

See discussions, stats, and author profiles for this publication at: <https://www.researchgate.net/publication/327043256>

Desenvolvimento de um atuador eletromagnético de fluxo axial de indução direta

Thesis · April 2018

CITATIONS

0

READS

30

2 authors, including:



[Eduardo Guy Perpetuo Bock](#)

Federal Institute of Education, Science and Technology of São Paulo

88 PUBLICATIONS 166 CITATIONS

[SEE PROFILE](#)

Some of the authors of this publication are also working on these related projects:



Implantable Centrifugal Blood Pump [View project](#)



Reconfigurable Platform of Assistive Technology (RPAT) [View project](#)

ROGÉRIO LIMA DE SOUZA

**DESENVOLVIMENTO DE UM ATUADOR ELETROMAGNÉTICO DE
FLUXO AXIAL**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

São Paulo

2018

ROGÉRIO LIMA DE SOUZA

**DESENVOLVIMENTO DE UM ATUADOR ELETROMAGNÉTICO DE
FLUXO AXIAL**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Área de Concentração:

Engenharia Mecânica - Materiais e Processos de Fabricação

Orientador:

Prof. Dr. Eduardo Guy Perpétuo Bock

São Paulo

2018

INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE SÃO
PAULO

MESTRADO ACADÊMICO EM ENGENHARIA MECÂNICA

DESENVOLVIMENTO DE UM ATUADOR ELETROMAGNÉTICO DE FLUXO AXIAL.

Autor: Rogério Lima de Souza

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Guy Perpétuo Bock

A banca examinadora, composta pelos membros abaixo, aprovou essa dissertação:

Prof. Dr. Eduardo Guy Perpétuo Bock

IFSP-SPO

Prof. Dr. Ivan Eduardo Chabu

EPUSP

Prof. Dr. Francisco Yastami Nakamoto

IFSP-SPO

São Paulo, 06 de abril de 2018

FICHA CATALOGRÁFICA

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais, pelo incentivo e base familiar. A minha esposa Ângela e meu filho Guilherme, que são a minha motivação.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus pela oportunidade de desenvolver este trabalho. A minha esposa Ângela, por me incentivar, nos momentos difíceis, sempre ao meu lado. A minha família, por entender minha ausência em muitas ocasiões, principalmente a meu filho Guilherme. Ao meu orientador, Prof. Dr. Eduardo Guy Perpétuo Bock, por pacientemente ter me orientado, fazendo com que este trabalho pudesse ser realizado. Aos meus colegas do grupo de mestrado, pois cada um contribuiu de alguma forma na realização deste trabalho.

“Aprendemos a voar como os pássaros, a nadar como os peixes; mas não aprendemos a conviver como irmãos”.

Martin Luther King Jr.

RESUMO

Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um Atuador Eletromagnético de uma Bomba de Sangue Centrífuga Implantável (BSCI). A Bomba está sendo projetada pelo Laboratório de Bioengenharia e Biomateriais do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo, em parceria com o Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia e a Escola Politécnica da USP, com o objetivo de aumentar a sobrevida dos pacientes que estão na fila de transplante de coração. O conjunto Bomba e Atuador é denominado Dispositivo de Assistência Ventricular (DAV). O Atuador Eletromagnético é do tipo sem escovas, corrente contínua (BLDC), que aciona o rotor da bomba por meio de ímãs permanentes acoplados na sua base. O rotor é suportado por um eixo de Zircônia e dois mancais, que permitem rotação no eixo Z; a rotação é controlada por uma placa de controle que faz a comutação entre as bobinas. Este trabalho apresenta o projeto analítico, a modelagem computacional, simulações numéricas utilizando o *software* Maxwell, a construção de protótipos e ensaios para validação.

Palavras-chave: Atuador Eletromagnético, Bomba de Sangue Centrífuga Implantável, Dispositivo de Assistência Ventricular, Motor BLDC.

ABSTRACT

This work presents the development of an Electromagnetic Actuator of the Implantable Centrifugal Blood Pump (ICBP). The Pump was designed and assembled by the Laboratory of Bioengineering and Biomaterials of the Federal Institute of Education, Science and Technology of São Paulo. The main objective of the pump is to increase the survival time of patients who wait for heart transplantation. The Pump and Actuator assembly compose a Ventricular Assist Device (VAD). The Electromagnetic Actuator is brushless (BLDC) and drives the pump rotor through permanent magnets coupled to the base. The rotor is supported by one Zirconia shaft and two pivot bearings allowing rotation in Z. Then, rotation is controlled by a circuit that makes commutation between coils. This work presents the analytical design, computational modeling, numerical simulations using Maxwell software, prototyping and tests for validation. Experiments validated the performance in workbench tests.

Keys-words: Electromagnetic Actuator, Implantable Centrifugal Blood Pump, Ventricular Assistance Device, Brushless DC motor

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1-1 Esquema do posicionamento e implante de um coração artificial total (AbioCor) sendo utilizado como substituição completa do coração.	20
Figura 1-2 Classificação conforme posição em relação ao paciente.....	21
Figura 1-3 Número anual de transplantes no Brasil.	23
Figura 2-1 Secção transversal bomba.....	25
Figura 2-2 Aspecto geral do DAV desenvolvido pelo Laboratório de Bioengenharia e Biomateriais do IFSP-SPO.....	25
Fonte: (Rocha, 2017).	25
Figura 2-3 Comparação da topologia (a) motor radial (b) motor axial.	26
Figura 2-4 Estator lado único com ranhuras.....	26
Figura 2-5 Estator interno, lado duplo com ranhuras e dois rotores.....	27
Figura 2-6 Comparação densidade de potência motor radial e axial.	27
Figura 2-7 Rotor do tipo disco mostrando o posicionamento das bobinas e dos polos magnéticos dos ímãs permanentes.	28
Figura 3-1 Curvas características da bomba.....	31
Figura 3-2 Layout da bancada utilizada para levantamento das curvas características da bomba.	32
Figura 3-3 Secção transversal do rotor.	36
Figura 3-4 Vista inferior do rotor.....	38
Figura 3-5 Rotor com ímãs em formato de segmento de arco.	39
Figura 3-6 Rotor com ímãs em formato de pastilhas.....	39
Figura 3-7 Vista isométrica secção transversal da bobina.	42
Figura 3-8 Vista isométrica da secção transversal do condutor.	42
Figura 3-9 Vista frontal e planta do atuador.	43
Figura 3-10 Esquema de ligação das bobinas.	44
Figura 4-1 Materiais utilizados.....	46

Figura 4-2 Protótipo (A).....	47
Figura 4-3 Protótipo (B).....	47
Figura 4-4 Bobina conector banana plug macho.....	47
Figura 4-5 Conector banana plug fêmea.....	47
Figura 4-6 Conexão entre bobinas.....	48
Figura 4-7 Detector de polaridade.....	48
Figura 4-8 Detecção de polaridade.....	48
Figura 4-9 Controlador <i>Hobbyking</i>	49
Figura 4-10 Controlador <i>Parkey</i>	49
Figura 4-11 Conjunto do Atuador e Rotor.....	50
Figura 4-12 Bobina modelada.....	51
Figura 4-13 Imã modelado.....	51
Figura 4-14 Fluxo magnético do Rotor.....	52
Figura 4-15 Fluxo magnético do Atuador.....	52
Figura 4-16 Torque gerado pelo Atuador.....	53
Figura 4-17 Dispositivo utilizado para enrolar manualmente as bobinas do atuador.....	53
Figura 4-18 Gabarito utilizado para enrolar manualmente as bobinas do atuador e manter uniformidade.....	54
Figura 4-19 Gabarito.....	54
Figura 4-20 Fases conectadas em estrela.....	55
Figura 4-21 Molde para resina.....	55
Figura 4-22 Atuador finalizado.....	56
Figura 4-23 Rotor.....	56
Figura 4-24 Adaptador.....	57
Figura 4-25 Desenho em corte do dinamômetro.....	57
Figura 4-26 Montagem atuador e rotor no dinamômetro.....	58

Figura 5-1 Rotação do rotor protótipo (B).....	61
Figura 5-2 Tensão e corrente protótipo (B)	61
Figura 5-3 Curva característica Torque x Rotação.	63
Figura 5-4 Curva característica Rotação x Potência.....	63
Figura 5-5 Curva característica Torque x Corrente.....	64
Figura 5-6 Curva característica Torque x Rendimento.....	64
Figura A 1 Vetores do fluxo magnético do Rotor.....	74
Figura A 2 Vetores do fluxo magnético do Rotor.....	74
Figura A 3 Distribuição fluxo magnético do Atuador.....	75
Figura A 4 Distribuição fluxo magnético do Atuador.....	75

LISTA DE TABELAS

Tabela 1-1 DAV's comercializados ou em testes no mundo Fonte: (CAMARGO, 2011) (adaptado).....	Erro! Indicador não definido.
Tabela 3-1 Parâmetros Estimados da bomba.	35
Tabela 3-2 Dimensões e características magnéticas do ímã	36
Tabela 3-3 Parâmetros do atuador.....	37
Tabela 4-1 Cálculo analítico.....	49
Tabela 4-2 Característica do atuador.	62
Tabela 5-1 Comparação de resultados entre os protótipos A e B.	61
Tabela 5-2 Comparação Densidade do fluxo magnético Rotor.	65
Tabela 5-3 Comparação Densidade do fluxo magnético Atuador.	65
Tabela 5-4 Comparação Torque.	66

ABREVIações

ABTO	Associação Brasileira de Transplante de Órgãos.
BiVAD	<i>Biventricular Assist Device</i> , Dispositivo de Assistência Biventricular.
BSCI	Bomba de Sangue Centrifuga Implantável.
DAV	Dispositivo de Assistência Ventricular.
ECMO	<i>Extracorporeal Membrane Oxygenation</i> , Oxigenação de Membrana Extracorpórea.
FDA	<i>Food and Drug Administration</i> , Administração de Comidas e Remédios.
ICC	Insuficiência Cardíaca Congestiva.
LVAD	<i>Left Ventricular Assist Device</i> , Dispositivo de Assistência Ventricular Esquerda.
PVAD	<i>Percutaneous Ventricular Assist Device</i> , Dispositivo de Assistência Ventricular Pulsátil.
RVAD	<i>Right Ventricular Assist Device</i> , Dispositivo de Assistência Ventricular Direita.
SUS	Sistema Único de Saúde.
VAD	<i>Ventricular Assist Device</i> , Dispositivo de Assistência Ventricular.
TET	<i>Tanscutaneous Energy Transmission System</i> , Sistema de Transmissão Transcutânea de Energia.
N_B	Potência estimada da bomba.
Y_s	Peso específico do sangue.
Q_s	Vazão de sangue.
H_B	Altura manométrica.
η_B	Rendimento estimado da bomba.
v_s	Velocidade de saída.

v_e	Velocidade de entrada.
p_s	Pressão de saída.
p_e	Pressão de entrada.
z_2	Altura no plano de referência.
z_1	Altura da entrada do fluido.
d	Diâmetro da tubulação.
v	Velocidade do fluido.
A_{tubo}	Área da secção transversal do tubo
η_h	Rendimento hidráulico
η_v	Rendimento volumétrico
η_a	Rendimento atrito.
η_m	Rendimento mecânico.
Y	Energia específica.
h	Desnível do manômetro diferencial.
n	Rotação de operação.
n_{qA}	Rotação específica.
T_m	Torque estimado
ω	Velocidade angular.
f	Frequência.
B_{mg}	Fluxo magnético no entreferro.
B_r	Remanência
B_{avg}	Carregamento magnético.
μ_{re}	Permeabilidade relativa do imã.
μ	Permeabilidade do imã.
μ_o	Permeabilidade relativa no vácuo.

l_g	Distância do entreferro
l_{pm}	Espessura do imã
H_c	Força coercitiva.
T_n	Torque nominal
r_e	Raio externo
r_i	Raio interno
U	Tensão
I_{rms}	Corrente por fase
m_{fase}	Número de fases
N_p	Número de polos
N_b	Número de bobinas
τ	Tensão de cisalhamento do entreferro.
A_{rotor}	Área ativa do rotor.
r_{av}	Raio médio.
N_b	Número de espiras por bobina.
N_{ph}	Número de espiras por fase.
J_a	Densidade de corrente.
d_c	Diâmetro do condutor.
d_i	Diâmetro do imã.
A_l	densidade linear de corrente
N_{eb}	Número de espira por bobina
A_{sb}	Área da secção transversal da bobina
a	Largura
b	Altura
A_c	Área da secção transversal do condutor

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	18
1.1 Motivação.....	22
1.2 Objetivo geral.....	23
1.3 Objetivos específicos	23
2. MOTOR SEM ESCOVAS DE CORRENTE CONTÍNUA.....	24
2.1. Motores “ <i>Brushless</i> ” de Fluxo Axial.....	26
2.2. Controle de Acionamento.....	27
2.3. Eletromagnetismo	29
3. PROJETO ANALÍTICO.....	31
3.1. Potência estimada da bomba.....	32
3.2. Altura manométrica	32
3.3. Velocidade do fluido.....	33
3.4. Rendimento estimado da bomba	33
3.5. Rotação específica.....	34
3.6. Energia específica.....	34
3.7. Equação manométrica	34
3.8. Torque estimado	35
3.9. Velocidade angular	35
3.10. Enrolamento do Atuador.....	35
3.11. Fluxo Magnético no entreferro.....	36
3.12. Conjugado	38
3.13. Condutor Elétrico.....	41
4. MATERIAIS E MÉTODOS	45
4.1. Ensaio	46
4.1.1. Ensaio de Comutação das Bobinas.....	47

4.1.2.	Controlador <i>Hobbyking</i>	48
4.1.3.	Controlador <i>Parkey</i>	49
4.2.	Desenvolvimento do Atuador Cálculo Analítico	49
4.3.	Modelagem Computacional	50
4.3.1.	Bobina	50
4.3.2.	Imã Permanente	51
4.3.3.	Densidade do fluxo magnético	51
4.3.4.	Densidade do fluxo magnético Rotor.....	51
4.3.5.	Densidade do fluxo magnético Atuador.....	52
4.3.6.	Torque	53
4.4.	Construção do Atuador	53
4.4.1.	Rotor.....	56
4.4.2.	Adaptador para o Dinamômetro	56
4.4.3.	Teste com Dinamômetro	57
5.	RESULTADOS	60
5.1.	Ensaio de Polaridade Protótipo (A).....	60
5.2.	Ensaio de Polaridade Protótipo (B).....	60
5.3.	Ensaio de Comutação Controlador <i>Hobbyking</i>	60
5.4.	Ensaio de Comutação Controlador <i>Parkey</i>	60
5.5.	Teste com Dinamômetro.....	62
5.6.	Simulação x Cálculo analítico.....	65
5.6.1.	Densidade do fluxo magnético Rotor.....	65
5.6.2.	Densidade do fluxo magnético Atuador.....	65
5.6.3.	Torque simulação x Dinamômetro	65
5.6.4.	Erro relativo	66
6.	DISCUSSÃO.....	67

7. CONCLUSÃO	69
REFERÊNCIAS.....	70
APÊNDICE A	74
Densidade do fluxo magnético Rotor	74
Densidade do fluxo magnético Atuador	75

1. INTRODUÇÃO

A Bomba de Sangue Centrífuga Implantável (BSCI) foi inicialmente desenvolvida em conjunto com diversas instituições de pesquisa (BOCK *et al.*, 2008). A BSCI foi projetada para servir como um Dispositivo de Assistência Ventricular (DAV), mantendo a circulação sanguínea em níveis aceitáveis em pacientes com doenças cardíacas em estágio avançado, como é o caso da Insuficiência Cardíaca Congestiva (ICC) (BOCK *et al.*, 2011; UEBELHART *et al.*, 2013).

A história do desenvolvimento de soluções para o tratamento desses pacientes, entretanto, é bem anterior. O Dr. Christiaan Barnard foi o pioneiro na realização de um transplante cardíaco, no dia 3 de dezembro de 1967. O paciente, Louis Washkansky, sobreviveu apenas 18 dias após o transplante. O fato teve repercussão mundial, pois o Dr. Christiaan provou para comunidade científica que é possível transplantar um coração com insuficiência cardíaca, substituindo-o por um coração saudável. Mas a euforia inicial foi ofuscada pelas complicações pós-operatórias associadas à imunossupressão.

O surgimento de novos medicamentos imunossupressores, no início da década de 1980, como a ciclosporina, estimulou as pesquisas e o desenvolvimento de novas técnicas de cirurgias para transplantes cardíacos (GEMMATO, 2005). Em 1964, o *National Institute of Health*, nos Estados Unidos, iniciou um projeto de um coração artificial, com o objetivo de ponte de transplante, enquanto o paciente aguarda um doador compatível. O prazo de conclusão desse projeto era o final daquela década (CAMARGO, 2011).

