

INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE
SÃO PAULO

Antonio Luiz Marques Júnior

**Automatização de uma Bancada de Atrito e
Desgaste para Seleção de Materiais de uma Bomba
de Sangue Centrífuga Implantável**

São Paulo

2016

Antonio Luiz Marques Júnior

Automatização de uma Bancada de Atrito e Desgaste para Seleção de Materiais de uma Bomba de Sangue Centrífuga Implantável

Dissertação de mestrado profissional apresentada à banca de Pós-Graduação do Instituto Federal de São Paulo, como requisito para a obtenção do título de Mestre em Automação e Controle de Processos.
Área de concentração: Automação.

Orientador: Eduardo Guy Perpétuo Bock
Coorientador: Aron José Pazin de Andrade

São Paulo

2016

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA BIBLIOTECA DO INSTITUTO
FEDERAL DE SÃO PAULO - IFSP

M318a Marques Júnior, Antonio Luiz.
Automatização de uma bancada de atrito e desgaste para
seleção de materiais de uma bomba de sangue centrífuga
implantável / Antonio Luiz Marques Júnior. São Paulo: [s.n.],
2016.
59 f.: il.

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Guy Perpétuo Bock.

Co-orientador: Prof. Dr. Aron José Pazin de Andrade.

Dissertação (Mestrado Profissional em Automação e Controle
de Processos) - Instituto Federal de Educação, Ciência e
Tecnologia de São Paulo, IFSP, 2016.

1. Dispositivos de Assistência Ventricular 2. Bomba de Sangue
Centrífuga Implantável 3. Mancais de apoio cerâmicos 4. Atrito
e desgaste I. Instituto Federal de Educação, Ciência e
Tecnologia de São Paulo. II. Título

CDU 681.0

INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE
SÃO PAULO

Antonio Luiz Marques Júnior

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO PROFISSIONAL EM AUTOMAÇÃO E CONTROLE
DE PROCESSOS

**Automatização de uma Bancada de Atrito e
Desgaste para Seleção de Materiais de uma Bomba
de Sangue Centrífuga Implantável**

A Banca Examinadora, composta pelos membros abaixo, aprovou esta Dissertação:

Prof. Dr. Eduardo Guy Perpétuo Bock

Prof. Dr. Tarcísio Fernandes Leão

Prof. Dr. Jeison Willian Gomes da Fonseca

São Paulo

2016

Dedico este trabalho à minha família,
a razão de todo o meu esforço.

Agradecimentos

Agradeço a Jeová por ter me dado sabedoria para conciliar em minha vida as responsabilidades de marido, pai, filho, aluno e profissional, suprimindo as necessidades espirituais, emocionais e físicas da minha família.

Agradeço aos meus pais que com muitas dificuldades criaram três filhos responsáveis, honestos e trabalhadores. Agradeço minha querida esposa Kátia, que sempre esteve ao meu lado me apoiando em minhas decisões.

Agradeço, ainda, meu orientador, Prof. Dr. Eduardo Guy Perpétuo Bock pela dedicação e presteza ao me ajudar no desenvolvimento deste trabalho. Meu coorientador Prof. Dr. Aron José Pazin de Andrade por abrir as portas do Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia, disponibilizando anos de conhecimentos em Dispositivos de Assistência Circulatória. Todos os colegas do Laboratório de Bioengenharia e Biomateriais do IFSP: Ricardo Sobrinho, Rosa Sá, Evandro Drigo entre outros que ajudaram na execução, nos testes, nas apresentações deste trabalho em Congressos, além de fornecer os materiais para realizar o teste de atrito e desgaste. Meus colegas da Federal, tanto alunos quanto servidores que sempre me incentivaram a nunca desistir e me ajudaram de forma direta ou indireta na conclusão deste trabalho.

Resumo

Uma Bancada de Ensaio de Atrito e Desgaste (BEAD) foi projetada e construída no Laboratório de Bioengenharia e Biomateriais do Instituto Federal de São Paulo (IFSP) para realizar a seleção de materiais utilizados em uma Bomba de Sangue Centrífuga Implantável (BSCI). A BSCI é um dispositivo que realiza a assistência ventricular de longa duração em pacientes com estágio avançado de insuficiência cardíaca, mantendo a circulação sanguínea e dando suporte à vida. A BSCI pode ser classificada como um Dispositivo de Assistência Ventricular (DAV) de terceira geração com mancais de apoio cerâmico-poliméricos para o eixo do rotor. Os testes são realizados na BEAD para avaliar o desgaste no mancal e eixo do rotor submetidos a fricção. A BSCI é composta por um motor de corrente contínua sem escova, o qual está acoplado magneticamente ao rotor da bomba. O rotor da bomba é suportado pelo eixo do rotor e os mancais cerâmicos. Durante os ensaios, a BEAD proporcionou o ajuste constante da força de contato entre os mancais e o eixo do rotor e uma lubrificação constante por meio de um fluido de viscosidade similar ao sangue, composto de água e glicerina, simulando a passagem do sangue dentro da BSCI. Na BEAD, uma célula de carga envia um sinal analógico para um circuito eletrônico, este sinal é apresentado na grandeza de força em um display de cristal líquido. O ajuste da velocidade é realizado por meio de um conversor eletrônico e um inversor de frequência. Os resultados dos ensaios com os pares tribológicos serviram para a seleção de materiais dos mancais visando maior durabilidade mecânica da BSCI. Foram confeccionados diversos tipos de mancais e eixos do rotor com dimensões pré-definidas. A metodologia utilizada para validação da BEAD foi a de calibração por comparação de pesos padrão com uma balança de precisão. Neste trabalho, não foi avaliada a vibração nos mancais. Entretanto, a BEAD tornou possível realizar o ensaio de atrito sob condições controladas e avaliar o desgaste de um determinado material a ser utilizado na BSCI. Em ensaios futuros, serão realizados ensaios conjugados de vibração e desgaste para uma avaliação mais precisa do atrito no interior da bomba.

Palavras Chave: Dispositivos de Assistência Ventricular, Bomba de Sangue Centrífuga Implantável, Mancais de Apoio Cerâmicos, atrito e desgaste, tribologia.

Abstract

A Wear Test Workbench (WTW) was designed and built at the Laboratory of Bioengineering and Biomaterials in the Federal Institute of Technology in Sao Paulo (IFSP) to make the selection of materials used in an Implantable Centrifugal Blood Pump (ICBP). The ICPB is a blood pump for long term ventricular assistance in patients with advanced stages of cardiac insufficiency, maintaining blood flow and supporting life. The ICPB can be classified as a Ventricular Assist Device (VAD) of third generation with ceramic-polymeric pivot bearings. The tests are performed in WTW evaluating ICPB bearings and the rotor shaft, which are subject to friction. ICPB actuator is composed by Brushless Direct Current Motor (BLCDM) that is magnetically coupled to the pump impeller. The impeller is supported by the pivot bearings. During the tests, the WTW provided precise control of the contact pressure between the bearings and the rotor shaft for applying a constant force and constant lubrication fluid composed by water and glycerin to simulate the passage of blood inside the ICPB. A load cell sends an analog signal to an electronic circuit that converts this signal strength and shows it in a liquid crystal display. The speed adjustment is made by an electronic converter, called a frequency inverter. The results of tribological testing of pivot bearing pairs serve for the selection of materials seeking greater mechanical durability of the ICPB. In this study, vibration in ceramic-polymeric pivot bearings was not evaluated although there is a study in parallel for this purpose. The WTW was considered a reliable tool to perform the friction test under controlled conditions. Various bearings and rotor shafts with predefined dimensions were developed and tested. The methodology used to assess the efficiency of WTW was based on functionality and capability to simulate ICPB wear "in loco". The calibration was performed by standard weights on a precision balance. WTW is been used to evaluate the wear materials of ICPB pivot bearings. In future, tests conjugating vibration and wear will be performed for a more accurate assessment of the friction inside the pump and its relation with possible deleterious vibrations.

Keywords: Ventricular assist device, Implantable Centrifugal Blood Pump, ceramic bearings, friction and wear, tribology

Lista de Ilustrações

Figura 1.1 - Tendência de evolução dos custos de internações por IC.....	15
Figura 1.2 - Composição da população residente total, por sexo e grupos de idade - Brasil – 1991/2010. Fonte: IBGE.....	15
Figura 1.3 – Projeção da pirâmide etária do Brasil para o ano de 2030. Fonte: IBGE.	16
Figura 2.1 – Quatro modos representativo do desgaste. Fonte: RADI, 2007.....	17
Figura 2.2 - Esquema da relação entre os ventrículos direito (VD) e esquerdo (VE) e os diferentes modos de assistência circulatória direita (ACM-D) e esquerda (ACM-E). Fonte: Fiorelli, 2008.....	18
Figura 2.3 – Foto da Gyro® e detalhe interno do eixo do rotor e mancais.	19
Figura 2.4 – Diagrama esquemático mostrando o <i>Thoratec</i> BVAD. DAV é conseguido através da canulação da ponta do ventrículo esquerdo (entrada) e a aorta (saída). RVAD é conseguido através da canulação da aurícula direita (entrada) e da artéria pulmonar (saída). Ao indica aorta; PA, artéria pulmonar.....	19
Figura 2.5 – Rotor Semi-aberto. Fonte Slideplayer.	20
Figura 2.6 – Esquema do DAV biventricular com suspensão magnética.	21
Figura 2.7 - Três tipos de rotores testados cujo comprimento do passo foi de 0%, 33% e 67% do comprimento da aleta.....	22
Figura 2.8 – Foto da BSCI e detalhe do cone externo da BSCI em titânio, rotor em poliamida e motor BLDC.	22
Figura 2.9 – Detalhe interno da Montagem da BSCI. Componentes: 1-Ímãs do rotor, 2-Rotor, 3-Atuador eletromecânico, 4-Tampa do rotor, 5-Mancal superior, 6-Mancal inferior, 7-Ímãs do atuador, 8-Eixo do rotor.....	23
Figura 2.10 – Bancada para teste de atrito.	23
Figura 4.1-Montagem da bancada e seus diversos componentes.	26
Figura 4.2 - Componentes do segundo protótipo.	27
Figura 4.3–Montagem geral da Bancada de Testes.....	28
Figura 4.4 - Detalhe da montagem em corte total.	28
Figura 4.5 – Bancada de Teste de Atrito e Desgaste (BEAD).....	29
Figura 4.6 – Motor elétrico. Fonte WEG.....	30
Figura 4.7 – Conexões elétricas de Potência.....	31

Figura 4.8 – Extensômetro: (A) em repouso, (B) Tracionado e (C) Comprimido. Fonte: Wikipédia.....	32
Figura 4.9 – Exemplo de aplicação da carga x deformação do extensômetro. Fonte: Sparkfun.....	32
Figura 4.10 – Ponte de <i>Wheatstone. Half Bridge</i>	33
Figura 4.11 – Viga engastada submetida a um esforço de flexão simples. Fonte: Fialho 2013.....	33
Figura 4.12 – Célula de carga de 1 kg.	34
Figura 4.13–HX711: Amplificador de sinal e conversor A/D.....	34
Figura 4.14 – Esquema de Ligação da célula de carga no módulo HX711.....	35
Figura 4.15 – Arduíno Uno.	36
Figura 4.16 – Display de cristal líquido LCD.....	37
Figura 4.17 – Circuito eletrônico.....	37
Figura 4.18 – Sistema de Bombeamento e lubrificação.	39
Figura 4.19 – Detalhe do Sistema de Bombeamento e lubrificação.....	39
Figura 5.1 – Montagem dos mancais e do eixo do rotor.	41
Figura 5.2 – Forças atuantes no rotor durante o seu funcionamento.	44

Lista de Tabelas

Tabela 1.1 - Custos totais das internações por todas as causas, por DCV e por IC. Comparação entre os anos de 2000, 2004 e 2007.	14
Tabela 2.1- Resultado de testes anteriores dos desgastes dos materiais:	24
Tabela 4.1- Entradas e saídas do amplificador HX 711.	35
Tabela 4.2 – Entrada do canal e seleção do ganho	36
Tabela 4.3 – Conexões entre os componentes eletrônicos.....	38
Tabela 5.1 - Materiais testados	41
Tabela 5.2 - Especificações elétricas do motor. Fonte: WEG	42
Tabela 5.3 – Comparação da calibração de pesos	43
Tabela 6.1- Materiais testados e o resultado dos desgastes	45

Lista de Abreviaturas e Siglas

- ACMD – Modo de assistência circulatória direita
- ACME – Modo de assistência circulatória esquerda
- AD – Átrio direito
- AE – Átrio esquerdo
- AVD – Assistência Ventricular Direita
- AVE – Assistência Ventricular Esquerda
- BEAD – Bancada de Ensaio de Atrito e Desgaste
- BSCI – Bomba de Sangue Centrífuga Implantável
- BVAD – Dispositivo de Assistência Biventricular
- CPB – Técnica de “Bypass” cardiopulmonar, Circulação Extracorpórea
- CEC – Circulação Extracorpórea
- DAC – Dispositivo de Assistência Circulatória
- DATASUS - Departamento de Informática do Sistema Único de Saúde
- DAV – Dispositivo de Assistência Ventricular
- DCV – Doenças cardiovasculares
- IC - Insuficiência Cardíaca
- LVAD – *“Left Ventricular Assist Device”* (do inglês: Dispositivo de Assistência Ventricular Esquerda)
- NIH – *“Normalized index of hemolysis”* (do inglês: Índice Normalizado de Hemólise)
- PEUAMM – Polietileno de Ultra-alta Massa Molar
- PTFE – Politetrafluoretileno, Teflon
- RVAD – *“Right Ventricular Assist Device”* (do inglês: Dispositivo de Assistência Ventricular Direita)
- RVP – Resistência Vascular Pulmonar
- RVS - Resistência Vascular Sistêmica
- SBC – Sociedade Brasileira de Cardiologia
- VD – Ventrículo direito
- VE – Ventrículo esquerdo

Sumário

1. Introdução.....	14
2. Revisão bibliográfica.....	17
2.1 Tribologia	17
2.1.1 Princípios básicos da tribologia	17
2.1.2 Tribomêtro	18
2.2 Desenvolvimento dos Dispositivos de Assistência Ventricular (DAV)	18
2.2.1 Bomba de Sangue Centrífuga Implantável (BSCI)	22
3. Objetivo.....	25
4. Projeto da Bancada de Teste	26
4.1 Desenvolvimento do Modelo 3D	26
4.2 Bancada projetada e construída	29
4.2.1 Especificações Técnicas da BEAD.....	29
4.2.2 Motor elétrico	30
4.2.3 Inversor de frequência	30
4.2.4 Célula de carga.....	31
4.2.5 Amplificador de sinal e conversor analógico/digital AD	34
4.2.6 Arduíno	36
4.2.7 Circuito eletrônico	37
4.2.8 Sistema de bombeamento e lubrificação.....	39
5. Materiais e Métodos.....	40
5.1 Generalidades.....	40
5.2 Materiais.....	40
5.3 Validação da Bancada de Teste de Atrito e Desgaste	42
5.3.1 Ajuste da velocidade.....	42
5.3.2 Calibração da célula de carga	42
5.4 Parâmetros para os testes de atrito e desgaste	43
6. Apresentação e discussão dos resultados.....	45

7. Conclusões	46
8. Sugestões para trabalhos futuros	47
9. Referências.....	48
APÊNDICE A – Desenho de montagem da Bancada de Teste.....	51
APÊNDICE B - Trabalhos publicados pelo autor, oriundos da pesquisa realizada ...	52
ANEXO A – <i>Data sheet</i> do motor	53
ANEXO B – <i>Data sheet</i> do inversor de frequência.....	55
ANEXO C – <i>Data sheet</i> da célula de carga.....	57
ANEXO D – <i>Data sheet</i> do Arduíno	58

1. Introdução

A Insuficiência Cardíaca (IC) é uma patologia caracterizada pela incapacidade do coração em bombear sangue em uma velocidade e/ou força adequadas para atender as exigências dos tecidos, em repouso ou em exercício (WOODS *et al.*,2000).

Estima-se que cerca de 23 milhões de pessoas no mundo têm IC e os índices têm aumentado anualmente, são cerca de dois milhões de casos novos por ano (NOGUEIRA *et al.*,2010).

