

CLEBER AKIRA OKAMOTO  
EDUARDO TETSUO AMEKU

PROJETO E CONSTRUÇÃO DE VÁLVULA ATIVA PARA BANCADA  
CARDIOVASCULAR

São Paulo  
2013

CLEBER AKIRA OKAMOTO  
EDUARDO TETSUO AMEKU

PROJETO E CONSTRUÇÃO DE VÁLVULA ATIVA PARA BANCADA  
CARDIOVASCULAR

Dissertação apresentada à Escola  
Politécnica da Universidade de São  
Paulo para obtenção do título de  
Graduação em Engenharia Mecatrônica

São Paulo  
2013



**Ameku, Eduardo Tetsuo**

**Projeto e construção de válvula ativa para bancada cardiovascular / E.T. Ameku, C.A. Okamoto. – São Paulo, 2013.  
135 p.**

**Trabalho de Formatura - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos.**

**1. Válvulas cardíacas 2. Cardiologia 3. Eletromagnetismo 4. Sensores biomédicos I. Okamoto, Cleber Akira II. Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos III. t.**



CLEBER AKIRA OKAMOTO  
EDUARDO TETSUO AMEKU

PROJETO E CONSTRUÇÃO DE VÁLVULA ATIVA PARA BANCADA  
CARDIOVASCULAR

Dissertação apresentada à Escola  
Politécnica da Universidade de São  
Paulo para obtenção do título de  
Graduação em Engenharia Mecatrônica

Área de Concentração:  
Engenharia Mecatrônica

Orientador: Prof. Dr. Newton Maruyama  
Prof. Dr. Oswaldo Horikawa

São Paulo  
2013

OKAMOTO, C.A. AMEKU, E.T. **Projeto e construção de válvula ativa para bancada cardiovascular.** São Paulo. 2013. Graduação Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2013.

À minha família e amigos, por todo  
o apoio e incentivo ao longo desses anos.

Cleber Okamoto

Aos meus familiares, amigos e  
colegas.

Eduardo Tetsuo Ameku

## **AGRADECIMENTOS**

Ao professor Newton por todo auxílio prestado durante a execução do projeto.

Ao professor Oswaldo Horikawa, pelas ideias sempre criativas e pelos componentes compartilhados ao longo do ano.

A todos os engenheiros e médicos do Instituto Dante Pazzanese, pelo apoio dado às duplas envolvidas em projetos relacionados a sistemas cardiovasculares.

Ao Douglas do laboratório de sistemas embarcados, pelas ideias e ensinamentos.

Aos técnicos do departamento do PMR, pela prontidão e auxílio na fabricação do protótipo.

## RESUMO

Considerando-se que o mau funcionamento de válvulas cardíacas naturais e protéticas é a causa de diversos problemas como trombose (YOGANATHAN, et al., 2005) e sopro cardíaco (PRASANGA, et al., 2011), este trabalho tem como objetivo projetar um novo modelo de válvula ativa que possibilite estudar o mau funcionamento da válvula cardíaca biológica e os distúrbios no escoamento causados por válvulas passivas comuns em bancadas cardiovasculares. O princípio básico da válvula, idealizado pelo Prof. Dr. Oswaldo Horikawa (USP), é a força eletromagnética que surge entre um ímã natural e um pólo induzido pela passagem de corrente elétrica. O trabalho consiste em modelar e dimensionar o atuador eletromagnético, projetar um mecanismo conversor do movimento de rotação em movimento linear com amplificação de força, e projetar um circuito de potência que atenda aos requisitos de projeto. O trabalho é composto também por uma eletrônica embarcada responsável pela aquisição, tratamento e processamento de sinais, e por uma interface gráfica em display LCD touchscreen. Um circuito hidráulico experimental foi montado para a realização dos testes do protótipo frente aos requisitos.

**Palavras chave:** *Válvula Ativa, Sensoriamento, Bancada Cardiovascular, Atuador Eletromagnético.*

## **ABSTRACT**

Considering that the malfunctioning of natural and prosthetic heart valves is the cause of many problems such as thrombosis (YOGANATHAN, et al., 2005) and heart murmur (PRASANGA, et al., 2011), this study aims at designing a new model of an active valve that allows the study of the malfunctioning of biological heart valves and the disturbance in the blood flow caused by ordinary passive valves in mock circulatory systems. The basic principle of the valve, designed by Prof. Dr. Oswaldo Horikawa (USP) is the electromagnetic force that arises between a natural magnet and a pole induced by the passage of electric current. This study consists of modeling and sizing the electromagnetic actuator, designing a mechanism to convert rotational motion into linear motion with force amplification, and modeling a power circuit that meets the requirements of the project. This work also encompasses an embedded system responsible for acquiring, conditioning and processing signals, and a graphical interface on a LCD display touchscreen. A hydraulic circuit was assembled to test the prototype in respect to the requisites.

**KEYWORDS:** *Mock Circulatory System, Active Valve, Sensoring, Electromagnetic Actuator.*

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Exemplo de válvula Starr-Edwards. Retirado de (ATIENZA, 2012). .....	17
Figura 2 - Exemplo de válvula Bjork-Shiley. Retirado de (ATIENZA, 2012). .....	18
Figura 3 - Exemplo de válvula cardíaca StJude Medical (ATIENZA, 2012).....	18
Figura 4 - Modelo do coração humano. ....	20
Figura 5 - Experimento de força necessária para o fechamento completo da mangueira de silicone vazia. ....	21
Figura 6 - Modelo simplificado para cálculo da deformação imposta na mangueira.....	22
Figura 7 - Seção transversal do tubo de silicone no ponto de contato com a válvula. ....	23
Figura 8 - Mecanismo de válvula mitral ativa – primeira proposta.....	25
Figura 9 - Mecanismo de válvula ativa – segunda proposta.....	26
Figura 10 - Mecanismo de válvula mitral ativa – terceira proposta. ....	26
Figura 11 - Mecanismo de válvula mitral ativa – quarta proposta. ....	27
Figura 12 - Resultado da construção do primeiro protótipo. ....	31
Figura 13 - Sistema integrado da válvula aórtica ativa em blocos. ....	33
Figura 14 - Mecanismo Toggle de amplificação de força com atuador eletromagnético..	34
Figura 15 - Mecanismo planar articulado 6R1P com 1 gdl . ....	36
Figura 16 - Mecanismo de biela manivela.....	37
Figura 17 - Mecanismo de Grashof (4 barras).....	39
Figura 18 - Transmissão de esforços em três níveis: alavanca, grashof e biela manivela.	48
Figura 19 - Antes, válvula aberta (início da sístole).....	50
Figura 20 - Depois, válvula fechada (fim da sístole).....	50
Figura 21 - Medidas do protótipo construído pelo Prof. Oswaldo Horikawa (USP). ....	52
Figura 22 - Modelo do segundo protótipo em CAD.....	53
Figura 23 - Segundo protótipo em fase inicial.....	54
Figura 24 - Segundo protótipo em fase de integração e teste de acionamento.....	54
Figura 25 - Segundo protótipo em fase final de construção. ....	55
Figura 26 - Curva fechada da Lei de Ampère. Modificado de Halliday, 1996. ....	55
Figura 27 - Bobina helicoidal de fio compactada com curva fechada abcd na seção.....	56

Figura 28 - Diagrama da densidade de fluxo magnético (B) ao redor do ímã (axissimétrico). .....	59
Figura 29 - Diagrama da Intensidade de Campo Magnético (H) ao redor do ímã (axissimétrico). .....	60
Figura 30 - Dimensões da bobina para simulação MEF.....	60
Figura 31 - Diagrama da densidade de fluxo magnético (B) ao redor da bobina (axissimétrico). .....	61
Figura 32 - Diagrama da Intensidade de Campo Magnético (H) ao redor da bobina (axissimétrico) . .....	61
Figura 33 - Diagrama da densidade de fluxo magnético (B) ao redor da bobina (axissimétrico). .....	62
Figura 34 - Diagrama da Intensidade de Campo Magnético (H) ao redor da bobina (axissimétrico). .....	62
Figura 35 - Modelo do atuador discretizado.....	63
Figura 36 - Vista superior do atuador. ....	64
Figura 37 - Vista frontal do atuador. ....	64
Figura 38 - Direção do campo magnético dos ímãs. ....	65
Figura 39 - Modelo da bobina do atuador. ....	65
Figura 40 - Disposição do campo magnético no atuador. ....	66
Figura 41 - Primeira versão do atuador eletromagnético.....	66
Figura 42 - Segunda versão do atuador eletromagnético.....	67
Figura 43 - Atuador eletromagnético final com entreferro ajustável.....	67
Figura 44 - Enrolamento da bobina de fio de cobre esmaltado AWG30 com 700 espiras.	67
Figura 45 - Diagrama em blocos do circuito de potência. ....	68
Figura 46 - Instrumentação de bancada com o circuito de potência.....	69
Figura 47 - Placa conversora digital analógico.....	70
Figura 48 - Circuito de conversão de sinal para bipolar. ....	70
Figura 49 - Arquitetura geral do sistema eletrônico em módulos. ....	71
Figura 50 - Relação Tensão de saída x Pressão do sensor MPX2050. Datasheet. ....	72
Figura 51 - Sensor de pressão MPX2050 da Freescale Motorola. ....	72
Figura 52 - Esquema físico interno do sensor MPX2050.....	74



Figura 53 - Fluxograma do módulo de aquisição de pressão. ....	74
Figura 54 - Esquema elétrico interno ao AD620. ....	75
Figura 55 - Esquema elétrico do circuito de aquisição de pressão completo. ....	76
Figura 56 - Sensor de vazão de efeito Hall. ....	77
Figura 57 - Placa de aquisição e de acionamento. ....	78
Figura 58 - Microcontrolador ARM Cortex-M4F TM4C123G LaunchPad. ....	79
Figura 59 - Interface Homem-Máquina com touch. ....	80
Figura 60 - Diagrama do circuito hidráulico de testes. ....	82
Figura 61 - Componentes do circuito hidráulico. ....	83
Figura 62 - Posicionamento do encoder linear no batente da válvula. ....	84
Figura 63 - Sinal do encoder acoplado à válvula recebendo sinal de comando a 0,5 Hz. ....	85
Figura 64 - Sinal do encoder acoplado à válvula recebendo sinal de comando a 1 Hz. ....	85
Figura 65 - Sinal do encoder acoplado à válvula recebendo sinal de comando a 2 Hz. ....	85
Figura 66 - Sinal do encoder acoplado à válvula recebendo sinal de comando a 3 Hz. ....	86
Figura 67 - Sinal do encoder acoplado à válvula recebendo sinal de comando a 4 Hz. ....	86
Figura 68 - Gráfico comparativo entre comando e encoder. ....	87
Figura 69 - Força máxima aplicada pelo atuador. ....	87
Figura 70 - Corrente elétrica aplicada na bobina. ....	88
Figura 71 - Gráficos Vazão x Tempo para as três condições valvulares a 60 bpm ....	96
Figura 72 - Gráficos Pressão x Tempo para as três condições valvulares a 60 bpm ....	96
Figura 73 - Simplificação do modelo para o cálculo do torque. ....	101
Figura 74 - Modelo para o cálculo do atrito. ....	102
Figura 75 - Simulação cinemática do mecanismo de válvula. ....	104
Figura 76 - Primeiro protótipo da válvula ativa – Teste de amplitude de movimento. ....	105
Figura 77 - Servo motor FUTABA S3305. ....	106
Figura 78 - Sinal PWM para posicionamento do servo motor. ....	107
Figura 79 - Primeiro Protótipo da válvula aórtica ativa – Teste de força aplicada. ....	109
Figura 80 - Primeiro Protótipo da válvula aórtica ativa. ....	109

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Propriedades do tubo de silicone adquirido.	21
Tabela 2 - Arquivos do firmware, source e header do primeiro protótipo.	29
Tabela 3 - Arquivos do firmware, source e header do segundo protótipo.	29
Tabela 4 - Análise dos materiais para a construção da válvula	35
Tabela 5 - Resumo das equações cinemáticas do mecanismo Toggle.	47
Tabela 6 - Faixas de medições fisiológicas de pressão e vazão no ser humano. Retirado de (Carvalho, 2008).	72
Tabela 7 - Características técnicas do sensor MPX2050.	73
Tabela 8 - Comparativo de faixa de pressão requerida e possibilitado pelo sensor MPX2050.	73
Tabela 9 - Principais características do microcontrolador TM4C123G da família TIVA.	79
Tabela 10 - Frequências implementadas no gerenciamento de periféricos para o primeiro protótipo.	79
Tabela 11 - Frequências implementadas no gerenciamento de periféricos para o segundo protótipo.	80
Tabela 12 - Comparação de frequência de sinal de comando e frequência de resposta mecânica	84
Tabela 13 - Valores de Vazão e Pressão para as três condições valvulares testadas	96
Tabela 14 - Características técnicas do servo motor FUTABAS3305.	106
Tabela 15 - Relação Duty Cycle x Posição Angular do servo motor.	107



## SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	15
1.1	MOTIVAÇÃO .....	15
1.2	OBJETIVO .....	15
2	DESENVOLVIMENTO.....	17
2.1	CONTEXTO E ESTADO DA ARTE .....	17
2.2	METODOLOGIA DE PROJETO.....	19
2.3	VÁLVULAS CARDÍACAS BIOLÓGICAS .....	19
2.4	REQUISITOS DE PROJETO.....	20
2.4.1	Força .....	20
2.4.2	Frequência .....	24
2.5	SÍNTESE DE SOLUÇÕES .....	25
2.6	ESCOLHA DA SOLUÇÃO .....	27
2.7	SOFTWARE.....	28
2.7.1	CAD.....	28
2.7.2	Ambiente de programação embarcada .....	28
2.7.3	Software de modelagem eletromagnética.....	29
2.8	CONSTRUÇÃO DOS PROTÓTIPOS .....	30
2.8.1	Primeiro protótipo .....	30
2.8.2	Segundo Protótipo .....	31
2.8.2.1	Projeto Mecânico .....	34
2.8.2.2	Cálculo Cinemático.....	36
2.8.2.3	Transmissão de esforços .....	48
2.8.2.4	Dimensionamento .....	49
2.8.2.5	Modelagem CAD e Simulação Cinemática .....	53
2.8.2.6	Projeto Eletromagnético .....	55
2.8.2.7	Projeto Elétrico .....	68
2.8.2.8	Projeto Eletrônico .....	70

2.9	BANCADA DE TESTES .....	81
3	RESULTADOS .....	84
3.1	FREQUÊNCIA.....	84
3.2	FORÇA .....	87
3.3	PRESSÃO E VAZÃO PARA CASOS ANÔMALOS DE SAÚDE VALVULAR.....	88
3.3.1	Válvula saudável.....	89
3.3.2	Insuficiência valvular .....	91
3.3.3	Estenose valvular.....	93
4	DISCUSSÕES .....	95
5	CONCLUSÕES .....	98
6	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	100
7	APENDICE A – PRIMEIRO PROTÓTIPO .....	101
8	DESENHOS DE FABRICAÇÃO E CONJUNTO.....	110
9	APÊNDICE B - CÓDIGO FONTE .....	115



# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 Motivação

No campo da medicina geralmente é desejável praticar e testar um instrumento médico em ambiente simulado. Isso permite que novas técnicas sejam testadas, demonstradas e praticadas, assim como comparar o desempenho de diferentes equipamentos.

Já existem diversos estudos sobre bancadas cardiovasculares, como o trabalho de BAZAN, et al., 2011. Porém, a maior parte das bancadas desenvolvidas possuem como componentes válvulas passivas. Dessa forma, este estudo propõe um novo modelo de válvula ativa.

Há problemas que ocorrem quando a válvula cardíaca não é capaz de se fechar (insuficiência valvular) ou se abrir por completo (estenose valvular). Para que seja possível estudar esses casos, o novo modelo de válvula permitirá um ajuste de força e, conseqüentemente, de posição, ou seja, será possível simular situações de mau funcionamento da válvula fisiológica.

## 1.2 Objetivo

A proposta do trabalho é o projeto e construção de uma válvula ativa para o uso em bancadas cardiovasculares, incluindo seu modelo de aquisição, tratamento e processamento de sinais com interface embarcados. A portabilidade e independência introduzida pelo modelo facilitará a integração da válvula em bancadas diversas.

Para o projeto da válvula foi utilizado um protótipo idealizado pelo Prof. Oswaldo Horikawa (USP), porém este teve como função apenas estimar os torques e deslocamentos que o modelo é capaz de promover. A válvula foi projetada e dimensionada de acordo com fundamentações teóricas e simulações. O projeto da válvula foi dividido em cinco seções: eletromagnético, mecânico, elétrico e eletrônico. Estas seções serão desenvolvidas nos próximos itens.

O comportamento eletromagnético do atuador e o cálculo das forças envolvidas foram estudados através de um software de elementos finitos. Diagramas de Densidade de Campo Magnético e Intensidade de Campo Magnético também foram obtidos para facilitar a visualização do problema.

O projeto mecânico envolveu a idealização de um mecanismo capaz de converter o movimento angular do acionamento em movimento linear. O mecanismo deve conter também um sistema de amplificação de força.

O projeto eletroeletrônico envolveu o acionamento do atuador, a aquisição, o tratamento, o processamento dos sinais de pressão e vazão da bancada cardiovascular. Através da interface é possível selecionar a frequência cardíaca e o estado da válvula (saudável, insuficiência valvular ou estenose valvular).

Uma bancada hidráulica simplificada foi montada para a realização dos testes experimentais da válvula. O objetivo foi validar o protótipo frente aos requisitos do projeto.



## 2 DESENVOLVIMENTO

### 2.1 Contexto e Estado da Arte

O Instituto Dante Pazzanese, juntamente com a Fundação Adib Jatene de bioengenharia, mantém diversas linhas de pesquisa ligadas à cardiologia. Dentre elas o Coração Artificial Auxiliar, projeto realizado em parceria com diversas universidades.

O instituto já dispõe de um projeto de bancada de testes *in vitro*, a qual foi utilizada no projeto do coração artificial acima mencionado, simulando situações anormais de circulação. Desde o primeiro implante bem sucedido de uma válvula cardíaca protética quatro décadas atrás, mais de 50 tipos diferentes de válvulas mecânicas e bioprotéticas foram desenvolvidos (YOGANATHAN, et al., 2005).

As válvulas mecânicas são classificadas de acordo com a forma da sua parte móvel. Durante os últimos 50 anos, três tipos de próteses mecânicas têm sido usadas, as válvulas de bola, válvulas de disco pivotante, e válvulas de dois hemi-discos (CHIKWE, et al., 2013). As primeiras válvulas desenvolvidas foram as válvulas de bola, que ao se movimentarem ao longo de uma gaiola, promovem a abertura ou fechamento da via. O modelo mais utilizado é a válvula de Starr-Edwards, representado na figura a seguir.



**Figura 1. Exemplo de válvula Starr-Edwards. Retirado de (ATIENZA, 2012).**

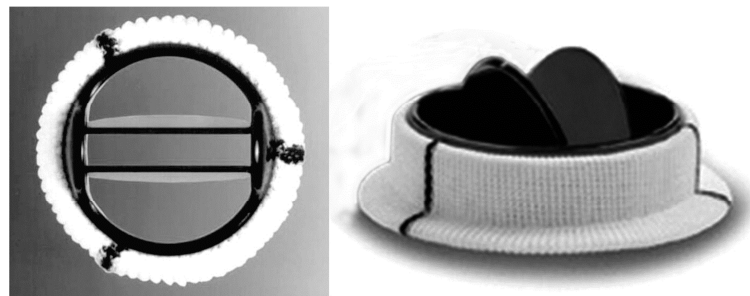
O baixo índice de falha mecânica é uma vantagem desse modelo, e o desgaste não é concentrado em apenas uma região, pois os pontos de contato variam conforme a esfera se move ao longo da gaiola. Há, contudo, um alto índice de tromboembolismo associado ao uso dessas válvulas, e um elevado gradiente pressórico transvalvular, por produzirem uma resistência ao fluxo sanguíneo devido à sua estrutura espessa (LEMOS, et al., 1992).

Um novo modelo que substituiria as válvulas de bola são as válvulas de disco pivotante. Elas consistem em um disco preso a um anel que, para abrir e fechar o orifício valvar, basculam a ângulos variáveis em relação ao plano do anel. As vantagens desse modelo são menores gradientes pressóricos transvalvulares e pouca turbulência. Os problemas associados às válvulas de disco são a formação de coágulo que pode impedir o movimento do disco e seu desempenho hemodinâmico abaixo do ideal em escoamentos turbulentos (CHIKWE, et al., 2013). O modelo mais popular de válvulas de disco é a válvula Bjork-Shiley.



**Figura 2. Exemplo de válvula Bjork-Shiley. Retirado de (ATIENZA, 2012).**

As válvulas protéticas mais utilizadas atualmente são as válvulas de dois hemi-discos. Os hemi-discos possuem dois encaixes laterais que permitem sua fixação no anel estrutural. Esse encaixe permite uma bascula de 75° a 85° durante a abertura da válvula. Há, portanto, três aberturas para a passagem do sangue. A área efetiva do orifício é maior, reduzindo o gradiente de pressão e a turbulência (LEMOS, et al., 1992). Essa nova geração de válvulas foi introduzida pela companhia StJude Medical, dedicada a desenvolver novas tecnologias para serviços médicos.



**Figura 3. Exemplo de válvula cardíaca StJude Medical. Retirado de (ATIENZA, 2012).**

## 2.2 Metodologia de projeto

Nesse capítulo será descrita, brevemente, a metodologia utilizada no desenvolvimento da válvula cardíaca. A metodologia foi proposta pelo professor Nicola Getschko, da USP.

Inicialmente analisou-se a necessidade, ou seja, qual o problema a ser resolvido. Posteriormente, foram definidos os parâmetros mais importantes sob os quais as soluções seriam analisadas. Ao quantificar os valores mínimos para tais parâmetros obtiveram-se os requisitos do projeto.

Na etapa seguinte, diversas possíveis soluções foram levantadas. Dentre as possibilidades apenas uma solução foi escolhida analisando-se as propostas juntamente com os requisitos de projeto. Escolhida a solução, foi necessário detalhar e modelar seu comportamento e seus componentes. Com essas informações foi possível definir um desenho de projeto.

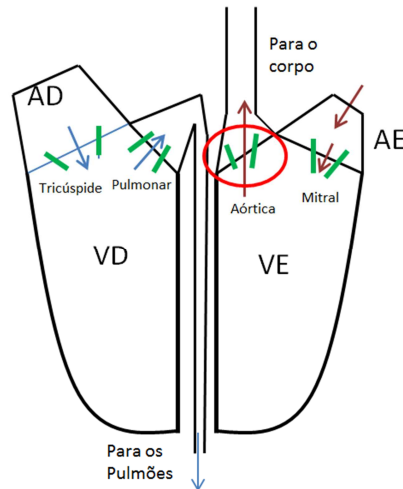
Com o desenho de projeto resultante da etapa anterior, um protótipo foi construído. Com esse protótipo foi possível verificar se a solução atendia aos requisitos de projeto. O protótipo também foi útil para refinar o modelo sob o qual foi construído. O processo foi então reiterado de forma a se atingir os requisitos de projeto.

## 2.3 Válvulas cardíacas biológicas

O coração humano é composto por dois átrios e dois ventrículos. Existem quatro tipos de válvulas no coração humano, detalhadas a seguir:

- Mítral ou bicúspide – Regula o fluxo sanguíneo entre o átrio e o ventrículo esquerdos.
- Tricúspide – Permite o fluxo sanguíneo entre o átrio e o ventrículo direitos.
- Aórtica – Regula o fluxo sanguíneo que sai do ventrículo esquerdo e vai em direção à aorta.
- Pulmonar - Regula o fluxo sanguíneo que sai do ventrículo direito e vai em direção aos pulmões.

O modelo do coração está representado na figura seguinte:



**Figura 4. Modelo do coração humano.**

O trabalho propõe um modelo para a válvula aórtica, pois acredita-se que esta seja mais relevante no controle do fluxo sanguíneo do que a válvula mitral. No corpo humano, a válvula aórtica é responsável por, em conjunto com a pulsação do ventrículo esquerdo acionada pelo miocárdio, regular a pressão arterial comumente utilizada como parâmetro de saúde.

Biologicamente, a válvula deve acompanhar a frequência de batimento do coração. Fazendo-se um paralelo, a frequência de acionamento da válvula mecânica deveria ser o suficiente para acompanhar a frequência da bomba pulsátil.

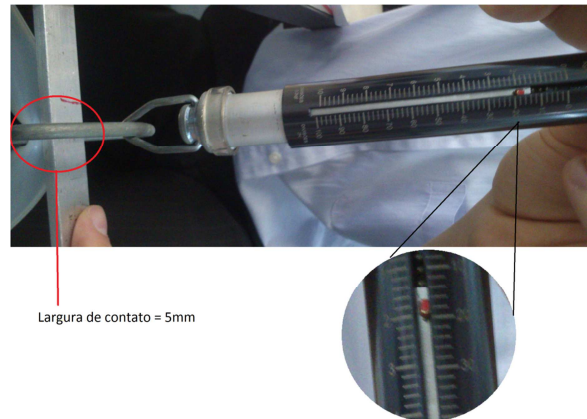
## **2.4 Requisitos de projeto**

### **2.4.1 Força**

A força total necessária é composta pela força devido à pressão interna do fluido, a força necessária para fechar a mangueira em vazio, e a força elástica residual devido às forças internas do fluido. Essa força elástica residual existe porque o fluido interno tenciona a mangueira, causando um leve aumento do diâmetro. O fluido atua semelhantemente a uma pré-carga.