Na década de 1970, o desenvolvimento de dispositivos de assistência circulatória mais eficientes deu origem a duas vertentes de pesquisa, sendo uma voltada à construção de um coração artificial, para substituição total do coração nativo até o transplante. A outra vertente voltou-se ao desenvolvimento de um dispositivo mecânico de suporte ventricular, uni ou bilateral, que auxiliasse o coração, mantendo as condições hemodinâmicas até a realização do transplante (FIORELLI, 2008).

O desenvolvimento de um dispositivo de assistência ventricular (DAV) é um projeto multidisciplinar. Diversos grupos trabalham em paralelo nesse projeto, pesquisando:

- *Design* (melhor geometria levando em consideração volume e peso);
- Materiais (material biocompatível);
- Durabilidade (desenvolver dispositivos para teste de componentes e produto acabado);
- Acionamento (selecionar ou desenvolver um motor que atenda à potência e torque requerido pelo DAV);
- Controle (selecionar ou desenvolver um controle que atenda às características específicas rotação, vazão, corrente com interface simples e intuitiva);
- Fonte de energia (bateria leve com boa autonomia);
- Medicina (cardiologia com pesquisas sobre a patologias do coração, executando cirurgias e suporte médico em teste in vivo).

O primeiro coração artificial, denominado AbioCor (*Abiomed, Inc., Danvers, MA*), foi implantado em 2 de julho de 2001 (Figura 1-1). Os pacientes submetidos ao implante eram adultos em fase terminal, que não estavam aptos ao transplante de coração, com uma expectativa de vida de 30 dias (SAMUELS, 2003). Este modelo de coração artificial é composto pelos seguintes componentes:

- O TET (*Transcutaneous Energy Transmission System*, sistema de transmissão transcutânea de energia), localizado no subcutâneo capta energia fornecida pela bateria externa e transfere para a bateria implantada;
- A bateria implantada fornece energia para a unidade torácica e tem uma autonomia de 45 minutos;
- O módulo de controle implantado controla a frequência cardíaca;
- O dispositivo mecânico “unidade torácica” faz a função do coração removido, bombeando sangue com fluxo pulsátil.

A Figura 1-1 ilustra a posição dos componentes em relação ao paciente.

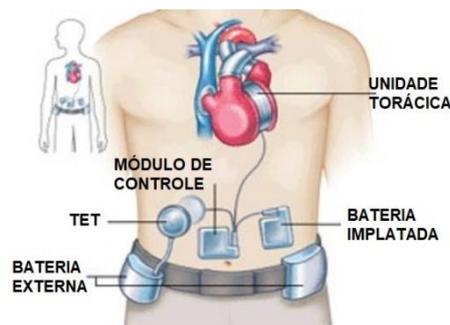


Figura 1-1 Esquema do posicionamento e implante de um coração artificial total (AbioCor) sendo utilizado como substituição completa do coração.

Fonte: adaptado de <http://www.gettyimages.com>.

A aplicação da AbioCor tem algumas restrições, como peso e volume, que diminuem o grupo de pacientes aptos ao implante (CAMARGO, 2011).

O FDA (*Food and Drug Administration* é uma agência federal norte-americana que controla alimentos e faz administração de medicamentos.) aprovou o uso da AbioCor com algumas restrições (Barreto ; Velloso, 1997). De acordo com esses controles, os pacientes devem ter menos de 75 anos de idade, necessitam de suporte inotrópico múltiplo, não podem ser tratados pela terapia de destino LVAD (*Left Ventricular Assist Device*, dispositivo de assistência ventricular esquerda) e não podem ser removidos sem suporte.

A Classificação dos dispositivos mecânicos de suporte circulatório é feita conforme a posição em relação ao paciente, tipo de fluxo e grau de substituição, conforme Figura 1-2 (SEN, 2016).

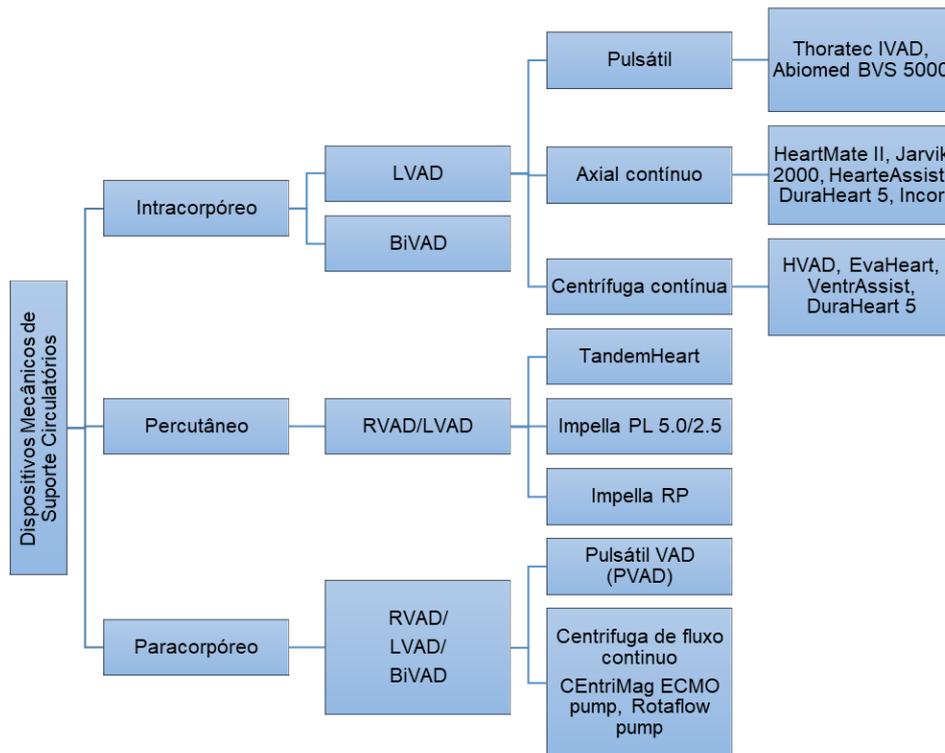


Figura 1-2 Classificação conforme posição em relação ao paciente.
 Fonte: adaptado de SEM (2016)

Os DAV's citados na Figura 1-2 estão representados na Tabela 1-1. São dispositivos já comercializados ou em testes, com características destacadas do tipo de fluxo, dimensões, vazão e rotação (CAMARGO, 2011).

Tabela 1-1 DAV's comercializados ou em testes no mundo

Nome	Foto	Família	Comentários
HVAD (HeartWire)		Bomba Radial	Totalmente implantável; 145g; 10l/min.; 2000~3000RPM; suspensão hidromagnética.
VentrAssist (Ventracor)		Bomba Radial	289g; totalmente implantável

Duraheart (Terumo)		Bomba Radial	540g; Ø72x45mm; 1200~2600RPM; 10 l/min.; 8~10W; Suspensão magnética (3-GDL).
HeartMate II (Thoratec)		Bomba Axial	Totalmente implantável; 281g; Ø43x81mm; 6000~15000RPM; 10 l/min.; mancal de rolamento.
Jarvik2000 (Jarvik Heart)		Bomba Axial	85g; Ø25x55mm; 8000~12000RPM; 5 l/min.; Mancal cerâmico
DeBakey Head Assis 5 (Micromed)		Bomba Axial	92g; Ø30x71mm; Mancal cerâmico.

Fonte: adaptado de Camargo (2011)

1.1 Motivação

A motivação desta pesquisa foi desenvolver um atuador eletromagnético de fluxo axial, para acionar uma bomba de sangue centrífuga implantável. Além disso, objetivou-se produzir o conjunto atuador bomba, denominado DAV, com tecnologia nacional com custo acessível, que possa ser oferecido pelo SUS (Sistema Único de Saúde).

Existe uma demanda significativa por estes dispositivos. Dados da ABTO (Associação Brasileira de Transplante de Órgãos) mostram que, em 2015, foram realizados 353 transplantes de coração. O número de pacientes que ingressaram na lista de espera, naquele ano, foi de 435 pessoas, sendo que destas 74 eram crianças. A mortalidade, no mesmo período, foi de 145 pessoas, sendo 20 crianças. Inúmeros fatores podem ter ocasionado as mortes dessas pessoas, mas a maioria dos problemas cardíacos estão relacionados à insuficiência cardíaca. O uso dos

DAV's teria um grande impacto na redução do índice de mortalidade, atenuando a carga efetiva do coração e suprindo a vazão de sangue, melhorando assim a qualidade de vida do paciente até o transplante. A Figura 1-3 demonstra a relação entre o ano e número de transplantes, até dezembro de 2015, ano que continha 236 pacientes ativos na lista de espera (DE TRANSPLANTES R. B., 2008-2015).

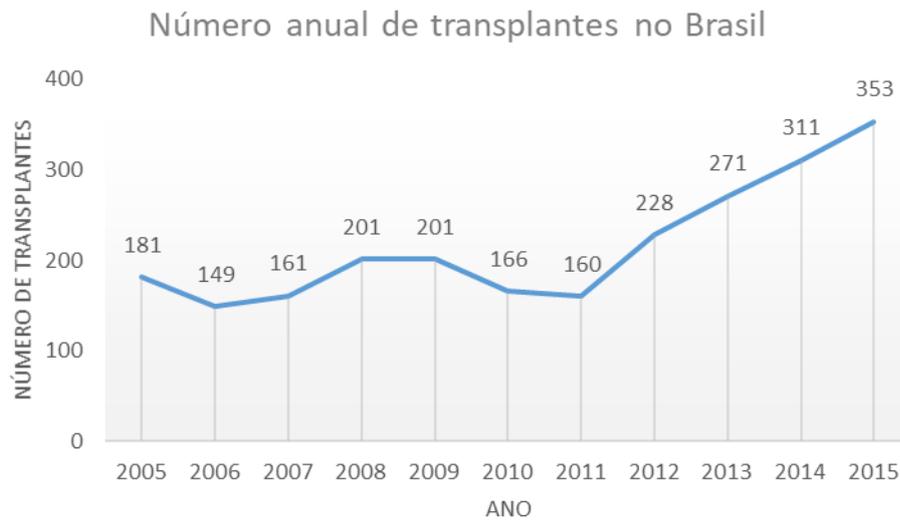


Figura 1-3 Número anual de transplantes no Brasil.
Fonte: adaptado de (DE TRANSPLANTES R. B., 2008-2015)

1.2 Objetivo geral

O objetivo deste estudo é propor uma metodologia para projetar e construir um Atuador Eletromagnético otimizado para a utilização na bomba centrífuga do Laboratório de Bioengenharia e Biomateriais do IFSP-SPO (ROCHA, 2017), respeitando as condições de contorno existentes (dimensionais) e que possua torque e potência requerida pela bomba.

1.3 Objetivos específicos

O projeto analítico do atuador eletromagnético visa dimensionar o atuador e fornecer dados que servem como parâmetros na simulação computacional.

A simulação computacional, com o *software* Maxwell (v. 3D, Ansys, Canonsburg, Estados Unidos), tem como objetivo mapear o campo magnético gerado pelo atuador e sua interação com o rotor.

Os ensaios de desempenho do atuador visam levantar as curvas de torque e potência em função da rotação.

Os dados obtidos no dinamômetro servem para validar a simulação numérica e obter o erro relativo entre os valores teóricos e experimentais.

2. MOTOR SEM ESCOVAS DE CORRENTE CONTÍNUA

Os motores sem escovas de corrente contínua, do inglês *Brushless DC*(BLDC), possuem uma forma construtiva simples (menos componentes) em relação aos motores com escovas. Eles operam em uma grande faixa de velocidades, que podem ser superiores a 10.000 r.p.m. em vazio ou com carga resistente constante (conjugado). Possuem um rotor interno com baixo momento de inércia, que permite acelerar, desacelerar e inverter o sentido de rotação rapidamente (WEG, 2017).

Por não possuírem escovas, apresentam nível de ruído baixo, alta confiabilidade e alta durabilidade. Outro fator importante é a alta densidade de potência que é possível alcançar com a aplicação de materiais com alta densidade de fluxo magnético. O aumento da densidade de fluxo magnético foi possível com a aplicação de elementos químicos raros conhecidos. São exemplos desses elementos terras raras, Neodímio (Nd), Samário (Sm), as misturas Samário Cobalto (SmCo) e a mistura do Neodímio, Ferro e Boro (NdFeB), empregados na fabricação de ímãs permanentes utilizados na construção do rotor, contribuindo para redução do volume e aumentando a eficiência.

A maioria dos fabricantes de DAV's usam atuadores BLDC, pois, além das características mencionadas acima, são confiáveis, têm um bom desempenho, são compactos e permitem o uso de diversos tipos de lógica de controle. Há grandes fabricantes de motores BLDC que possuem produtos para diversas aplicações, na qual os DAV's também se incluem.

No desenvolvimento de um DAV, a busca por um produto otimizado é inevitável.

No que diz respeito ao *design*, peso e volume são restrições essenciais. Por isso, os projetistas buscam idealizar um dispositivo no qual a bomba e o atuador estejam integrados em um só corpo, conforme Figura 2-1, (CHABU *et al.*, 2008).

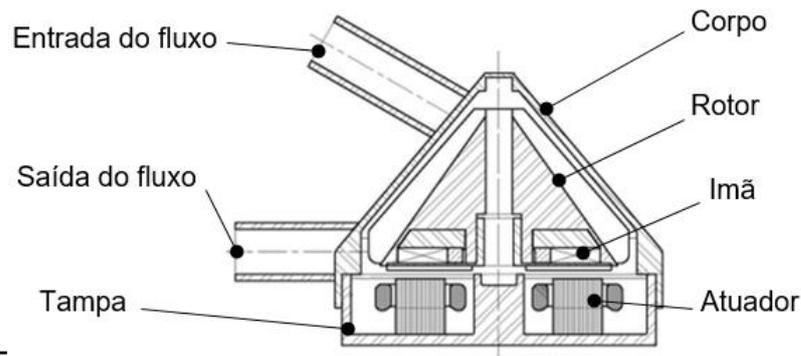


Figura 2-1 Secção transversal bomba.
Fonte: adaptado de Chabu et al. (2008)

Há diversas instituições ao redor do mundo que são centros de excelência na pesquisa de DAV's e órgãos artificiais, focados no desenvolvimento de componentes e materiais com alta durabilidade. Assim, ressalta-se a importância dessa linha de pesquisa dentro do programa de Mestrado em Engenharia Mecânica, Materiais e Processos de Fabricação.

O Laboratório de Bioengenharia e Biomateriais do IFSP-SPO está desenvolvendo um DAV intracorpóreo de fluxo radial contínuo (ROCHA, 2017). Este dispositivo tem como propulsor um atuador axial, de corrente contínua, composto de nove bobinas trapezoidais e três bobinas por fases ligadas em estrela, conforme Figura 2.2.



Figura 2-2 Aspecto geral do DAV desenvolvido pelo Laboratório de Bioengenharia e Biomateriais do IFSP-SPO
Fonte: Rocha (2017)

2.1. Motores *Brushless* de Fluxo Axial

Motores *brushless* de fluxo axial são máquinas síncronas de ímãs permanentes. A rotação é sincronizada com a corrente de alimentação e não há escorregamento. Os fundamentos do eletromagnetismo são similares aos aplicados em motores de fluxo radial, porém são mais compactos e aplicados em projetos com restrição de espaço físico, conforme Figura 2-3, (GIERAS *et al.*, 2008).

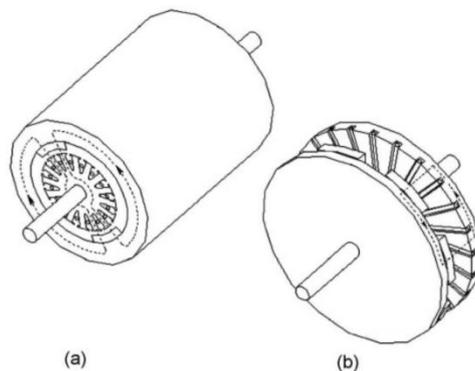


Figura 2-3 Comparação da topologia (a) motor radial (b) motor axial.
Fonte: adaptado de Gieras *et al.* (2008)

Os motores axiais estão divididos em dois grupos, lado único ou duplo (GIERAS, *et al.*, 2008):

Os motores de lado único têm as seguintes configurações construtivas: estator com ou sem ranhuras e estator com polo saliente (vide Figura 2-4).

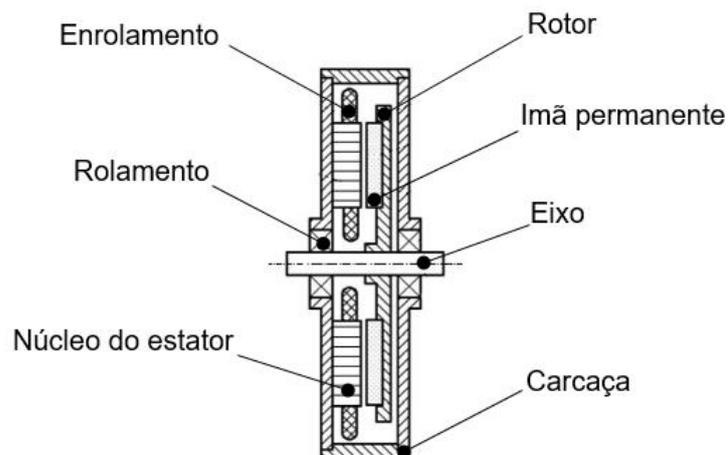


Figura 2-4 Estator lado único com ranhuras.
Fonte: adaptado de Gieras *et al.* (2008)

Os motores de lado duplo têm as seguintes configurações construtivas: estator com ou sem ranhuras, estator com ou sem núcleo ou estator e rotor sem núcleo, conforme Figura 2-5.