Segundo dados do DATASUS (*apud* Nogueira *et al.*,2010), há no Brasil cerca de dois milhões de pacientes com IC, sendo diagnosticados 240 mil casos por ano, acarretando altos custos hospitalares de tratamentos e internações. A tabela 1.1 compara os custos totais das internações por todas as causas, por causa de IC e por doenças cardiovasculares (DCV).

Tabela 1.1 - Custos totais das internações por todas as causas, por DVC e por IC. Comparação entre os anos de 2000, 2004 e 2007.

	Ano	TOTAL	DCV	IC
N° Internações	2000	11.937.323,00	1.134.385,00	398.489,00
Custo Total (R\$)		4.886.848.236,08	821.460.375,47	204.666.458,17
Custo Unitário (R\$)		409,38	724,15	513,61
N° Internações	2004	11.492.883,00	1.205.067,00	339.770,00
Custo Total (R\$)		6.581.213.333,54	1.247.888.762,41	226.842.857,98
Custo Unitário (R\$)		572,63	1.035,53	667,64
N° Internações	2007	11.309.325,00	1.156.136,00	293.473,00
Custo Total (R\$)		7.607.591.178,43	1.467.395.208,68	232.776.739,30
Custo Unitário (R\$)		672,68	1.269,22	793,44

Fonte SBC

A figura 1.1 mostra uma tendência do aumento dos custos de internações por IC podendo chegar a 280 milhões de reais até 2016.

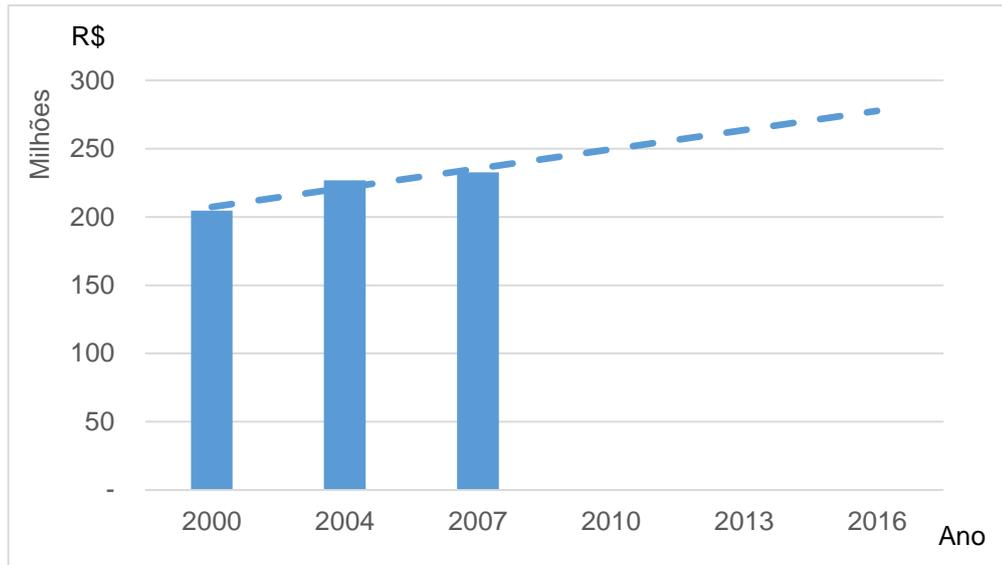


Figura 1.1 - Tendência de evolução dos custos de internações por IC.
Adaptado de: SBC de 2000 até 2007.

Conforme a figura 1.2 e 1.3, este problema pode ser agravado se levarmos em conta que a população brasileira está envelhecendo, sendo que estes têm uma maior possibilidade de sofrer de IC. Como exemplo, nota-se que em 1991 cerca de 12% da população eram crianças de 5 anos de idade e menos de 2% eram adultos com 70 anos de idade. A projeção para 2030 é que cerca de 5,5% serão crianças de 5 anos e cerca de 4% serão adultos de 70 anos.

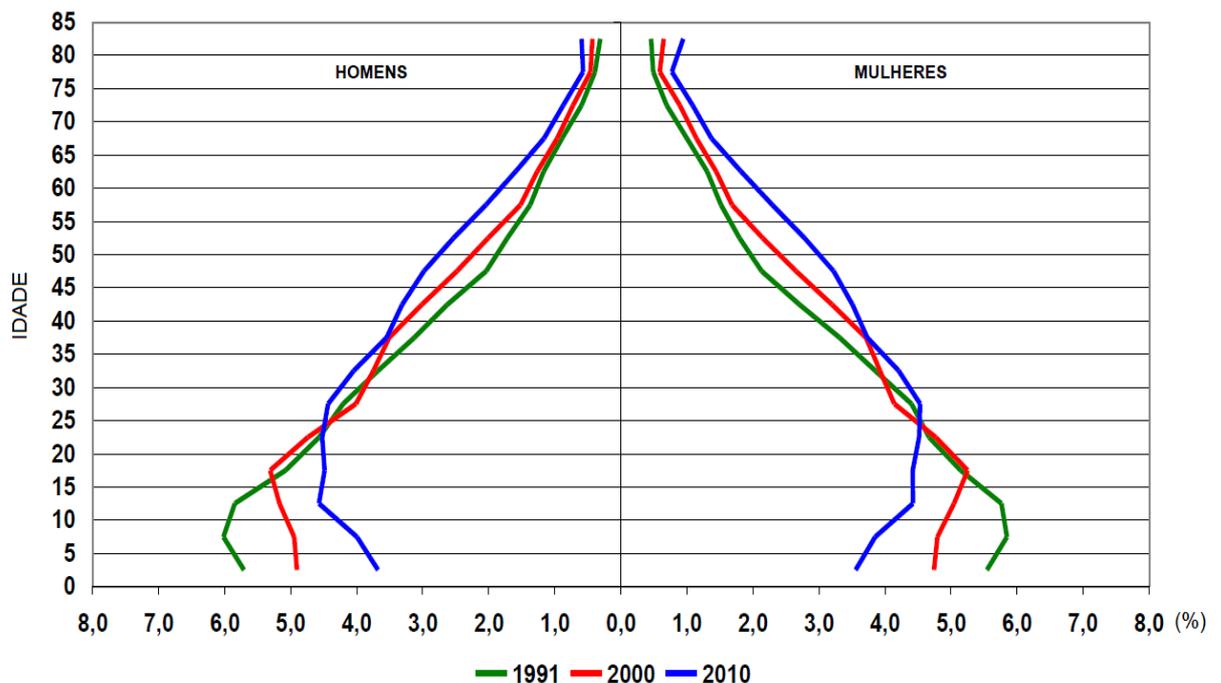


Figura 1.2 - Composição da população residente total, por sexo e grupos de idade - Brasil – 1991/2010. Fonte: IBGE.

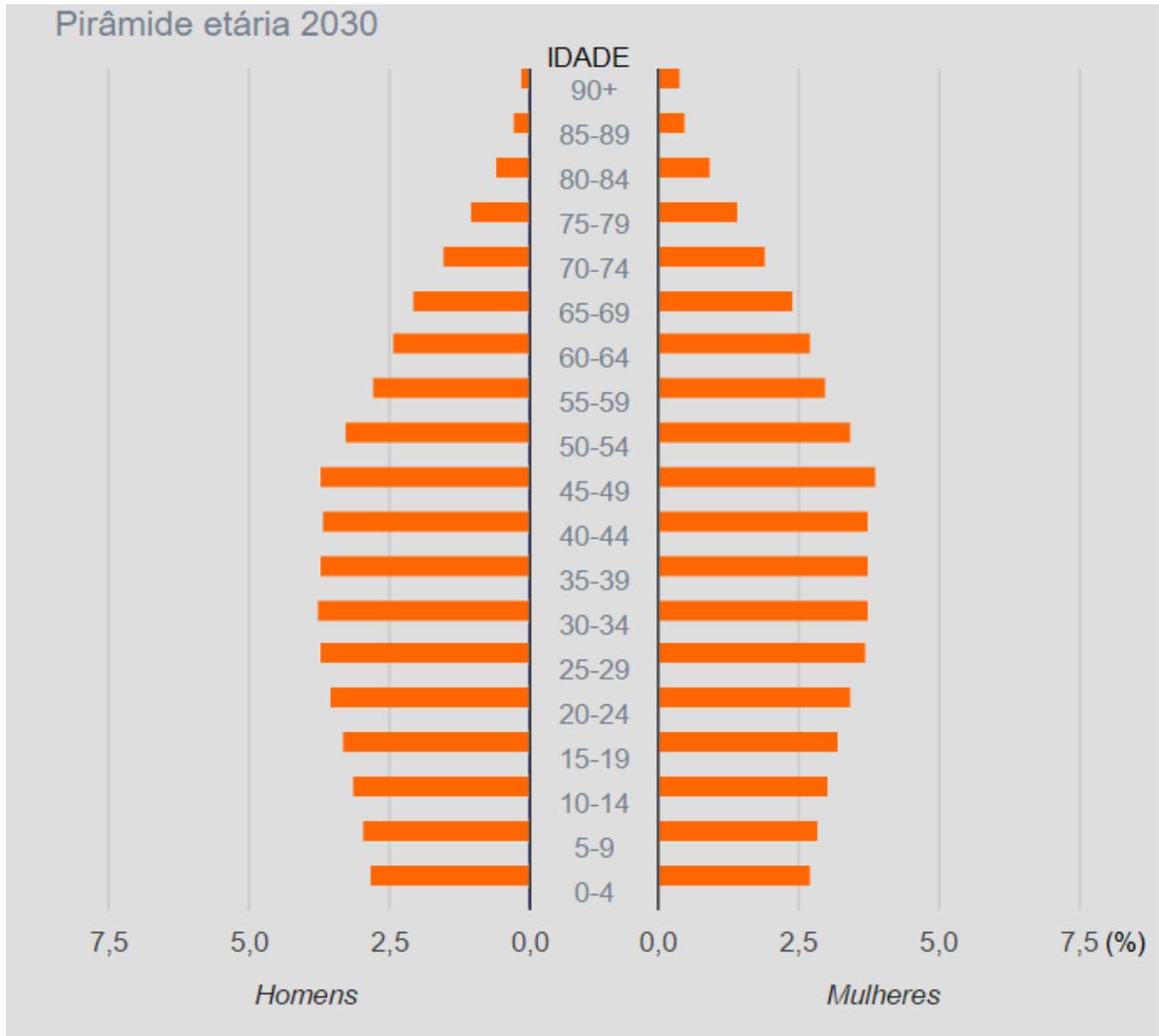


Figura 1.3 – Projeção da pirâmide etária do Brasil para o ano de 2030. Fonte: IBGE.

Com base nos dados apresentados, todo o esforço em desenvolver novas tecnologias para prolongar a vida de uma pessoa e evitar possíveis internações, trará benefícios não só para a pessoa que sofre IC, mas também para toda a nossa sociedade.

Dentre algumas das tecnologias em desenvolvimento, existem os Dispositivos de Assistência Ventricular (DAV). Diversos DAV são citados no capítulo 2, porém, será dada ênfase na Bomba de Sangue Centrífuga Implantável (BSCI), visto que os mancais e eixo do rotor são os objetos avaliados na Bancada de Teste (BEAD) que foi desenvolvida. Os dados de velocidade de rotação, força de contato entre os mancais e o eixo do rotor da BSCI, são importantes parâmetros para os testes na BEAD.

2. Revisão bibliográfica

Por se tratar do projeto de uma Bancada de Teste de Atrito e Desgaste para testar materiais utilizados em Bomba de Sangue Centrífuga e Implantável, torna-se necessário explorar os seguintes assuntos: Tribologia e Dispositivos de Assistência Ventricular.

2.1 Tribologia

Tribologia é o estudo da interação entre duas superfícies em contato, como desgaste e atrito (INMETRO, 2016). O termo tribologia vem do grego Tribo = esfregar e Logos = estudo.

2.1.1 Princípios básicos da tribologia

Um dos principais focos da tribologia é o desgaste. O fenômeno do desgaste pode ser representado por vários fatores: Desgaste por Aderência, Desgaste por abrasão, Desgaste por Fadiga e Desgaste por Corrosão (Figura 2.1).

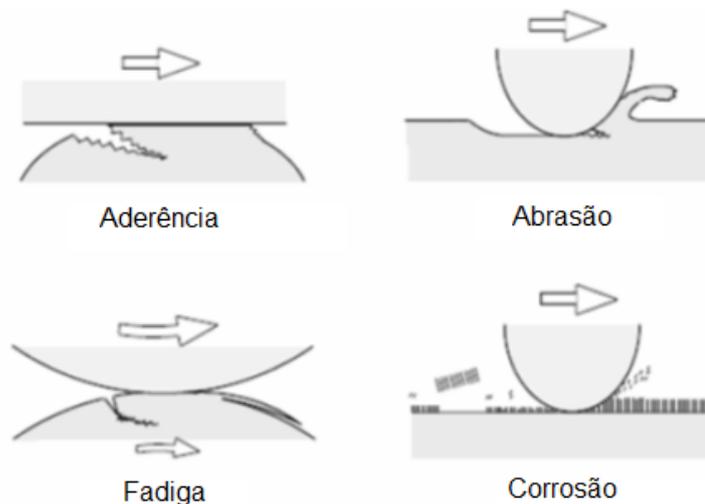


Figura 2.1 – Quatro modos representativo do desgaste. Fonte: RADl, 2007.

O desgaste por aderência ocorre quando duas superfícies ficam fortemente unidas ao ponto de resistir o deslizamento, resultando em uma deformação plástica gerando uma trinca que pode se propagar e romper uma das superfícies de contato gerando um terceiro corpo. O desgaste por abrasão ocorre a remoção de material da superfície. O desgaste por fadiga ocorre pela alta repetição de movimento. O

Desgaste por corrosão ocorre em meios corrosivos, líquidos ou gasosos e por meio de um processo químico resultando no desprendimento do material da superfície desgastada.

2.1.2 Tribomêtro

O tribômetro é um equipamento versátil para medição de propriedades de atrito e desgaste de combinações de materiais e lubrificantes sob condições específicas de carga, velocidade, temperatura e atmosfera. A caracterização tribológica envolve estudos sobre as reais condições de uso do material assim como os estudos sobre o coeficiente de atrito, taxa de desgaste e durabilidade do filme (RADI, 2017).

2.2 Desenvolvimento dos Dispositivos de Assistência Ventricular (DAV)

Os Dispositivos de Assistência Ventricular (DAV) têm como objetivo manter as condições hemodinâmicas por um longo período e substituir de forma total ou parcial, temporária ou definitiva as funções de bombeamento sanguíneo do coração (FIORELLI *et al.*, 2008). Entre os diversos tipos de DAV estão as bombas centrífugas, que são o foco desta revisão bibliográfica.

A figura 2.2 mostra um esquema com os tipos de assistência circulatória que podem ser: direita, esquerda ou ambas. Cientificamente, estes dispositivos são chamados de LVAD (*Left Ventricular Assist Device*), RVAD (*Right Ventricular Assist Device*) e o BVAD (*Biventricular Assist Device*).

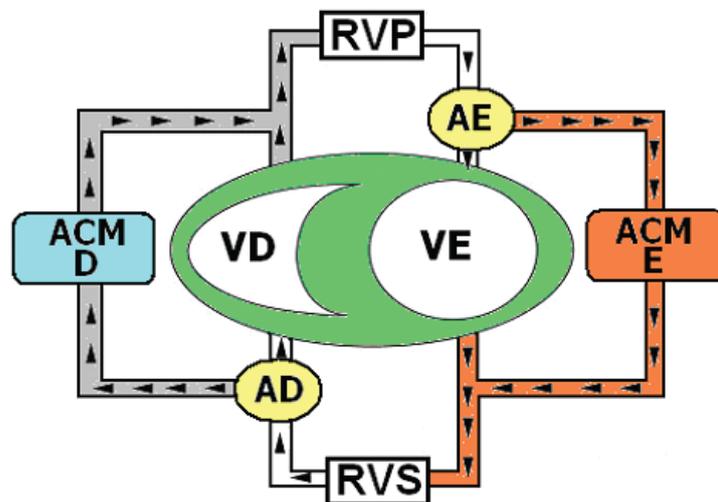


Figura 2.2 - Esquema da relação entre os ventrículos direito (VD) e esquerdo (VE) e os diferentes modos de assistência circulatória direita (ACM-D) e esquerda (ACM-E). Fonte: Fiorelli, 2008.