Portanto, para analisar o requisito de força, é necessário considerar quatro principais fatores, a área de contato entre o atuador e a mangueira, a força necessária para fechar a mangueira em vazio, a pressão interna na mangueira e a elasticidade do material do qual ela é composta.

Experimentalmente, a força para fechar completamente a mangueira na ausência de fluido interno é 2N. O arranjo experimental utilizado está retratado na figura abaixo:



**Figura 5. Experimento de força necessária para o fechamento completo da mangueira de silicone vazia.**

**Tabela 1. Propriedades do tubo de silicone adquirido.**

Tubo de silicone	
Diâmetro interno	6 mm
Diâmetro externo	10 mm
Espessura	2 mm
Pressão interna máxima	250 mmHg

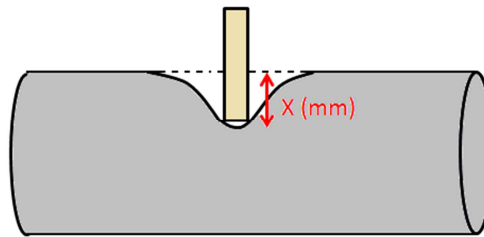
Conhecendo-se a pressão interna na mangueira, e multiplicando pela área de contato com o atuador, obtêm-se a força necessária para equilibrar a força devido à pressão interna do fluido.

Para estimar a força elástica residual, basta calcular a constante elástica do material, no caso, do silicone. Dessa maneira, não é necessário testar experimentalmente a força para cada pressão. O modelo inicial para o cálculo da constante elástica considerava a premissa de que cada valor de pressão provocaria um aumento diferente no diâmetro do tubo. Aproximando essa relação a uma equação linear, seria possível extrair o valor da constante elástica.

Porém, experimentalmente, verificou-se que diferentes pressões dentro da faixa de operação da válvula provocaram uma alteração imperceptível no diâmetro do tubo. Apenas

quando o tubo se encontrava vazio a passagem de fluido provocava uma variação em seu diâmetro, no entanto, nessas situações considerou-se que ainda não existia a força elástica residual, por isso não seria possível inferir o valor da sua constante.

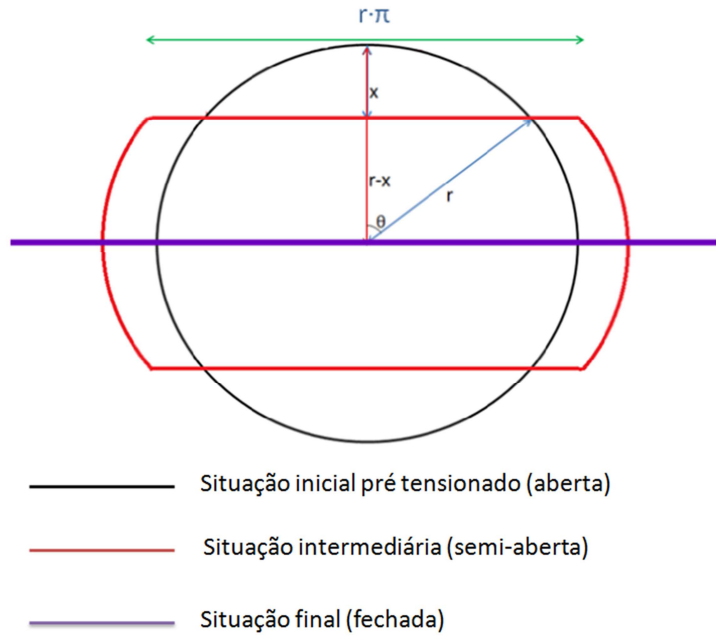
No cálculo do deslocamento utilizou-se um modelo simplificado. Ao invés de considerar o deslocamento como sendo a variação do perímetro do tubo, considerou-se o deslocamento vertical imposto ao tubo, a partir de sua configuração em vazio. Esse modelo está ilustrado na figura seguinte:



**Figura 6. Modelo simplificado para cálculo da deformação imposta na mangueira.**

Consciente de que a área de contato varia de acordo com o deslocamento linear do atuador, foi necessário calcular a área de contato em função desse deslocamento linear. Para realizar o cálculo, uma simplificação 2D foi proposta, resultando na figura a seguir. Assumiu-se que conforme o tubo é pressionado, suas extremidades se tornam planas, com um comprimento igual a  $C = \pi \times r$ . Para calcular o raio de esmagamento é necessário um cálculo trigonométrico:

$$\theta = \arccos\left(\frac{r-x}{r}\right), \text{ onde } x \text{ é o deslocamento linear, e } r \text{ é igual ao raio interno do tubo.}$$



**Figura 7. Seção transversal do tubo de silicone no ponto de contato com a válvula.**

Uma vez descrito como as forças são calculadas, analisou-se, separadamente, o máximo valor para cada uma dessas forças, para encontrar o requisito de força.

A máxima pressão de operação é de  $250 \text{ mmHg} = 33330,5 \text{ N/m}^2$ .

A máxima área de contato, no momento de fechamento total da válvula, é:

$$A_{contato} = \pi DL$$

Onde  $L = 3 \text{ mm}$  é a largura da área de contato. Portanto,

$$A_{contato} = \pi \times 6 \text{ mm} \times 3 \text{ mm} = 56.55 \text{ mm}^2 = 0,5655 \text{ cm}^2$$

A máxima deformação elástica é de  $3 \text{ mm}$  (raio interno do tubo). Portanto,

$$F_{elast,m\acute{a}x} = K_{elast} \times 0,003$$

A força total máxima para fechar a mangueira resulta em:

$$F_{m\acute{a}x} = A_{cont} \cdot P + F_0 + K_{el} \cdot x$$

Onde:

$A_{cont}$  = Área de contato interna do tubo com o embolo

P = Pressão interna no tubo

$F_0$  = Força necessária para fechar a mangueira em vazio

$K_{el}$  = Constante elástica do silicone

x = Deformação imposta na mangueira

Substituindo os valores conhecidos:

$$F_{máx} = 0,00005655m^2 \cdot \frac{33330,5N}{m^2} + 2N + K_{el} \cdot 0,003 = 3,88N + 0,003K_{el}$$

Portanto o requisito de força do protótipo é:

$$F_{min} \approx 3,88 N$$

Considerou-se a componente  $0,003K_{el}$  desprezível.

#### 2.4.2 Frequência

“A onda de pressão na artéria é aceita como sendo uma soma entre a onda de pressão incidente e uma série de ondas refletidas originárias dos sistemas periféricos.” (WANG, et al., 2013)

Analogamente considerou-se a possibilidade do sistema construído responder em frequências diferentes àquelas frequências impostas pela bomba, devido à interferência ou à reflexão do fluido no interior dos tubos. Consequentemente, a curva de pressão e de vazão poderiam conter harmônicos superiores à frequência de batimento cardíaco.

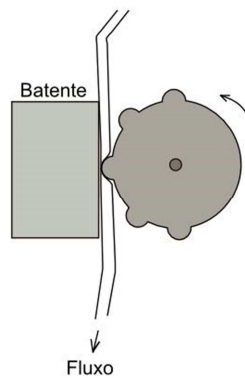
Considerando o valor médio de 60 batimentos por minuto, obtêm-se o valor de 1 Hz para a frequência de batimento do coração. E, considerando as harmônicas que podem se originar da ressonância nos vasos do sistema circulatório e nos órgãos, o requisito de frequência para a válvula resulta em  $Freq = 3 \times 1Hz = 3Hz$ .



$$freq_{min} = 3Hz$$

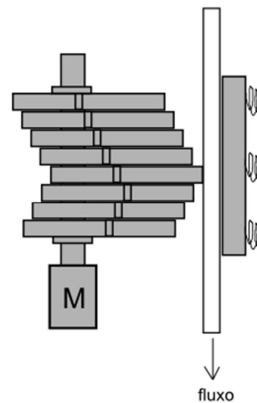
## 2.5 Síntese de Soluções

Cinco soluções foram propostas para o mecanismo da válvula. A primeira proposta consiste em um mecanismo rotativo com batente rígido. O tubo é pressionado em um ponto fixo e o seu esmagamento ocasiona a interrupção do fluxo.



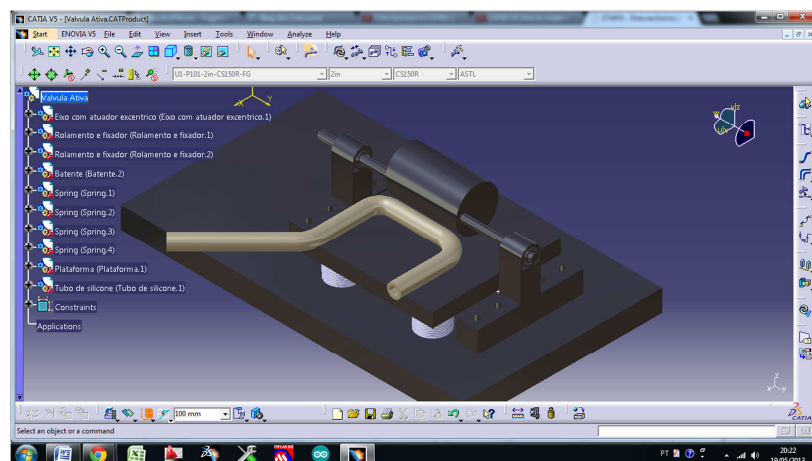
**Figura 8. Mecanismo de válvula mitral ativa – primeira proposta.**

A segunda proposta inclui um batente móvel e diversos pontos de esmagamento, o que traz maior precisão e confiabilidade ao fechamento do tubo. É composto de diversos discos excêntricos em um eixo acoplado ao atuador, dispostos de acordo com a figura abaixo. Este princípio é utilizado em bombas de infusão na área médica. Tanto a primeira como a segunda proposta são mecanismos utilizados para gerar fluxo. Por isso, apesar de servirem como uma válvula, as duas primeiras propostas foram descartadas por provocarem o movimento do fluido gerando um fluxo indesejável e causador de distúrbios na saída.



**Figura 9. Mecanismo de válvula ativa – segunda proposta.**

Baseado nesta configuração propõe-se a terceira solução, modelada em CAD. A diferença desta configuração para a proposta dois consiste na unificação dos discos excêntricos em um cilindro, garantindo uma área de contato maior e uniforme, não gerando grandes fluxos indesejáveis. Um motor é acoplado ao eixo solidário a um cilindro excêntrico. Este cilindro pressiona o tubo, disposto em um batente móvel, e ocasiona o seu fechamento. O batente é amortecido juntamente com o tubo por molas de compressão. A figura abaixo ilustra o seu mecanismo.



**Figura 10. Mecanismo de válvula mitral ativa – terceira proposta.**

A proposta número quatro consiste em um servo motor acoplado a um mecanismo de amplificação de força. Esse mecanismo, ilustrado na figura a seguir, é composto por quatro juntas de revolução e quatro braços (inclui a plataforma ou uma barra auxiliar fixa interligando P0 com P3). Os pontos P0 e P3 são fixados em uma plataforma, sendo a junta P0 acionada por motor. O ponto P2 é responsável por aplicar força e pressionar o tubo de silicone, fechando a via.

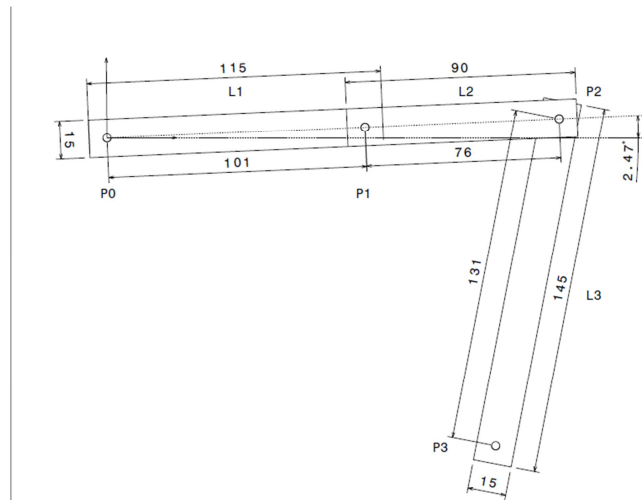


Figura 11. Mecanismo de válvula mitral ativa – quarta proposta.