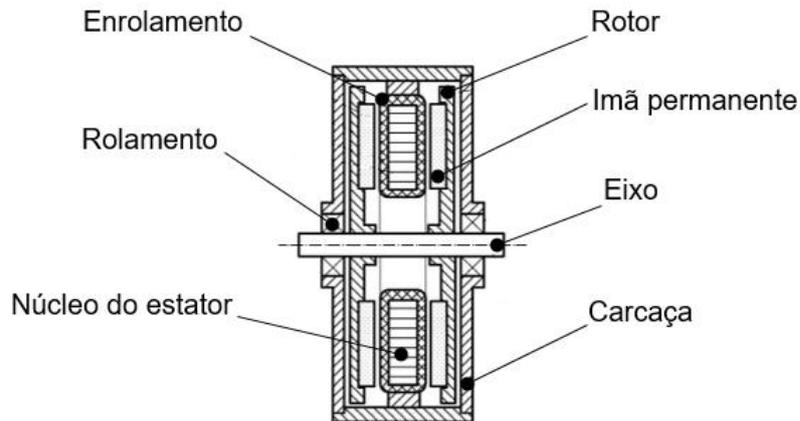


Figura 2-5 Estator interno, lado duplo com ranhuras e dois rotores.
Fonte: adaptado de Gieras et al. (2008)

A Figura 2-6 faz uma comparação entre a densidade de potência de motor radial com motores axiais, com características construtivas diferentes, por possuírem alta densidade de potência (GIERAS *et al.*, 2008).

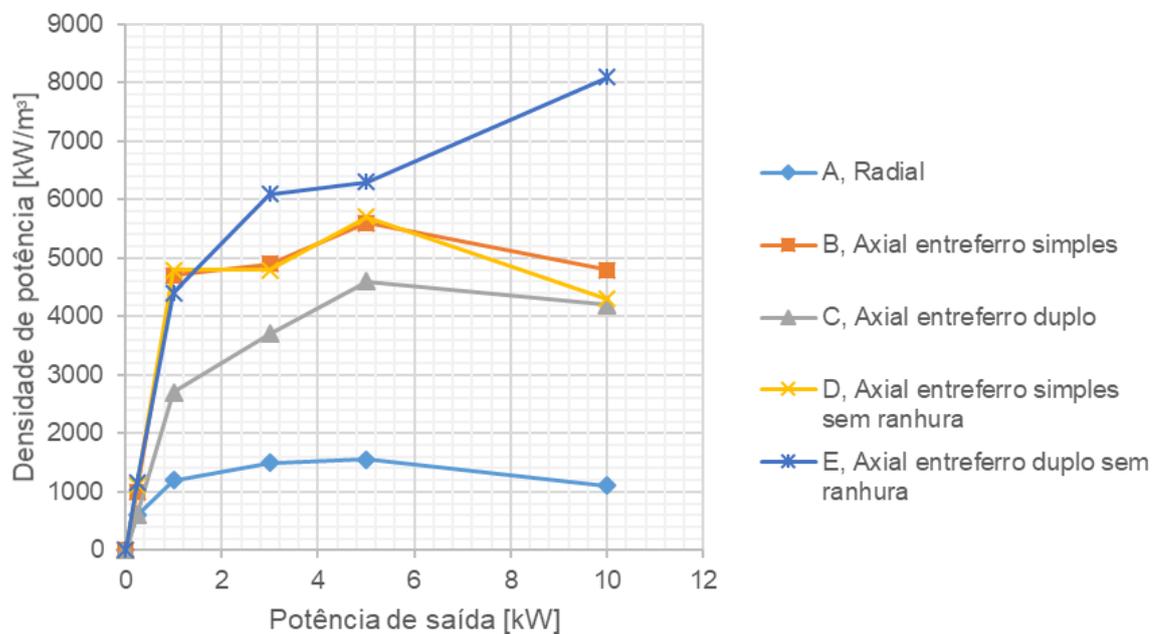


Figura 2-6 Comparação de densidade de potência motor radial e axial.
Fonte: adaptado de Gieras et al. (2008)

2.2. Controle de Acionamento

Existem duas maneiras de controle de acionamento de motores BLDC: com sensor e sem sensor (*sensorless*) (LEÃO, 2015). Grande parte dos acionamentos utilizam sensores de efeito *Hall* para determinar o posicionamento do rotor. Estes sensores estão inseridos no estator, conforme Figura 2-7.

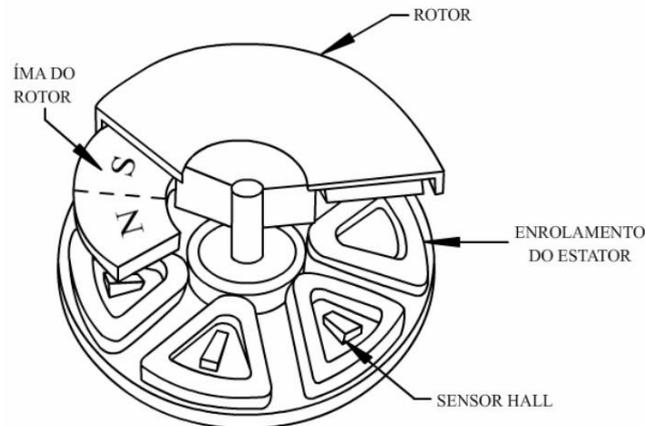


Figura 2-7 Rotor do tipo disco mostrando o posicionamento das bobinas e dos polos magnéticos dos ímãs permanentes.

Fonte: adaptado de Leão (2015).

O sensor envia a posição para o sistema de controle, que executa a sequência de energização das fases para promover o movimento rotacional controlado. Em projetos de atuadores, a tendência é desenvolver dispositivos cada vez menores e a inserção de mais um componente (sensor *Hall*) implica em mais espaço ou volume e maior número de condutores. Outros fatores importantes são a confiabilidade e a manutenção.

Em caso de falha, não é possível a substituição imediata do componente em questão, o que pode ter consequências graves no caso de um DAV. A utilização de um sistema de redundância faz-se necessário caso ocorra falha ou erro no sensor. Assim, o sistema continuará recebendo informações de posicionamento do rotor (FONSECA, 2003).

O controle de acionamento *sensorless* significa ausência de sensores que indicam a posição do rotor. As técnicas para a detecção da posição do rotor em controle de acionamento são detalhadas por Leão (2015) e Fonseca (2003). As principais técnicas são, segundo Juliani (2007):

- Detecção da tensão induzida (ponto de cruzamento pelo zero da tensão na bobina que está desenergizada).
- Detecção da terceira harmônica.

- Detecção do intervalo de condução dos diodos de retorno do inversor trifásico.

2.3. Eletromagnetismo

O princípio de funcionamento de motores sem escova é a conversão da energia elétrica em campo magnético e, por fim, em energia mecânica. O campo magnético aliado às características geométricas, como raio médio do estator, são variáveis essenciais para a determinação do torque do motor. Como o campo magnético tem papel fundamental na determinação do torque, é necessário conhecer sua distribuição e computá-lo.

Lidar com os motores BLDC significa mensurar e analisar sua dispersão. Hoje existem diversas maneiras de determinar a distribuição do campo magnético. Para geometrias complexas, são utilizados métodos matemáticos avançados, mas, para geometrias simples, métodos analíticos são aplicados.

As equações abaixo representam a forma quase estática das equações de Maxwell, relacionando os campos magnéticos às correntes que os produzem.

A Equação 2.1 afirma que a integral de linha da componente tangencial da intensidade de campo magnético, ao longo de um contorno fechado C , é igual à corrente total que passa através de qualquer superfície S delimitada por esse contorno. Na Equação 2.1 vemos que a origem de H é a densidade de corrente J (FITZGERALD, 2006).

$$\oint_C H \, dl = \int_S J \cdot da \quad \text{Equação 2.1}$$

A Equação 2.2 afirma que a densidade de fluxo magnético B é conservada, isto é, em uma superfície fechada, não há entrada nem saída líquida de fluxo (o que equivale a afirmar que cargas magnéticas monopolares de campos magnéticos não existem) (FITZGERALD, 2006).

$$\int_S B \cdot da = 0 \quad \text{Equação 2.2}$$

Dois vetores que descrevem o campo magnético são: \vec{B} e \vec{H} . O vetor \vec{B} representa a densidade do fluxo magnético que flui por uma área qualquer e o vetor \vec{H} é a intensidade do campo magnético. A relação entre estes vetores é uma propriedade do material. Na construção de motores que utilizam materiais magnéticos, para estes materiais, \vec{B} e \vec{H} são colineares, orientados na mesma direção, dentro do material. A densidade de fluxo magnético é descrito pela Equação 2.3:

$$\vec{B} = \mu \cdot \vec{H} \quad \text{Equação 2.3}$$

Onde μ é a permeabilidade magnética do material. Outra variável importante é a permeabilidade relativa (μ_r) descrita pela Equação 2.4:

$$\mu_r = \frac{\mu}{\mu_0} \quad \text{Equação 2.4}$$

3. PROJETO ANALÍTICO

Na literatura, são apresentados diversos métodos para cálculo analítico do atuador. Estes cálculos são utilizados para obter as dimensões do atuador, adotando alguns valores para os parâmetros, como, por exemplo, torque e corrente. Para se obter um projeto otimizado, também é feita uma análise numérica pelo método dos elementos finitos.

Para uma análise preliminar, foi utilizada a Figura 3-1, que representa as curvas características da bomba em teste no Laboratório de Bioengenharia e Biomateriais do IFSP-SPO. Foram extraídos da figura valores médios da vazão e pressão. A faixa de operação analisada é $n = 2100$ rpm.

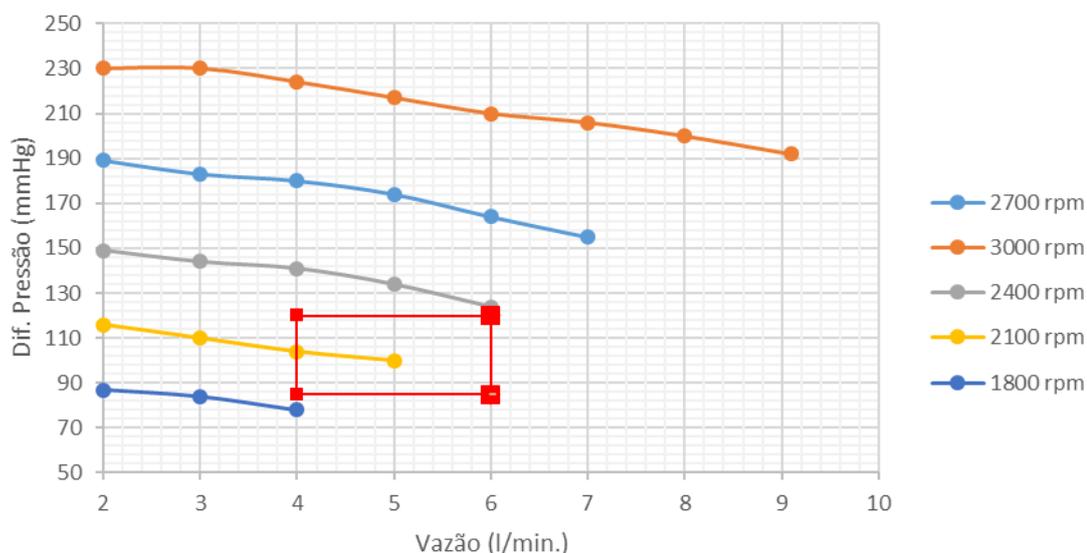


Figura 3-1 Curvas características da bomba.

A Figura 3-2 mostra o *layout* da bancada, sendo (Q_s) a vazão de 5 litros por minuto, (h) o desnível acusado pelo manômetro diferencial igual a de 100 mm de mercúrio, (z_2) altura da entrada do fluido no reservatório em relação linha de centro da bomba igual a 700 mm, (d) o diâmetro da tubulação igual a 9,5 mm. Foram utilizados 10 litros da mistura água/glicerina, composta por 66% de água e 34% de glicerina, com peso específico próximo ao do sangue (γ_s) $10395,049 \text{ N/m}^3$.

A energia de pressão é a razão entre as diferenças de pressões: p_s [N/m²] pressão de saída da bomba e p_e [N/m²] e a pressão de entrada da bomba, divididas pelo peso específico do sangue γ_s [N/m³].

A diferença entre cotas é z_2 [m] altura da entrada do fluido no reservatório menos z_1 [m] altura no PHR (plano horizontal de referência), conforme Figura 3-2.

$$H_B = \frac{v_s^2 - v_e^2}{2 \cdot g} + \frac{p_s - p_e}{\gamma_s} + z_2 - z_1 \text{ [m]} \quad \text{Equação 3.2}$$

3.2. Velocidade do fluido

A velocidade do fluido v [m/s], definida na Equação 3.3, é a razão entre a vazão de sangue Q_s [m³/s] e a área da secção transversal do tubo A_{tubo} [m²].

$$v = \frac{Q_s}{A_{\text{tubo}}} \text{ [m/s]} \quad \text{Equação 3.3}$$

3.3. Rendimento estimado da bomba

O rendimento adotado foi obtido como produto dos rendimentos hidráulico η_h [-], volumétrico η_v [-], atrito η_a [-] e mecânico η_m [-] Equação 3.4:

$$\eta_B = \eta_h \cdot \eta_v \cdot \eta_a \cdot \eta_m \text{ [-]} \quad \text{Equação 3.4}$$

Segundo Silva (2000), o valor do rendimento hidráulico é obtido em função do processo de fabricação. Para bombas pequenas, sem processo sofisticado, o valor do rendimento é de 0,70 e, para bombas grandes, com processo de fabricação sofisticado, o valor do rendimento é 0,96.

O rendimento volumétrico ocorre em função da pressão de trabalho, valores baixos para bombas de alta pressão e valores altos para bombas de baixa pressão; estes valores variam de 0,83 até 0,98.

O rendimento de atrito acontece em função da rotação específica; para $n_{qA} \cong 60$, o rendimento é 0,93, aumentando para 0,98. Para $n_{qA} \cong 180$ e para $n_{qA} \cong 350$, o rendimento é de 0,99.

O rendimento mecânico ocorre em função da potência e varia de 0,96 a 0,99, apresentando valores menores para bombas de pequena potência e valores maiores para bombas com grande potência.

3.4. Rotação específica

A rotação específica n_{qA} definida na Equação 3.5, n é a rotação de operação em [rpm], Q_s [m^3/s] é a vazão de sangue e Y [J/kg] a energia específica disponível:

$$n_{qA} = 10^3 \cdot n \cdot \frac{Q_s^{\frac{1}{2}}}{Y^{\frac{1}{4}}} [-] \quad \text{Equação 3.5}$$

3.5. Energia específica

A energia específica disponível é fornecida ao fluido e dada pela Equação 3.6 onde g [m/s^2] é a constante gravitacional e H_B [m] é a altura manométrica:

$$Y = g \cdot H_B \text{ [J/kg]} \quad \text{Equação 3.6}$$

3.6. Equação manométrica

A equação manométrica permite, por meio de um manômetro, determinar a pressão de um reservatório ou a diferença de pressão entre dois pontos.

A Equação 3.7 representa a diferença de pressão entre os pontos 1 e 2, conforme Figura 3-2.

O desnível do manômetro diferencial é h [m], z_2 [m], altura da entrada do fluido no reservatório, γ_s [N/m^3] é peso específico do sangue e γ_{Hg} [N/m^3], o peso específico do mercúrio. Peso específico do mercúrio é $133370,4 \text{ N/m}^3$.

$$p_2 - p_1 = \gamma_{Hg} \cdot h - (\gamma_s \cdot z_2 + \gamma_s \cdot h) \text{ [N/m}^2\text{]} \quad \text{Equação 3.7}$$

3.7. Torque estimado

O torque do motor T_m é estimado pela relação entre N_B [W], que é a potência da bomba e ω [rad/s] é a velocidade angular do rotor, Equação 3.8:

$$T_m = \frac{N_B}{\omega} \text{ [N}\cdot\text{m]} \quad \text{Equação 3.8}$$

3.8. Velocidade angular

Velocidade na qual ω é dada pela equação:

$$\omega = 2 \cdot \pi \cdot f \text{ [rad/s]} \quad \text{Equação 3.9}$$

Sendo f a frequência de rotação em r.p.s.

A Tabela 3-1 mostra os valores e as respectivas equações utilizadas para determinar a potência e o torque estimado da bomba.

Tabela 3-1 Parâmetros Estimados da bomba.

