutorando

 Pesquisador Visitante

TELEFONE	
E-MAIL	

**4. Orientador/Co-orientador**

ORIENTADOR: NOME COMPLETO	
INSTITUIÇÃO	
NÍVEL ACADÊMICO	
EXPERIÊNCIA PRÉVIA (ANOS)	
TREINAMENTO (ESPECIFICAR)	
TELEFONE	
E-MAIL	

CO-ORIENTADOR: NOME COMPLETO	
INSTITUIÇÃO	
NÍVEL ACADÊMICO	
EXPERIÊNCIA PRÉVIA (ANOS)	
TREINAMENTO (ESPECIFICAR)	
TELEFONE	
E-MAIL	

**5. COLABORADORES:**

NOME COMPLETO	
---------------	--

INSTITUIÇÃO	
NÍVEL ACADÊMICO	
EXPERIÊNCIA PRÉVIA (ANOS)	
TREINAMENTO (ESPECIFICAR)	
FUNÇÃO DESEMPENHADA NO PROJETO	
TELEFONE	
E-MAIL	

*Utilize esta tabela para o preenchimento de um colaborador. Copie, cole e preencha a tabela quantas vezes forem necessárias, até que todos os colaboradores sejam contemplados.*

##### **5. RESUMO DO PROJETO/AULA**

O desenvolvimento da Bomba de Sangue Ápico-Aórtica (BSAA) constitui o segundo projeto temático aprovado e financiado pela Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP-Proc. Nº 13/24434-0) e tem como sede o Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia. Este ainda é tema de tese de doutorado e contribui com a capacitação dos profissionais envolvidos. A BSAA é um Dispositivo de Assistência Ventricular (DAV) destinado ao tratamento de Insuficiência Cardíaca grave, quando o paciente já não responde ao tratamento medicamentoso. O dispositivo consiste em uma câmara de sangue com duas cânulas de acesso, um rotor suspenso por um sistema pivotante, um atuador radial e um sistema de controle e alimentação energizado por um “driveline” externo. Este projeto já cumpriu as etapas de avaliação de desempenho e durabilidade por meio de ensaios in vitro; e agora, a BSAA será submetida a avaliações in vivo como etapa obrigatória para o desenvolvimento de produtos para saúde Classe II. Sendo esta a única maneira de detectar possíveis alterações agudas causadas ao organismo vivo durante a prática de assistência circulatória mecânica em ventrículo esquerdo, assim como os impactos causados a BSAA. Oito animais de espécie suína, Large White, serão considerados por apresentar características semelhantes com a do ser



humano adulto; cada experimento terá duração de até 4 horas ininterruptas, neste período os dados biológicos e de desempenho hemodinâmico serão registrados e avaliados para que os aperfeiçoamentos necessários sejam realizados. A capacitação das habilidades psicomotoras dos profissionais envolvidos também será considerada.

## **6. OBJETIVOS (NA ÍNTEGRA)**

Neste projeto, a pesquisa experimental visa atribuir diretrizes de aperfeiçoamento capazes de maximizar o desempenho e confiabilidade do modelo de bomba de sangue Ápico-Aórtico em desenvolvimento para ser utilizado Dispositivo de Assistência Ventricular nos pacientes com insuficiência cardíaca grave. Além de ser tema de tese de doutorado e contribuir com a capacitação pessoal da equipe envolvida.

Em cada experimento, o desempenho hemodinâmico da BSAA será avaliado em paralelo com o coração natural por 4 horas ininterruptas; os dados registrados indicarão as necessidades de aperfeiçoamento, tanto do sistema BSAA como do método experimental.

## **7. JUSTIFICATIVA**

O desenvolvimento da BSAA visa o suporte médico como dispositivo de terapia complementar em pacientes portadores de insuficiência cardíaca grave. Produtos para saúde Classe II exigem a realização de estudos in vivo e posteriormente, de avaliação clínica, portanto para que haja continuidade desta pesquisa, o estudo das interações entre o dispositivo e organismo vivo se faz obrigatório.

Uma vez que o desempenho hemodinâmico e bioquímico do organismo vivo durante a prática de assistência circulatória mecânica não é possível de sere mimetizados in vitro ou por meio de simulações ex-vivo, fica claro que a única maneira de detectar possíveis alterações agudas causadas ao organismo vivo e os impactos causados a BSAA será por meio de experimentações in vivo.