A bomba de sangue centrífuga Gyro® (Figura 2.3) esteve em desenvolvimento entre 1995 e 2011, pela equipe do Dr. Nosé na “Baylor College of Medicine” (NOSÉ *et al.*, 2000). A Gyro® é fabricada em uma liga de titânio, o eixo do rotor é cerâmico, os mancais de apoio de alumina e polietileno de ultra-alta massa molar, capaz de bombear 5 L/min em 2000 rpm com pressão de 100 ± 20 mmHg. Esta bomba apresentou uma vida útil de 10 anos como RVAD, 8 anos como LVAD (MAKINOUCI *et al.*, 1996 *apud* BOCK, 2011, p. 47).

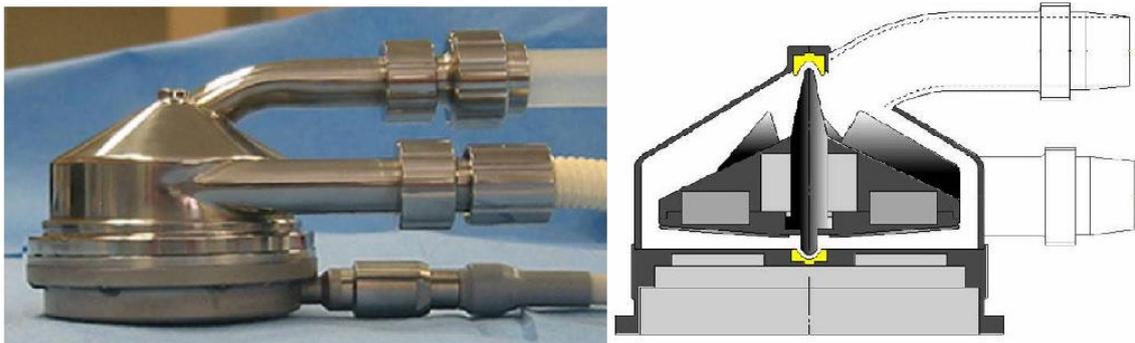


Figura 2.3 – Foto da Gyro® e detalhe interno do eixo do rotor e mancais.

Tsukui *et al.* (2005) analisaram a morte de 300.000 pessoas em apenas 1 ano nos Estados Unidos por insuficiência cardíaca, destes, apenas 10.000 foram qualificados para o transplante cardíaco e por ano são realizados 2.000 transplantes. Portanto, a utilização de DAV se faz necessário, aumentando sua demanda a cada dia. Em muitos casos de pacientes que receberam o LVAD, descobriu-se que precisavam também do RVAD, por isso acreditava-se que a estratégia de utilizar o BVAD (Figura 2.4) seria mais eficaz.

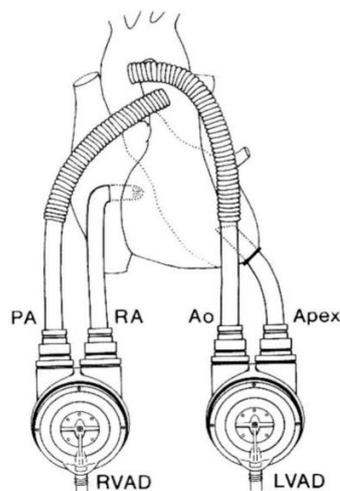


Figura 2.4 – Diagrama esquemático mostrando o Thoratec BVAD. DAV é conseguido através da canulação da ponta do ventrículo esquerdo (entrada) e a aorta (saída). RVAD é conseguido através da canulação da aurícula direita (entrada) e da artéria pulmonar (saída). Ao indica aorta; PA, artéria pulmonar.

O projeto da bomba NEDO® “*New Energy and Industrial Technology Development Organization*” (NEDO, Houston, EUA) foi iniciado em 1995 sendo uma evolução da bomba Gyro®. A NEDO® é uma bomba de sangue centrífuga totalmente implantável para BVAD (NOSÉ *et al.*, 2004). O projeto se encerrou com a morte de seu mentor em 2011.

Bock *et al.*(2005) desenvolveram um novo conceito de mancais de apoio, que contrastava com o das bombas centrífugas de Circulação Extracorpórea (CEC) como a Bomba Espiral que utiliza um sistema com rolamentos e vedações de borracha de durabilidade limitada.

Há uma preocupação em reduzir ao máximo o atrito entre os componentes no intuito de evitar hemólise, ou seja, a destruição das hemácias (glóbulos vermelhos) causada por trauma mecânico (KUMAR *et al.*, 2008). Desenvolver dispositivos utilizando levitação magnética ou materiais e geometrias de componentes que reduzam ao máximo este trauma tem sido uma estratégia adotada por diversos pesquisadores para evitar a hemólise.

Kosaka *et al.* (2007) desenvolveram uma Bomba de Sangue Centrífuga com mancais hidrodinâmicos e rotor semi-aberto (Figura 2.5). Seu grupo avaliou o teste de desempenho de levitação magnética e o teste de hemólise, sendo que o índice de hemólise (NIH) foi reduzido de 0,72 g/100L para 0,024g/100L, isto se deu pela melhora do equilíbrio entre a força dinâmica de fluidos e a força magnética.



Figura 2.5 – Rotor Semi-aberto. Fonte Slideplayer.

Bock *et al.* (2008) desenvolveram uma Bomba de Sangue Centrífuga Implantável (BSCI) com duplo rotor impulsor e mancais de apoio. Realizaram-se vários testes de atrito e hemólise e a bomba mostrou ótimos resultados de desempenho em bancada e em animais.

Asama *et al.* (2009) desenvolveram um motor com um disco sem o apoio de mancais com suspensão magnética para aplicação em corações artificiais. O tamanho

é 10 mm de altura e 70 mm de diâmetro. Após os testes com um protótipo foi comprovada sua viabilidade econômica.

Greatrex *et al.* (2010) desenvolveram e testaram um sistema de suspensão do Dispositivo de Assistência Biventricular (Figura 2.6), composto por dois rotores centrífugos semi-abertos montados em um eixo comum, e controlado axialmente por um sistema de suspensão magnética.

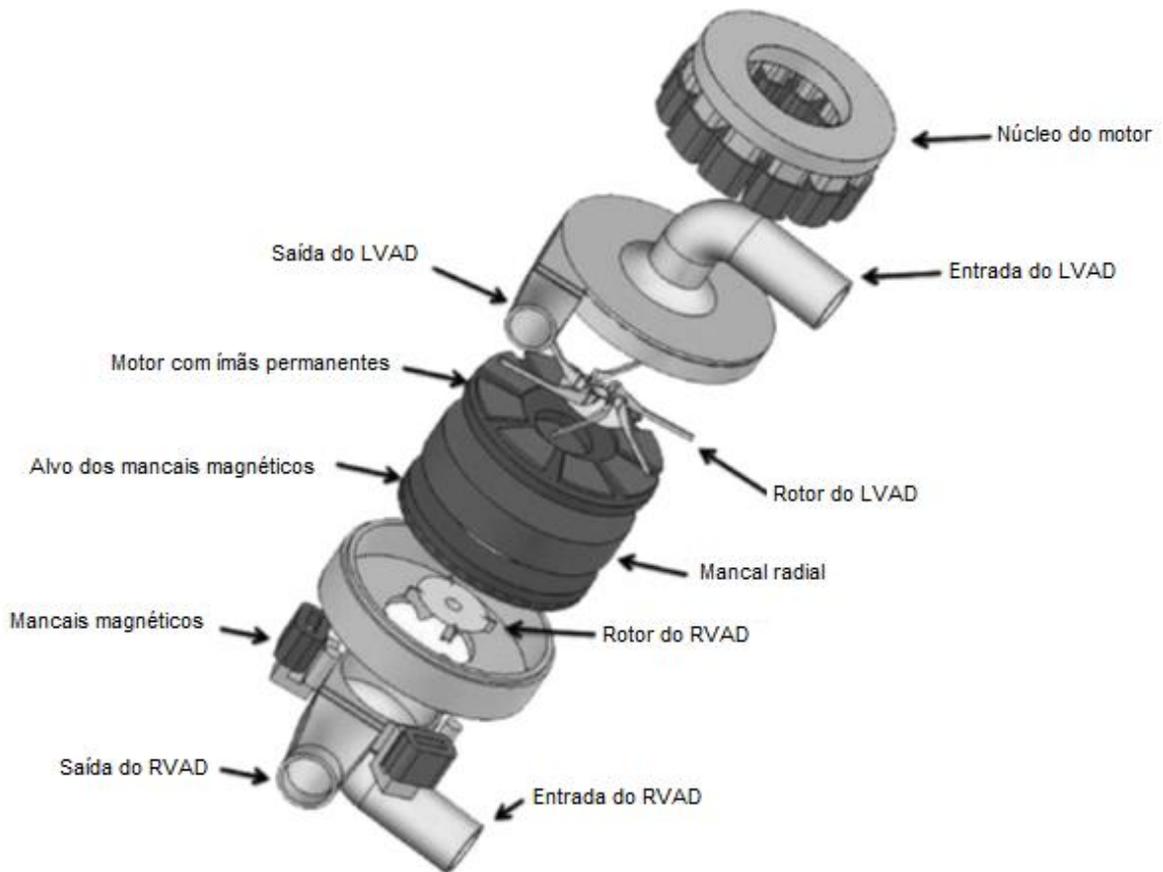


Figura 2.6 – Esquema do DAV biventricular com suspensão magnética.

Cheng *et al.* (2011) realizaram algumas otimizações de um mancal magnético por meio de software de análise de elementos finitos de uma bomba centrífuga de levitação magnética o qual conseguiram uma melhora na rotação com um aumento de 6000 rpm para 9000 rpm, melhorando assim o fluxo de sangue.

Nan *et al.* (2011) desenvolveram uma bomba centrífuga com dois graus de liberdade radialmente controlada por meio de mancais magnéticos para auxiliar a função de bombeamento do coração enfraquecido. A estratégia utilizada foi de adicionar elementos redundantes para manter a função da bomba centrífuga.

Kosaka *et al.* (2011) fizeram um estudo para investigar a configuração geométrica do passo hidrodinâmico para minimizar a hemólise pelo aumento da folga

entre o mancal e o rotor, de uma bomba de sangue centrífuga com mancais hidrodinâmicos e rotor semi-aberto. Chegou-se ao resultado que o passo de 67% (Figura 2.7) foi a configuração mais adequada para minimizar a hemólise.



Figura 2.7 - Três tipos de rotores testados cujo comprimento do passo foi de 0%, 33% e 67% do comprimento da aleta.

2.2.1 Bomba de Sangue Centrífuga Implantável (BSCI)

Bock (2011) desenvolveu o projeto e construiu uma Bomba de Sangue Centrífuga Implantável (BSCI), figura 2.8, dividida em três partes principais:

- 1 – Cone externo em Titânio
- 2 – Rotor em Poliamida
- 3 – Motor sem escova trifásico de corrente contínua (BLDC do inglês “Brushless Direct Current”).



Figura 2.8 – Foto da BSCI e detalhe do cone externo da BSCI em titânio, rotor em poliamida e motor BLDC.

Como apresentado na figura 2.9, o rotor (2) é atravessado por um eixo cerâmico (8), apoiado em mancais cerâmicos superior (5) e inferior (6).

Como o eixo do rotor está apoiado nos mancais, é natural ocorrer desgaste por atrito. Tal desgaste é influenciado pela: velocidade do rotor, material, força de contato entre o eixo do rotor e os mancais.

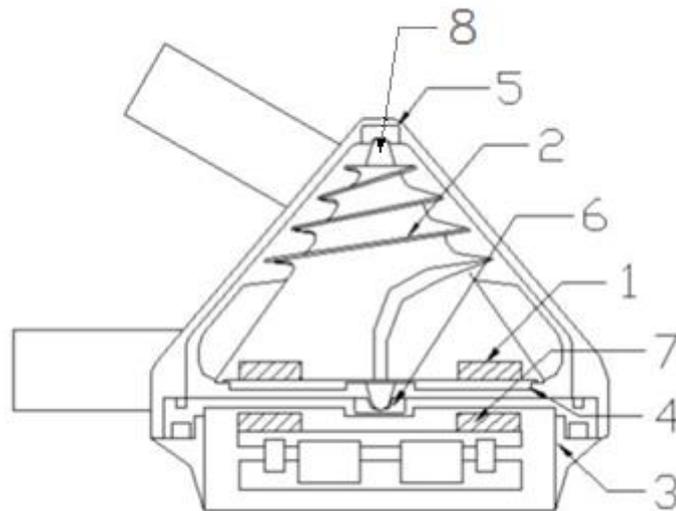


Figura 2.9 – Detalhe interno da Montagem da BSCI. Componentes: 1-Ímãs do rotor, 2-Rotor, 3-Atuador eletromecânico, 4-Tampa do rotor, 5-Mancal superior, 6-Mancal inferior, 7-Ímãs do atuador, 8-Eixo do rotor.

Bock (2007) realizou testes de desgaste por atrito entre o eixo do rotor e o mancal, em uma bancada de teste adaptada em uma máquina ferramenta. Foram acoplados à máquina, uma balança eletrônica para controle da carga aplicada, um suporte para lubrificação e fixação com as fêmeas testadas (Figura 2.10).



Figura 2.10 – Bancada para teste de atrito.

Os testes foram realizados a uma carga de 1,0 Kg.f a 4000 rpm durante um período de 10 min. Os materiais foram pesados antes e depois dos testes e a tabela 2.1, mostra em ordem crescente, os resultados obtidos dos desgastes dos materiais.

Tabela 2.1- Resultado de testes anteriores dos desgastes dos materiais:

	Macho	Fêmea	Perda massa (g)	% da massa inicial
1	Nitreto de Silício	Nitreto de Silício	0,0001	0,00585412
2	Alumina	PEUAMM	0,0001	0,00610575
3	Carbono	PEUAMM	0,0001	0,00724900
4	Carbono	Poliamida	0,0001	0,01005227
5	Alumina	PTFE	0,0002	0,01346257
6	Nitreto de Silício	Poliamida	0,0002	0,01831837
7	Carbono	PTFE	0,0002	0,01941936
8	Alumina	Poliamida	0,0003	0,02059449
9	Zircônia	PEUAMM	0,0003	0,02715454
10	PEUAMM	Zircônia	0,0006	0,02869440
11	Poliamida	Zircônia	0,0006	0,05052206
12	Nitreto de Silício	PTFE	0,0008	0,05379718
13	PTFE	Zircônia	0,0010	0,07222824
14	Zircônia	Poliamida	0,0031	0,13038810
15	Nitreto de Silício	PEUAMM	0,0034	0,20967196
16	Zircônia	PTFE	0,0078	0,29909122
17	Zircônia	Zircônia	0,0111	0,47385272
18	PTFE	PTFE	0,0137	2,95704727
19	Poliamida	Poliamida	0,0204	3,67236724
20	PEUAMM	PEUAMM	0,0564	5,48371415

3. Objetivo

O objetivo deste trabalho é projetar, construir e validar uma Banca de Testes de Atrito e Desgaste (BEAD), com a finalidade de selecionar os materiais mais resistentes ao desgaste para serem utilizados na Bomba de Sangue Centrífuga Implantável (BSCI).

A BEAD é uma bancada dedicada e automatizada que permite:

- a) A variação da velocidade.
- b) Aplicação de força constante de contato entre os corpos de prova, que simulam o eixo do rotor e os mancais da BSCI.
- c) Sistema de bombeamento de fluido simulando a passagem do sangue entre o mancal e eixo do rotor.

Por meio da BEAD será dado início a uma série de pesquisas de atrito e desgaste no Laboratório de Bioengenharia e Biomateriais do IFSP por outros pesquisadores e alunos do programa de Mestrado Acadêmico em Engenharia Mecânica do IFSP, na linha de pesquisa de Biomateriais e Biotribologia.

4. Projeto da Bancada de Teste

4.1 Desenvolvimento do Modelo 3D

O desenvolvimento do projeto por meio de modelagem tridimensional torna possível a criação de um protótipo virtual. Por isso, foi utilizado o software de modelagem 3D Solidworks (SolidWorks 2012, Dassault Systèmes, Concord, EUA).

Em um dos protótipos, a célula de carga foi montada na base e o motor na alavanca (figura 4.1). A força de contato entre os corpos de prova seria ajustada pela barra rosca, mas isso poderia interferir nos resultados, já que, com o desgaste do material, a força de contato reduziria. Eliminando a barra rosca o próprio peso do motor poderia interferir nos testes, visto que os testes são uma combinação entre a rotação e a força de contato entre o mancal e o eixo do rotor.