Variável	Descrição	Equações	Valor	
Y	Energia específica	Equação 3.6	11,6	J/kg
η_{qA}	Rotação específica	Equação 3.5	319,3	-
η_B	Rendimento estimado da bomba	Equação 3.4	0,5	-
$p_2 - p_1$	Equação manométrica	Equação 3.7	5021	N/m ²
H_B	Altura	Equação 3.2	1,2	m
N_B	Potência estimada da bomba	Equação 3.1	2,2	W
ω	Velocidade angular	Equação 3.9	220	[rad/s]
T_m	Torque estimado	Equação 3.8	$10 \cdot 10^{-3}$	N·m

3.9. Enrolamento do Atuador

O enrolamento ou número de espiras por fase, a corrente fornecida pela fonte de energia, comprimento do entreferro, núcleo do estator/rotor, propriedades magnéticas e dimensões do imã são os parâmetros que determinam o torque do atuador. Com estes parâmetros, é possível determinar o enrolamento do atuador.

A distância do entreferro l_g [mm] e a espessura do ímã l_{pm} [mm] estão definidas por Rocha (2017) (Rocha, 2017), conforme Figura 3-3.

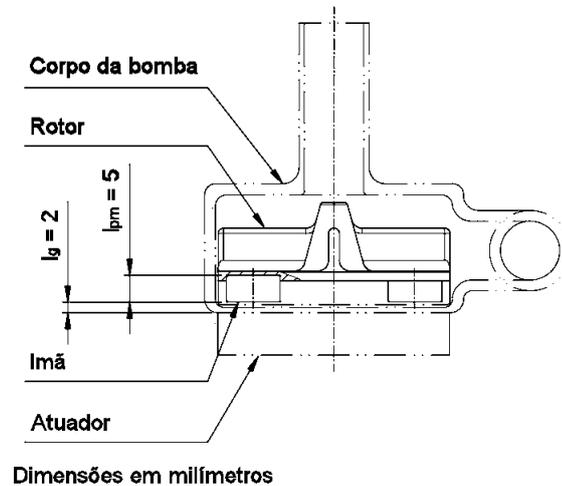


Figura 3-3 Secção transversal do rotor.

Com as dimensões do rotor e as propriedades magnéticas do ímã apresentadas na Tabela 3-2, podemos dar sequência no dimensionamento do atuador.

Tabela 3-2 Dimensões e características magnéticas do ímã

Tipo	Remanência	Força Coercitiva	Dimensões
	B_r [T]	H_c [kA/m]	[mm]
N35	1,21	859,437	$\varnothing 10 \times 5$

3.10. Fluxo Magnético no entreferro

O fluxo magnético no entreferro está relacionado com o fluxo de remanência do ímã (Tabela 3-2), a distância do entreferro e a espessura do ímã (Figura 3-3). Para que não ocorra a dispersão do fluxo entre os ímãs e o atuador, a distância do entreferro deve ser a menor possível, aumentando a eficiência do último.

Negligenciando as relutâncias e a dispersão do fluxo no núcleo do rotor feito de titânio (MAROJA, 2017), atuador sem núcleo magnético, podemos calcular o fluxo magnético B_{mg} , por meio da Equação 3.10 (GIERAS, *et al.*, 2008):

$$B_{mg} = \frac{B_r}{1 + \frac{\mu_{re} \cdot l_g}{l_{pm}}} \text{ [T]} \quad \text{Equação 3.10}$$

A permeabilidade relativa do imã μ_{re} é definida pela relação entre μ [H/m], permeabilidade do imã e a constante μ_o [H/m], permeabilidade relativa no vácuo, cujo valor é $4\pi \cdot 10^{-7}$ H/m Equação 3.11:

$$\mu_{re} = \frac{\mu}{\mu_o} [-] \quad \text{Equação 3.11}$$

A permeabilidade do imã é definida pela Equação 3.12, e é a relação entre B_r [T], remanência do imã e H_c [kA/m] força coercitiva.

$$\mu = \frac{B_r}{H_c} \text{ [H/m]} \quad \text{Equação 3.12}$$

Aplicando os valores encontrados na Tabela 3-2, na Equação 3.12, obtemos a permeabilidade do imã:

$$\mu = 1,408 \cdot 10^{-6} \frac{\text{H}}{\text{m}}$$

Com o valor da densidade de fluxo no entreferro B_{mg} definido, calcula-se o carregamento magnético B_{avg} , por meio da Equação 3.13, (GIERAS *et al.*, 2008):

$$B_{avg} = \frac{2}{\pi} \cdot B_{mg} \text{ [T]} \quad \text{Equação 3.13}$$

Dando sequência aos cálculos, é necessário determinar o número de espiras de cada bobina, mas antes faz-se necessário adotar alguns parâmetros para o atuador, conforme Tabela 3-3.

Tabela 3-3 Parâmetros do atuador.

Variável	Descrição	Valor
T_n	Torque nominal	$12 \cdot 10^{-3}$ N·m
r_e	Raio externo	$20 \cdot 10^{-3}$ m
r_i	Raio interno	$10 \cdot 10^{-3}$ m
U	Tensão	12 V
I_{rms}	Corrente por fase	0,5 A

m_{fase}	Número de fases	3
N_p	Número de polos	6
N_b	Número de bobinas	9
n	Rotações por minuto	2100 rpm

Os raios externo e interno e o número de polos foram definidos no projeto do rotor, conforme Figura 3-4. A faixa de operação (n) foi definida em função da Figura 3-1 e o torque nominal foi adotado, conforme mostrado na Tabela 3-3.

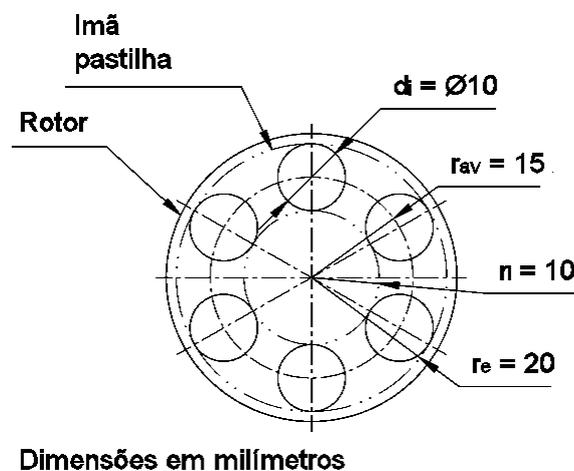


Figura 3-4 Vista inferior do rotor.

3.11. Conjugado

Conjugado é o momento de torção gerado pelo rotor, definido pelo binário entre raio médio e a força de reação entre o ímã e a bobina, também denominado torque. É o esforço requerido pela bomba para produzir a vazão e a pressão necessária para o sistema.

A sequência de cálculo descrita abaixo foi estabelecida por Batzel et al. (2014), além do que algumas variáveis já foram definidas na Tabela 3-3. Desta forma, a tensão de cisalhamento no entreferro τ é a relação entre a força produzida no conjugado e a área da superfície ativa do rotor A_{rotor} [m²], e para um atuador axial esta tensão de cisalhamento é definida pela Equação 3.14:

$$\tau = \frac{T_n}{A_{\text{rotor}} \cdot r_{\text{av}}} \left[\frac{\text{N}}{\text{m}^2} \right] \quad \text{Equação 3.14}$$

A área ativa do rotor é delimitada pelos raios externo r_e interno r_i do rotor, conforme Figura 3-4, sendo definida pela Equação 3.15:

$$A_{\text{rotor}} = \pi \cdot (r_e^2 - r_i^2) \text{ [m}^2\text{]} \quad \text{Equação 3.15}$$

A área ativa do rotor, representada na Equação 3.15, não pode ser aplicada para o rotor representado na Figura 3-4. Esta equação é aplicada para rotores que usam ímãs com o formato de segmento de arco, representado pela área hachurada na Figura 3-5. Para aplicar a Equação 3.14, é necessário redefinir a área ativa do rotor, que foi construído com ímãs com o formato de pastilha, representado pela área hachurada na Figura 3-6.

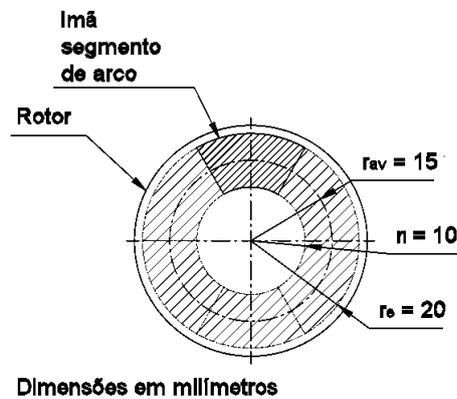


Figura 3-5 Rotor com ímãs em formato de segmento de arco.

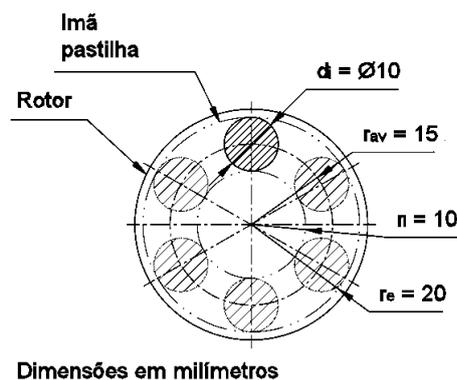


Figura 3-6 Rotor com ímãs em formato de pastilhas.

Portanto, a área ativa do rotor é definida pelo produto, N_p [-] número de pólos e A_i [m²] área da seção transversal do ímã, onde d_i [m] é o diâmetro do ímã, conforme Equação 3.16.

$$A_{\text{rotor}} = N_p \cdot \frac{\pi \cdot d_i^2}{4} \text{ [m}^2\text{]} \quad \text{Equação 3.16}$$

Assim, o conjugado pode ser definido pelo produto entre τ [N/m²] tensão de cisalhamento, A_{rotor} [m²] área ativa do rotor e r_{av} [m] raio médio:

$$T_n = \tau \cdot A_{\text{rotor}} \cdot r_{\text{av}} \text{ [N}\cdot\text{m]} \quad \text{Equação 3.17}$$

A tensão de cisalhamento também pode ser expressa pelo produto B_{avg} carregamento magnético e a A_l densidade linear de corrente Equação 3.18.

$$\tau = B_{\text{avg}} \cdot A_l \left[\frac{\text{N}}{\text{m}^2} \right] \quad \text{Equação 3.18}$$

Nessa equação, a densidade linear de corrente representada pela Equação 3.19 é definida pelo m_{fase} [–] número de fase, N_{ph} [–] número de espiras por fase, I_{rms} [A] corrente por fase e r_{av} [m] raio médio.

$$A_l = \frac{m_{\text{fase}} \cdot N_{\text{ph}} \cdot I_{\text{rms}}}{\pi \cdot r_{\text{av}}} \left[\frac{\text{A}}{\text{m}} \right] \quad \text{Equação 3.19}$$

Sendo, r_{av} [m] raio médio é definido pela Equação 3.20 e Tabela 3-3.

$$r_{\text{av}} = 0,5 \cdot (r_e + r_i) \text{ [m]} \quad \text{Equação 3.20}$$

A Equação 3.18 pode ser reescrita, fazendo a substituição da variável B_{avg} pelo segundo membro da Equação 3.13 e a variável A_l , pelo segundo membro da Equação 3.19, o que resulta na Equação 3.21:

$$\tau = \frac{2}{\pi} \cdot B_{\text{mg}} \cdot \frac{m_{\text{fase}} \cdot N_{\text{ph}} \cdot I_{\text{rms}}}{\pi \cdot r_{\text{av}}} \left[\frac{\text{N}}{\text{m}^2} \right] \quad \text{Equação 3.21}$$

Dando continuidade, a Equação 3.17 também foi reescrita, substituindo-se suas variáveis pelo segundo membro das respectivas Equação 3.21 e Equação 3.16; assim obtemos:

$$T_n = \frac{2}{\pi} \cdot B_{\text{mg}} \cdot \frac{m_{\text{fase}} \cdot N_{\text{ph}} \cdot I_{\text{rms}}}{\pi \cdot r_{\text{av}}} \cdot N_p \cdot \frac{\pi \cdot d_i^2}{4} \cdot r_{\text{av}} \left[\frac{\text{N}}{\text{m}^2} \right] \quad \text{Equação 3.22}$$

Simplificando a Equação 3.22, obtemos:

$$T_n = \frac{B_{\text{mg}} \cdot m_{\text{fase}} \cdot N_{\text{ph}} \cdot I_{\text{rms}} \cdot N_p \cdot d_i^2}{2 \cdot \pi} \left[\frac{\text{N}}{\text{m}^2} \right] \quad \text{Equação 3.23}$$

Conforme a Equação 3.23, a única variável que não é conhecida é N_{ph} . As demais foram definidas no projeto da bomba Figura 3-4, Tabela 3-2 e Tabela 3-3. Isolando a variável N_{ph} , pode-se calcular o número de espiras por fase:

$$N_{ph} = \frac{2 \cdot \pi \cdot T_n}{B_{mg} \cdot m_{fase} \cdot I_{rms} \cdot N_p \cdot d_i^2} [-] \quad \text{Equação 3.24}$$

O $N_{eb}[-]$ número de espira por bobina é a relação entre $N_{ph}[-]$ número de espiras por fase, dividido pelo $m_{fase}[-]$ número de fase Equação 3.25.

$$N_{eb} = \frac{N_{ph}}{m_{fase}} [-] \quad \text{Equação 3.25}$$

3.12. Condutor Elétrico

O condutor elétrico utilizado neste projeto é de cobre esmaltado, empregado para enrolamento de motores e transformadores. A norma usada para a seleção é a AWG (*American Wire Gauge Conductor Size Table*).

O dimensionamento do condutor será em função da densidade de corrente por área (J_a). Conforme Batzel et al. (2014) e Gieras et al. (2008), a faixa de variação deste parâmetro para projetos de máquinas de fluxo axial é de [$3 \cdot 10^6 \leftrightarrow 9 \cdot 10^6$ A/m²].

A equação que expressa este valor é definida pelo produto $N_{eb}[-]$, número de espira por bobina, I_{rms} [A] corrente por fase, dividido pela A_{sb} [m²] área da secção transversal da bobina Equação 3.26:

$$J_a = \frac{N_{eb} \cdot I_{rms}}{A_{sb}} \left[\frac{A}{m^2} \right] \quad \text{Equação 3.26}$$

A área da secção transversal da bobina pode ser reescrita. Isolando-se a variável A_{sb} da Equação 3.26 obtém-se a Equação 3.27:

$$A_{sb} = \frac{N_{eb} \cdot I_{rms}}{J_a} [m^2] \quad \text{Equação 3.27}$$

Assim, é possível determinar as dimensões da bobina aplicando a Equação 3.28, definida pelo produto a [m] largura e b [m] altura Figura 3-7.

$$A_{sb} = a \cdot b [m^2] \quad \text{Equação 3.28}$$

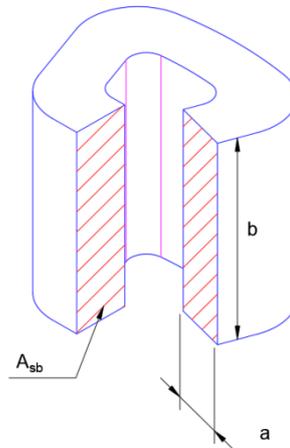


Figura 3-7 Vista isométrica da secção transversal da bobina.

Determinada a área da secção transversal da bobina, o próximo passo é a obtenção do diâmetro do condutor d_c [m]. A área da secção transversal do condutor é definida pela Equação 3.29:

$$A_c = \frac{\pi \cdot d_c^2}{4} \text{ [m}^2\text{]} \quad \text{Equação 3.29}$$

A área da secção transversal do condutor também pode ser expressa pela relação pela A_{sb} [m²] área da secção transversal da bobina, dividida pelo N_{eb} [-] número de espira por bobina, conforme Equação 3.30 e Figura 3-8.

$$A_c = \frac{A_{sb}}{N_{eb}} \text{ [m}^2\text{]} \quad \text{Equação 3.30}$$

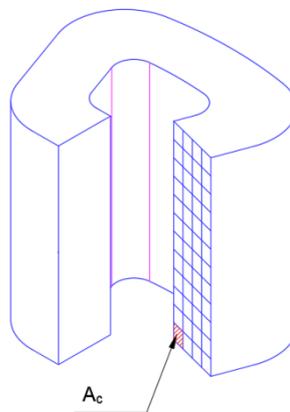


Figura 3-8 Vista isométrica da secção transversal do condutor.