## 2.6 Escolha da Solução

A primeira proposta, por possuir somente um ponto de esmagamento, é de difícil ajuste, dificultando o fechamento total da via. Além disso, o atrito entre o silicone da mangueira e o atuador circular pode aumentar consideravelmente o requisito de força.

A segunda alternativa facilita o fechamento total da mangueira por possuir múltiplos pontos de contato, porém como mencionado anteriormente, seu mecanismo acaba criando um fluxo indesejado ao ser acionado.

A terceira proposta, onde diversos discos são substituídos por um cilindro maciço, contorna o problema da geração de fluxo. Porém, a área de contato aumenta consideravelmente, agravando o problema do atrito e exigindo maiores torques do motor. Além disso, devido à sua geometria, o alinhamento da válvula deveria ser exato para que a mangueira não fosse deslocada ao invés de pressionada. Esse fato tornaria a construção do dispositivo mais complexo e poderia comprometer a estabilidade da válvula em funcionamento.

As três propostas anteriores incluíam um motor acoplado diretamente no atuador. Analisando-se os requisitos de força, notou-se que seria necessário um mecanismo de amplificação de força para que os requisitos fossem atendidos com uma maior margem de segurança.

Consequentemente, este estudo se restringiu à proposta quatro, por possuir um mecanismo de ampliação de força e de conversão de movimento, possibilitando uma rápida resposta mecânica. É necessário um pequeno movimento angular do acionamento para a abertura e fechamento total do tubo de silicone

## **2.7 Software**

### **2.7.1 CAD**

Os modelos mecânicos 3D dos componentes foram projetados na versão estudantil do CATIA v5 (Computer Aided Three-dimensional Interactive Application) da DassaltSystems. Software de CAD/CAM/CAE com recursos mais que suficientes para o projeto incluindo a simulação cinemática. Toda a documentação dos desenhos mecânicos segue os padrões de layout suportados pelos softwares fornecendo auxílio para a fabricação das peças.

### **2.7.2 Ambiente de programação embarcada**

A programação e o debug do firmware foram realizados no Code Composer Studio v5(CCS), um IDE (Integrated Development Environment) baseado no framework de código aberto do Eclipse, para processadores embarcados da Texas Instruments. Também foi utilizada a versão gratuita do IAR Embedded Workbench da IAR Systems, um IDE que inclui compilador C/C++ e debugger que suporta diversas famílias de processadores embarcados. A opção pelo CCS é devido ao tamanho de código ilimitado possível no desenvolvimento. O software IAR Embedded Workbench limita o tamanho para 32kB de código (sendo que o microprocessador utilizado possui 256kB de memória FLASH), porém este possui suporte técnico nacional mais acessível.

Toda a programação foi feita em linguagem C, sem sistema operacional, seguindo o padrão ANSI C para a devida documentação.

O firmware está dividido em source e header, e seu código fonte encontra-se no final deste trabalho:

**Tabela 2. Arquivos do firmware: source e header do primeiro protótipo.**

<b>Main.c</b>	Programa e interrupção principal
<b>SERVO.c / SERVO.h</b>	Funções de configuração de posicionamento do servo motor
<b>TCC_IHM.c / TCC_IHM.h</b>	Gerenciamento de comandos e telas gráficas
<b>TSC2007.c / TSC2007.h</b>	Funções de inicialização e determinação de coordenadas de input
<b>I2C_BUS.c / I2C_BUS.h</b>	Gerenciamento de master / slave por I2C
<b>ssd1963_8bit.c / ssd1963_8bit.h</b>	Gerenciamento do display

**Tabela 3. Arquivos do firmware: source e header do segundo protótipo.**

<b>Main.c</b>	Programa e interrupção principal, funções de aquisição, de tratamento e de acionamento
<b>IHM_TF.c / IHM_TF.h</b>	Gerenciamento de comandos, telas gráficas, display e touch screen

### 2.7.3 Software de modelagem eletromagnética

A modelagem magnética foi feita no software COMSOL Multiphysics v4.3, um software de elementos finitos desenvolvido para solucionar diversos fenômenos físicos simultaneamente.

A simulação se inicia com a definição do problema. Há diversos módulos que descrevem diferentes tipos de problemas, como por exemplo, o módulo de acústica ou transferência de calor. No caso, foi utilizado o modulo AC/DC para a resolução de campos magnéticos.

Em seguida, é necessário definir a geometria do problema, e o COMSOL já inclui uma interface gráfica e diversas ferramentas de desenho. Dessa forma é possível descrever a geometria do problema no próprio software, embora não seja muito prático.

Uma vez definida a geometria, é necessário definir o material de cada elemento. Existe uma biblioteca de materiais pré-definidos, de onde foram retirados os materiais: ar, PMMA e Ferro.

A próxima etapa consiste em definir as condições de contorno e os parâmetros impostos. Estes incluem, por exemplo, a direção do campo magnético de cada ímã e a intensidade e a direção de corrente na bobina.

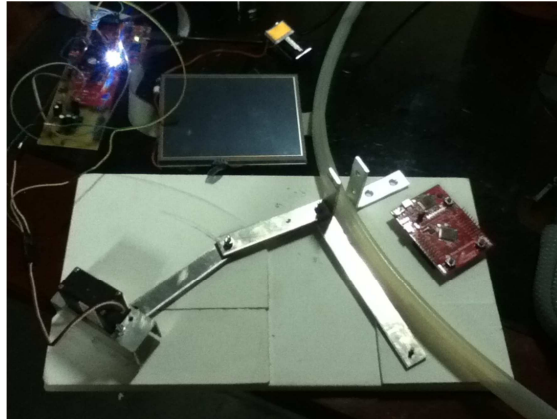
Uma discretização do modelo é necessária para resolver o problema, e pode ser feita através do módulo já integrado ao software. É possível definir o tamanho dos elementos em cada domínio para melhor se adequarem ao problema.

Após a resolução das equações em cada elemento, são gerados dados que podem ser analisados de diversas formas. Neste estudo escolheu-se analisar a forma do campo magnético, a força eletromagnética na bobina e o torque aplicado ao braço do acionamento.

## **2.8 Construção dos protótipos**

### **2.8.1 Primeiro protótipo**

O primeiro protótipo foi construído baseado na proposta número 4. Os detalhes do projeto e da construção do primeiro protótipo estão registrados no Apêndice A. O resultado está ilustrado na figura seguinte, retirada do Apêndice A.



**Figura 12. Resultado da construção do primeiro protótipo.**

O primeiro protótipo não foi aceito porque sua frequência de resposta estava muito próxima ao mínimo exigido. Além disso, o torque exigido estava próximo do máximo do servo motor. Houve também uma preocupação quanto à durabilidade do servo motor devido às altas frequências de operação.

Portanto, foi necessário projetar um novo modelo de válvula.

### **2.8.2 Segundo Protótipo**

O segundo protótipo foi construído de acordo com uma quinta proposta idealizada posteriormente à construção do primeiro protótipo. A proposta será apresentada juntamente com a arquitetura da válvula.

O projeto da válvula ativa é composto por quatro seções: eletromagnético, mecânico, elétrico e eletrônico. Neste capítulo será explicada cada seção de maneira sistemática e resumida. Nos próximos itens cada seção será detalhada com o projeto.

Uma forma comum de se acionar mecanismos é através do acionamento por motor elétrico. No projeto da válvula é necessário que o mecanismo abra e feche o tubo de silicone, que emula a artéria. Ou seja, é necessário gerar um movimento linear de amplitude igual ou maior ao diâmetro do tubo a partir do movimento angular do motor elétrico. Para tanto, seria necessário trabalhar com frações de rotação ou com poucas rotações no motor de maneira precisa, invertendo o sentido e cumprindo o requisito de frequência de resposta.

O motor de passo e o servo motor são motores que possuem realimentação de posição e caixa de redução, porém não se tem a liberdade de controlar a força aplicada devido à limitação de tensão elétrica para alimentação do circuito interno. Adicionalmente, seria necessária uma forma de transmitir os esforços ao acoplar o motor, o que aumentaria a carga mecânica e reduziria a eficiência.

Considerou-se a possibilidade de recriar o mecanismo interno semelhante a um motor elétrico a partir de ímãs naturais e um eletroímã, tendo assim maior eficiência energética e liberdade de manipulação dos parâmetros de projeto.

O atuador idealizado é composto por três partes: um arco, um eletroímã e uma alavanca. O arco é uma peça ferromagnética fixa, onde estão dispostos ímãs naturais, funcionando como o estator do motor. A escolha de manter os ímãs no estator baseia-se na necessidade de diminuir o momento de inércia do braço mecânico. Mantendo-se os ímãs no estator, é possível elevar sua quantidade sem aumentar o momento de inércia do mecanismo. O eletroímã é uma bobina móvel formada por fio de cobre esmaltado funcionando como o rotor. Por último, a alavanca é uma máquina simples de transmissão de esforços, na qual em uma de suas extremidades é fixado o eletroímã.

Os terminais da bobina são conectados a um circuito de potência capaz de inverter a corrente e amplificar a tensão. Esse circuito fornece a potência necessária para o funcionamento do sistema. Com a passagem de corrente, um fluxo de campo magnético é gerado dentro da bobina. Devido à presença dos ímãs naturais, surge uma força de atração ou repulsão na bobina que provoca o posicionamento da válvula. Com a inversão de corrente, o fluxo de campo magnético dentro da bobina muda de sentido e os pólos magnéticos do eletroímã se invertem. Essa contínua troca de polaridade é responsável pelo movimento da válvula.

A eletrônica embarcada é responsável por gerar os sinais de comando do sistema, tanto de inversão como de quantidade de corrente fornecida. O controle dos sinais é feito através de um sinal analógico com frequência igual à frequência de inversão necessária. A inversão é ajustada de acordo com a frequência cardíaca. Além do acionamento da válvula, a eletrônica envolve a aquisição e tratamento de dados de pressão e vazão vindos da bancada cardiovascular, e uma interface touch screen para auxiliar na análise dos dados e promover maior interação com o usuário.



A integração do sistema é descrita na figura abaixo.

O mecanismo deve transmitir a força magnética para o tubo de maneira eficiente transformando o movimento rotativo em linear. Inicialmente propôs-se um mecanismo de quatro barras (3 barras e plataforma) com amplificação de força e atestou-se o seu funcionamento através do primeiro protótipo construído. O modelo foi refinado com a adição de uma biela manivela, formando um mecanismo Toggle.

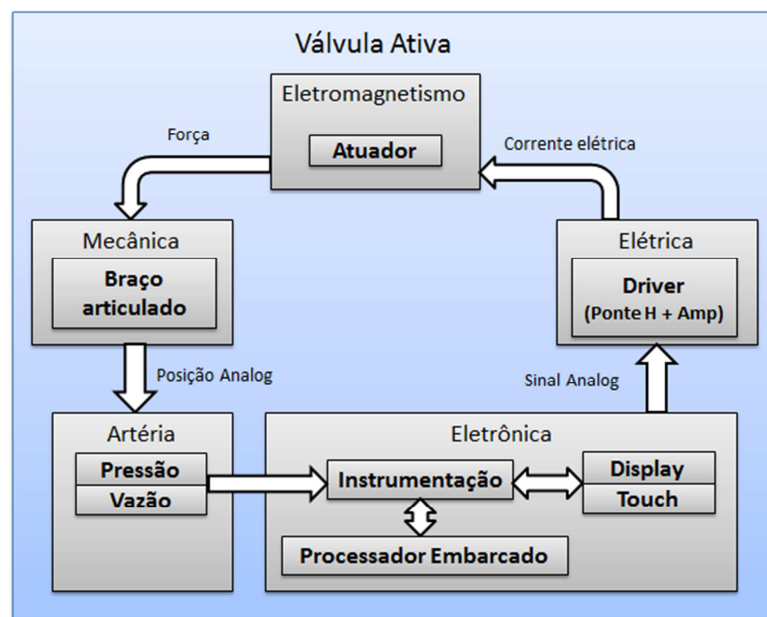


Figura 13. Sistema integrado da válvula aórtica ativa em blocos.

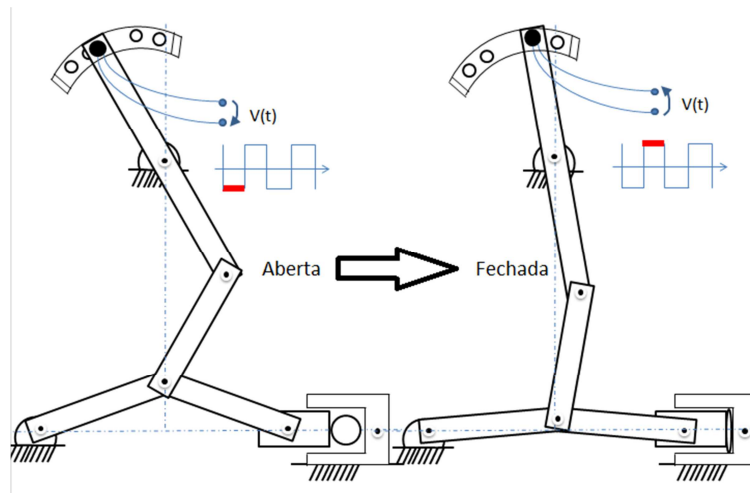


Figura 14. Mecanismo Toggle de amplificação de força com atuador eletromagnético.