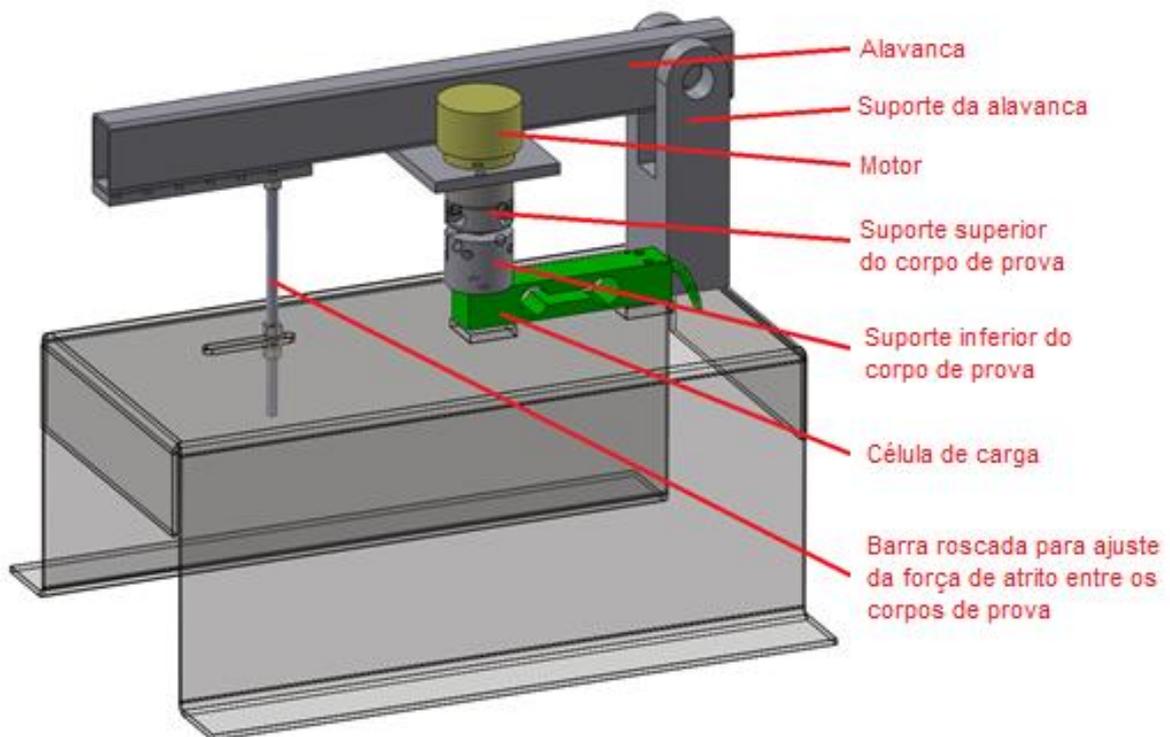


Figura 4.1-Montagem da bancada e seus diversos componentes.

Em outro protótipo (Figura 4.2), a célula de carga foi montada na alavanca e o motor na estrutura, eliminando a interferência do peso do motor. Mas, desta forma, o peso da alavanca poderia ser maior do que o valor a ser aplicado nos testes dos materiais, por isso, seria necessário adaptar um contrapeso (Figura 4.3).

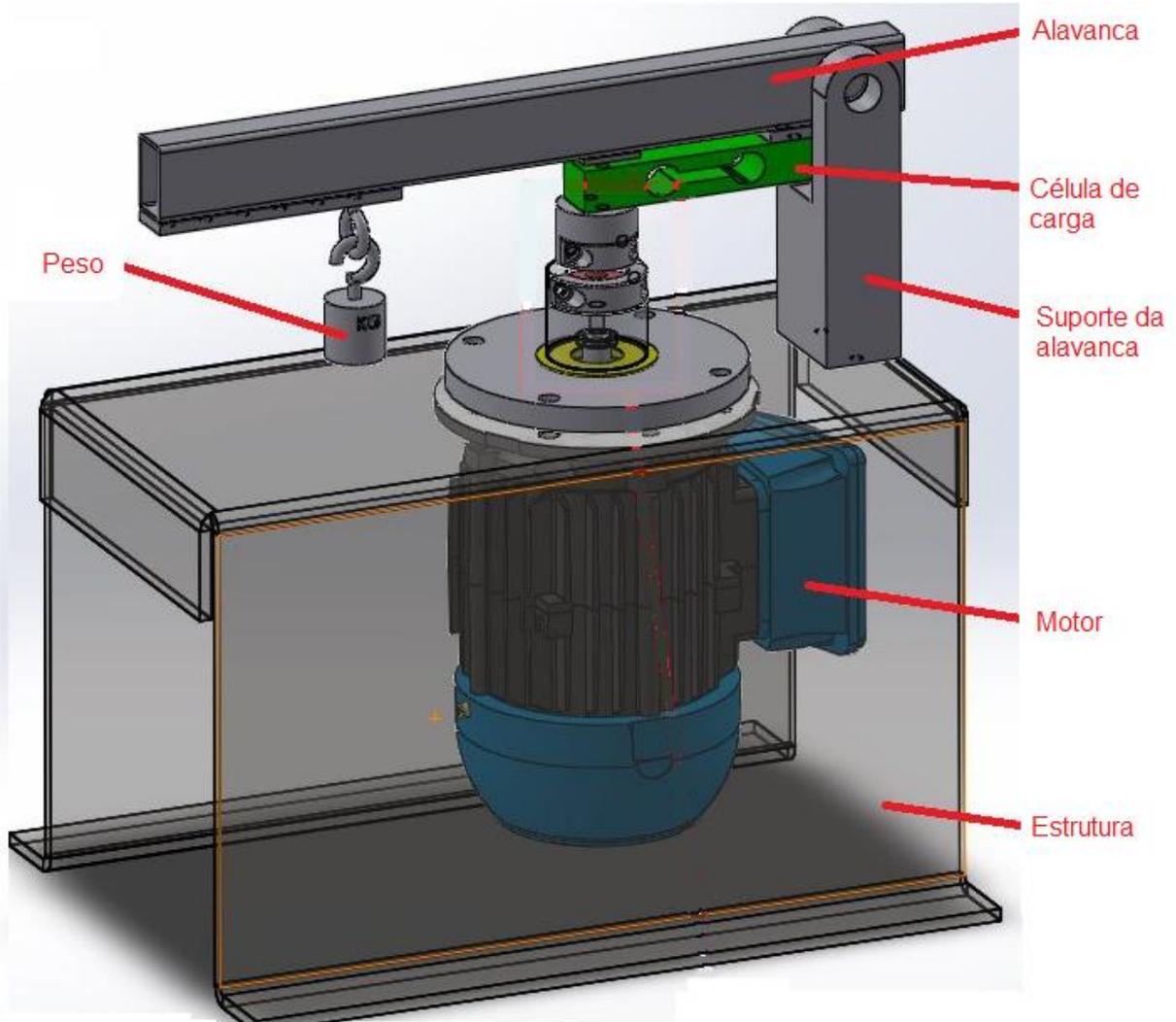


Figura 4.2 - Componentes do segundo protótipo.

Por último, as figuras 4.3 e 4.4 representam o protótipo que foi construído. Este protótipo é composto por um motor que foi acoplado a um suporte inferior para fixar um dos corpos de prova e uma célula de carga onde foi fixado o suporte superior do corpo de prova. Os corpos de prova têm as mesmas dimensões do rotor e mancal da Bomba de Sangue Centrífuga Implantável (BOCK, 2011).

A célula de carga foi fixada em uma alavanca, que proporciona diversos ajustes para conseguir o peso ideal nos testes de atrito entre os corpos de prova. Para uma maior precisão, a célula de carga envia um sinal analógico para um circuito eletrônico, o qual amplifica e converte o sinal analógico em um sinal digital que é apresentado em gramas, num display de cristal líquido.

O motor tem rotação nominal de 3550 rpm, que é controlado por um inversor de frequência, podendo ajustar a sua rotação de acordo com as especificações da Bomba de Sangue Centrífuga Implantável (BOCK, 2011).

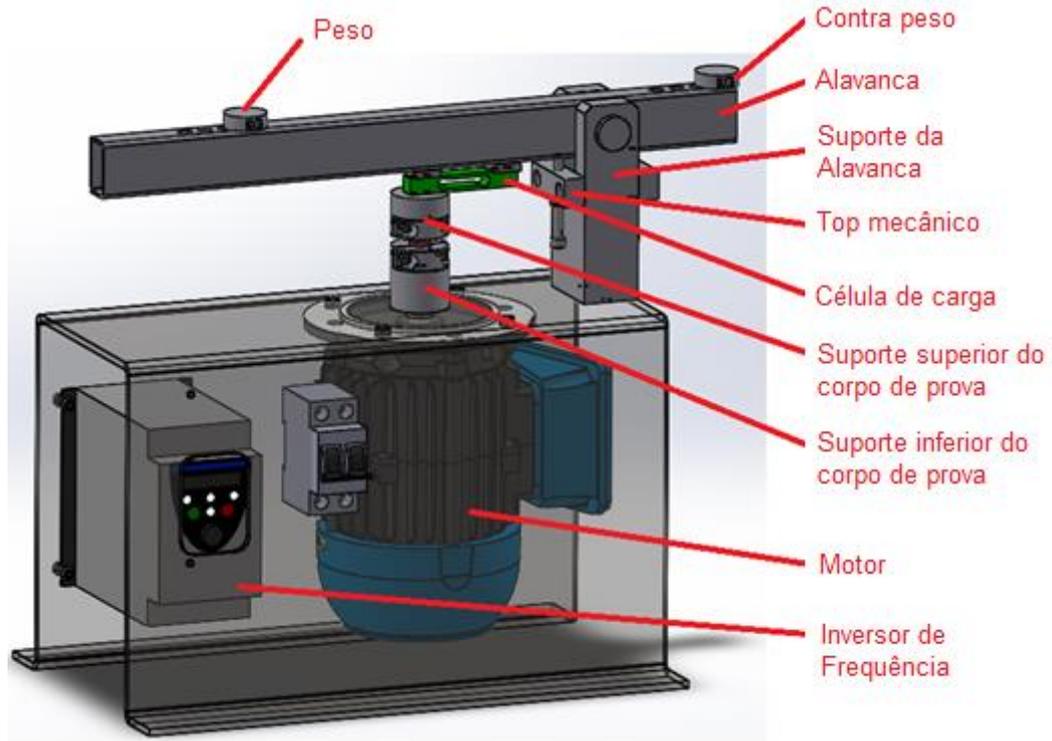


Figura 4.3–Montagem geral da Bancada de Testes.

Na figura 4.4 foi destacado dois apoios mecânicos que evitam danificar algum componente por meio de choques indevidos. Estes tops são ajustados com folga entre a alavanca e o parafuso para não interferir na força de contato entre os corpos de prova. Esta folga foi determinada durante os testes

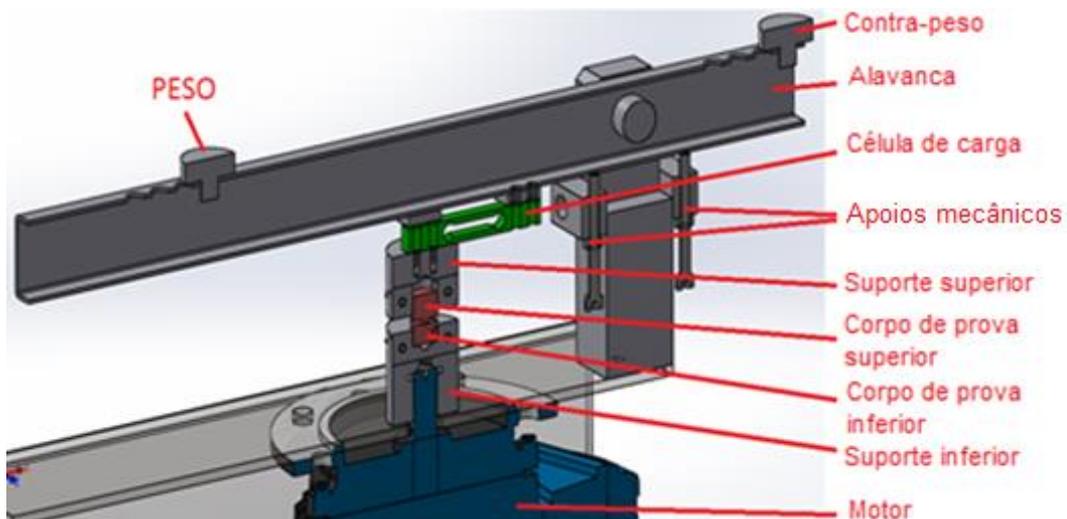


Figura 4.4 - Detalhe da montagem em corte total.

4.2 Bancada projetada e construída

A BEAD (figura 4.5) é composta por uma estrutura metálica que suporta o motor, inversor de frequência e a célula de carga, com a finalidade de controlar a velocidade e a força de contato entre o eixo do rotor e os mancais demonstrados na figura 2.8. Possui ainda, um sistema de bombeamento de fluido para simular o bombeamento sanguíneo da BSCI.

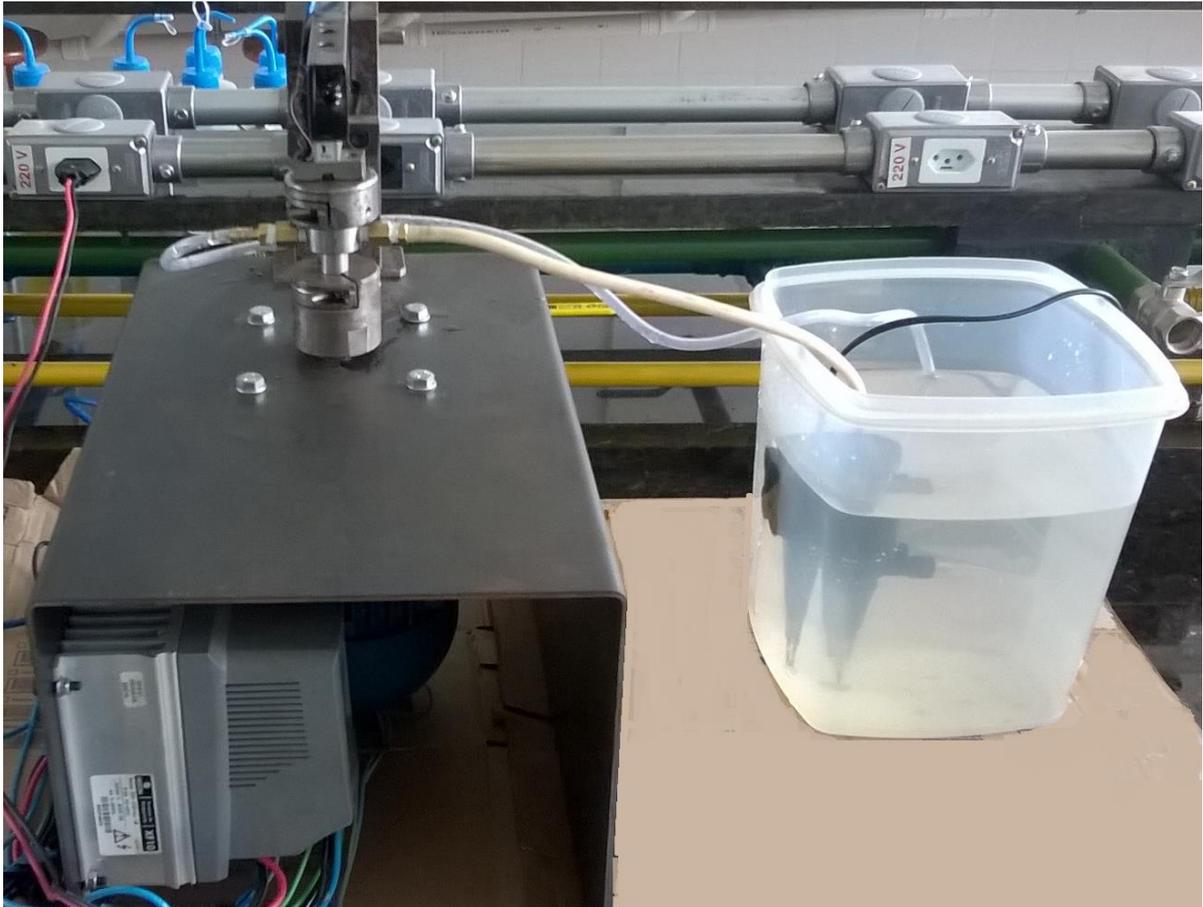


Figura 4.5 – Bancada de Teste de Atrito e Desgaste (BEAD).