Dividindo os dois termos da Equação 3.27 por N_{eb} , obtemos a Equação 3.31.

$$\frac{A_{sb}}{N_{eb}} = \frac{N_{eb} \cdot I_{rms}}{J_a} \quad \text{Equação 3.31}$$

Simplificando, obtemos a Equação 3.32.

$$\frac{A_{sb}}{N_{eb}} = \frac{I_{rms}}{J_a} \quad \text{Equação 3.32}$$

Como o termo esquerdo da equação Equação 3.32 é igual ao da Equação 3.30 e pode ser expresso também pela Equação 3.29, podemos reescrever a Equação 3.32, substituindo o termo esquerdo pelo termo da direita da Equação 3.29, isolando a variável d_c e obtendo a Equação 3.33.

$$d_c = \sqrt{\frac{4 \cdot I_{rms}}{J_a \cdot \pi}} \text{ [m]} \quad \text{Equação 3.33}$$

Assim, com a dimensão do condutor definida, se determinam as dimensões da bobina e o *layout* do atuador, representado na Figura 3-9, com três bobinas por fase conectadas em estrela (Y) (Figura 3-10).

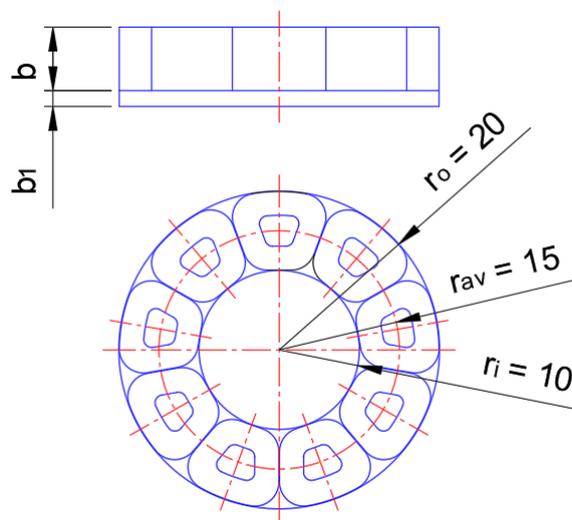


Figura 3-9 Vista frontal e planta do atuador.

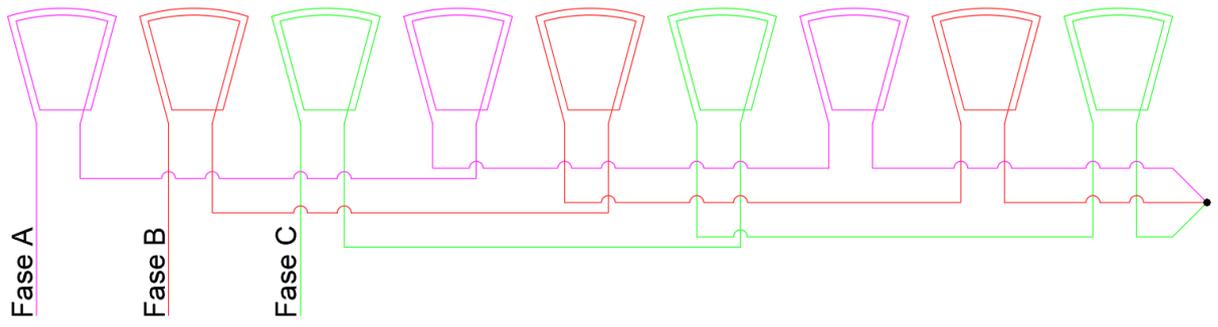


Figura 3-10 Esquema de ligação das bobinas.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo, serão apresentados os materiais e métodos utilizados no trabalho e a sequência de desenvolvimento, construção e testes do atuador. A primeira seção deste capítulo trata da construção de um protótipo para testar a configuração de ligação entre as bobinas e os testes de comutação das fases com uma placa controladora, sendo que os materiais utilizados são itens comerciais.

A segunda seção consiste na determinação do número necessário de espiras por fase, para produzir um fluxo magnético capaz de gerar o torque estabelecido na Tabela 3-3. As equações utilizadas foram definidas anteriormente no capítulo 3.

A terceira seção é a simulação numérica para avaliar o fluxo magnético gerado pelos ímãs do rotor e das bobinas do atuador; a simulação permite variar as condições de contorno, com objetivo de gerar um produto otimizado.

A quarta seção é a construção do atuador com as dimensões estabelecidas anteriormente. A quinta seção trata do teste com dinamômetro para levantar a curva de torque e potência em função da rotação, consumo de energia e eficiência. Os dados levantados com o teste com dinamômetro foram utilizados para validar a simulação. Os resultados e comentários são apresentados no capítulo 5.

A construção de um protótipo se fez necessária para testar as configurações de ligação entre as bobinas, permitindo que a placa controladora faça a comutação correta. Os materiais utilizados estão representados na Figura 4-1 e descritos abaixo:

- Chapa de acrílico;
- Condutor de cobre esmaltado;
- Conector banana;
- Detector de polaridade,
- Bateria de lítio;
- Placa controladora;
- Fonte alimentadora;
- Tacômetro digital;
- Dinamômetro;

- Resina epóxi;
- Multímetro



Chapa de acrílico (a), Condutor de cobre esmaltado (b), Conector banana (c), Detector de polaridade (d), Bateria de lítio (e), Placa controladora (f), Fonte alimentadora (g), Tacômetro digital (h), Dinamômetro (i), Resina epóxi (j), Multímetro (l).

Figura 4-1 Materiais utilizados.

4.1. Ensaios

Foram construídos e testados dois protótipos. O primeiro foi construído com uma base de acrílico de 3 mm de espessura e 12 indutores com núcleo de ferrite, conforme Figura 4-2. Nesta seção, o protótipo (A) não foi detalhado, e o motivo está descrito no capítulo 5.



Figura 4-2 Protótipo (A).

O segundo protótipo foi construído também com base de acrílico e nove bobinas sem núcleo, conforme Figura 4-3.



Figura 4-3 Protótipo (B).

4.1.1. Ensaio de Comutação das Bobinas

Com o objetivo de facilitar a conexão em série das bobinas, foram soldados aos dois terminais de cada bobina (entrada e saída) conectores banana plug macho (Figura 4-4) e, para fazer a conexão entre as bobinas, um conector banana plug fêmea (Figura 4-5).



Figura 4-4 - Bobina conector banana plug macho.

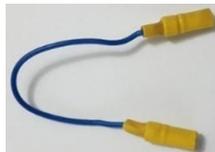


Figura 4-5 - Conector banana plug fêmea.

Assim, foi possível manipular as conexões com facilidade (Figura 4-6).



Figura 4-6 Conexão entre bobinas.

O próximo passo foi verificar se a polaridade de cada bobina (norte ou sul) encontra-se de acordo com o diagrama, conforme Figura 3-10. Para isso, foi utilizado um detector de polaridade (Figura 4-7).



Figura 4-7 - Detector de polaridade.

Simulando cada fase como um circuito fechado alimentado por uma bateria de 9 V, é possível detectar se cada bobina de cada fase está com a polaridade correta, caso contrário é só inverter as conexões, conforme Figura 4-8.

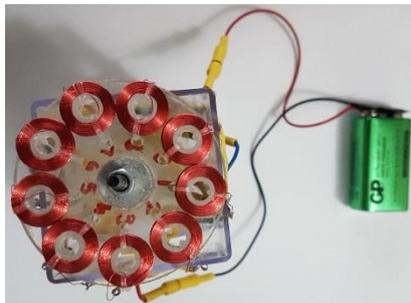


Figura 4-8 - Detecção de polaridade.

4.1.2. Controlador *Hobbyking*

O controlador *Hobbyking* é mais conhecido como ESC (*electronic speed control*). Os ESCs são utilizados em aeromodelos, barcos e carros de controle remoto, por possuírem antena integrada e trabalhar com motores BLDC de alta rotação (Figura 4-9). O ESC utilizado no experimento tem as seguintes características: corrente máxima de 3 A, tensão máxima 5 V, além de suportar bateria de 2 ~ 3 células.

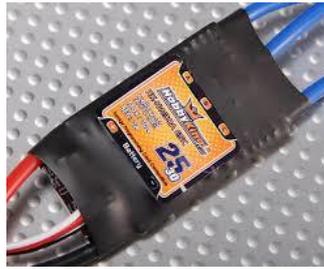


Figura 4-9 - Controlador *Hobbyking*.

4.1.3. Controlador *Parkey*

O controlador *Parkey* é utilizado em qualquer motor BLDC. Este controlador não possui antena integrada, apresenta a possibilidade de controle do sentido de rotação e trabalha com motores de alta rotação (ver Figura 4-10). O controlador utilizado no experimento tem as seguintes características: corrente máxima de 2 A, faixa de tensão máxima 5 ~ 15 V e potência máxima que controla 15 W.



Figura 4-10 - Controlador *Parkey*.

4.2. Desenvolvimento do Atuador Cálculo Analítico

A Tabela 4-1 apresenta os valores dos cálculos efetuados, para determinar o número de espiras por bobina. As equações e as variáveis utilizadas foram definidas no capítulo 3.

Tabela 4-1 Cálculo analítico.

Variável	Descrição	Equações	Valor
μ_{re}	Permeabilidade relativa do imã	Equação 3.11	1,12
B_{mg}	Densidade de fluxo magnético	Equação 3.10	$8,4 \cdot 10^{-1}$ T
B_{avg}	Carregamento magnético	Equação 3.13	$5,3 \cdot 10^{-1}$ T

r_{av}	Raio médio	Equação 3.20	$15 \cdot 10^{-3}$ m
I_{rms}	Corrente por fase	Tabela 3-3	0,5 A
m_{fase}	Número de fases	Tabela 3-3	3
N_{ph}	Número de espiras por fase	Equação 3.24	150
N_{eb}	Número de espiras por bobina	Equação 3.25	50
J_a	Densidade de corrente	adotado	$3 \cdot 10^6$ A/m ²
d_c	Diâmetro do condutor	Equação 3.33	$4,6 \cdot 10^{-4}$ m

4.3. Modelagem Computacional

Para fazer a análise computacional pelo método dos elementos finitos, o protótipo (B) foi modelado no *software* Inventor (Profissional 2018, Autodesk, San Rafael, Estados Unidos) e exportado para o *software* Maxwell (v. 3D, Ansys, Canonsburg, Estados Unidos). A Figura 4-11 apresenta o modelo em 3D.

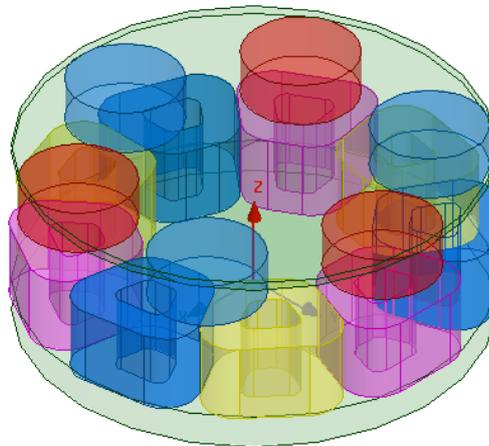


Figura 4-11 - Conjunto do Atuador e Rotor.

4.3.1. Bobina

A bobina representada pela Figura 4-12 (a) foi modelada na forma de um trapézio vazado. Para que o *software* Ansys Maxwell reconheça este sólido como uma bobina, é necessário criar uma superfície plana na secção transversal do sólido cuja denominação é terminal. No centro desta superfície aparece um vetor normal

que representa o sentido da corrente que pode ser horário ou anti-horário, conforme Figura 4-12 (b).

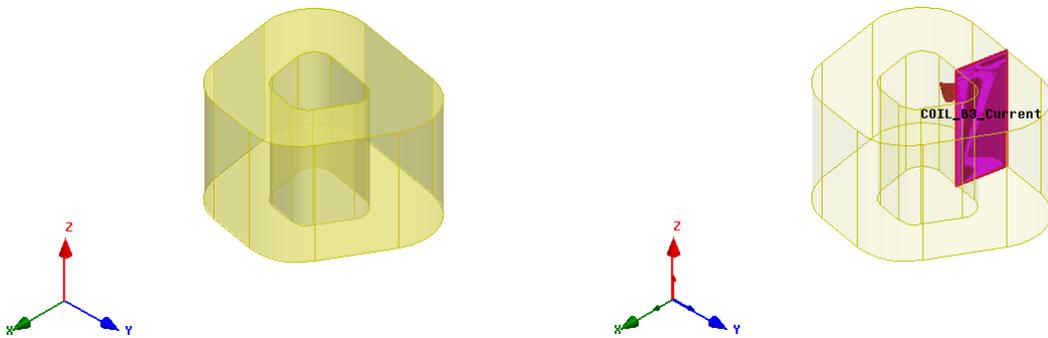


Figura 4-12 - Bobina modelada.

4.3.2. Imã Permanente

As propriedades magnéticas do imã permanente foram adicionadas à biblioteca do *software*, conforme Tabela 3-2, e atribuída ao modelo (Figura 4-13).

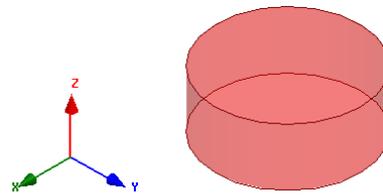


Figura 4-13 Imã modelado.

4.3.3. Densidade do Fluxo Magnético

Nesta seção, será apresentada a densidade do fluxo magnético determinada pelo *software* em relação ao plano YZ, no qual os componentes analisados foram os imãs e as bobinas.

4.3.4. Densidade do fluxo magnético Rotor

A Figura 4-14 mostra os valores obtidos na simulação do rotor. A densidade do fluxo magnético será comparada com o valor calculado analiticamente.

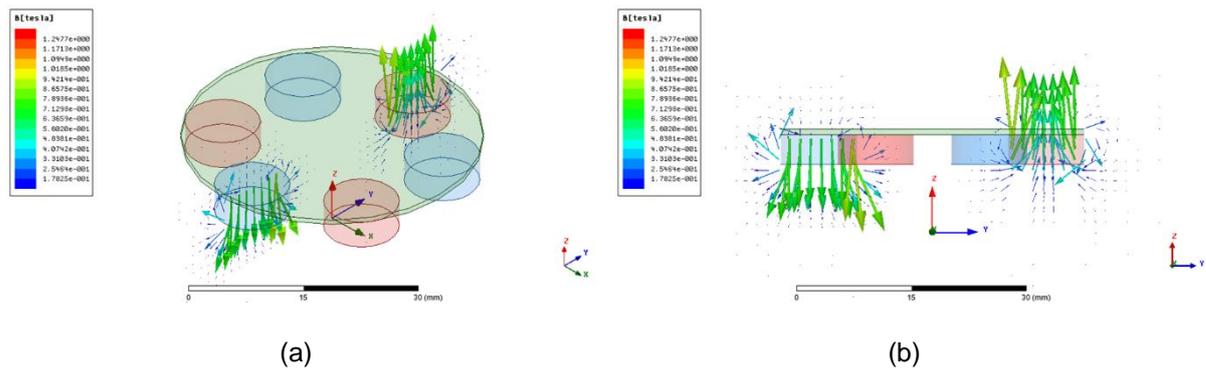


Figura 4-14 - Fluxo magnético do Rotor.

O valor médio do fluxo magnético, representado na Figura 4-14, está muito próximo ao valor da Remanência do ímã (Tabela 3-2), mas, comparado com B_{mg} calculado na Tabela 4-1, está bem acima. Para visualizar a Figura 4-14 com maiores detalhes, ver apêndice.

4.3.5. Densidade do fluxo magnético Atuador

Os valores obtidos na simulação do atuador e a densidade do fluxo magnético serão comparados com o valor calculado B_{avg} , na Tabela 3-2.

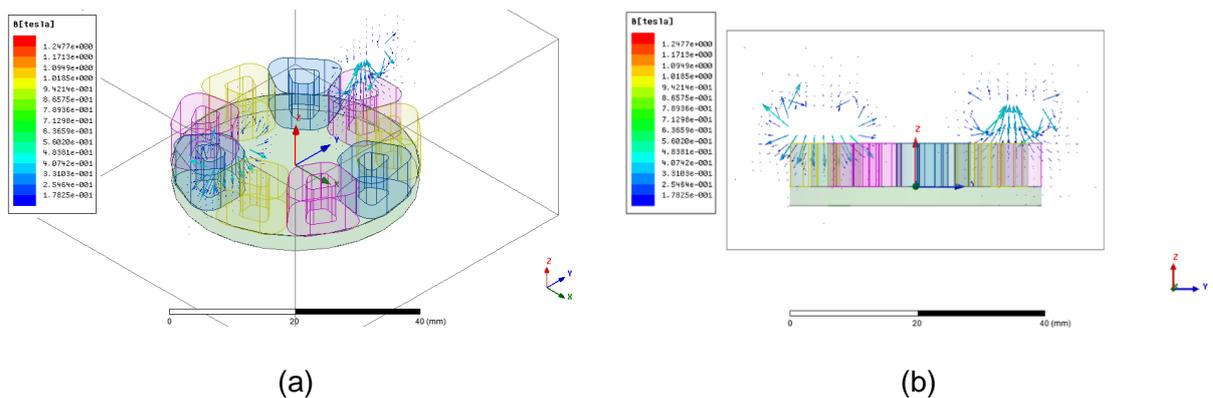


Figura 4-15 - Fluxo magnético do Atuador.