#### 2.8.2.1 Projeto Mecânico

Para simular as propriedades mecânicas dos vasos sanguíneos, foi selecionado como material o silicone, extensamente utilizado em próteses por ser quimicamente inerte, inodoro, insípido, incolor, resistente à decomposição, por ser um ótimo isolante elétrico e por possuir longa vida útil. O silicone é um elastômero sintético que proporciona equilíbrio entre propriedades químicas, mecânicas e resistência térmica com resistência à ruptura e deformação permanente compatíveis com a aplicação neste projeto.

O material escolhido para a fabricação do mecanismo do segundo protótipo foi o acrílico, também chamado de PMMA. Os materiais analisados foram madeira, o ferro, o alumínio e o acrílico. A tabela comparativa dos critérios analisados está na Tabela 4. As células pintadas em verde representam características consideradas positivas para o projeto.

Uma baixa densidade é importante para diminuir o momento de inércia do mecanismo, que se torna um fator importante à medida que se opera em frequências mais altas.

Como o acionamento é baseado em forças eletromagnéticas, é importante isolar os fatores de interferência, e por isso o projeto priorizou o uso de materiais de baixa interferência magnética.

Considerando a possibilidade de aplicação do dispositivo no ambiente médico-hospitalar, é importante atentar para o aspecto estético do protótipo. O acrílico, por ser um material transparente, favorece a percepção de higiene.

O arco do estator, composto por duas placas de aço 1020, são separados e fixados por dois parafusos e porcas. Apesar dessa montagem não favorecer o aspecto estético do protótipo, ela o confere maior flexibilidade, onde se pode ajustar o entreferro e o comprimento da bobina.

Para a fixação do batente, do fixador, e do eixo de rotação do braço do acionamento foram usados parafusos de 8mm de diâmetro, por nessas regiões se concentrarem os maiores esforços. Para a fixação dos braços foram utilizados parafusos menores de 3mm de diâmetro, pois nessas regiões os esforços são divididos.

**Tabela 4. Análise dos materiais para a construção da válvula**

	<b>Acrílico</b>	<b>Ferro</b>	<b>Alumínio</b>	<b>Madeira</b>
<b>Durabilidade</b>	Alta	Alta	Alta	Baixa
<b>Densidade</b>	Baixa	Alta	Média	Baixa
<b>Interferência magnético</b>	Baixa	Alta	Baixa	Baixa
<b>Estética</b>	Alta	Média	Alta	Baixa
<b>Facilidade de usinagem</b>	Alta	Baixa	Média	Alta

Através do estudo do primeiro protótipo concluiu-se que o requisito de força não era cumprido integralmente. Um novo modelo foi adotado onde o acionamento é composto por um atuador eletromagnético para possibilitar maior controle da força aplicada. Um mecanismo de biela manivela foi incluído no modelo do protótipo anterior para amplificar a transmissão de força e tornar o movimento perfeitamente linear.

O modelo mecânico é um mecanismo planar articulado RRRRRPR (6 juntas de revolução e 1 prismática).

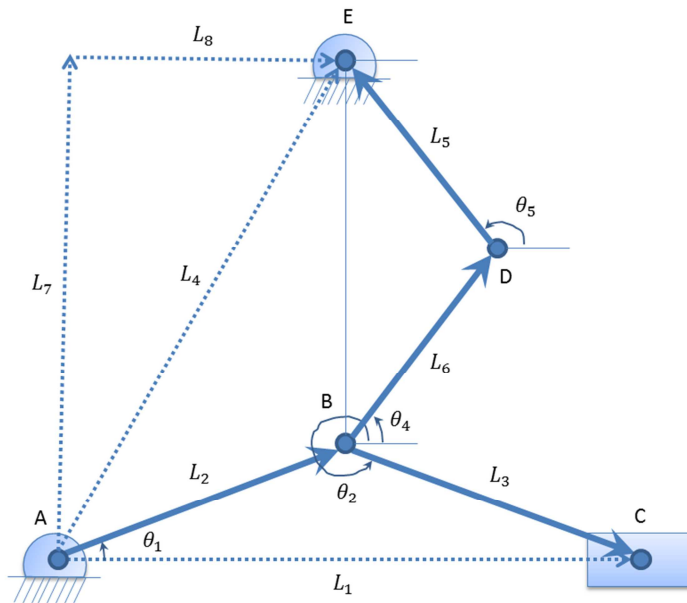


Figura 15. Mecanismo planar articulado 6R1P com 1 gdl .

### 2.8.2.2 Cálculo Cinemático

O número de graus de liberdade para mecanismo planar de  $n_b$  barras e  $n_j$  juntas de  $f_i$  grau de liberdade é:

$$GDL_{planar} = 3(n_b - n_j - 1) + \sum_{i=1}^{n_j} f_i$$

$$GDL_{planar} = 3(6 - 7 - 1) + \sum_{i=1}^7 1 = 1$$

Decompõe-se o mecanismo em duas partes de geometria conhecida:

- Biela-manivela ABC;
- Mecanismo de quatro barras (Grashof) ABDE.

#### Biela Manivela ABC

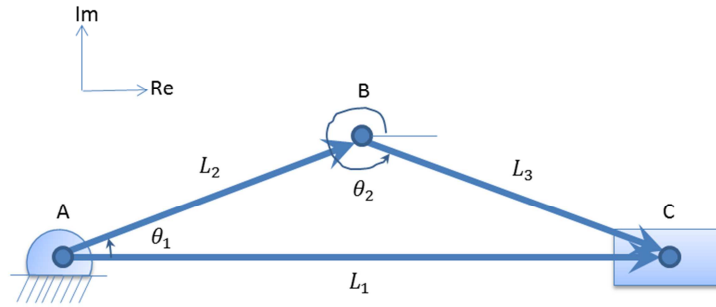


Figura 16. Mecanismo de biela manivela.

$$\vec{L}_2 + \vec{L}_3 = \vec{L}_1$$

*Posição do atuador*

$$L_1 = L_2(\cos\theta_1 + i\sin\theta_1) + L_3(\cos\theta_2 + i\sin\theta_2) \quad (1)$$

$$\begin{cases} L_1 = L_2\cos\theta_1 + L_3\cos\theta_2 & (2) \\ 0 = L_2\sin\theta_1 + L_3\sin\theta_2 & (3) \end{cases}$$

$$L_1 = L_2\cos\theta_1 + L_3\cos\theta_2 \quad (4)$$

*Velocidade do atuador*

Derivando a equação (1):

$$\dot{L}_1 = L_2\dot{\theta}_1(i\cos\theta_1 - \sin\theta_1) + L_3\dot{\theta}_2(i\cos\theta_2 - \sin\theta_2) \quad (5)$$

$$\dot{L}_1 = L_2\dot{\theta}_1 i\cos\theta_1 - L_2\dot{\theta}_1 \sin\theta_1 + L_3\dot{\theta}_2 i\cos\theta_2 - L_3\dot{\theta}_2 \sin\theta_2$$

$$\begin{cases} \dot{L}_1 = -L_2\dot{\theta}_1 \sin\theta_1 - L_3\dot{\theta}_2 \sin\theta_2 & (6) \\ 0 = L_2\dot{\theta}_1 \cos\theta_1 - L_3\dot{\theta}_2 \cos\theta_2 & (7) \end{cases}$$

Da equação (7), tem-se:

$$\dot{\theta}_2 = \frac{L_2\dot{\theta}_1 \cos\theta_1}{L_3 \cos\theta_2} \quad (8)$$

Eq. (8) em eq. (6)

$$\dot{L}_1 = -L_2\dot{\theta}_1\text{sen}\theta_1 - L_3\frac{L_2\dot{\theta}_1\cos\theta_1}{L_3\cos\theta_2}\text{sen}\theta_2$$

$$\dot{L}_1 = -L_2\dot{\theta}_1(\text{sen}\theta_1 + \cos\theta_1\text{tg}\theta_2) \quad (9)$$

*Aceleração do atuador*

Derivando a equação (5):

$$\begin{aligned} \ddot{L}_1 = L_2\ddot{\theta}_1(\cos\theta_1 - \text{sen}\theta_1) - L_2\dot{\theta}_1^2(\text{isen}\theta_1 + \cos\theta_1) + L_3\ddot{\theta}_2(\cos\theta_2 - \text{sen}\theta_2) \\ - L_3\dot{\theta}_2^2(\text{isen}\theta_2 + \cos\theta_2) \end{aligned} \quad (10)$$

$$\begin{cases} \ddot{L}_1 = -L_2\ddot{\theta}_1\text{sen}\theta_1 - L_2\dot{\theta}_1^2\cos\theta_1 - L_3\ddot{\theta}_2\text{sen}\theta_2 - L_3\dot{\theta}_2^2\cos\theta_2 \end{cases} \quad (11)$$

$$\begin{cases} 0 = L_2\ddot{\theta}_1\cos\theta_1 - L_2\dot{\theta}_1^2\text{sen}\theta_1 + L_3\ddot{\theta}_2\cos\theta_2 - L_3\dot{\theta}_2^2\text{sen}\theta_2 \end{cases} \quad (12)$$

Da eq. (12)

$$L_3\ddot{\theta}_2\cos\theta_2 = L_3\dot{\theta}_2^2\text{sen}\theta_2 + L_2\dot{\theta}_1^2\text{sen}\theta_1 - L_2\ddot{\theta}_1\cos\theta_1$$

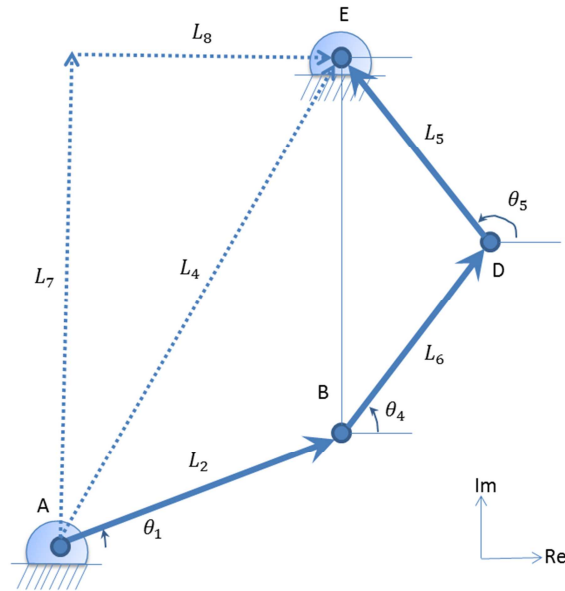
Com eq. (8)

$$\begin{aligned} L_3\ddot{\theta}_2\cos\theta_2 &= L_3\left(\frac{L_2\dot{\theta}_1\cos\theta_1}{L_3\cos\theta_2}\right)^2\text{sen}\theta_2 + L_2\dot{\theta}_1^2\text{sen}\theta_1 - L_2\ddot{\theta}_1\cos\theta_1 \\ \ddot{\theta}_2 &= \frac{L_2^2\dot{\theta}_1^2\cos^2\theta_1\text{tg}\theta_2 + L_2L_3\dot{\theta}_1\text{sen}\theta_1\cos\theta_2 - L_2L_3\ddot{\theta}_1\cos\theta_1\cos\theta_2}{L_3^2\cos^2\theta_2} \end{aligned} \quad (13)$$

Da eq. (13) em (11):

$$\begin{aligned}
\ddot{L}_1 = & -L_2\ddot{\theta}_1\text{sen}\theta_1 - L_2\dot{\theta}_1^2\text{cos}\theta_1 \\
& - \text{tg}\theta_2 \frac{L_2^2\dot{\theta}_1^2\text{cos}^2\theta_1\text{tg}\theta_2 + L_2L_3\dot{\theta}_1\text{sen}\theta_1\text{cos}\theta_2 - L_2L_3\ddot{\theta}_1\text{cos}\theta_1\text{cos}\theta_2}{L_3\text{cos}\theta_2} \\
& - \frac{L_2^2\dot{\theta}_1^2\text{cos}^2\theta_1}{L_3\text{tg}\theta_2} \quad (14)
\end{aligned}$$