4.2.1 Especificações Técnicas da BEAD

Dimensões: 400 mm (Comp.) x 330 mm (Larg.) x 420 mm (alt.)

Peso: 21 kg

Velocidade do motor: 0 a 3600 RPM

Capacidade da célula de carga: 1 kg

Alimentação: 220 Vac monofásico

4.2.2 Motor elétrico

Para o dimensionamento do motor elétrico da BEAD foram consideradas duas rotações importantes: A rotação máxima de teste realizado na BSCI de 2200 rpm e a rotação de 400 rpm dos testes realizados no eixo do rotor e mancais. Outro dado importante é o torque nominal do motor da BSCI que é de 94,7 mNm (BOCK, 2011).

Na BEAD foi utilizado um motor elétrico trifásico da WEG (Figura 4.6), 1CV, 3600 RPM, 220V/60Hz, Flange FF, torque nominal 2,1 Nm e com a utilização de um inversor de frequência a rotação pode atingir 7200 rpm. A escolha deste motor foi feita pela facilidade de aquisição, custo similar, torque e velocidade maior do que o utilizado na BSCI, garantindo a excelente funcionalidade da BEAD.



Figura 4.6 – Motor elétrico. Fonte WEG.

4.2.3 Inversor de frequência

O inversor de frequência é um dispositivo eletrônico que converte a tensão alternada da rede em contínua e depois converte a tensão contínua em alternada, porém com a frequência ajustável, para alterar a velocidade de um motor de indução (FRANCHI, 2008). A especificação do inversor de frequência tem de ser compatível com o motor e a tensão da rede disponível.

Segue abaixo a especificação do inversor utilizado na BEAD:

Fabricante: AGEON

Modelo:XF10

Rede entrada: 200~230Vac, monofásico, 8,5A, 50-60Hz

Saída: Tensão de 0V até tensão da rede, trifásico, 4A, 0-300Hz

Na figura 4.7, mostra como deve ser feita a interligação elétrica do inversor na Rede e do motor no inversor.

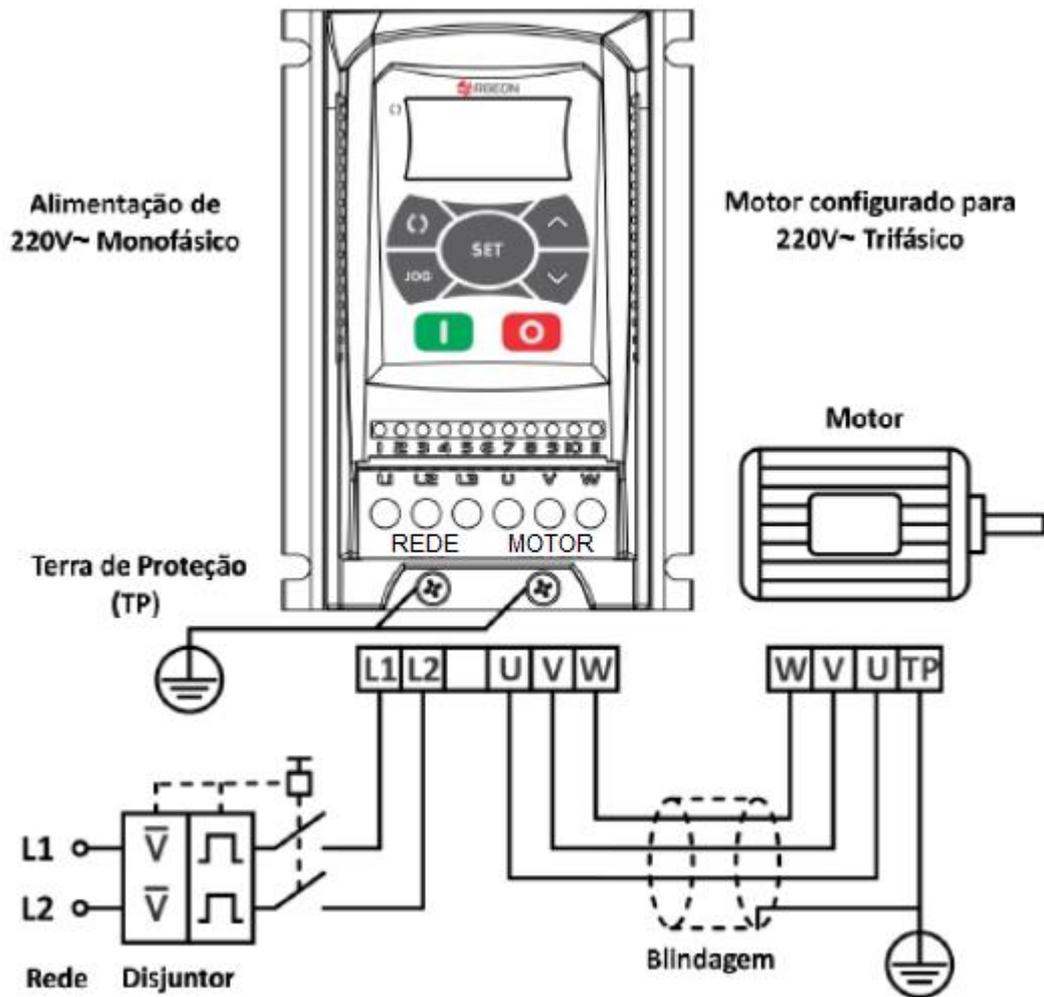


Figura 4.7 – Conexões elétricas de Potência

4.2.4 Célula de carga

São dispositivos eletromecânicos, projetados para receber esforços de uma determinada carga. Ao sofrer uma deformação, gera sinal elétrico proporcional com a carga aplicada. As células de cargas são constituídas por uma resistência ôhmica variável denominada extensômetro (figura 4.8 e 4.9), devidamente fixada em uma estrutura metálica (THOMAZINI, 2011).

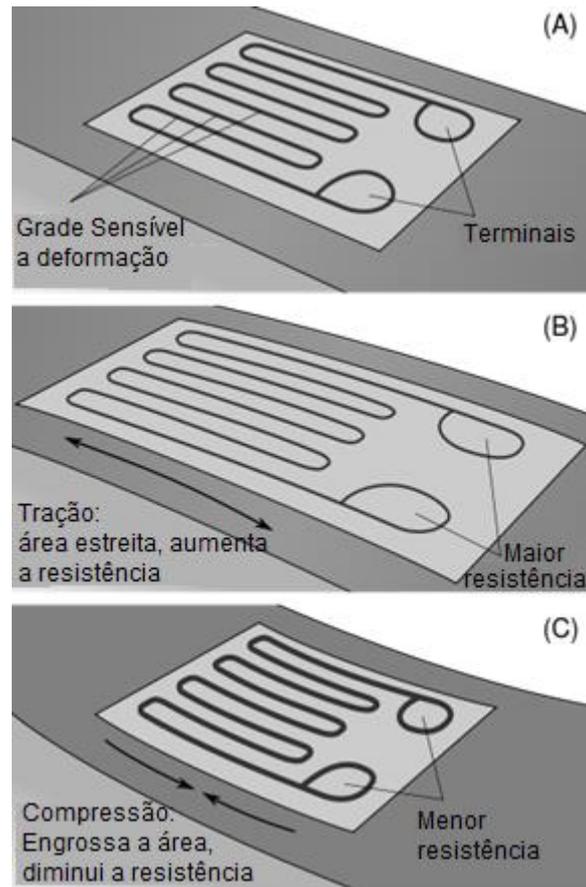


Figura 4.8 – Extensômetro: (A) em repouso, (B) Tracionado e (C) Comprimido. Fonte: Wikipédia.

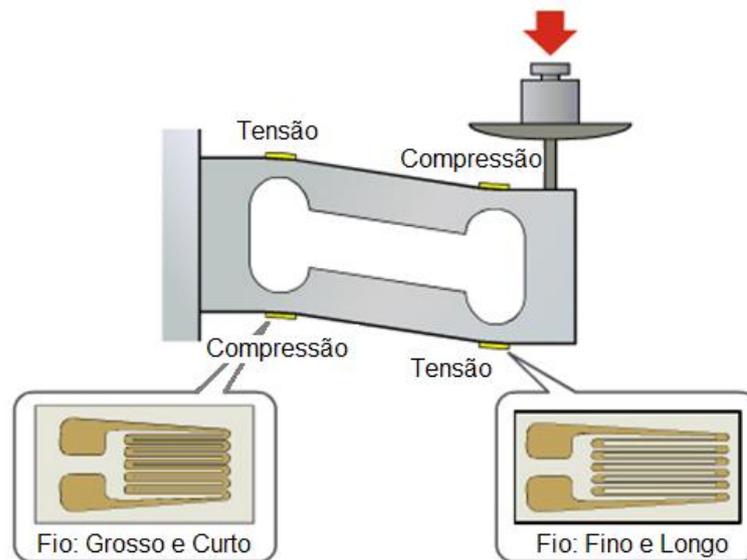


Figura 4.9 – Exemplo de aplicação da carga x deformação do extensômetro. Fonte: Sparkfun.

A célula de carga é conhecida como um transdutor de força, pela característica de converter uma força mecânica em um sinal elétrico. Visto que os extensômetros variam sua resistência elétrica conforme são deformados, torna-se

necessário a montagem de um circuito elétrico para relacionar a variação da resistência elétrica com a deformação. A variação da resistência elétrica em uma célula de carga são valores extremamente reduzidos (na ordem de $m\Omega$), por isso, o circuito mais eficaz é o tipo ponte de *Wheatstone* (FIALHO, 2013).

A ponte de *Wheatstone* é um circuito utilizado para medir variações de resistência ôhmica (Bolton, 2002). A figura 4.10 é um tipo de configuração da ponte de *Wheatstone*, conhecida como meia ponte (*half bridge*), onde R_1 e R_2 são resistências fixas e R_{g+} e R_{g-} são resistências variáveis (extensômetro), V_{in} é tensão de entrada (alimentação), V_{out} é a tensão de Saída. V_{out} é igual a 0 se R_1 for igual a R_2 e R_{G+} for igual a R_{G-} (Bolton, 2002).

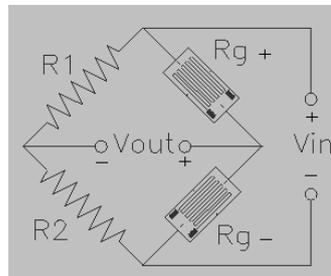


Figura 4.10 – Ponte de *Wheatstone*. *Half Bridge*.

Supondo que na figura 4.11 R_{G+} seja fixado na superfície superior da viga sendo submetido a uma deformação de tração e R_{G-} seja fixado na superfície inferior da viga sendo submetido a uma deformação de compressão, a ponte de *Wheatstone* entra em desequilíbrio a tensão V_{out} será diferente de 0 e proporcional a deformação da viga.

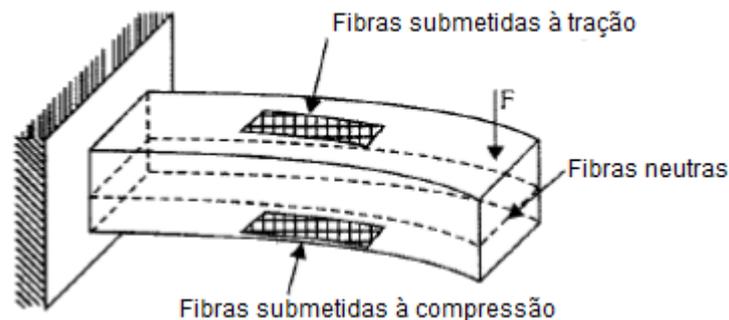


Figura 4.11 – Viga engastada submetida a um esforço de flexão simples. Fonte: Fialho 2013.

A célula de carga (figura 4.12) utilizada na BEAD é fixada em uma de suas extremidades e na outra é aplicada uma força (figura 4.9) a qual flexiona a barra de alumínio e conseqüentemente varia a resistência elétrica. Dessa forma se estabelece

uma relação entre a força aplicada e um sinal elétrico que será amplificado e convertido em um circuito eletrônico.



Figura 4.12 – Célula de carga de 1 kg.

4.2.5 Amplificador de sinal e conversor analógico/digital AD

Os amplificadores são utilizados para aumentar amplificar sinais elétricos. Estes sinais podem ser de tensão, corrente ou potência (Bolton, 2002).

Visto que a variação de tensão de saída da célula de carga é um valor muito baixo (10mV/V), torna-se necessário a utilização de um amplificador de sinal. O módulo HX711 (Figura 4.13) é capaz de ampliar o sinal em até 128 vezes, além de possuir um conversor A/D, ou seja, converte um sinal analógico em digital (AVIA SEMICONDUCTOR, 2016). A Tabela 4.1 mostra as entradas analógicas A+, A-, B+, B-, e saída digital DT.

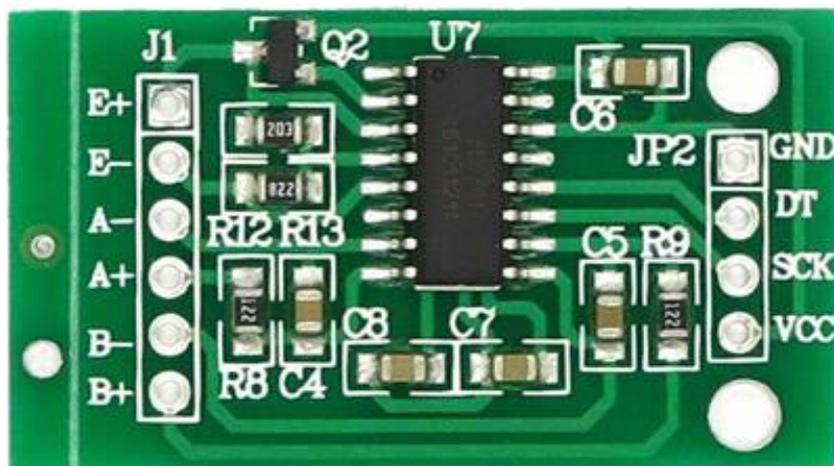


Figura 4.13–HX711: Amplificador de sinal e conversor A/D.

Tabela 4.1- Entradas e saídas do amplificador HX 711.

Nome	Descrição
E+	Alimentação positiva Vcc.
E-	Alimentação negativa Vcc.
A+	Entrada positiva com ganho programável entre 64 ou 128.
A-	Entrada negativa com ganho programável entre 64 ou 128.
B+	Entrada positiva com ganho de 32.
B-	Entrada negativa com ganho de 32.
GND	Alimentação negativa
DT	Saída de dados serial
SCK	Entrada de Clock
VCC	Alimentação positiva Vcc.

A figura 4.14, mostra o esquema de ligação da célula de carga (lado esquerdo) no módulo HX711. Nos pontos A e D é feita a alimentação de excitação (~5V). Os pontos B e C são as saídas da célula de carga ligada nas entradas A+ e A- do HX711. Foram ligados no canal A, pelo fato de possuir um maior ganho, necessário em aplicações onde o sinal é muito baixo (AVIA SEMICONDUCTOR, 2016).

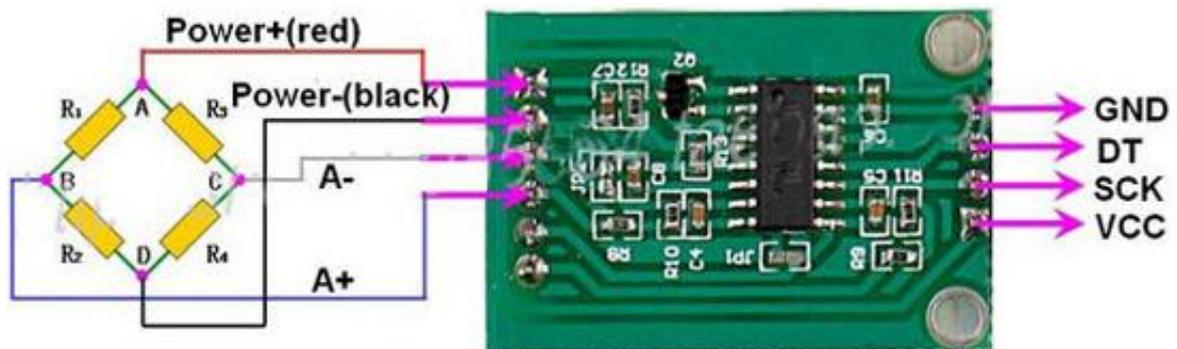


Figura 4.14 – Esquema de Ligação da célula de carga no módulo HX711.