O valor do fluxo magnético, representado na Figura 4-15, está próximo ao valor da do B_{avg} , calculado na Tabela 4-1. Para visualizar a Figura 4-15 com maiores detalhes, ver apêndice.

4.3.6. Torque

O torque calculado pelo *software* será comparado com o torque obtido no dinamômetro. A Figura 4-16 mostra o torque gerado pelo atuador na simulação numérica em função da posição angular. O gráfico apresenta picos porque foi determinada a variação de 0° a 360°, com um passo de 60° passo polar, sendo o valor máximo de 9.3 mN·m.

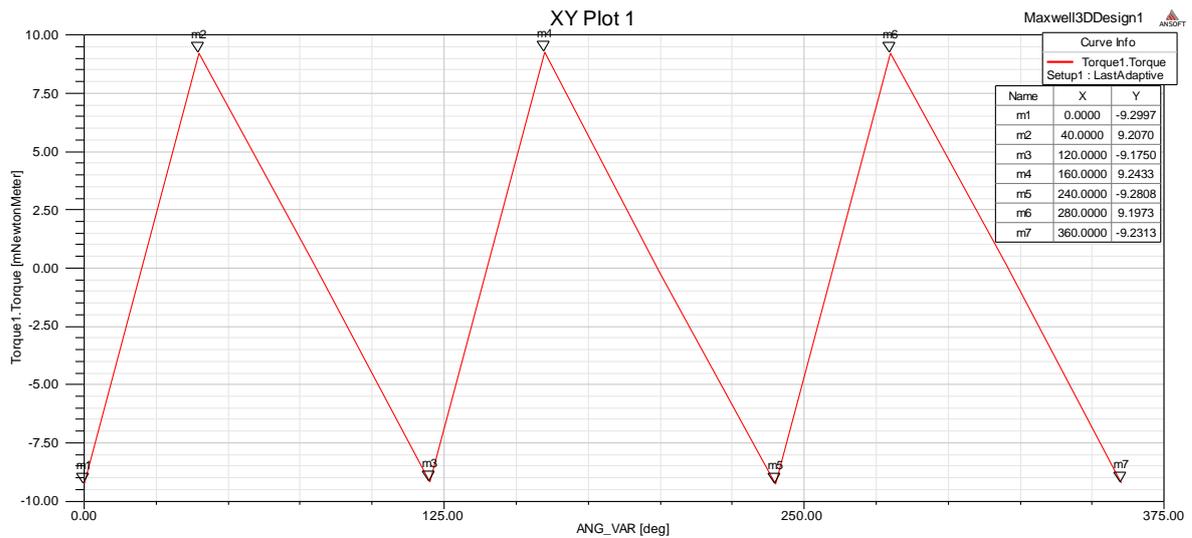


Figura 4-16 - Torque gerado pelo Atuador.

4.4. Construção do Atuador

As bobinas foram enroladas manualmente, com o auxílio de um dispositivo que dá a forma trapezoidal desejada, conforme mostrado na Figura 4-17. Para controlar as dimensões externas da bobina, foi usado um gabarito (Figura 4-18), permitindo-se que as bobinas tenham as mesmas características geométricas.

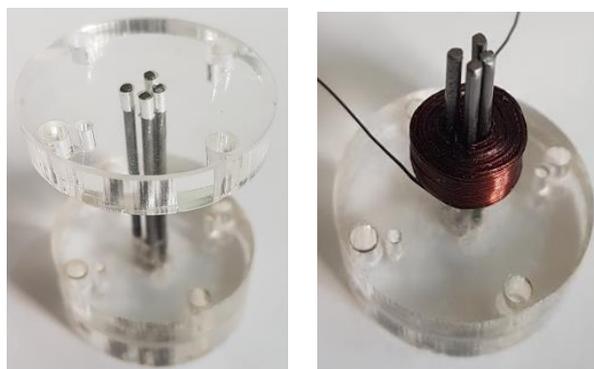


Figura 4-17 - Dispositivo utilizado para enrolar manualmente as bobinas do atuador

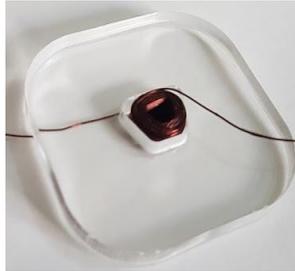


Figura 4-18 - Gabarito utilizado para enrolar manualmente as bobinas do atuador e manter uniformidade

Após a confecção, as bobinas foram identificadas e soldadas em série. Em um dos terminais, foi soldado um fio para alimentação da fase e, posteriormente, um conector banana macho. Cada fase é composta por três bobinas, conforme Figura 4-19.

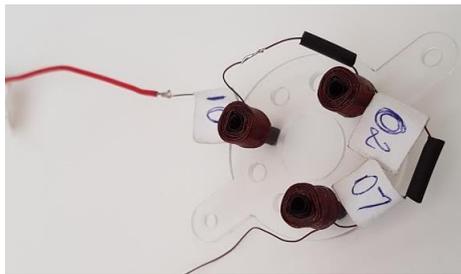


Figura 4-19 - Gabarito.

A Figura 4-20 mostra as três fases conectadas em estrela, montadas sobre uma base de acrílico.

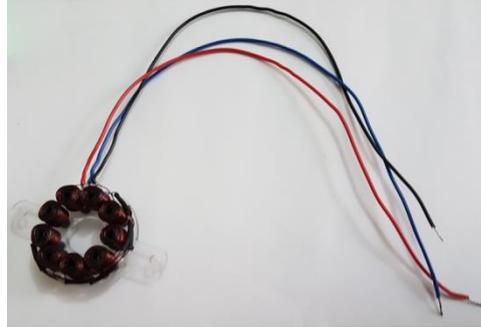


Figura 4-20 - Fases conectadas em estrela

O próximo passo foi envolver as bobinas com resina epóxi, para garantir que não serão danificadas durante o manuseio ou que nenhuma conexão se rompa. A Figura 4-21 mostra o molde antes da aplicação de resina e, após a aplicação, aguardando a cura da resina.

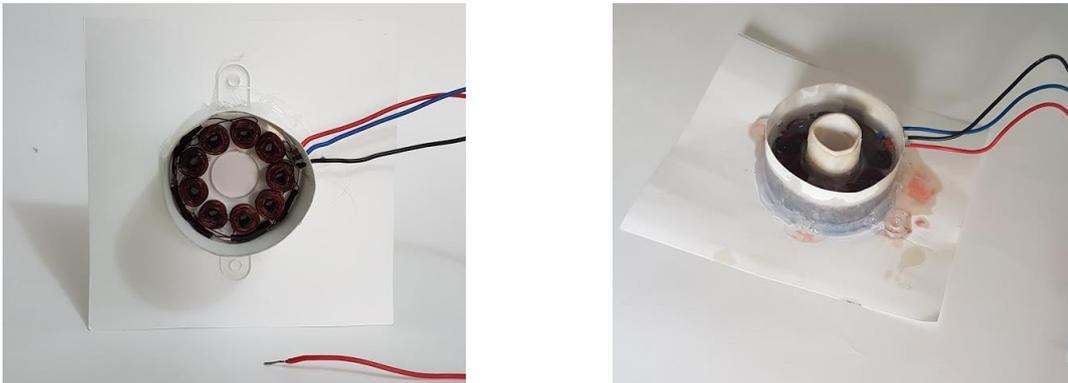


Figura 4-21 Molde para resina

Após a cura da resina, foram soldados os conectores banana. A Figura 4-22 mostra o atuador finalizado.



Figura 4-22 - Atuador finalizado

4.4.1. Rotor

O rotor representado na Figura 4-23 foi construído com uma chapa de acrílico de 3 mm e com 6 ímãs, com as dimensões e propriedades magnéticas mostradas na Tabela 3-2.



Figura 4-23 - Rotor

4.4.2. Adaptador para o Dinamômetro

Para uma perfeita interface entre o atuador e o dinamômetro, foi necessário usar um adaptador, feito em acrílico cortado a laser.

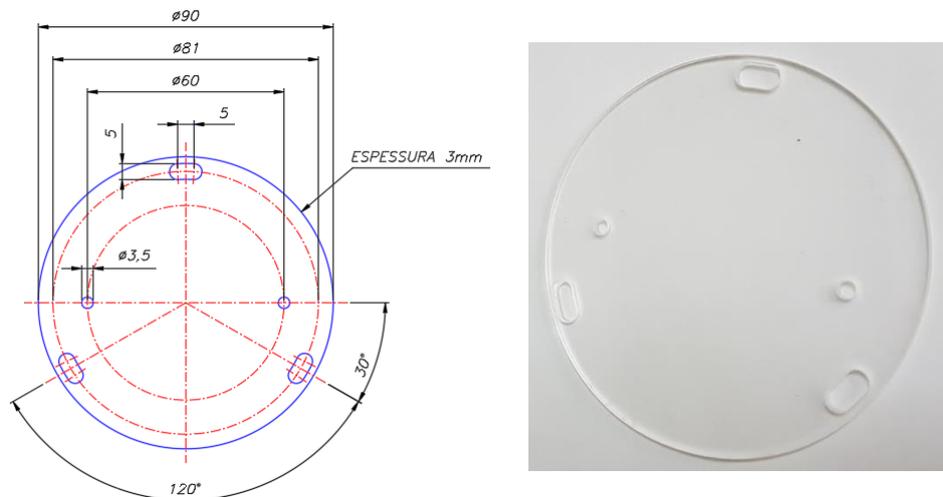


Figura 4-24 – Adaptador

4.4.3. Teste com Dinamômetro

O teste do dinamômetro foi realizado no LMAG (Laboratório de Eletromagnetismo Aplicado da Escola Politécnica da USP). O objetivo foi medir o torque x rotação gerado pelo atuador e comparar com a simulação numérica ou cálculo analítico. A Figura 4-25 mostra as posições do atuador e do rotor e detalha a posição dos sensores e alguns componentes.

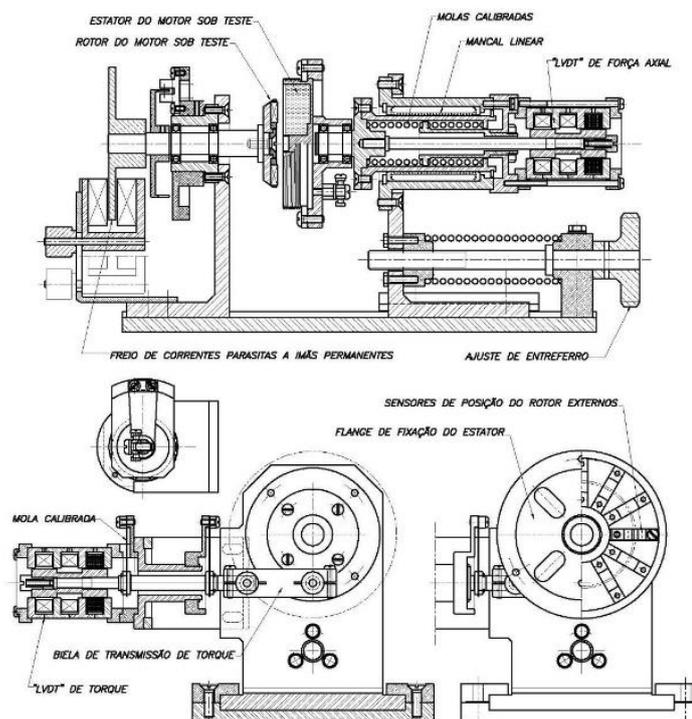


Figura 4-25 - Desenho em corte do dinamômetro

A Figura 4-26 mostra o posicionamento dos equipamentos utilizados no teste com o dinamômetro.

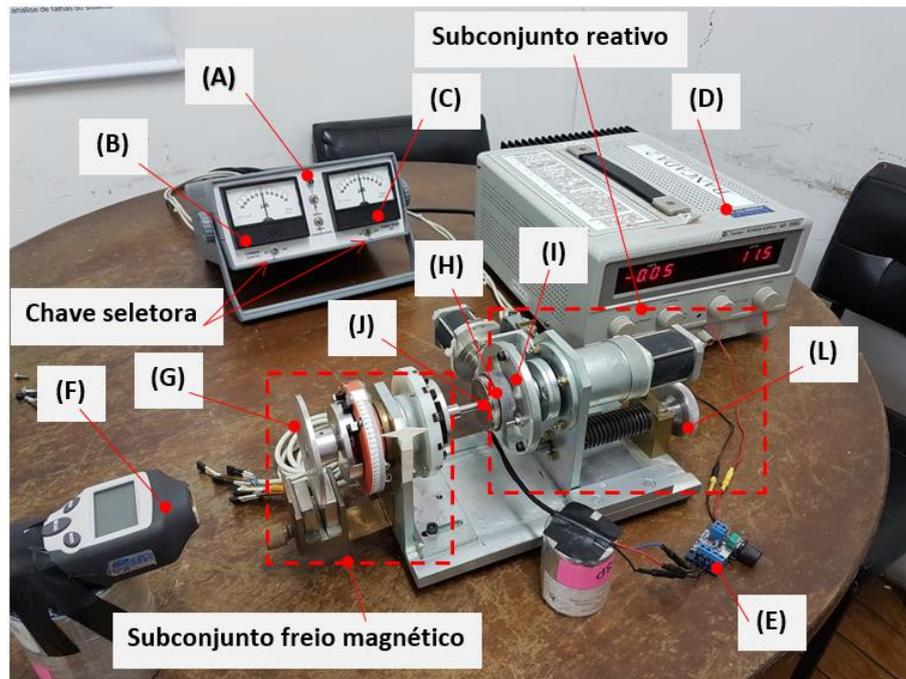


Figura 4-26 Montagem: atuador e rotor no dinamômetro

O instrumento indicador (A) possui dois visores; o torque gerado pelo atuador aparece no visor (B) do instrumento indicador em $[mN \cdot m]$ e a força axial, no visor (C) em $[N]$. Abaixo de cada visor de leitura há uma chave de seleção de escala. O visor (B) tem duas opções de escala, de 25 e 100 $mN \cdot m$, e o visor (C) também tem duas opções de escala, de 25 e 100 N.

A tensão e a corrente foram obtidas no painel da fonte de alimentação (D), entrada da placa controladora (E). O tacômetro digital (F) foi posicionado para medir as rotações em r.p.m. do disco do freio magnético (G). O atuador (H) e a placa adaptadora (I) foram montados no subconjunto reativo do dinamômetro, que mede o torque reativo e o rotor (J) no subconjunto freio magnético, que aplica carga restritiva no rotor, possibilitando variar a velocidade. A distância entreferro é regulada pelo parafuso (L), de acordo com o especificado no projeto.

A coleta de dados seguiu o seguinte procedimento. O primeiro passo foi uma junção de etapas: montar o atuador e a placa adaptadora no subconjunto reativo do

dinamômetro, montar o rotor no subconjunto freio magnético e ajustar a distância entreferro em 2 mm.

O segundo passo foi: *setup* do instrumento indicador, selecionar as escalas para o visor (A) referente ao torque. A escala selecionada para o experimento foi 25 mN·m e o visor (B). Referente à força axial, a escala selecionada foi de 100 mN·m. Finalizando a segunda etapa, fixou-se o cabo de alimentação do atuador para não interferir na leitura do torque.

O terceiro passo foi ajustar a tensão e a corrente em 12V e 3A, máximo permitido pela placa controladora.

O quarto passo demandou acionar o atuador, esperar estabilizar a rotação sem carga e registrar os dados na seguinte: ordem, tensão, corrente, rotação e torque. Estas variáveis são apresentadas na primeira linha da Tabela 5-2.

5. RESULTADOS

Neste capítulo, serão comparados e analisados os dois protótipos (A) e (B) e o teste do atuador no dinamômetro. Em relação aos protótipos, os pontos abordados foram ensaio de polaridade e ensaio de comutação (Controlador).

Já no teste com o dinamômetro, foram avaliados o torque gerado em função da rotação e o consumo de energia.

5.1. Ensaio de Polaridade Protótipo (A)

Este protótipo não apresentou um bom resultado na determinação da polaridade do indutor, o ferrite interagiu com o sensor de polaridade, pois a atração do sensor de polaridade pelo ferrite é maior que a atração gerada pelo campo magnético do indutor. Como não foi possível a detecção de polaridade dos indutores, os testes com este protótipo foram descontinuados.

5.2. Ensaio de Polaridade Protótipo (B)

Este protótipo foi feito com bobinas sem núcleo, assim, a interação com o sensor de polaridade foi eliminada. A polaridade de cada bobina foi determinada facilmente, dando continuidade aos testes com os controladores.

5.3. Ensaio de Comutação Controlador *Hobbyking*

O controlador *Hobbyking* foi utilizado no protótipo (B), uma vez que o protótipo (A) foi descartado, fato mencionado anteriormente. O ESC tentava identificar a posição do rotor por alguns segundos, sendo que, às vezes, iniciava a rotação, mas não tinha continuidade, parava de responder aos comandos e aquecia. Logo os testes com este controlador foram descartados.