Mecanismo de Grashof (4 Barras) ABDE



**Figura 17. Mecanismo de Grashof (4 barras).**

$$\vec{L}_2 + \vec{L}_6 + \vec{L}_5 = \vec{L}_7 + \vec{L}_8$$

*Posição*

$$L_8 + iL_7 = L_2(\text{cos}\theta_1 + i\text{sen}\theta_1) + L_6(\text{cos}\theta_4 + i\text{sen}\theta_4) + L_5(\text{cos}\theta_5 + i\text{sen}\theta_5) \quad (15)$$

$$\begin{cases} L_8 = L_2\text{cos}\theta_1 + L_6\text{cos}\theta_4 + L_5\text{cos}\theta_5 & (16) \\ L_7 = L_2\text{sen}\theta_1 + L_6\text{sen}\theta_4 + L_5\text{sen}\theta_5 & (17) \end{cases}$$

*Velocidade*

Derivando a equação (15)

$$0 = L_2\dot{\theta}_1(-\text{sen}\theta_1 + \text{icos}\theta_1) + L_6\dot{\theta}_4(-\text{sen}\theta_4 + \text{icos}\theta_4) + L_5\dot{\theta}_5(-\text{sen}\theta_5 + \text{icos}\theta_5) \quad (18)$$

$$\begin{cases} 0 = -L_2\dot{\theta}_1\text{sen}\theta_1 - L_6\dot{\theta}_4\text{sen}\theta_4 - L_5\dot{\theta}_5\text{sen}\theta_5 & (19) \\ 0 = L_2\dot{\theta}_1\text{cos}\theta_1 + L_6\dot{\theta}_4\text{cos}\theta_4 + L_5\dot{\theta}_5\text{cos}\theta_5 & (20) \end{cases}$$

Da eq. (20)

$$\dot{\theta}_4 = \frac{-L_5\dot{\theta}_5\text{cos}\theta_5 - L_2\dot{\theta}_1\text{cos}\theta_1}{L_6\text{cos}\theta_4} \quad (21)$$

Da eq. (21) em eq. (19)

$$-L_2\dot{\theta}_1\text{sen}\theta_1 - L_6 \frac{-L_5\dot{\theta}_5\text{cos}\theta_5 - L_2\dot{\theta}_1\text{cos}\theta_1}{L_6\text{cos}\theta_4} \text{sen}\theta_4 - L_5\dot{\theta}_5\text{sen}\theta_5 = 0$$

$$-L_2\dot{\theta}_1\text{sen}\theta_1 = L_5\dot{\theta}_5\text{sen}\theta_5 - L_6 \frac{L_5\dot{\theta}_5\text{cos}\theta_5 + L_2\dot{\theta}_1\text{cos}\theta_1}{L_6\text{cos}\theta_4} \text{sen}\theta_4$$

$$-L_2\dot{\theta}_1\text{sen}\theta_1 + \frac{L_2\dot{\theta}_1\text{cos}\theta_1}{\text{cos}\theta_4} \text{sen}\theta_4 = L_5\dot{\theta}_5\text{sen}\theta_5 - \frac{L_5\dot{\theta}_5\text{cos}\theta_5}{\text{cos}\theta_4} \text{sen}\theta_4$$

$$L_2\dot{\theta}_1(-1 + \text{cos}\theta_1\text{tg}\theta_4) = L_5\dot{\theta}_5\text{sen}\theta_5 - L_5\dot{\theta}_5\text{cos}\theta_5\text{tg}\theta_4$$

$$\dot{\theta}_1 = - \frac{L_5\dot{\theta}_5(\text{sen}\theta_5 - \text{cos}\theta_5\text{tg}\theta_4)}{L_2(\text{cos}\theta_1\text{tg}\theta_4 - 1)} \quad (22)$$

*Aceleração*

Derivando a eq.(18):



$$\begin{aligned}
& L_2\ddot{\theta}_1(-\sin\theta_1 + i\cos\theta_1) + L_2\dot{\theta}_1^2(-\cos\theta_1 - i\sin\theta_1) + L_6\ddot{\theta}_4(-\sin\theta_4 + i\cos\theta_4) \\
& + L_6\dot{\theta}_4^2(-\cos\theta_4 - i\sin\theta_4) + L_5\ddot{\theta}_5(-\sin\theta_5 + i\cos\theta_5) \\
& + L_5\dot{\theta}_5^2(-\cos\theta_5 - i\sin\theta_5) = 0 \quad (23)
\end{aligned}$$

$$L_2\ddot{\theta}_1\sin\theta_1 + L_2\dot{\theta}_1^2\cos\theta_1 + L_6\ddot{\theta}_4\sin\theta_4 + L_6\dot{\theta}_4^2\cos\theta_4 + L_5\ddot{\theta}_5\sin\theta_5 + L_5\dot{\theta}_5^2\cos\theta_5 = 0 \quad (24)$$

$$L_2\ddot{\theta}_1\cos\theta_1 - L_2\dot{\theta}_1^2\sin\theta_1 + L_6\ddot{\theta}_4\cos\theta_4 - L_6\dot{\theta}_4^2\sin\theta_4 + L_5\ddot{\theta}_5\cos\theta_5 - L_5\dot{\theta}_5^2\sin\theta_5 = 0 \quad (25)$$

Da eq. (25)

$$\begin{aligned}
L_6\ddot{\theta}_4\cos\theta_4 &= L_5\dot{\theta}_5^2\sin\theta_5 - L_5\ddot{\theta}_5\cos\theta_5 + L_6\dot{\theta}_4^2\sin\theta_4 + L_2\dot{\theta}_1^2\sin\theta_1 - L_2\ddot{\theta}_1\cos\theta_1 \\
\ddot{\theta}_4 &= \frac{L_5\dot{\theta}_5^2\sin\theta_5 - L_5\ddot{\theta}_5\cos\theta_5 + L_6\dot{\theta}_4^2\sin\theta_4 + L_2\dot{\theta}_1^2\sin\theta_1 - L_2\ddot{\theta}_1\cos\theta_1}{L_6\cos\theta_4} \quad (26)
\end{aligned}$$

Eq. (26) em eq. (24)

$$\begin{aligned}
& L_2\ddot{\theta}_1\sin\theta_1 + L_2\dot{\theta}_1^2\cos\theta_1 \\
& + L_6 \frac{L_5\dot{\theta}_5^2\sin\theta_5 - L_5\ddot{\theta}_5\cos\theta_5 + L_6\dot{\theta}_4^2\sin\theta_4 + L_2\dot{\theta}_1^2\sin\theta_1 - L_2\ddot{\theta}_1\cos\theta_1}{L_6\cos\theta_4} \sin\theta_4 \\
& + L_6\dot{\theta}_4^2\cos\theta_4 + L_5\ddot{\theta}_5\sin\theta_5 + L_5\dot{\theta}_5^2\cos\theta_5 = 0
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
& L_2\ddot{\theta}_1\sin\theta_1 - L_2\ddot{\theta}_1\cos\theta_1 \\
& = -L_2\dot{\theta}_1^2\cos\theta_1 - \cos\theta_4(L_5\dot{\theta}_5^2\sin\theta_5 - L_5\ddot{\theta}_5\cos\theta_5 + L_6\dot{\theta}_4^2\sin\theta_4 + L_2\dot{\theta}_1^2\sin\theta_1) \\
& - L_6\dot{\theta}_4^2\cos\theta_4 - L_5\ddot{\theta}_5\sin\theta_5 - L_5\dot{\theta}_5^2\cos\theta_5
\end{aligned}$$

$$\ddot{\theta}_1 = - \frac{L_2 \dot{\theta}_1^2 \cos \theta_1 + \operatorname{tg} \theta_4 (L_5 \dot{\theta}_5^2 \operatorname{sen} \theta_5 - L_5 \ddot{\theta}_5 \cos \theta_5 + L_6 \dot{\theta}_4^2 \operatorname{sen} \theta_4 + L_2 \dot{\theta}_1^2 \operatorname{sen} \theta_1) + L_6 \dot{\theta}_4^2 \cos \theta_4 + L_5 \ddot{\theta}_5 \operatorname{sen} \theta_5 + L_5 \dot{\theta}_5^2 \cos \theta_5}{L_2 (\operatorname{sen} \theta_1 - \cos \theta_1 \operatorname{tg} \theta_4)} \quad (27)$$

Aplicando as condições de contorno:

$$\begin{cases} \theta_1 = 2\pi - \theta_2 \\ L_5 = L_6 = l \\ L_2 = L_3 = L \\ \theta_5 = \pi - \theta_4 \end{cases}$$

Na eq. (4)

$$\begin{aligned} L_1 &= L_2 \cos \theta_1 + L_3 \cos \theta_2 = L_2 \cos \theta_1 + L_3 \cos(2\pi - \theta_1) = \cos \theta_1 (L_2 + L_3) \\ L_1 &= 2L \cos \theta_1 \quad (28) \end{aligned}$$

Da eq. (4)

$$\begin{aligned} L_1 &= L_2 \cos \theta_1 + L_3 \cos \theta_2 \\ \theta_2 &= \arccos \frac{L_1 - L_2 \cos \theta_1}{L_3} \end{aligned}$$

Na eq. (9)

$$\begin{aligned} \dot{L}_1 &= -L_2 \dot{\theta}_1 (\operatorname{sen} \theta_1 + \cos \theta_1 \operatorname{tg} \theta_2) \\ \dot{L}_1 &= -L_2 \dot{\theta}_1 \left( \operatorname{sen} \theta_1 + \cos \theta_1 \frac{\operatorname{sen}(\arccos \frac{L_1 - L_2 \cos \theta_1}{L_3})}{\cos(\arccos \frac{L_1 - L_2 \cos \theta_1}{L_3})} \right) \\ \dot{L}_1 &= -L_2 \dot{\theta}_1 \left( \operatorname{sen} \theta_1 + \cos \theta_1 \frac{\sqrt{1 - \left( \frac{L_1 - L_2 \cos \theta_1}{L_3} \right)^2}}{\frac{L_1 - L_2 \cos \theta_1}{L_3}} \right) \quad (30) \end{aligned}$$

Na eq.(14)

$$\begin{aligned}
 \ddot{L}_1 = & -L_2\ddot{\theta}_1\text{sen}\theta_1 - L_2\dot{\theta}_1^2\cos\theta_1 \\
 & + \text{tg}\theta_1 \frac{-L_2^2\dot{\theta}_1^2\cos^2\theta_1\text{tg}\theta_1 + L_2L_3\dot{\theta}_1\text{sen}\theta_1\cos\theta_1 - L_2L_3\ddot{\theta}_1\cos\theta_1\cos\theta_1}{L_3\cos\theta_1} \\
 & + \frac{L_2^2\dot{\theta}_1^2\cos^2\theta_1}{L_3\text{tg}\theta_1} \\
 \ddot{L}_1 = & -2L_2\ddot{\theta}_1\text{sen}\theta_1 - L_2\dot{\theta}_1^2\cos\theta_1 - \frac{L_2^2\dot{\theta}_1^2\text{sen}\theta_1\text{tg}\theta_1}{L_3} + L_2\dot{\theta}_1\text{sen}\theta_1\text{tg}\theta_1 + \frac{L_2^2\dot{\theta}_1^2\cos^2\theta_1}{L_3\text{tg}\theta_1} \quad (30)
 \end{aligned}$$

Na eq. (16)

$$\begin{aligned}
 L_8 = & L_2\cos\theta_1 + L_6\cos\theta_4 + L_5\cos(\pi - \theta_4) \\
 L_8 = & L\cos\theta_1 + 2l\text{sen}\theta_4 \\
 \cos\theta_1 = & \frac{L_8 - 2l\text{sen}\theta_4}{L} \\
 \theta_1 = & \arccos\left(\frac{L_8 - 2l\text{sen}\theta_4}{L}\right) \quad (31)
 \end{aligned}$$

Ou, analogamente na eq. (17)

$$\theta_1 = \arcsen\left(\frac{L_7 + 2l\cos\theta_4}{L}\right) \quad (32)$$

Na eq. (22)

$$\dot{\theta}_1 = -\frac{-l\dot{\theta}_4(\cos\theta_4 - \text{sen}\theta_4\text{tg}\theta_4)}{L(\cos\theta_1\text{tg}\theta_4 - 1)}$$

Com eq. (31)

$$\dot{\theta}_1 = \frac{l\dot{\theta}_4(\cos\theta_4 - \sin\theta_4 \tan\theta_4)}{(L_7 + 2l\cos\theta_4)(\tan\theta_4 - 1)} \quad (33)$$