A seleção do canal de entrada e do ganho é feita pela quantidade de pulsos no pino SCK (Figura 4.14). A quantidade de pulsos não pode ser menor que 25 e nem maior do que 27 para evitar erros de comunicação. De acordo com a Tabela 4.2, além ligar fisicamente no canal A, é necessário pulsar 25 vezes o canal A, para ter um ganho de 128 vezes.

Tabela 4.2 – Entrada do canal e seleção do ganho.

Pulsos PD_SCK	Canal de Entrada	Ganho
25	A	128
26	B	32
27	A	64

4.2.6 Arduíno

O arduíno é um dispositivo eletrônico composto de um microcontrolador Atmel® AVR®, com entradas e saídas de sinais elétricos digitais e analógicos, suporte de linguagem de programação C, com a capacidade de se conectar e interagir com outros dispositivos eletrônicos (MCROBERTS, 2011).

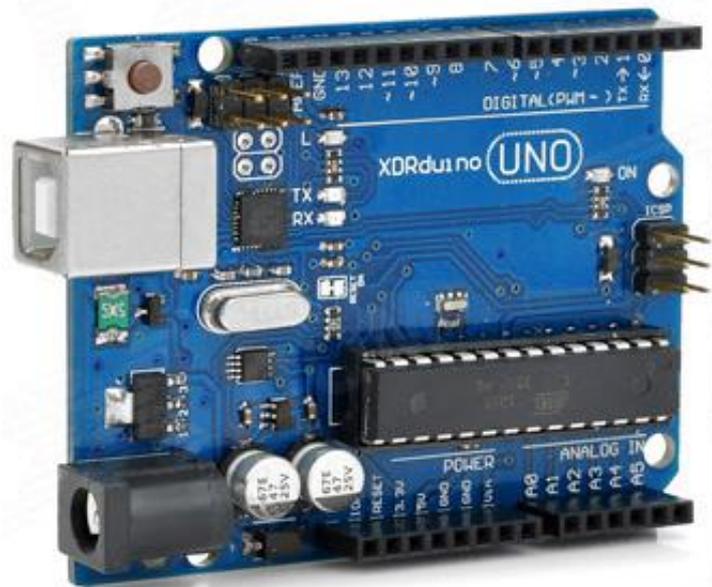


Figura 4.15 – Arduíno Uno.

O arduíno foi utilizado para receber o sinal elétrico do amplificador HX-711 e representar este sinal em uma grandeza de força, sendo apresentada em um display de cristal líquido (LCD, figura 4.16).

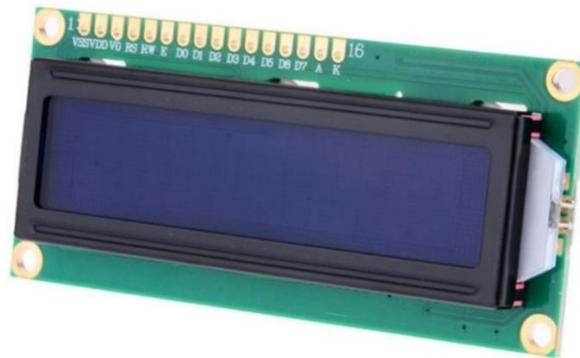


Figura 4.16 – Display de cristal líquido LCD.

4.2.7 Circuito eletrônico

O circuito eletrônico faz a interligação de diversos componentes eletrônicos conforme observado na figura 4.17 e na tabela 4.3. Os principais componentes eletrônicos utilizados na BEAD são: Célula de carga, Módulo HX711, LCD e o Arduino.

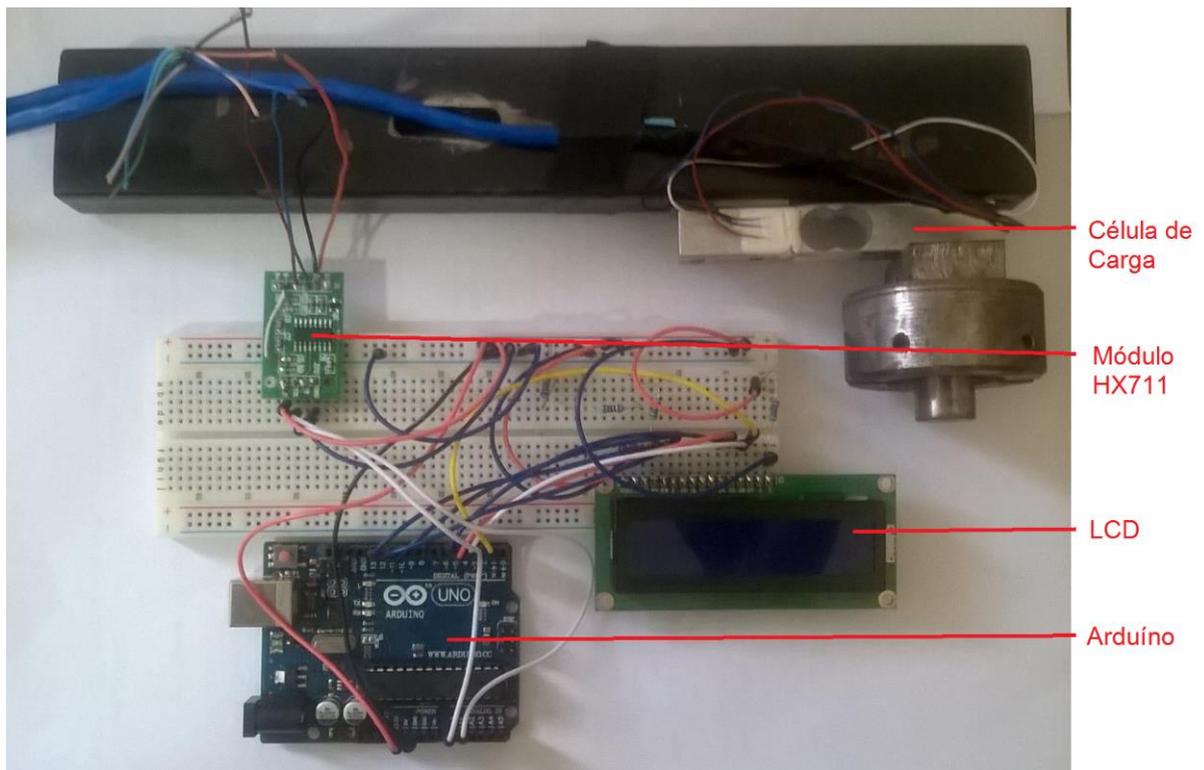


Figura 4.17 – Circuito eletrônico.

O circuito eletrônico funciona da seguinte forma:

- a) A célula de carga recebe um esforço mecânico no sentido vertical.
- b) O esforço mecânico é convertido na célula de carga em um sinal elétrico analógico.

- c) O sinal elétrico analógico é enviado para o módulo HX711.
- d) O módulo HX711 amplifica em 128 vezes o sinal analógico e o converte em sinal digital.
- e) O sinal digital é enviado para o arduíno.
- f) Por meio da linguagem de programação C, o arduíno converte o sinal digital em um número, que expressa o valor do esforço mecânico aplicado na célula de carga em gramas.
- g) O valor em gramas é enviado e apresentado no LCD.

Tabela 4.3 – Conexões entre os componentes eletrônicos.

Célula de carga	HX711	Arduíno	LCD
		GND	K
		5V + Resistor 220 Ω	A
		2	D7
		3	D6
		4	D5
		5	D4
		10	E
		11	RW
		12	RS
		GND + Resistor 3 k Ω	V0
		5V	VDD
	GND	GND	VSS
	SCK	A0	
	DT	A1	
	VCC	5V	
Vermelho	E+		
Preto	E-		
Azul	A-		
Branco	A+		

4.2.8 Sistema de bombeamento e lubrificação

A BSCI é uma Bomba de Sangue Centrífuga Implantável, por isso, para a realização de um teste de atrito e desgaste que simule o funcionamento, torna-se necessário a implementação de um sistema de bombeamento e lubrificação na BEAD (Figura 4.18). Durante o funcionamento da BSCI, o mancal e eixo do rotor estão em constante contato com o sangue, interferindo diretamente no desgaste destas peças.



Figura 4.18 – Sistema de Bombeamento e lubrificação.

O sistema de bombeamento e lubrificação consiste em um reservatório do fluido que simula o sangue, uma bomba hidráulica e uma luva com anéis “O-ring” para vedação e direcionamento do fluido garantindo a lubrificação das peças testadas (Figura 4.19).

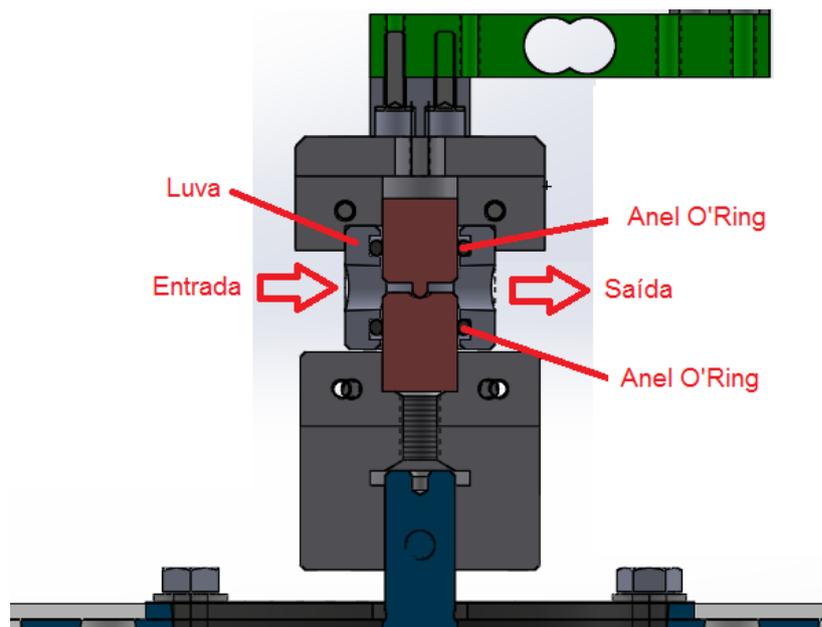


Figura 4.19 – Detalhe do Sistema de Bombeamento e lubrificação.

5. Materiais e Métodos

5.1 Generalidades

O desenvolvimento e construção da Bancada de Teste de Atrito e Desgaste (BEAD), bem como os testes de atrito e desgaste dos corpos de prova foram realizados no Laboratório de Bioengenharia e Biomateriais do Instituto Federal de São Paulo, Campus São Paulo. No Instituto Federal de São Paulo, Campus Suzano, foram usinadas as peças e o Instituto Dante Pazzaneze de Cardiologia forneceu os corpos de prova e auxiliou com o conhecimento em Dispositivos de Assistência Ventricular (DAV), adquirido durante mais de vinte anos de pesquisa.

Este projeto foi dividido em algumas etapas:

- a) Pesquisa sobre os tipos e funcionamentos de DAV.
- b) Estudo detalhado sobre desenvolvimento e funcionamento da Bomba de Sangue Centrífuga e implantável (BSCI), desenvolvida por Bock (2011).
- c) Pesquisa dos parâmetros de teste de atrito e desgaste utilizados na BSCI.
- d) Desenvolvimento e construção da BEAD, com recursos de ajuste da velocidade e força de contatos entre o mancal de apoio e eixo do rotor da BSCI.
- e) Calibração da Célula de Carga.
- f) Testes de atrito e desgaste.

5.2 Materiais

Nos testes de atrito e desgaste foram utilizadas peças com dimensões similares a do mancal e do eixo do rotor da BSCI (Figura 5.1), entretanto, nos testes, foi dado enfoque na perda de massa ao invés do controle dimensional, devido à viabilidade técnica e precisão dos resultados.

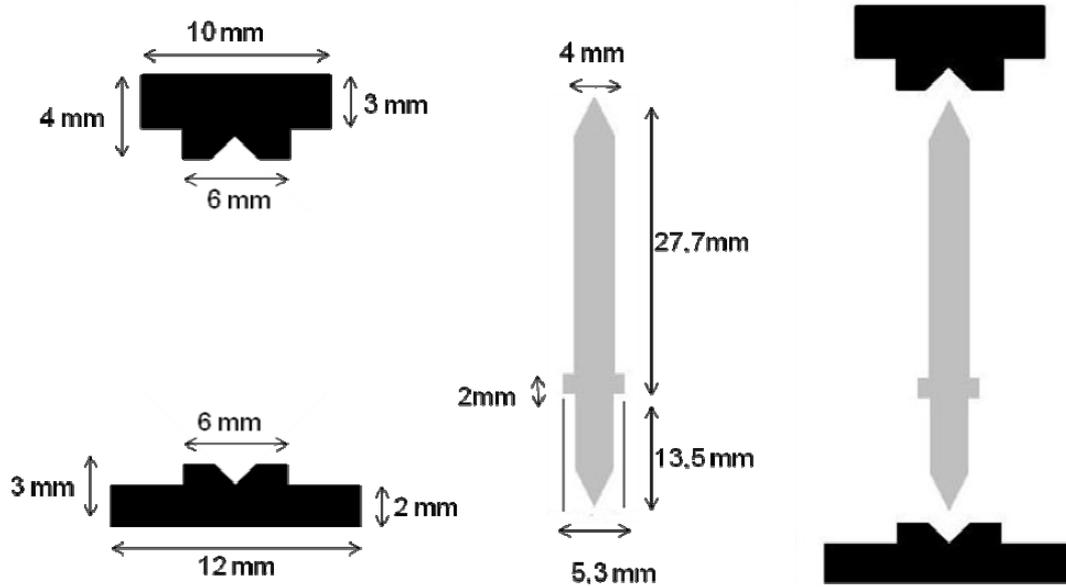


Figura 5.1 – Montagem dos mancais e do eixo do rotor.

Os corpos de prova foram fornecidos pelo Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia e pelo Laboratório de Bioengenharia do IFSP, polidos com uma rugosidade média (R_a) entre $0,1 \mu\text{m}$ e $0,5 \mu\text{m}$.

A tabela 5.1 apresenta os materiais dos corpos de prova que foram testados:

Tabela 5.1 - Materiais testados.

Material		
	Eixo do rotor	Mancal
1	Alumina	PEUAMM
2	Alumina	PTFE
3	Carbônio Pirolítico	PEUAMM
4	Carbônio Pirolítico	PTFE
5	PEUAMM	PEUAMM
6	Zircônia	PEUAMM
7	PEUAMM	PEUAMM

5.3 Validação da Bancada de Teste de Atrito e Desgaste

5.3.1 Ajuste da velocidade

A velocidade do motor é ajustada por meio do inversor de frequência e determinada pela equação (Bolton, 2012):

$$N_s = 120.f/p$$

Onde:

N_s = velocidade em rpm

f = frequência em hertz (Hz)

p = nº de pólos

$f = 1/T$

T = Período

Visto que o número de pólos é um valor fixo de acordo com a característica do motor adquirido, a única variável que pode ser alterada é a frequência. A tabela 5.2, mostra que a velocidade nominal do motor é 3550 RPM quando acionado a uma frequência de 60 Hz, ou seja, para uma velocidade de 1500 RPM o motor foi acionado com a frequência de 25 Hz.

Tabela 5.2 - Especificações elétricas do motor. Fonte: WEG.

Norma	Frequência	Tensão nominal	Pólos	Potência	Carcaça		Rotação nominal	Corrente nominal
				HP (cv)				
IEC	60 Hz	220/380V	2	1.00	71	Carcaça Padrão	3550 rpm	2.91/1.68 A

5.3.2 Calibração da célula de carga

Para validar a eficiência da BEAD, foram realizados ensaios com pesos calibrados, em uma balança analítica do fabricante Shimadzu modelo AY220 com a precisão de 0,0001 g. Veja na tabela 5.3 a comparação do valor encontrado na balança analítica com o apresentado na BEAD.

Tabela 5.3 – Comparação da calibração de pesos.