5.4. Ensaio de Comutação Controlador *Parkey*

O controlador *Parkey*, também utilizado no protótipo (B), apresentou um ótimo resultado, reconhecendo a posição do rotor assim que ligado. Respondeu a todos os comandos, aumento de velocidade e inversão do sentido de rotação. Não aqueceu e

desenvolveu alta rotação. A Tabela 5-1 mostra a comparação entre os itens analisados. O protótipo (A) foi reprovado em todos itens e o protótipo (B) só foi reprovado no item ensaio de comutação controlador *Hobbyking*.

Tabela 5-1 Comparação de resultados entre os protótipos A e B.

	Ensaio de polaridade	Ensaio de Comutação	
		Controlador <i>Hobbyking</i>	Controlador <i>Parkey</i>
Protótipo (A)	Reprovado	Reprovado	Reprovado
Protótipo (B)	Aprovado	Reprovado	Aprovado

O objetivo do protótipo foi alcançado, pois este teve um ótimo desempenho na comutação das fases, desenvolvendo uma rotação de 5122,3 r.p.m. (Figura 5-1).



Figura 5-1 - Rotação do rotor protótipo (B)

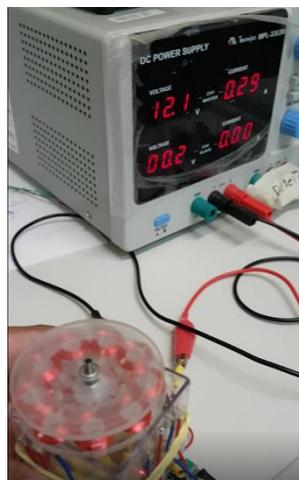


Figura 5-2 - Tensão e corrente protótipo (B)

A Figura 5-2 mostra a tensão de 12,1 V e uma corrente de 0,29 A, consumida pelo protótipo durante o teste.

5.5. Teste com Dinamômetro

Os dados seguintes foram obtidos em função da rotação. Para variar a rotação, foi aplicada carga com auxílio do freio magnético até a rotação estabilizar, sendo que todos os dados foram anotados.

Assim sucessivamente, a carga foi aplicada de forma gradativa, com o freio magnético, coletando os dados até se preencher a tabela. As variáveis, W_{abs} potência absoluta, f_q frequência, W_{mec} potência mecânica e η rendimento foram calculadas com os dados coletados.

Tabela 5-2 Característica do atuador.

Característica do atuador - $l_g = 2$ [mm]						
Tensão nominal na fonte 12 [V]						
V_f	I_f	n	C	W_{abs}	W_{mec}	η
[V]	[mA]	[rpm]	[mN·m]	[W]	[W]	[%]
11,60	1290	3505,30	4,00	14,96	1,47	9,81
12,00	1360	3134,10	5,00	16,32	1,64	10,06
12,00	1400	2005,00	6,00	16,80	1,26	7,50
12,10	1490	1520,00	8,00	18,03	1,27	7,06
12,10	1530	735,90	9,00	18,51	0,69	3,75
12,00	1620	529,60	11,00	19,44	0,61	3,14

Para melhor entendimento, os dados da Tabela 4-2 foram representados graficamente, conforme as figuras abaixo.

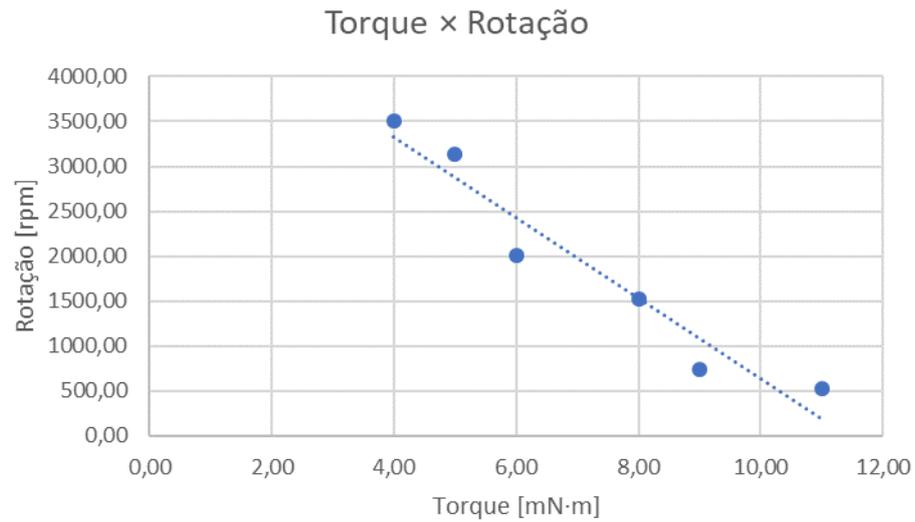


Figura 5-3 - Curva característica Torque × Rotação

Como apresentado na Figura 5-3, o atuador teve o comportamento esperado, a curva de tendência que representa o Torque × Rotação é decrescente e o torque e a rotação são inversamente proporcionais.

A curva que representa a potência mecânica em função da rotação Figura 5-4 tem o comportamento esperado, é crescente e não linear até uma faixa de rotação que representa o ponto de máxima potência, sendo que, após este ponto, a potência começa a decair.

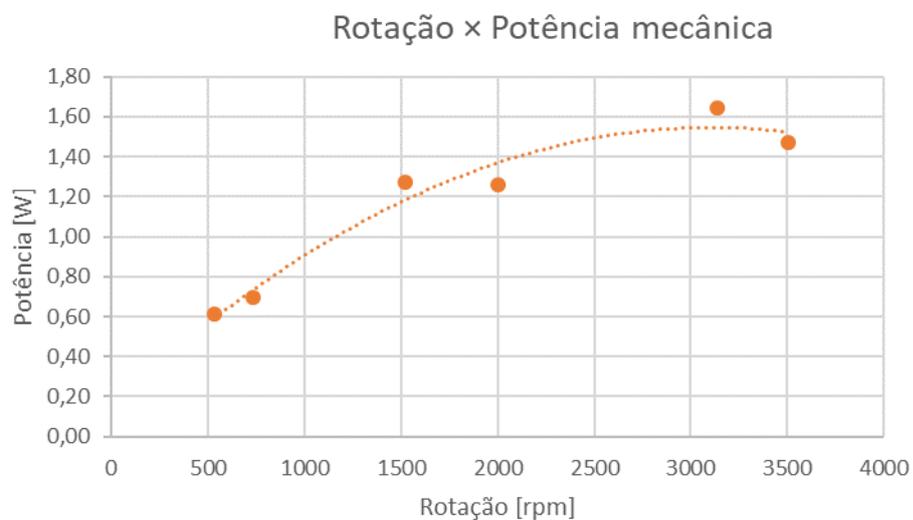


Figura 5-4 - Curva característica Rotação × Potência.

A curva de tendência que representa o Torque × Corrente na Figura 5-5 tem o comportamento esperado, pois o torque é diretamente proporcional à corrente.

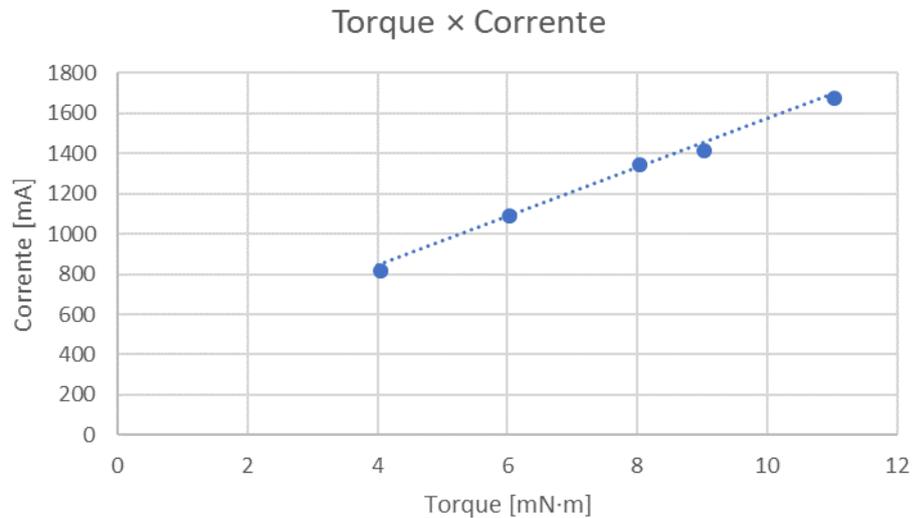


Figura 5-5 - Curva característica Torque × Corrente

A curva de tendência que representa o Torque × Rendimento não tem o comportamento esperado, devido os dados referentes ao torque serem muito próximos e ocorrer grande perda de transmissão de energia entre o atuador e o rotor (Figura 5-6).

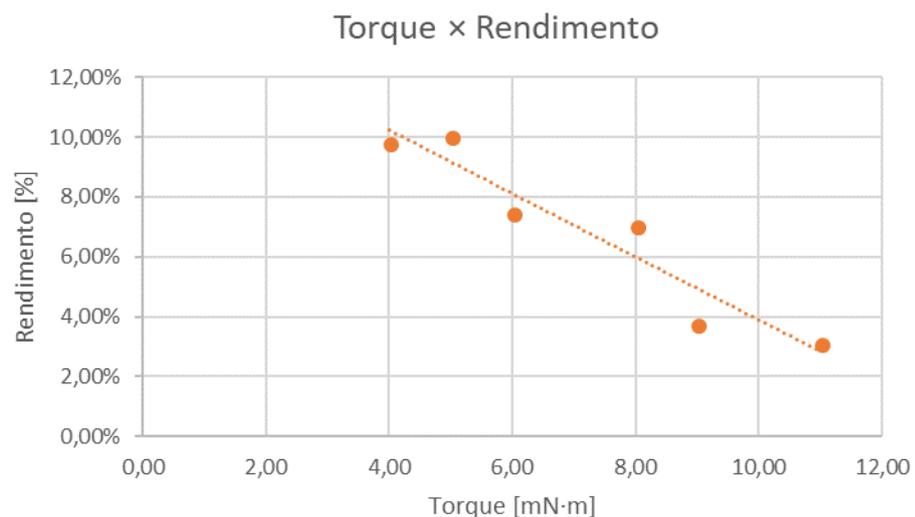


Figura 5-6 - Curva característica Torque × Rendimento.

O atuador teve um desempenho abaixo do esperado para a faixa de operação estipulada: $n = 2100$ r.p.m., com torque de $12 \cdot 10^{-3}$ N·m e corrente 0,5 A.

5.6. Simulação x Cálculo analítico

Conforme citado no capítulo 4, a simulação foi comparada com o cálculo analítico, conforme os parâmetros a seguir.

5.6.1. Densidade do fluxo magnético Rotor

O valor calculado analiticamente está entre os valores calculados na simulação numérica. Para maiores detalhes, ver Figuras A 1 e A 2.

Tabela 5-3 - Comparação Densidade do fluxo magnético Rotor.

Analítico	Computacional
B [T]	B [T]
$8,4 \cdot 10^{-1}$	$7,6 \cdot 10^{-1} \sim 9,0 \cdot 10^{-1}$

5.6.2. Densidade do fluxo magnético Atuador

O valor calculado analiticamente também está entre os valores calculados na simulação numérica. Para maiores detalhes, ver Figuras A 3 e A 4.

Tabela 5-4 - Comparação Densidade do fluxo magnético Atuador.

Analítico	Computacional
B [T]	B [T]
$5,3 \cdot 10^{-1}$	$6,9 \cdot 10^{-1} \sim 4,6 \cdot 10^{-1}$

5.6.3. Torque simulação x Dinamômetro

O torque calculado na simulação numérica é maior que o encontrado no teste com o dinamômetro. Não é possível atribuir, na simulação, todas as condições de contorno existentes em um modelo real.

Tabela 5-5 Comparação Torque.

Simulação	Dinamômetro
T_n [N·m]	T_n [N·m]
$9,3 \cdot 10^{-3}$ N·m	$6 \cdot 10^{-3}$ N·m

5.6.4. Erro relativo

O erro relativo é calculado utilizando-se a Equação 5.1, sendo o valor atribuído para variável $\text{valor}_{\text{Dinamômetro}}$ de $6 \cdot 10^{-3}$ N·m. Para a variável $\text{valor}_{\text{simulação}}$ $9,3 \cdot 10^{-3}$ N·m, aplicando a Equação 5.1, obtém-se um erro relativo de 54,6%.

$$\text{erro}_{\text{relativo}} = \left[\frac{\text{valor}_{\text{Dinamômetro}} - \text{valor}_{\text{simulação}}}{\text{valor}_{\text{Dinamômetro}}} \cdot 100 \right] [\%] \quad \text{Equação 5.1}$$

6. DISCUSSÃO

Neste trabalho, optou-se por se projetar e construir um atuador otimizado para a Bomba Centrífuga de Sangue, desenvolvida pelo Laboratório de Bioengenharia e Biomateriais do IFSP-SPO. O objetivo foi obter um conjunto bomba atuador compacto, que não seria possível utilizando-se um atuador comercial, além do que este aumentaria o custo do produto final.

Durante a revisão bibliográfica, foram encontrados métodos analíticos para calcular o atuador. As referências adotadas para o desenvolvimento foram, principalmente, dos pesquisadores Batzel et al. (2014) e Gieras et al. (2008), por serem autores mais condizentes com os objetivos deste trabalho. Definida qual a metodologia para o cálculo analítico, foi calculado o torque estimado para acionamento da bomba, considerando-se os dados obtidos na bancada de teste. Tendo como partida o torque estimado majorado em 20%, para o dimensionamento do atuador, com as dimensões do rotor e imã, que já estavam definidas no projeto da bomba, foi possível determinar o número de espiras por fase e a dimensão do condutor.

Os parâmetros adotados e os calculados foram usados para construção das bobinas. Estas foram enroladas manualmente, com auxílio de um dispositivo que dá forma trapezoidal e um gabarito para controlar as dimensões finais. Mesmo com o auxílio do dispositivo, foi difícil enrolar e manter as bobinas compactas. Assim, nove bobinas foram feitas ao todo, três por fase, conectadas em série e a conexão das fases em estrela, posicionadas sobre uma placa de acrílico.

O processo de enrolar e envolver as bobinas em resina para que não saíssem da posição ou fossem danificadas demandou bastante tempo, por ser um trabalho manual. O cálculo analítico também serviu de dado de entrada para simulação numérica, realizada no *software* Maxwell (v. 3D, Ansys, Canonsburg, Estados Unidos). Os resultados gerados, torque e densidade de fluxo magnético do rotor e atuador, foram comparados com o teste realizado no dinamômetro.

Como mencionado anteriormente, as curvas do atuador foram levantadas, variando a rotação e aumentando gradativamente a carga imposta pelo freio magnético. O freio magnético foi construído pelo grupo da EPUSP para as medições

de outros protótipos de atuadores, devido à dificuldade de encontrar dinamômetros para uma aplicação nessa baixa faixa de torque. Entretanto, o atuador projetado neste trabalho se mostrou ainda mais fraco, com relação ao torque. Dessa forma, muitas vezes, o rotor parou durante o ensaio, pois o atuador não conseguiu gerar o torque necessário para as medições.

Para que isso não ocorresse, o posicionamento do ímã do freio foi testado inúmeras vezes até achar a posição ideal para a rotação desejada. Assim, o teste poderia ser repetido com a mesma rotação. Durante o teste, notou-se que a temperatura do atuador estava constantemente elevada, o que aumentou o tempo previsto do ensaio, em decorrência das inúmeras paradas.

7. CONCLUSÃO

Neste trabalho, foi projetado um atuador de fluxo axial para acionar uma Bomba de Sangue Centrífuga. Optou-se por este tipo de acionamento por ser compacto e ter uma alta densidade de potência, comparada com atuadores de fluxo radial. A metodologia de desenvolvimento proposta partiu em estimar o torque necessário para acionar a bomba com dados extraídos da bancada de testes.

O torque estimado é de $10 \cdot 10^{-3}$ N·m. Com base neste resultado, o torque foi majorado em 20%, com a faixa de operação já estabelecida, corrente média de operação e dimensões do rotor. Os parâmetros adotados foram torque $12 \cdot 10^{-3}$ N·m, faixa de rotação 2100 r.p.m. e uma corrente média de 0,5 A. Com estes parâmetros, foi possível calcular o número de espiras necessário por fase.

Na sequência, foi realizada uma análise numérica pelo Método dos Elementos Finitos, que teve como dados de entrada os valores obtidos pelo cálculo analítico, sendo que o torque máximo calculado pelo *software* é de $9,3 \cdot 10^{-3}$ N·m.

Por fim, o atuador foi testado no dinamômetro, para levantamento de suas curvas características. Estes valores experimentais foram comparados com a simulação numérica, para validá-los.

Analisando-se os dados computacionais com os experimentais, concluiu-se que o atuador não teve o torque esperado para a faixa de rotação dos ensaios. A eficiência foi considerada relativamente baixa, devida à alta resistência nas bobinas, ocorrendo um alto consumo de corrente, o que explica a temperatura de trabalho elevada durante os testes.