Na eq. (27)

$$\ddot{\theta}_1 = - \frac{L_2\dot{\theta}_1^2\cos\theta_1 + \tan\theta_4(L_5\dot{\theta}_5^2\sin\theta_5 - L_5\ddot{\theta}_5\cos\theta_5 + L_6\dot{\theta}_4^2\sin\theta_4 + L_2\dot{\theta}_1^2\sin\theta_1) + L_6\dot{\theta}_4^2\cos\theta_4 + L_5\ddot{\theta}_5\sin\theta_5 + L_5\dot{\theta}_5^2\cos\theta_5}{L_2(\sin\theta_1 - \cos\theta_1\tan\theta_4)}$$

$$\ddot{\theta}_1 = - \frac{L\dot{\theta}_1^2\cos\theta_1 + \tan\theta_4(l\dot{\theta}_4^2\cos\theta_4 - l\ddot{\theta}_4\sin\theta_4 + l\dot{\theta}_4^2\sin\theta_4 + L\dot{\theta}_1^2\sin\theta_1) + l\dot{\theta}_4^2\cos\theta_4 + l\ddot{\theta}_4\cos\theta_4 + l\dot{\theta}_4^2\sin\theta_4}{L(\sin\theta_1 - \cos\theta_1\tan\theta_4)}$$

Com eq. (31) e (32)

$$\ddot{\theta}_1 = - \frac{L\dot{\theta}_1^2\left(\frac{L_8 - 2l\sin\theta_4}{L}\right) + \tan\theta_4\left(l\dot{\theta}_4^2\cos\theta_4 - l\ddot{\theta}_4\sin\theta_4 + l\dot{\theta}_4^2\sin\theta_4 + L\dot{\theta}_1^2\left(\frac{L_7 + 2l\cos\theta_4}{L}\right)\right) + l\dot{\theta}_4^2\cos\theta_4 + l\ddot{\theta}_4\cos\theta_4 + l\dot{\theta}_4^2\sin\theta_4}{L\left(\left(\frac{L_7 + 2l\cos\theta_4}{L}\right) - \left(\frac{L_8 - 2l\sin\theta_4}{L}\right)\tan\theta_4\right)}$$

Com eq. (33)

$$\begin{aligned} & \ddot{\theta}_1 \\ & (L_8 - 2l\sin\theta_4) \left( \frac{-l\dot{\theta}_4(\cos\theta_4 - \sin\theta_4 \tan\theta_4)}{(L_7 + 2l\cos\theta_4)(\tan\theta_4 - 1)} \right)^2 \\ & + \tan\theta_4 \left( l\dot{\theta}_4^2\cos\theta_4 - l\ddot{\theta}_4\sin\theta_4 + l\dot{\theta}_4^2\sin\theta_4 + (L_7 + 2l\cos\theta_4) \left( \frac{-l\dot{\theta}_4(\cos\theta_4 - \sin\theta_4 \tan\theta_4)}{(L_7 + 2l\cos\theta_4)(\tan\theta_4 - 1)} \right)^2 \right) \\ & = - \frac{l\dot{\theta}_4^2\cos\theta_4 + l\ddot{\theta}_4\cos\theta_4 + l\dot{\theta}_4^2\sin\theta_4}{\tan\theta_4(L_7 + 2l\cos\theta_4 - L_8 + 2l\sin\theta_4)} \quad (34) \end{aligned}$$

Com eq. (31) na eq. (28)

$$\begin{aligned} \theta_1 &= \arccos\left(\frac{L_8 - 2l\sin\theta_4}{L}\right) \\ L_1 &= 2L\cos\theta_1 \end{aligned}$$

$$L_1 = 2L_8 - 4l\text{sen}\theta_4 \quad (35)$$

Com eq. (31) e (32) na eq. (30)

$$\theta_1 = \arccos\left(\frac{L_8 - 2l\text{sen}\theta_4}{L}\right)$$

$$\theta_1 = \arcsen\left(\frac{L_7 + 2l\cos\theta_4}{L}\right)$$

$$\dot{L}_1 = -L_2\dot{\theta}_1\left(\text{sen}\theta_1 + \cos\theta_1 \frac{\sqrt{1 - \left(\frac{L_1 - L_2\cos\theta_1}{L_3}\right)^2}}{\frac{L_1 - L_2\cos\theta_1}{L_3}}\right)$$

$$\dot{L}_1 = -L\dot{\theta}_1\left(\frac{L_7 + 2l\cos\theta_4}{L} + \left(\frac{L_8 - 2l\text{sen}\theta_4}{L}\right) \frac{\sqrt{1 - \left(\frac{L_1 - L_8 + 2l\text{sen}\theta_4}{L}\right)^2}}{\frac{L_1 - L_8 + 2l\text{sen}\theta_4}{L}}\right)$$

Com eq. (35)

$$\dot{L}_1 = -L\dot{\theta}_1\left(\frac{L_7 + 2l\cos\theta_4}{L} + (L_8 - 2l\text{sen}\theta_4) \frac{\sqrt{1 - \left(\frac{2L_8 - 4l\text{sen}\theta_4 - L_8 + 2l\text{sen}\theta_4}{L}\right)^2}}{2L_8 - 4l\text{sen}\theta_4 - L_8 + 2l\text{sen}\theta_4}\right)$$

$$\dot{L}_1 = -L\dot{\theta}_1\left(\frac{L_7 + 2l\cos\theta_4}{L} + (L_8 - 2l\text{sen}\theta_4) \frac{\sqrt{1 - \left(\frac{L_8 - 2l\text{sen}\theta_4}{L}\right)^2}}{L_8 - 2l\text{sen}\theta_4}\right)$$

$$\dot{L}_1 = -L\dot{\theta}_1\left(\frac{L_7 + 2l\cos\theta_4}{L} + \sqrt{1 - \left(\frac{L_8 - 2l\text{sen}\theta_4}{L}\right)^2}\right)$$

Com eq. (33)

$$\dot{\theta}_1 = \frac{l\dot{\theta}_4(\cos\theta_4 - \sin\theta_4 \tan\theta_4)}{(L_7 + 2l\cos\theta_4)(\tan\theta_4 - 1)}$$

$$\dot{L}_1 = -L \left( \frac{l\dot{\theta}_4(\cos\theta_4 - \sin\theta_4 \tan\theta_4)}{(L_7 + 2l\cos\theta_4)(\tan\theta_4 - 1)} \right) \left( \frac{L_7 + 2l\cos\theta_4}{L} + \sqrt{1 - \left( \frac{L_8 - 2l\sin\theta_4}{L} \right)^2} \right) \quad (36)$$

Da eq. (30)

$$\begin{aligned} \ddot{L}_1 = & -L_2\ddot{\theta}_1\sin\theta_1 - L_2\dot{\theta}_1^2\cos\theta_1 - \frac{L_2^2\dot{\theta}_1^2\sin\theta_1\tan\theta_1}{L_3} + L_2\dot{\theta}_1\sin\theta_1\tan\theta_1 - L_2\ddot{\theta}_1\sin\theta_1 \\ & + \frac{L_2^2\dot{\theta}_1^2\cos^2\theta_1}{L_3\tan\theta_1} \quad (30) \end{aligned}$$

$$\ddot{L}_1 = -2L\ddot{\theta}_1\sin\theta_1 - L\dot{\theta}_1^2\cos\theta_1 - L\dot{\theta}_1^2\sin\theta_1\tan\theta_1 + L\dot{\theta}_1\sin\theta_1\tan\theta_1 + \frac{L\dot{\theta}_1^2\cos^2\theta_1}{\tan\theta_1}$$

Com eq.(31) e (32)

$$\theta_1 = \arccos\left(\frac{L_8 - 2l\sin\theta_4}{L}\right)$$

$$\theta_1 = \arcsen\left(\frac{L_7 + 2l\cos\theta_4}{L}\right)$$

$$\begin{aligned} \ddot{L}_1 = & -2\ddot{\theta}_1(L_7 + 2l\cos\theta_4) - \dot{\theta}_1^2(L_8 - 2l\sin\theta_4) - \dot{\theta}_1^2 \frac{(L_7 + 2l\cos\theta_4)^2}{L_8 - 2l\sin\theta_4} + \dot{\theta}_1 \frac{(L_7 + 2l\cos\theta_4)^2}{L_8 - 2l\sin\theta_4} \\ & + \frac{L\dot{\theta}_1^2 \left( \frac{L_8 - 2l\sin\theta_4}{L} \right)^2}{\frac{L_7 + 2l\cos\theta_4}{L_8 - 2l\sin\theta_4}} \end{aligned}$$

$$\ddot{L}_1 = -2\ddot{\theta}_1(L_7 + 2l\cos\theta_4) - \dot{\theta}_1^2(L_8 - 2l\sin\theta_4) - \dot{\theta}_1^2 \frac{(L_7 + 2l\cos\theta_4)^2}{L_8 - 2l\sin\theta_4} + \dot{\theta}_1 \frac{(L_7 + 2l\cos\theta_4)^2}{L_8 - 2l\sin\theta_4} + \dot{\theta}_1^2 \frac{(L_8 - 2l\sin\theta_4)^3}{L(L_7 + 2l\cos\theta_4)}$$

Com eq. (33)

$$\dot{\theta}_1 = \frac{l\dot{\theta}_4(\cos\theta_4 - \sin\theta_4 \tan\theta_4)}{(L_7 + 2l\cos\theta_4)(\tan\theta_4 - 1)}$$

E finalmente tem-se a posição  $L_1$ , velocidade  $\dot{L}_1$  e a aceleração  $\ddot{L}_1$  em função de  $\theta_4$ . A tabela seguinte resume as equações.

**Tabela 5. Resumo das equações cinemáticas do mecanismo Toggle.**

Posição	$L_1 = 2L_8 - 4l\sin\theta_4 \quad (35)$
Velocidade	$\dot{L}_1 = -L \left( \frac{l\dot{\theta}_4(\cos\theta_4 - \sin\theta_4 \tan\theta_4)}{(L_7 + 2l\cos\theta_4)(\tan\theta_4 - 1)} \right) \left( \frac{L_7 + 2l\cos\theta_4}{L} + \sqrt{1 - \left( \frac{L_8 - 2l\sin\theta_4}{L} \right)^2} \right) \quad (36)$
Aceleração	$\ddot{L}_1 = -2\ddot{\theta}_1(L_7 + 2l\cos\theta_4) - \dot{\theta}_1^2(L_8 - 2l\sin\theta_4) - \dot{\theta}_1^2 \frac{(L_7 + 2l\cos\theta_4)^2}{L_8 - 2l\sin\theta_4} + \dot{\theta}_1 \frac{(L_7 + 2l\cos\theta_4)^2}{L_8 - 2l\sin\theta_4} + \dot{\theta}_1^2 \frac{(L_8 - 2l\sin\theta_4)^3}{L(L_7 + 2l\cos\theta_4)}$

Sendo  $L = L_2 = L_3$  e  $l = L_5 = L_6$ .

### 2.8.2.3 Transmissão de esforços

O mecanismo proposto possui amplificação de força em três níveis: alavanca, Grashof e biela manivela. Essa configuração permite aplicar grande esforço a partir de pequenas forças motrizes. A força motriz é indicada na figura abaixo por  $F_{mag,1}$  e a força transmitida e aplicada no tubo é indicada por  $F_{mag,4}$ .

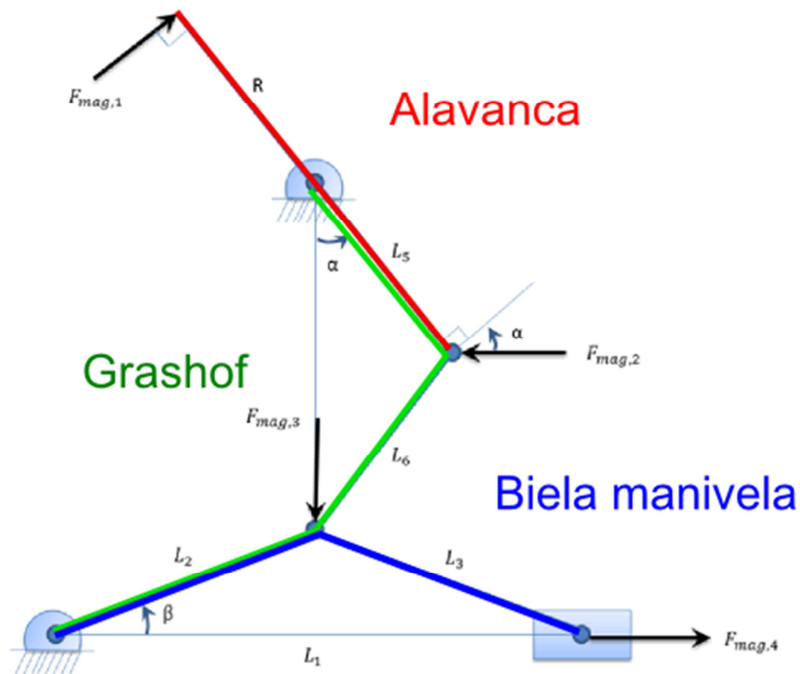


Figura 18. Transmissão de esforços em três níveis: alavanca, grashof e biela manivela.