Peso Calibrado	Balança Shimadzu AY220 (g)	BEAD (g)
Peso 1	28,89	28,87
Peso 2	53,46	53,42
Peso 3	62,79	62,78
Peso 4	67,98	67,97
Peso 5	121,44	121,24
Peso 6	198,89	198,72
Peso 2 + Peso 6	$53,46 + 198,89 = 252,35$	251,97
Peso 5 + Peso 6	$121,44 + 198,89 = 320,33$	319,97
Peso 3 + Peso 4 + Peso 5 + Peso 6	$62,79 + 67,98 + 121,44 + 198,89 = 451,1$	450,7

Visto que a balança utilizada para a calibração da BEAD suporta no máximo 200 g, foi necessário somar os valores de pesos calibrados para verificar a precisão da BEAD em valores acima de 200 g.

5.4 Parâmetros para os testes de atrito e desgaste

O ensaio automatizado para seleção de materiais tem como variáveis: o material dos corpos de prova, a rotação do eixo do rotor (um dos corpos de prova), força de contato entre os corpos de prova, tempo em minutos e desgaste em gramas dos corpos de prova pós-testes.

Testes anteriores foram realizados com uma força 1 kgf de contato entre os corpos de prova - valor acima do especificado em testes de desacoplamento magnético entre o rotor e atuador (Figura 5.2). A força magnética de desacoplamento entre o motor e o atuador é de 335 g, a uma distância de 9,2 mm (BOCK, 2011).

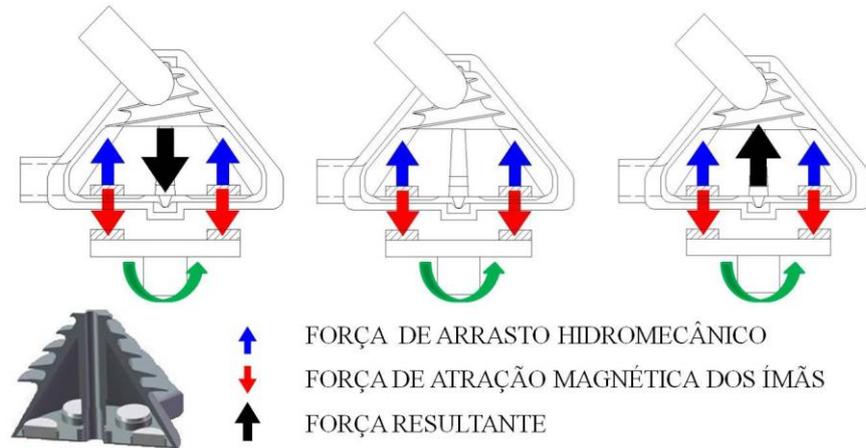


Figura 5.2 – Forças atuantes no rotor durante o seu funcionamento.

Quando o motor está girando a uma rotação abaixo de 1100 rpm, há um contato entre o eixo do rotor e o mancal inferior. Mas quando o motor atinge a rotação de 1500 rpm, há um contato entre o eixo do rotor o mancal superior (BOCK, 2011).

Considerando os dados apresentados, ficou estipulado para os testes de atrito e desgaste, a força de contato em 500 g, superior ao desacoplamento magnético e 1500 rpm o qual resulta em uma vazão de 5 L/min na BSCI (BOCK, 2011).

O fluido utilizado para simular o sangue foi uma solução de 37% de glicerina em água, com viscosidade similar à do sangue humano, descrito em BOCK (2007).

6. Apresentação e discussão dos resultados

Segue abaixo a tabela 6.1 com as variáveis ajustáveis citadas no capítulo anterior para a realização dos testes e o resultado do desgaste dos materiais:

Tabela 6.1- Materiais testados e o resultado dos desgastes.

Material		Força de contato (g)	Rotação (rpm)	Tempo (min)	Peso pré-teste (g)		Peso pós-teste (g)		Desgaste do conjunto (g)
Eixo do rotor	Mancal				Eixo do rotor	Mancal	Eixo do rotor	Mancal	
Alumina	PEUAMM	500	1500	20	0,6962	0,2549	0,6925	0,2552	0,004
Alumina	PTFE	500	1500	20	0,6962	0,2521	0,6962	0,2522	0
Carbono Pirolítico	PEUAMM	500	1500	20	0,7519	0,2549	0,7514	0,2554	0
Carbono Pirolítico	PTFE	500	1500	20	0,7514	0,2552	0,7509	0,2522	0,0035
PEUAMM	PEUAMM	500	1500	20	0,2336	0,255	0,234	0,2548	0
Zircônia	PEUAMM	500	1500	20	1,648	0,2548	1,6478	0,2552	0
PEUAMM	PEUAMM	1000	1500	10	0,234	0,2548	0,2342	0,2546	0
PEUAMM	PEUAMM	1000	1500	60	0,2342	0,2546	0,234	0,2544	0

Para a maioria dos testes, o desgaste foi insignificante, por isso, foi realizado um teste com os mesmos parâmetros de teste anteriores (penúltimo da tabela 6.1). Em teste anteriores utilizando o mancal e eixo do rotor em PEUAMM, observou-se um desgaste de 0,0564 g (BOCK, 2007). No último teste o mancal e eixo do rotor em PEUAMM, permaneceram por 60 min. em contato ininterrupto e os materiais continuaram não apresentando desgastes. A resolução da balança é de 1 mg, ao dividir este valor pela metade temos que a incerteza de medida é igual a 0,05 mg.

7. Conclusões

A elaboração do projeto mecânico em um programa computacional de Desenho Técnico Tridimensional Auxiliado pelo Computador (CAD 3D) mostrou-se uma solução segura para visualização e dimensionamento do equipamento final, sendo realizadas poucas modificações durante sua construção.

Após a calibração da célula de carga, notou-se a precisão do sistema integrado com o arduíno, por meio de comparação dos pesos calibrados de uma balança de precisão, sendo essencial para o ajuste da força de contato entre o mancal e o eixo do rotor da BSCI.

O ajuste da velocidade do motor por meio do inversor de frequência torna a BEAD flexível para realização de testes simulando várias situações de funcionamento da BSCI.

O sistema de bombeamento de um fluido, simulando a passagem do sangue entre o mancal e o eixo do rotor, aproxima ainda mais os testes do que acontece com a BSCI em funcionamento.

Inicialmente, os testes foram feitos com uma carga de 500 g em um tempo de 20 min, posteriormente com uma carga de 1 kg no tempo de 10 min e finalmente com a carga de 1 kg no tempo de 60 min. Os testes na BEAD foram feitos com três situações diferentes pelo fato de não apresentar desgaste dos materiais.

A BEAD é prática e confiável por ter o ajuste das variáveis de velocidade e força de contato em um único equipamento, além de contar com sistema de bombeamento simulando a passagem do sangue entre o mancal e eixo do rotor da BSCI.

8. Sugestões para trabalhos futuros

Como sugestões para trabalhos futuros, o grupo de Pesquisa em Bioengenharia e Biomateriais do IFSP pretende adaptar o sensor de vibração para verificar a influência no desgaste dos materiais e estudar métodos de amortecimentos para reduzir a vibração.

Outra melhoria na alavanca é a adaptação de um sistema pneumático, ou motorizado, para automatizar o ajuste da força de contato entre as peças testadas.

Em contato com o grupo de pesquisas da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, espera-se elaborar um sistema supervisor permitindo o controle de todas as variáveis do processo e o levantamento de parâmetros intrínsecos ao estudo de Desgaste e Vibração dos mancais de apoio.

Outras opções são, automatizar a força de contato em função da velocidade do motor, e testar um sistema pulsátil de 2 Hz de variação na aplicação da força.

9. Referências

AVIA SEMICONDUCTOR, HX711 24-Bit Analog-to-Digital Converter (ADC) for Weigh Scales. Disponível em: <http://www.aviaic.com/UploadFile/hx711_brief_en.pdf>. Acesso em: 22 fevereiro 2016.

ASAMA, Junichi *et al.* A Design Consideration of a Novel Bearingless Disk Motor for Artificial Hearts. **Energy Conversion Congress and Exposition ECCE**, IEEE.p. 1693-1699, 2009.

BOCK, Eduardo Guy Perpétuo *et al.* A New Concept of Centrifugal Blood Pump Using Pivot Bearing System. In: III TMSI Technology Meets Surgery International, ABCM Associação Brasileira de Engenharia e Ciências Mecânicas, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo USP, São Paulo, 2005.

BOCK, Eduardo Guy Perpétuo. **Projeto, Construção e Testes de Desempenho “In Vitro” de uma Bomba de Sangue Centrífuga Implantável**. 2007. 126p. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas

BOCK, Eduardo *et al.* New Centrifugal Blood Pump With Dual Impeller and Double Pivot Bearing System: Wear Evaluation in Bearing System, Performance Tests, and Preliminary Hemolysis Tests. **Artificial Organs**. v.32, n.4, p.329-333, 2008.

BOCK, Eduardo Guy Perpétuo. **Projeto, Construção e Testes de um Dispositivo de Assistência Ventricular: Bomba de Sangue Centrífuga Implantável**. 2011. 153p. Tese (Doutorado) - Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas.

BOCK, Eduardo *et al.* Implantable Centrifugal Blood Pump With Dual Impeller and Double Pivot Bearing System: Electromechanical Actuator, Prototyping, and Anatomical Studies. **Artificial Organs**. v.35, n.5, p.437-442, 2011.

BOCK, Eduardo *et al.* Introductory Tests to In Vivo Evaluation: Magnetic Coupling Influence in Motor Controller. **ASAIO Journal**. V.57, n.5, p.462-465, 2011.

BOLTON, William. **Instrumentação & Controle**. Curitiba. Editora Hemus.2012. 197p.

CHENG, Shabao *et al.* Optimization of a hybrid magnetic bearing for a magnetically levitated blood pump via 3-D FEA. **Journal Mechatronics**, Elsevier Science. Rochester Institute of Technology, Rochester, NY 14623, USA, 2011.

FIALHO, Arivelto Bustamante. **Instrumentação Industrial: Conceitos Aplicações e Análises**. 4ª edição. São Paulo. Editora Érica Ltda. 2013.

FIORELLI, Alfredo Inácio *et al.* Assistência circulatória mecânica: porque e quando. **Revista de Medicina** (São Paulo). v.87, n.1, pp.1-15, 2008.

FRANCHI, Claiton Moro. **Acionamentos elétricos** /. 4. ed. São Paulo: Érica, 2008. 250 p.

GREATREX, Nicholas A. *et al.* Axial Magnetic Bearing Development for the BiVACOR Rotary BiVAD/TAH. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 57, n. 3, março 2010.

INMETRO. Laboratório de Biomateriais e Tribologia (Labit). Disponível em: <<http://www.inmetro.gov.br/metcientifica/materiais/labit.asp>>. Acesso em: 19 abril 2016.

KOSAKA, Toru Yada Ryo *et al.* Improvement of Hemolysis in a Centrifugal Blood Pump with Hydrodynamic Bearings and Semi-Open Impeller. In: 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS Lyon. France, August 26-26, 2007.

KOSAKA, Toru Yada Ryo *et al.* Improvement of Hemocompatibility for Hydrodynamic Levitation Centrifugal Pump by Optimizing Step Bearings. In: 33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS Boston, Massachusetts USA, August 30 - September 3, 2011.

KUMAR, VINAY *et al.* Robbins Patologia Básica. 8ª Edição. Elsevier Brasil, pg. 462-466, 2008.

MCROBERTS, Michael. **Arduíno Básico**. São Paulo. Editora Novatec Ltda. 2011, 453p.

NOGUEIRA, Patrícia Resende; RASSI, Salvador; CORRÊA, Krislainy de Sousa. Perfil Epidemiológico, Clínico e Terapêutico da Insuficiência Cardíaca em Hospital Terciário. **Artigo Original, SBC – Sociedade Brasileira de Cardiologia**. - Universidade Federal de Goiás, Goiás. 2010.

NONAKA, Kenji *et al.* Development of the Baylor Gyro Permanently Implantable Centrifugal Blood Pump as a Biventricular Assist Device. **Artificial Organs**. v.25, n.9, p.675-682, 2001.

NOSÉ, Yuikihiko *et al.* Development of Rotary Blood Pump Technology: Past, Present, and Future. **Artificial Organs**, v.24, n.8, p.412, 2000.

NOSÉ, Yukihiro; FORUKAWA, Kojiro. Current status of the Gyro centrifugal blood pump – development of the Permanently Implantable centrifugal blood pump as a biventricular assist device (NEDO Project). **Artificial Organs**, v.28, n.10, p.953-958, 2004.

NAN, Pai Chi; SHINSHI, Tadahiko. Fault-tolerant strategies for an implantable centrifugal blood pump using a radially controlled magnetic bearing. **Medical Engineering & Physics**, Elsevier, v.33, p.906-915, 2011.

RADI, Polyana Alves; SANTOS, Lúcia Vieira; BONETTI, Luiz Francisco; AIROLDI, Vladimir J. Trava. Tribologia, conceitos e aplicações. Anais do 13º Encontro de Iniciação Científica e Pós-Graduação do ITA - Anais XIII ENCITA, São José dos Campos, SP. 2007.

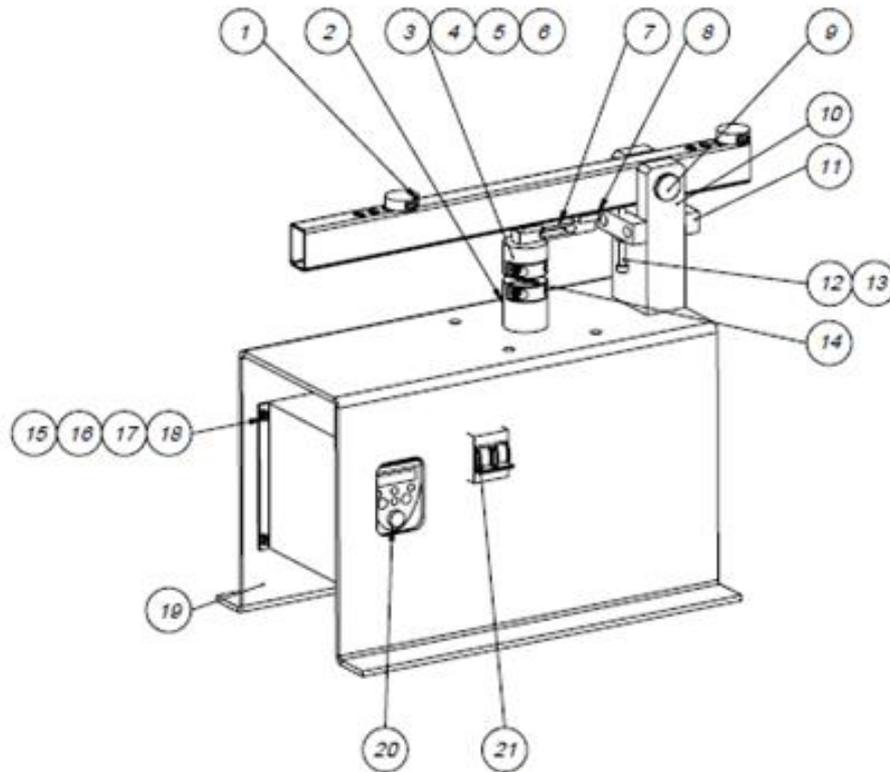
THOMAZINI, Daniel; ALBUQUERQUE, Pedro Urbano Braga. **Sensores Industriais: Fundamentos e aplicações**. 8ª edição. São Paulo. Editora Érica Ltda. 2011.

TSUKUI, Hiroyuki *et al.* Biventricular Assist Device Utilization for Patients with Morbid Congestive Heart Failure A Justifiable Strategy. **Circulation**, v. 112, p.1-65-1-72, V.112, 2005.

UEBELHART, Beatriz *et al.* Study of a Centrifugal Blood Pump in a Mock Loop System. **Artificial Organs**. v.37, n.11, p.946-949, 2013.

WOODS, Susan L.; FROELICHER, Erika S. Silvaranjan; MOTZER, Sandra Underhill. **Enfermagem em Cardiologia**. 4ª edição. São Paulo. Editora Manole Ltda. 2000.