## **8. RELEVÂNCIA**

Dispositivos de Assistência Ventricular (DAV) são bombas de fluxo de sangue que são implantadas em pacientes com Insuficiência Cardíaca Avançada (ICA). A entrada do DAV é implantada no ápice do ventrículo esquerdo e a saída é implantada na Aorta. Seu sistema possui partes elétricas que são: um motor brushless direct current (BLDC) ou motor sem escovas de corrente contínua responsável pelo deslocamento do sangue, um controlador do motor que é responsável por comutar e detectar ou estimar a posição e velocidade do motor, um controle supervisor que mede a condição do paciente e a condição da bomba (motor) e um sistema de alimentação feito por baterias (BOCK, 2021).

A maior aplicação desse dispositivo é na área de tratamento de pacientes no estágio D de sintomas pela NYHA, são utilizadas quando estão aguardando o transplante de coração (ponte para transplante) ou para terapia para recuperar a capacidade do coração de bombear normalmente. Nos Estados Unidos da América (EUA) esse procedimento é amplamente usado nos tratamentos de ICA, sendo em média 1000 pacientes ao ano que utilizam esses dispositivos, sendo para ponte de transplante ou terapia. No Brasil, essa política não é utilizada devido ao alto custo de uma bomba e da especialidade da equipe. A relevância desse projeto é encontrada em dois pontos. O primeiro é o desenvolvimento de uma bomba de sangue nacional que consiga auxiliar no aumento da sobrevivência do paciente na lista de espera nos primeiros anos e, futuramente, ter um DAV que consiga realizar o suporte para terapia destino. O segundo ponto é o treinamento e desenvolvimento de profissionais qualificados que consigam trabalhar com DAV e consigam implantar o dispositivo em diferentes centros, melhorando o oferecimento de profissionais qualificados em todo território nacional.

## **9. MODELO ANIMAL**

Espécie (nome vulgar, se existir): **Large White / Sus scrofa domesticus**

Justificar o uso dos procedimentos e da espécie animal

Os suínos compartilham uma série de características anatômicas e fisiológicas com os humanos que tornam os suínos potencialmente um modelo melhor para alguns procedimentos e estudos em comparação com outras espécies animais de grande porte. Os sistemas mais comumente citados como modelos adequados incluem os sistemas

cardiovascular, urinário, tegumentar e digestivo. Essas características levaram ao crescente uso de suínos como uma das principais espécies em testes de toxicologia pré-clínica. Essas características e modelos foram revistos na literatura como Swindle, 2007 e Tumbleson, 1996.

A raça Large White ou *Sus scrofa domesticus* é um animal que não possui muitos problemas com a hipertermia maligna com certos protocolos anestésicos. A hipertermia maligna (HM) afeta principalmente as raças Landrace, Pietrain e Poland China e é descrita como um "estado fulminante e hipermetabólico do músculo esquelético" induzido por anestésicos inalatórios voláteis, succinilcolina e estresse e exercício (Kaplan, 1991). Os primeiros sinais de HM incluem diminuições no pH e pO<sub>2</sub> e aumentos no lactato, PCO<sub>2</sub>, potássio e temperatura.

**9.1. PROCEDÊNCIA** (Biotério, fazenda, aviário, etc. Para material de banco de amostras informar o nº do projeto no CEUA que originou a amostra).

GRANJA RJ	
-----------	--

Animal silvestre  
modificado?

O animal é geneticamente

Nº de protocolo SISBIO: \_\_\_\_\_

Nº de protocolo

CTNBIO: \_\_\_\_\_

Outra procedência:

Qual? \_\_\_\_\_

**9.2. TIPO E CARACTERÍSTICA**

Espécie	Linhagem	Idade	Peso aprox.	Quantidade		
				M	F	M+F
Anfíbio						
Ave						
Bovino						
Bubalino						
Cão						
Camundongo Heterogênico						
Camundongo Isogênico						

Camundongo <i>Knockout</i>						
Camundongo Transgênico						
Caprino						
Chinchila						
Cobaia						
Coelhos						
Equídeo						
Espécie silvestre brasileira						
Espécie silvestre não brasileira						
Gato						
Gerbil						
Hamster						
Ovino						
Peixe						
Primata não-humano						
Rato Heterogênico						
Rato Isogênico						
Rato <i>Knockout</i>						
Rato Transgênico						
Réptil						
Suíno	Large White	1 ano	80 a 95 Kg		X	
Outra						
					<b>TOTAL</b>	8

### 9.3. MÉTODOS DE CAPTURA (Somente em caso de uso de animais silvestres)

Não há

### 9.4. PLANEJAMENTO ESTATÍSTICO/DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

O animal será submetido a anestesia geral sob os cuidados do médico veterinário por meio de administração intra-muscular (IM) de Cetamina (10,0 mg/Kg) e Midazolam (0,2 mg/Kg).