Como na metodologia proposta para a construção do atuador as bobinas foram feitas manualmente, acredita-se que ficaram aquém dos resultados encontrados em produtos comerciais. Sendo menos compactas, justifica-se o aquecimento produzido e a perda de energia por transferência de calor.

Portanto, em relação à validação, a simulação obteve um erro relativo de 54,6%, que foi considerado elevado para a metodologia proposta. Em trabalhos futuros, pretende-se refazer as simulações e os ensaios com o atuador, utilizando um núcleo ferromagnético. Espera-se que, assim, o erro relativo possa diminuir.

REFERÊNCIAS

- BARRETTO, A. C., & VELLOSO, L. G. (1997). Inotrópicos, não devem ser prescritos? *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, 69(4), 255-256.
- Batzel, T. D., M. Skraba, A., & D. Massi, R. (2014). DESIGN AND TEST OF AN IRONLESS AXIAL FLUX PERMANENT MAGNET MACHINE USING A HALBACH ARRAY. *INTERNATIONAL JOURNAL OF MODERN ENGINEERING*, 52.
- BLEULER, H. e. (2009.). Magnetic bearings: theory, design, and application to rotating machinery. Springer Science & Business Media.
- BOCK, E. (2015). *O projeto da bomba de sangue centrífuga implantável* (1 ed.). Novas Edições Acadêmicas.
- BOCK, E. e. (2011). Projeto, construção e testes de um dispositivo de assistência ventricular = bomba de sangue centrífuga implantável.
- BOCK, E., Andrade, A., Dinkhuysen, J., Arruda, C., Fonseca, J., Leme, J., . . . Leão, T. (2011). Introductory Tests to In Vivo Evaluation: Magnetic Coupling Influence in Motor Controller. *ASAIO Journal*, 57(5), 462-465.
- BOCK, E., Leão, T., Fonseca, J., & Andrade, A. (2016). Left Ventricle Failure and Blood Flow Estimation for Centrifugal Blood Pumps. *Journal of Mechanics Engineering and Automation*, 162-166.
- BOCK, E., Ribeiro, A., Silva, M., Antunes, P., Fonseca, J., Legendre, D., . . . Andrade, A. (2008). 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*, 32(4), 329-333.
- CAMARGO, F. A. (2011). Acionamento por motor elétrico de rotor apoiado por mancal magnético com controle uniaxial. *Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo*.
- Camargo, F. A. (s.d.). Acionamento por motor elétrico de rotor apoiado por mancal magnético com controle uniaxial. *Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo*.

- CHABU, I. E., Silva, V. C., & Lebensztajn, L. (s.d.). *DESENVOLVIMENTO DO MOTOR DE ACIOANMENTO DO DISPOSITIVO DE AUXÍLIO VENTRICULAR*. São Paulo.
- DE TRANSPLANTES, R. B. (2008-2015). *Dimensionamento dos Transplantes no Brasil e em cada Estado*. Fonte: <http://www.abto.org.br/abtov03/Upload/file/RBT/2015/anual-n-associado.pdf>
- DE TRANSPLANTES, R. B. (2015). Relatório Anual.
- FIORELLI, A. I. (2008). Assistência circulatória mecânica: porque e quando. *Revista de Medicina*, 87, 1-15.
- FITZGERALD, A. E. (2006). Máquinas Elétricas: Com introdução a eletrônica de potência. Porto Alegre: Bookman.
- FLEISCH, D. (2008). A student's guide to Maxwell's equations. Cambridge University Press.
- FONSECA, J. (2003). Técnica "Sensorless" para o Acionamento de Motores "Brushless DC" Aplicados em Circulação Artificial. *Tese de Doutorado. Master Thesis, ITA*.
- FONSECA, J., Andrade, A., E.C. Nicolosi, D., F. Biscegli, J., Legendre, D., Bock, E., & Lucchi, J. C. (2008). A New Technique to Control Brushless Motor for Blood Pump Application. *Artificial Organs*, 32(4), 355–359.
- GEMMATO, C. J. (2005). Thirty-five years of mechanical circulatory support at the Texas Heart Institute: an updated overview. *Texas Heart Institute Journal*, 32(2), 168.
- GIERAS, J. F., WANG, R.-J., & KAMPER, M. J. (2008). *Axial flux permanent magnet brushless machines*. Springer Science & Business Media.
- HENDERSHOT, J. R., & MILLER, T. J. (1994). *Design of brushless permanent-magnet motors*. Magna Physics Pub.
- Hernandes, M., Evandro, D., Nishida, B., Bock, E., Andrade, A., & Lopes, G. (2017). Velocimetria Computacional por Imagens de Partículas versus análise numérica de escoamento em um Dispositivo de Assistência Ventricular. *TAS Journal*, 1(2), 93-99.

- JULIANI, A. D. (2007). Análise do campo magnético de um motor de ímã permanente no rotor utilizando o método dos elementos finitos. . *Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo.*
- LEÃO, T. F. (2012). MODELAGEM DO ATUADOR DE UMA BOMBA DE SANGUE CENTRÍFUGA IMPLANTÁVEL.
- LEÃO, T. F. (2015). Técnica de controle automático da rotação de bombas de assistência ventricular.
- Lopes, G., Bock, E., & Gómez, L. (2016). Analyses and Grid Density Estimation for Ventricular Assist Devices in Multiple Reference Frames Simulations. *Technische Mechanik*, 36(3), 190-198.
- Lopes, G., Bock, E., & Gómez, L. (2017). Numerical Analyses for Low Reynolds Flow in a Ventricular Assist Device. *Artificial Organs*, 41(6).
- MAGTEK. (2017). *Magtek Soluções Magnéticas*. Acesso em 5 de 4 de 2017, disponível em Magtek Soluções Magnéticas: <http://www.magtek.com.br/>
- MAROJA, F. B. (2017). APLICAÇÃO DE MOTOR DE FLUXO AXIAL NA TRAÇÃO VEICULAR. *Tese de Doutorado. Universidade Federal do Rio de Janeiro.*
- Rocha, J. A. (2017). Microusinagem de óxido de zircônio pré-sinterizado e Peek no desenvolvimento de dispositivos de assistência ventricular.
- Samuels, L. (2003). The AbioCor Totally Implantable Replacement Heart. *American Heart Hospital Journal*, 1(1), 91-106.
- SEN, A. e. (2016). Mechanical circulatory assist devices: a primer for critical care and emergency physicians. *Critical Care*, 20(1), 153.
- Silva, J. B. (2000). Pré-Projeto de Rotores de Máquinas de Fluxo Geradoras Radiais. *Universidade Estadual Paulista - Unesp Campus de Ilha Solteira - Faculdade de Engenharia Departamento de Engenharia Mecânica.*
- Uebelhart, B., Utiyama da Silva, B., Fonseca, J., Bock, E., Leme, J., da Silva, C., . . . Andrade, A. (2013). Study of a Centrifugal Blood Pump in a Mock Loop System. *Artificial Organs*, 37(11), 946-949.

WEG. (2017). *Seleção de Produtos*. Acesso em 13 de 3 de 2017, disponível em ecatalog.weg.net: <http://ecatalog.weg.net/files/wegnet/WEG-motor-de-imas-permanentes-e-inversor-de-frequencia-artigo-tecnico-portugues-br.pdf>

APÊNDICE A

Densidade do fluxo magnético Rotor

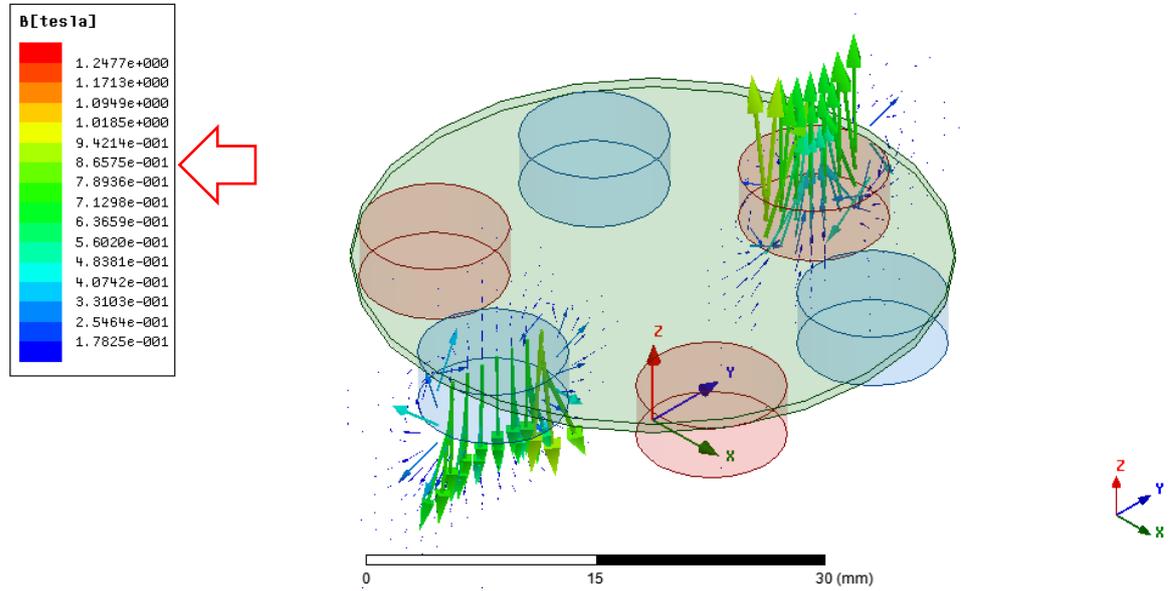


Figura A 1 - Vetores do fluxo magnético do Rotor

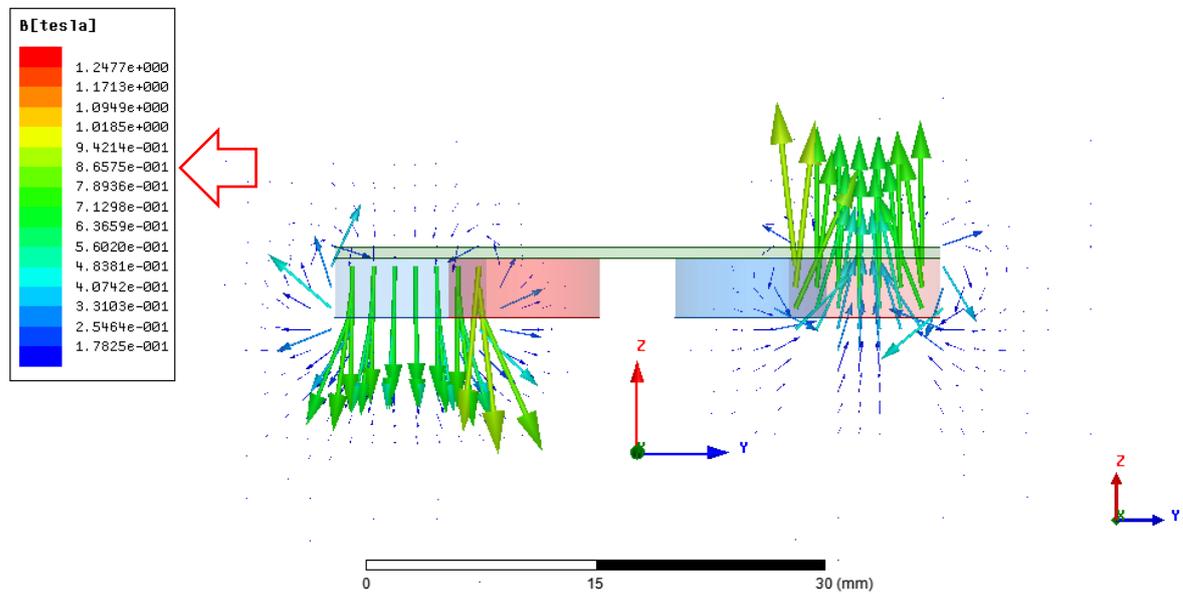


Figura A 2 - Vetores do fluxo magnético do Rotor

Densidade do fluxo magnético Atuador

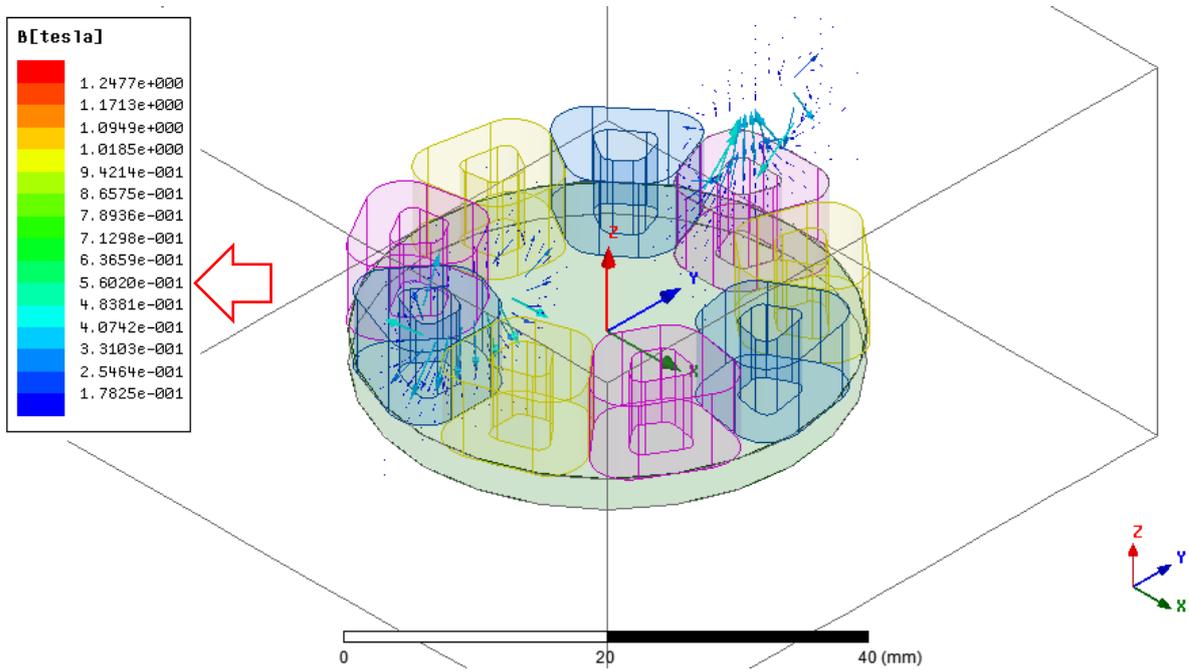


Figura A 3 - Distribuição fluxo magnético do Atuador

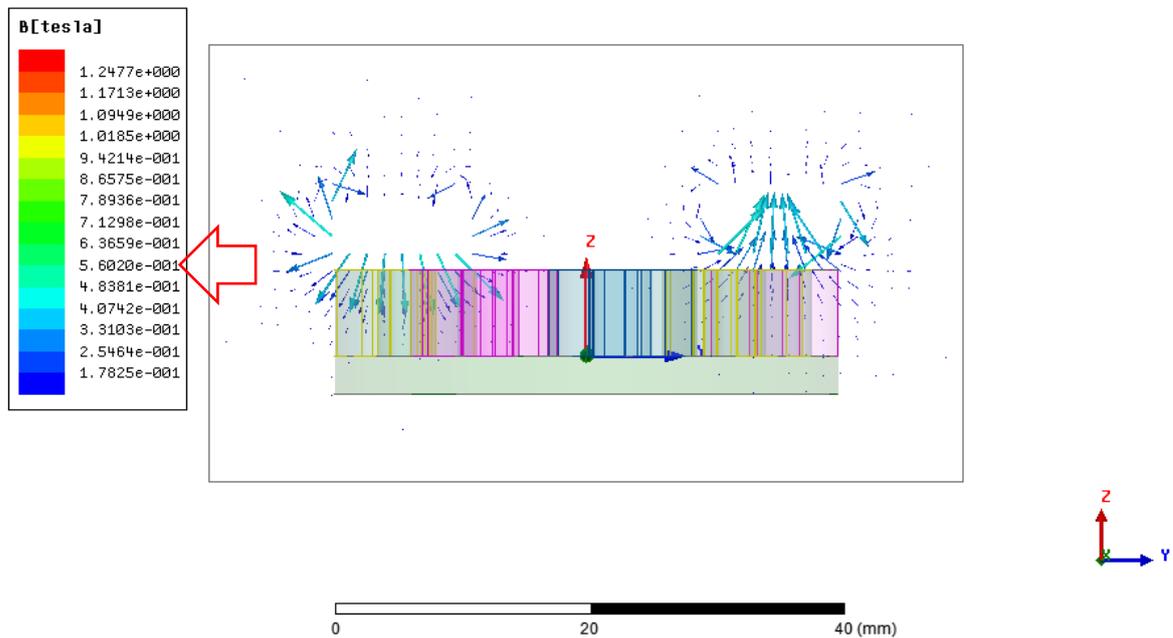


Figura A 4 - Distribuição fluxo magnético do Atuador