APÊNDICE A – Desenho de montagem da Bancada de Teste



23	1	BT14	CORPO DE PROVA MACHO	CONF. DESENHO	Materiai «n3o especificado»							
22	1	T1_RIGHT										
21	1	CO-006.00.044	MINI DISJUNTOR BIPOLAR	C60H C6 30KA 220V 15KA 400V	REF.: SCHNEIDER 24985							
20	1	CO-002.00.023	INVERSOR DE FREQUENCIA	1 CV 220 V MONOFASICO	REF.: SCHNEIDER ATV11HU18M2A							
19	1	BT01	BASE	CONF. DESENHO	AIGI 1020							
18	4	CO-021.00.204	PARAFUSO CAB. CILINDRICA C/ SEXT. INT.	M6 x 16 / DIN 912								
17	4	CO-023.00.010	ARRUELA LIDA	M6 / DIN 128 - A	-							
16	4	CO-022.00.004	PORCA SEXTAVADA	M6 / DIN 934								
15	4	CO-023.00.036	ARRUELA DE PRESSAO	M6 / DIN 127	-							
14	1	BT13	CORPO DE PROVA FEMEA	CONF. DESENHO	Materiai «n3o especificado»							
13	2	CO-022.00.005	PORCA SEXTAVADA	M6 / DIN 934	SAE 1020							
12	2	CO-021.00.247	PARAF. CAB. CILIND. C/ SEXT. INT.	M6 x 60 / DIN 912	SAE 1020							
11	2	BT34	TOP	CONF. DESENHO	SAE 1020							
10	1	BT22	SUPORTE DA ALAVANCA	CONF. DESENHO	SAE 1020							
9	1	BT26	PINO	CONF. DESENHO	SAE 1020							
8	1	BT08	ALAVANCA	CONF. DESENHO	SAE 1020							
7	1	BT32	CELULA DE CARGA	CONF. DESENHO	Materiai «n3o especificado»							
6	4	CO-021.00.112	PARAF. CAB. CILIND. C/ SEXT. INT.	M4 x 20 / DIN 912	SAE 1020							
5	4	CO-023.00.035	ARRUELA DE PRESSAO	M4 / DIN 127	SAE 1070							
4	2	BT12	TAMPA DO SUPORTE	CONF. DESENHO	SAE 1020							
3	1	BT09	SUPORTE SUPERIOR DO CORPO DE PROVA	CONF. DESENHO	SAE 1020							
2	1	BT03	SUPORTE INFERIOR DO CORPO DE PROVA	CONF. DESENHO	SAE 1020							
1	2	BT11	CONTRA-PESO	CONF. DESENHO	SAE 1020							
		Fos. Qtd.	Código	Denominação	Dimensões	Materiai						
Material: -		Dimensões		Peso Líquido:								
		CONF. DESENHO		kg								
MEDIDAS SEM TOLERANCIA GRAS E MEFOS (ADO MHOE)		MEDIDAS SEM TOLERANCIA DIN 7188 GRAU MEDIO				Desenhista	Nome	Data				
10	>10	>50	>100	>1000	>2000	Arbano	-	-				
1/10	1/20	1/100	1/500	1/1000	1/2000	Approvado	-	-				
8 1°	8 30'	8 30'	8 10'	8 0,1	8 0,2	8 0,3	8 0,5	8 0,8	8 1,2	8 2,0	1:4	1 de 1
IFOP-CÃO PAULO		Denominação:		BT02		NF desenho:						

APÊNDICE B - Trabalhos publicados pelo autor, oriundos da pesquisa realizada

“Automação de Aquecedor e Transporte de Molde para o Braço Giratório de uma Centrifugadora para Fundição de Biomateriais” MARQUES JÚNIOR, A. L. BOCK, E. G. P. In: III 3º Workshop de Biomateriais, Engenharia de Tecidos e Órgãos Artificiais, SLABO Sociedade Latino Americana de Órgãos Artificiais e Biomateriais e Engenharia de Tecidos, Vinã del Mar, Chile, 26 a 28 de setembro de 2013.

“Bancada Para Realizar Teste de Resistência ao Atrito de Biomaterias Utilizados em uma Bomba de Sangue Centrífuga Implantável”. MARQUES Jr., A.; SOBRINHO, J.; Araki, S.; ANDRADE, A.; BOCK, E. In: IV Simpósio de Dispositivos de Assistência Ventricular e Coração Artificial, Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia, São Paulo, 25 de setembro de 2015.

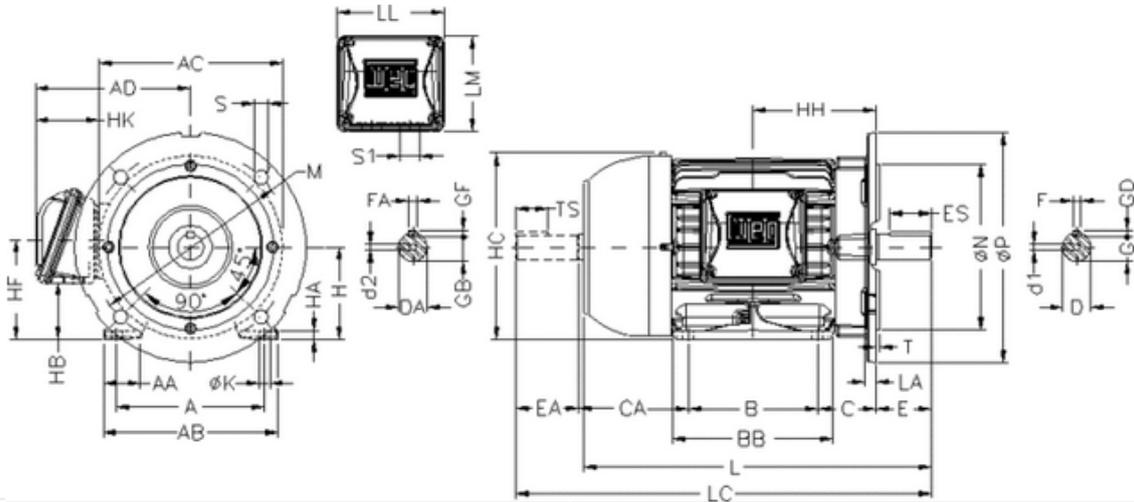
“Reliability study of a conceived workbench to perform friction tests under controlled conditions” MARQUES JÚNIOR., A.; SOBRINHO, J.; Araki, S.; ANDRADE, A.; BOCK, E. In: 23º International Congresso of Mechanical Engineering, Rio de Janeiro, 06 a 11 de dezembro de 2015.

ANEXO A – Data sheet do motor**Características**

- Carcaça: **71**
- Potência: **1 HP**
- Frequência: **60 Hz**
- Polos: **2**
- Rotação nominal: **3420**
- Escorregamento: **5,00 %**
- Tensão nominal: **220/380 V**
- Corrente nominal: **2,91/1,68 A**
- Corrente de partida: **19,2/11,1 A**
- I_p / I_n : **6,6**
- Corrente a vazio: **1,55/0,897 A**
- Conjugado nominal: **2,10 Nm**
- Conjugado de partida: **330 %**
- Conjugado máximo: **330 %**
- Categoria: **N**
- Classe de isolamento: **F**
- Elevação de Temperatura: **80 K**
- Tempo de Rotor Bloqueado: **15 s (quente)**
- Fator de serviço: **1,15**
- Regime de serviço: **S1**
- Temperatura Ambiente: **-20°C – +40°C**
- Altitude: **1000 m**
- Proteção: **IP55**
- Massa aproximada: **9 kg**
- Momento de inércia: **0,00047 kgm²**
- Nível de ruído: **60 dB(A)**

Características elétricas

Flange **FF-130** Pés **Sim** Caixa (vista do eixo) **à esquerda**



A	AA	AB	AC	AD	B	BB	C	CA	D	E
112	28.5	132	141	131	90	113.5	45	88	14,8	30
ES	F	G	GD	DA	EA	TS	FA	GB	GF	H
18	5	11	5	11,8	23	14	4	8.5	4	71
HA	HB	HC	HF	HH	HK	K	L	LC	LL	LM
7	33	145	78	90	59	7	248	278	108.5	99
S1				d1			d2			
RWG 1/2"				A 3,15			A 3,15			

Flange	LA	M	N	P	T	S	Angle	Holes
FF-130	9	130	110	160	3.5	10	45°	4

	Dianteiro	Traseiro
Rolamento	6202 ZZ	6202 ZZ
Intervalo de lubrificação	--	--
Quantidade de Graxa	--	--

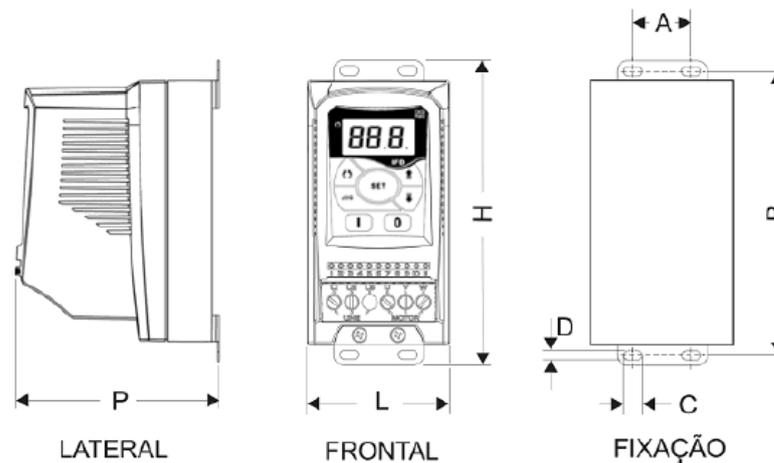
Características mecânicas

ANEXO B – Data sheet do inversor de frequência

CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS

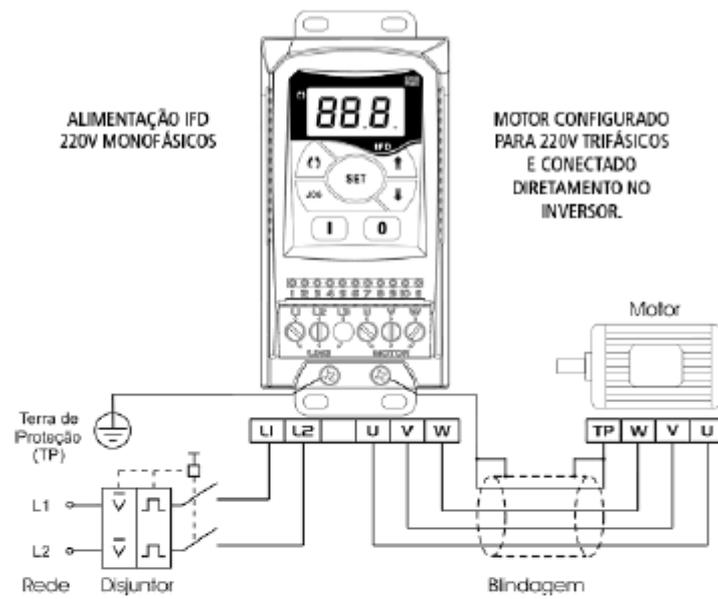
Motor máximo recomendado	IFD05: 0.5 cv,	IFD10: 1.0 cv,	IFD15: 1.5cv,	IFD20: 2.0 cv
Corrente Nominal de Saída (Inom)	IFD05: 2.6A,	IFD10: 4.0A,	IFD10: 5.0A,	IFD20: 7.3A
Corrente Máxima	IFD05: 3.9A,	IFD10: 6.0A,	IFD10:7.5A,	IFD20: 11.0A
Corrente Máxima de Entrada	IFD05: 5.7A,	IFD10: 8.8A,	IFD10: 12.0A,	IFD20:14.0A
Tensão de entrada	200 a 240 Vca (-15%, +10%)			
Frequência de Entrada	50/60Hz (±2%)			
Frequência de Saída	0 a 300 Hz			
Frequência de Chaveamento	5, 10 ou 15 kHz (configurável)			
Tipo de Controle	Escalar V/F, PWM Senoidal (com Injeção de 3ª Harmônica)			
Grau de proteção	IP20			
Temperatura de Operação	0 a + 50°C			
Umidade Relativa	5 a 90% (Sem Condensação)			
Entrada Analógica	1 Entrada 0 a + 10Vcc			
Entrada Digital	4 Entradas Digitais Opto isoladas			
Saída a Relé	1 Contato Reversível NA/NF (10A /110Vca ou 7A/ 220Vca)			

DIMENSÕES



Modelo	Dimensões (mm)			Dimensões da Base de fixação (mm)			
	Largura L	Altura H	Profundidade P	A	B	C	D
IFD 05 (2.6A/ 200-240 V)	75	163	115	31	151	10	5
IFD 10 - 15 - 20 (4.0A/ 200-240 V)	75	176	144	29	166	10	5

Características elétricas e mecânicas do inversor de frequência



Para o correto funcionamento e segurança do inversor deve-se obrigatoriamente aterr -lo através dos parafusos localizados na parte inferior do dissipador.

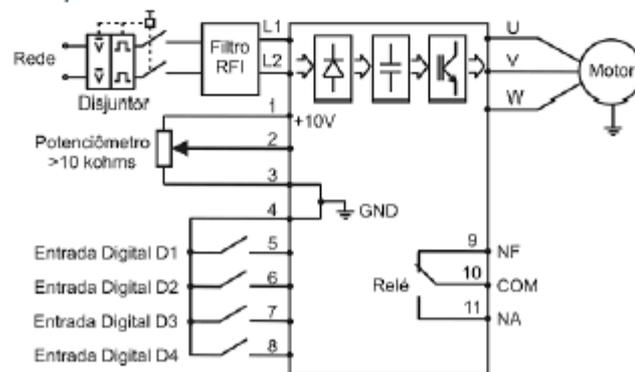


Diagrama de liga o do inversor de frequência

ANEXO C – Data sheet da célula de carga



Nome do produto	célula de carga
carga Nominal	1 kg / £ 2,2
saída avaliado	1 mV / V
Zero saída	0,05 % F.S
No geral Precision	0,02 % F.S
Precision Temperatura	0,02 % F.S
Trabalho temperatura	-10 & Deg ; C ~ 50 & deg ; C
Compensada Faixa de temperatura	-10 & Deg ; C ~ +40 & deg ; C
Sobrecarga de segurança	150 %
Recomende Tensão de Excitação	10V DC
Max Excitação Voltagem	15V DC
Tamanho Total	80 x 13 x 12mm / 3.1 & quot; x 0.5 & quot; x 0,47 & quot; (L * W * T)
Thead diâmetro do furo	3.5mm / 0,138 & quot; 4,3 milímetros / 0,169 & quot;
Comprimento do Cabo	230 milímetros / 9 "
materiais	liga de alumínio
Cor	tom de prata
peso	29g
Conteúdo da Embalagem	1 x Load Cell

Características elétricas e mecânicas da célula de carga

ANEXO D – Data sheet do Arduíno



Brand	No
Model	UNO R3
Quantity	1
Color	Black + blue
Material	Heavy gold plate
Features	Using ATmega 16U2 microcontroller
Specification	Micro controller: ATmega328, Operating Voltage: 5V, Input Voltage (recommended): 7-12V, Input Voltage (limits): 6-20V, Digital I/O Pins: 14 (of which 6 provide PWM output), Analog Input Pins: 6, DC Current per I/O Pin: 40 mA, DC Current for 3.3V Pin: 50 mA, Flash Memory: 32 KB (ATmega328) of which 0.5 KB used by bootloader, SRAM: 2 KB (ATmega328), EEPROM: 1 KB (ATmega328), Clock Speed: 16MHz
Application	Learning board; development board
English Manual/Spec	http://arduino.cc/en/Main/Software
Other	Stitching changes: beside the AREF sutural are two extra I2C pins (SDA and SCL which are copy of Analog 4 and 5, not additional I2C interface). Beside the RESET also are two extra pins, one is IOREF which supports the extension board stand load voltage. The stitching just shows extension board the current on-board voltage. The other one is backup placeholder pins. The RESET circuit is more stable. RESET button position is changed, and moved to near the USB interface of voids, which is more convenient. ATmega16U2 replaced 8U2, but it does not mean that the 16k flash of R3 can make your code run faster. This upgrade works to the USB interface chip, which enables UNO simulate USB HID in theory, such as MIDI/Joystick/Keyboard.
Packing List	1 x Development board 1x USB cable (61cm)

Dimensions: 2.72 in x 2.09 in x 0.55 in (6.9 cm x 5.3 cm x 1.4 cm)
 Weight: 0.95 oz (27 g)