Após os primeiros 5 (cinco) minutos, o animal será transportado ao centro cirúrgico, onde será puncionado na veia lateral para indução de anestesia Propofol (fabricante) (7,0 mg/Kg), via endo-venosa (EV) utilizando sonda (cânula

endotraqueal número 8 com cuff); a manutenção da anestesia deverá ser conduzida com Isoflurano de 2 a 3% em via inalatória.

Em seguida, será posicionado de forma ventro-dorsal para realizar a intubação com a cânula número 8 com cuff e permanecer sob ventilação mecânica; o monitoramento de frequência cardíaca e respiratória será realizado por meio de um equipamento eletrocardiograma.

A artéria femoral direita receberá introdutores de 6 french (F) para viabilizar a punção de sangue como amostragem biológica periódica e aquisição da Pressão Arterial Média (PAM). O sangue venoso misto será coletado para amostragem da artéria pulmonar.

O último procedimento pré cirúrgico será a anti-sepsia com álcool iodado (2%) e posicionamento dos campos cirúrgicos para isolamento da área de incisão.

O implante da Bomba de Sangue Ápico-Aórtica (BSAA) será realizado por meio de Toracotomia lateral direita e anastomose da aorta com auxílio de uma serra sagital e um afastador finochetto adulto para exposição torácica; esta técnica cirúrgica expõe os vasos sanguíneos para conexões da BSAA que são a artéria Aorta, as veias pulmonares e o coração. Após o clampeamento das veias cavas, será realizada a sutura do anel de Dacron®, que contém um adaptador para conexão com a BSAA, no ápice do ventrículo esquerdo; para isto, será necessário perfurar o ápice do ventrículo esquerdo, remover uma porção do ventrículo e introduzir a cânula de entrada de BSAA, realizar anastomose do tubo de Dacron® conectado à saída da BSAA e suturá-la na aorta descendente.

A BSAA será conectada ao sistema de controle e alimentação elétrica, os quais serão mantidos de forma para corpórea; por fim, antes de iniciar seu funcionamento, qualquer e toda bolha de ar no sistema deverá ser removidas por meio de punção e/ou soro fisiológico.

Após implante da BSAA e estabilização dos parâmetros biológicos e do dispositivo, inicia-se as avaliações da interação entre o organismo vivo e o dispositivo de assistência circulatória. Não haverá necessidade do fechamento total do tórax para que facilite a detecção de ruídos e/ou vibrações e demais observações.

O Teste de Desempenho Escalonado (TDE) será iniciado após a primeira hora pós-operatório, no período Tempo 1 (T1), no primeiro período/hora, Tempo 0 (T0) até T1 a estabilidade do sistema DAV BSAA será observada e registrada.

No TDE, a rotação da BSAA será alternada em intervalos de 10 (dez) minutos: primeiro será reduzida em 500 rpm; e assim permanecerá durante 2 horas, períodos T1-T2 e T2-T3 da avaliação. Ao final de cada ciclo de 10 minutos, amostragens de sangue venoso e arterial (10 mL) serão coletados e analisados imediatamente; O equipamento CELL-DYN Emerald da Abbot Technologies dispões de resultados automáticos e instantâneos; este calcula a oferta e o consumo de oxigênio para que sejam relacionadas ao débito cardíaco e a pressão arterial.

No último período T3-T4 a rotação da BSAA permanecerá fixa e uma avaliação do sistema total deverá ser levado em consideração. Os parâmetros biológicos e do dispositivo serão registrados; assim como fatos e condições observadas durante todos os períodos, consequências de diferentes rotações e de falhas simuladas caso ocorra.

#### **9.5. GRAU DE INVASIVIDADE\*: GI-1 (1, 2, 3 ou 4)**

Os materiais biológicos destes exemplares serão usados em outros projetos? Quais? Se já aprovado pela CEUA, mencionar o número do protocolo.

Não será utilizado em outros projetos.

#### **9.6. CONDIÇÕES DE ALOJAMENTO E ALIMENTAÇÃO DOS ANIMAIS**

- Alimentação
- Fonte de água
- Lotação – Número de animais/área
- Exaustão do ar: sim ou não

Comentar obrigatoriamente sobre os itens acima e demais condições que forem particulares à espécie.

Não há

Local onde será mantido o animal: \_\_\_\_\_ (biotério, fazenda, aviário, etc.)

#### **Ambiente de Alojamento:**

Gaiola

Jaula

- Baia
- Outros

Número de animais por gaiola/galpão: \_\_\_\_\_

Tipo de cama (maravalha, estrado ou outro): \_\_\_\_\_

## **10. PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS DO PROJETO/AULA**

### **10.1. ESTRESSE/DOR INTENCIONAL NOS ANIMAIS**

- Sim
- Curto
- Longo
- Não

(Se "sim", JUSTIFIQUE.)

**ESTRESSE:**

**DOR:**

**RESTRIÇÃO HÍDRICA/ALIMENTAR:**

**OUTROS:**

### **10.2. USO DE FÁRMACOS ANESTÉSICOS:**

- Sim
- Não

Fármaco
Midazolan
Dose (UI ou MG/kg)
0,2mg/Kg
Via de administração
Intra-Muscular (IM)

Fármaco
---------

Cetamina
Dose (UI ou MG/kg) 10mg/Kg
Via de administração Intra-Muscular (IM)

Fármaco Propofol
Dose (UI ou MG/kg) 7,0mg/Kg
Via de administração Endo-Venosa (EV)

Fármaco Isoflurano
Dose (UI ou MG/kg) 2% a 3% manutenção
Via de administração Inalatória

*Utilize esta tabela para o preenchimento de um fármaco. Copie, cole e preencha a tabela quantas vezes forem necessárias, até que todos os fármacos sejam contemplados. No campo "fármaco" deve-se informar o(s) nome(s) do(s) princípio(s) ativo(s) com suas respectivas Denominação Comum Brasileira (DCB) ou Denominação Comum Internacional (DCI).*

(Em caso de não-uso, JUSTIFIQUE.)

### **10.3. USO DE RELAXANTE MUSCULAR**

Sim

Não

Fármaco	
---------	--



Dose (UI ou mg/kg)	
Via de administração	

Utilize esta tabela para o preenchimento de um fármaco. Copie, cole e preencha a tabela quantas vezes forem necessárias, até que todos os fármacos sejam contemplados.

No campo "fármaco" deve-se informar o(s) nome(s) do(s) princípio(s) ativo(s) com suas respectivas Denominação Comum Brasileira (DCB) ou Denominação Comum Internacional (DCI).

#### **10.4. USO DE FÁRMACOS ANALGÉSICOS**

Sim

Não

Justifique em caso negativo:

--

Fármaco Buprenorfina	
Dose (UI ou mg/kg) 0,01 a 0,05 mg/Kg	
Via de administração Intra-Muscular (IM)	
Frequência 8 a 12h	

Utilize esta tabela para o preenchimento de um fármaco. Copie, cole e preencha a tabela quantas vezes forem necessárias, até que todos os fármacos sejam contemplados.

No campo "fármaco" deve-se informar o(s) nome(s) do(s) princípio(s) ativo(s) com suas respectivas Denominação Comum Brasileira (DCB) ou Denominação Comum Internacional (DCI).

#### **10.5. IMOBILIZAÇÃO DO ANIMAL:**

Sim

Não

Indique o tipo em caso positivo:

Animal preso na maca de torax para cima.

### 10.6. CONDIÇÕES ALIMENTARES:

#### 10.6.1. JEJUM:

Sim

Não

Duração em horas: 6horas

#### 10.6.2. RESTRICÇÃO HÍDRICA:

Sim

Não

Duração em horas: \_\_\_\_\_

### 10.7. CIRURGIA

Sim

Não

Única

Múltipla

Qual (is)?

\_\_\_\_\_

No mesmo ato cirúrgico ou em atos diferentes? \_\_\_\_\_

### 10.8. PÓS- OPERATÓRIO

#### 10.8.1. OBSERVAÇÃO DA RECUPERAÇÃO

Sim

Não

Período da observação (em horas): \_\_\_\_\_

#### 10.8.2. USO DE ANALGESIA

Sim



Não

Justificar o NÃO-uso de analgesia pós operatório, quando for o caso.

--

Fármaco	
Dose (UI ou mg/kg)	
Via de administração	
Frequência	
Duração	

*Utilize esta tabela para o preenchimento de um fármaco. Copie, cole e preencha a tabela quantas vezes forem necessárias, até que todos os fármacos sejam contemplados.*

*No campo "fármaco" deve-se informar o(s) nome(s) do(s) princípio(s) ativo(s) com suas respectivas Denominação Comum Brasileira (DCB) ou Denominação Comum Internacional (DCI).*

### **10.8.3. OUTROS CUIDADOS PÓS-OBIGATÓRIOS**



Sim



Não

**Descrição:**

--

### **10.9. EXPOSIÇÃO /INOCULAÇÃO/ ADMINISTRAÇÃO**



Sim



Não

Fármaco/Outros	
----------------	--

Dose	
Via de administração	
Frequência	

No campo "fármaco" deve-se informar o(s) nome(s) do(s) princípio(s) ativo(s) com suas respectivas Denominação Comum Brasileira (DCB) ou Denominação Comum Internacional (DCI).

## 11. EXTRAÇÃO DE MATERIAIS BIOLÓGICOS

Sim

Não

Material biológico Sangue
Quantidade da amostra 50ml
Frequência 10 minutos
Método de coleta Via cateter

Utilize esta tabela para o preenchimento de um material biológico. Copie, cole e preencha a tabela quantas vezes forem necessárias, até que todos os materiais sejam contemplados.

## 12. FINALIZAÇÃO

### 12.1. MÉTODO DE INDUÇÃO DE MORTE

<p>Descrição</p> <p>O animal será induzido ao coma completo, através do isoflurano, após será injetado o cloreto de potássio (KCl) é um íon cardiotóxico que só pode ser utilizado após anestesia geral do animal, sendo a sua aplicação exclusiva por via IV. Nesses casos, podem ser utilizadas soluções saturadas de cloreto de potássio. Esse agente produz fibrilação ventricular cardíaca e morte, entre um e dois minutos.</p>
---

Substância, dose, via  
Cloreto de Potássio, acima de 50ml, IV

Caso método restrito, justifique:

## **12.2. DESTINO DOS ANIMAIS APÓS O EXPERIMENTO**

Descarte via prefeitura

## **12.3. FORMA DE DESCARTE DA CARCAÇA**

## **13. RESUMO DOS PROCEDIMENTOS (relatar todos os procedimentos com os animais)**

O animal será induzido a coma profundo via injeção de midazolam, propofol e a manutenção da anestesia será via inalatório via isoflurano de 2% a 3%. O animal será posicionado com o torax superior exposto na maca preso nas quatro patas, após a confirmação do coma induzido através do olho do animal (olho branco), o procedimento cirúrgico é realizado para implantar a Bomba de Sangue Ápico-Aortico (BSAA). A duração do procedimento dura de 4 a 6 horas com coleta de sangue via cateter e analisado via CELL-DYN Emerald da Abbot Technologies em intervalos de dez minutos. Após o procedimento o animal será induzido ao coma total e será administrado via intra-venoso o cloreto de potássio acima de 50ml para a eutanásia, após a confirmação da morte do animal, o descarte será feito via prefeitura.

## **14. TERMO DE RESPONSABILIDADE**

**(LEIA CUIDADOSAMENTE ANTES DE ASSINAR)**

Eu, \_\_\_\_\_ (nome do responsável), certifico que:

- a) Li o disposto na Lei nº 11.794, de 8 de outubro de 2008, e nas demais normas aplicáveis à utilização de animais em ensino e/ou pesquisa, especialmente as Resoluções Normativas do Conselho Nacional de Controle de Experimentação Animal – CONCEA;
- b) Este estudo não é desnecessariamente duplicativo, possuindo mérito científico e a equipe participante deste projeto/aula foi treinada e é competente para executar os procedimentos descritos neste protocolo;
- c) Não existe método substitutivo que possa ser utilizado como uma alternativa ao projeto.

Assinatura: \_\_\_\_\_

Data: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

#### **\*GRAU DE INVASIVIDADE (GI) – Definições segundo o CONCEA**

**GI1 = Experimentos que causam pouco ou nenhum desconforto ou estresse** (ex.: observação e exame físico; administração oral, intravenosa, intraperitoneal, subcutânea, ou intramuscular de substâncias que não causem reações adversas perceptíveis; eutanásia por métodos aprovados após anestesia ou sedação; privação alimentar ou hídrica por períodos equivalentes à privação na natureza).

**GI2 = Experimentos que causam estresse, desconforto ou dor, de leve intensidade** (ex.: procedimentos cirúrgicos menores, como biópsias, sob anestesia; períodos breves de contenção e imobilidade em animais conscientes; exposição a níveis não letais de compostos químicos que não causem reações adversas graves).

**GI3 = Experimentos que causam estresse, desconforto ou dor, de intensidade intermediária** (ex.: procedimentos cirúrgicos invasivos conduzidos em animais anestesiados; imobilidade física por várias horas; indução de estresse por separação materna ou exposição a agressor; exposição a estímulos aversivos inescapáveis; exposição a choques localizados de intensidade leve; exposição a níveis de radiação e compostos químicos que provoquem prejuízo duradouro da função sensorial e motora; administração de agentes químicos por vias como a intracardíaca e intracerebral).

**GI4 = Experimentos que causam dor de alta intensidade** (ex.: indução de trauma a animais não sedados).