Os três níveis podem ser equacionados da seguinte forma:

$$\begin{cases} F_{mag,1}R = F_{mag,2}L_5\cos\alpha & (22) \\ \frac{F_{mag,2}}{F_{mag,3}} = 2tg\alpha & (23) \\ \frac{F_{mag,3}}{F_{mag,4}} = 2tg\beta & (24) \end{cases}$$



Da eq. (22) na eq. (23)

$$\frac{F_{mag,1}R}{L_5 \cos \alpha F_{mag,3}} = 2 \operatorname{tg} \alpha$$

$$F_{mag,3} = \frac{F_{mag,1}R}{2L_5 \cos \alpha \operatorname{tg} \alpha} \quad (25)$$

Da eq.(25) na eq. (24)

$$\frac{\frac{F_{mag,1}R}{2L_5 \cos \alpha \operatorname{tg} \alpha}}{F_{mag,4}} = 2 \operatorname{tg} \beta$$

$$\frac{F_{mag,4}}{F_{mag,1}} = \frac{R}{4L_5 \cos \alpha \operatorname{tg} \alpha \operatorname{tg} \beta}$$

Tem-se o fator K de amplificação de força do mecanismo:

$$K = \frac{F_{mag,4}}{F_{mag,1}} = \frac{R}{4L_5 \operatorname{sen} \alpha \operatorname{tg} \beta} \quad (26)$$

Pela equação, para  $\alpha$  e  $\beta$  tendendo a zero, K tende a infinito. Este é o fenômeno da singularidade mecânica, e preveu-se uma trava mecânica de modo a evitá-lo.

$$\lim_{\substack{\alpha \rightarrow 0 \\ \beta \rightarrow 0}} K = \infty$$

#### 2.8.2.4 Dimensionamento

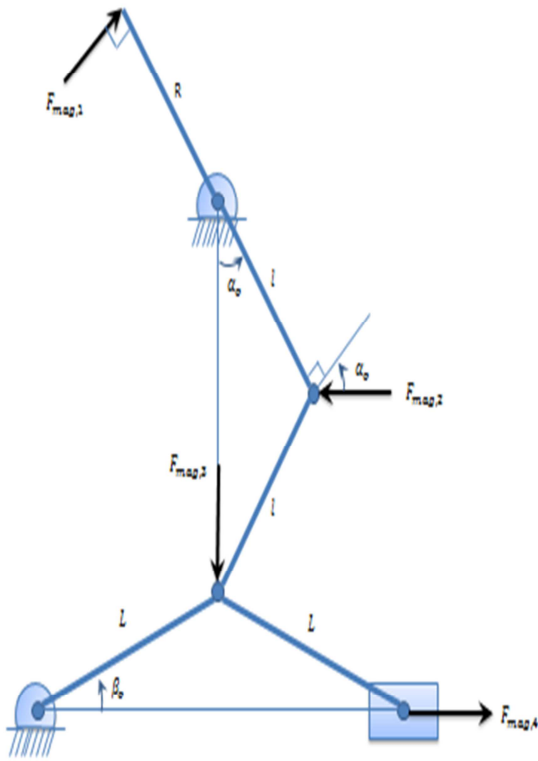


Figura 19. Antes, válvula aberta (início da sístole).

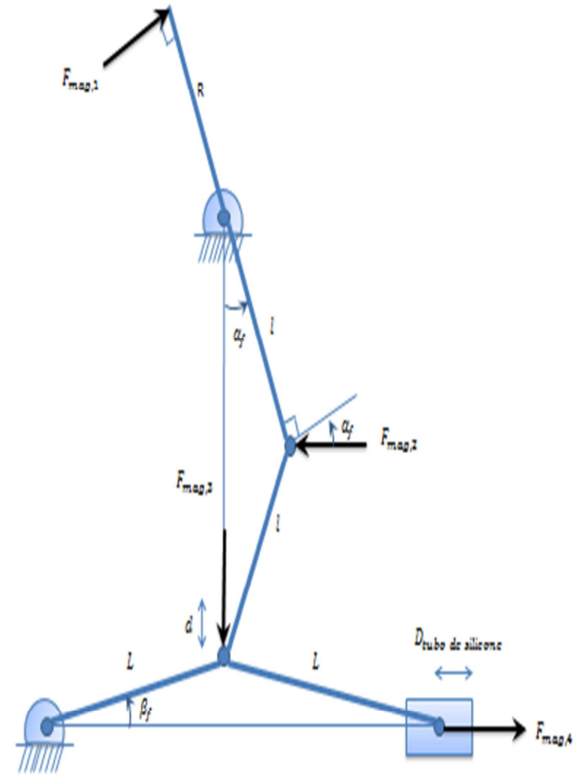


Figura 20. Depois, válvula fechada (fim da sístole).

Considerando  $L_5 = L_6 = l$  e  $L_2 = L_3 = L$ , e hipótese de movimento do ponto B linear para  $\beta$  pequeno, tem-se as amplitudes angulares do mecanismo:

$$\begin{cases} \Delta\beta = \beta_o - \beta_f = 25^\circ - 5^\circ \\ \Delta\alpha = \alpha_o - \alpha_f = 35^\circ - 5^\circ \end{cases}$$

Devem-se utilizar ângulos pequenos próximos de zero para maior amplificação de força, porém, com ângulos nulos o mecanismo apresenta singularidade mecânica. Portanto considerou-se ângulo mínimo de  $5^\circ$ .

Para a biela manivela tem-se:

$$2L(\cos\beta_f - \cos\beta_o) = D_{\text{externo tubo}} = 10\text{mm}$$

Portanto o braço  $L = L_2 = L_3$  possui comprimento:

$$L = L_2 = L_3 = 55,6\text{ mm}$$

E o deslocamento  $d$  é:

$$d = L(\sin\beta_o - \sin\beta_f) = 18,65\text{ mm}$$

Para o mecanismo de Grashof, tem-se então:

$$2l(\cos\alpha_f - \cos\alpha_o) = d = 18,65\text{ mm}$$

Portanto o braço  $l = L_5 = L_6$  possui comprimento:

$$l = L_5 = L_6 = 52,7\text{ mm}$$

Para satisfazer o requisito de força máxima necessária para fechar o tudo de silicone  $F_{mag,4} = 3,88\text{N}$ , no início da sístole (válvula aberta), tem-se a partir da equação (26) o comprimento do braço R:

$$\frac{F_{mag,4}}{F_{mag,1}} = \frac{R}{4l\sin\alpha \cdot tg\beta}$$

$$R = \frac{4l\sin\alpha \cdot tg\beta \cdot F_{mag,4}}{F_{mag,1}}$$

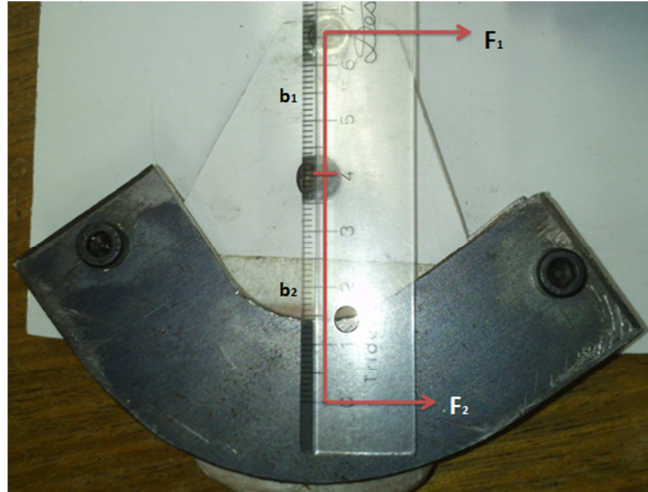


Figura 21. Medidas do protótipo construído pelo Prof. Oswaldo Horikawa (USP).

Pela análise experimental no protótipo inicial de referência, o torque máximo no motor obtido, para corrente elétrica máxima de 2A e bobina com 50 espiras, é:

$$\frac{F_{2,max}}{F_{1,max}} = \frac{b_1}{b_2}$$

$$\frac{F_{2,max}}{2N} = \frac{2.6cm}{4cm}$$

$$F_{2,max} = 1.3N$$

Sendo  $F_{mag,1} = F_{2,max} = 1.3N$ , estimando alfa e beta para um trade-off entre a amplificação de força do mecanismo e a máxima força necessária para colabar o tubo de silicone tem-se:

$$R = \lim_{\substack{\alpha \rightarrow 34^\circ \\ \beta \rightarrow 24^\circ}} \frac{4.52,67m. \text{sen}\alpha. \text{tg}\beta. 3,88N}{1.3N}$$

Portanto o comprimento do braço R da alavanca é:

$$R = 150 \text{ mm}$$

### 2.8.2.5 Modelagem CAD e Simulação Cinemática

O modelo foi então projetado em ambiente virtual para verificar o seu funcionamento através de simulação cinemática. O conjunto é composto por nove peças no total: Braços L2, L3, L5, L6 com R, embolo, batente rígido, fixador, plataforma e carcaça ferromagnética.

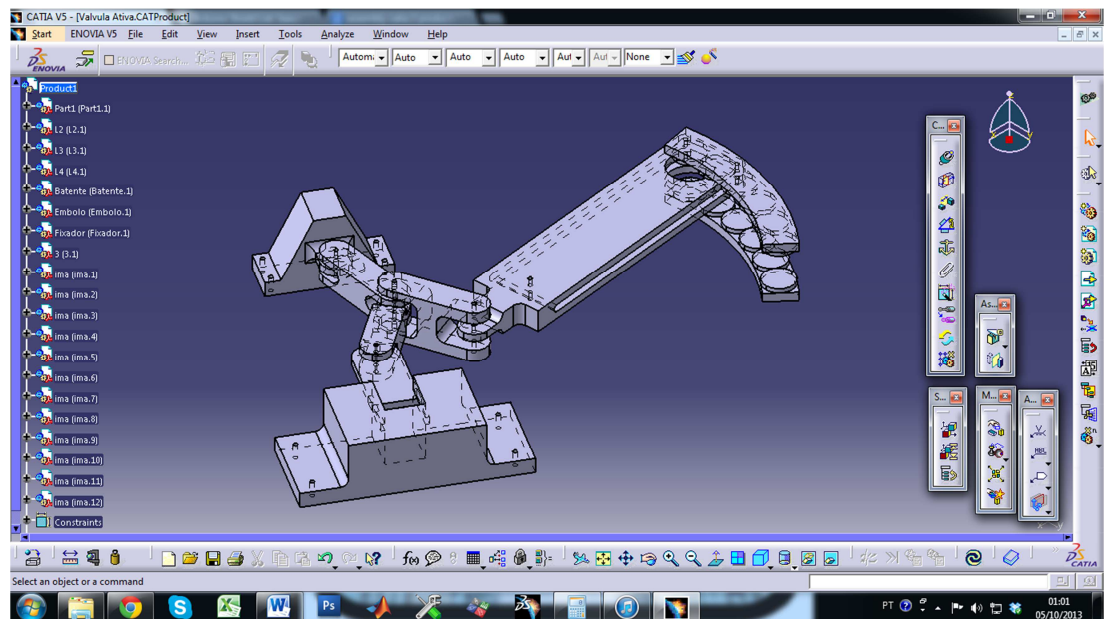


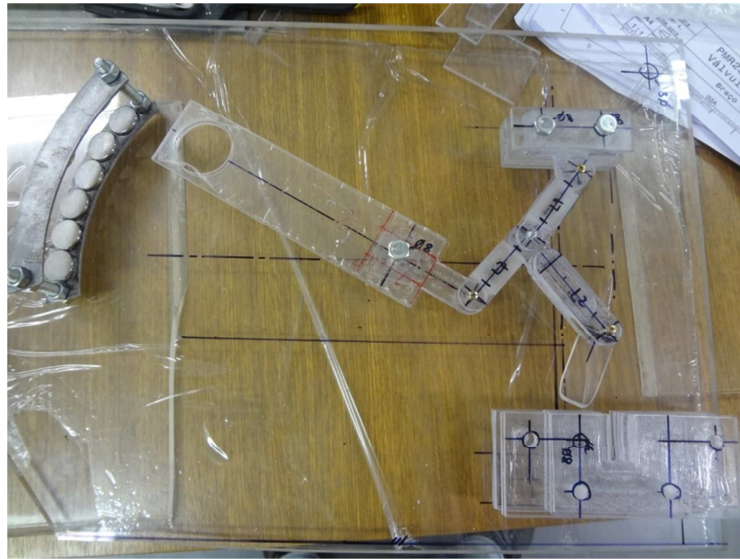
Figura 22. Modelo do segundo protótipo em CAD.

Conforme projetado, para  $\Delta\beta = 30^\circ$  obteve-se  $\Delta L_1 = 10\text{mm}$ .

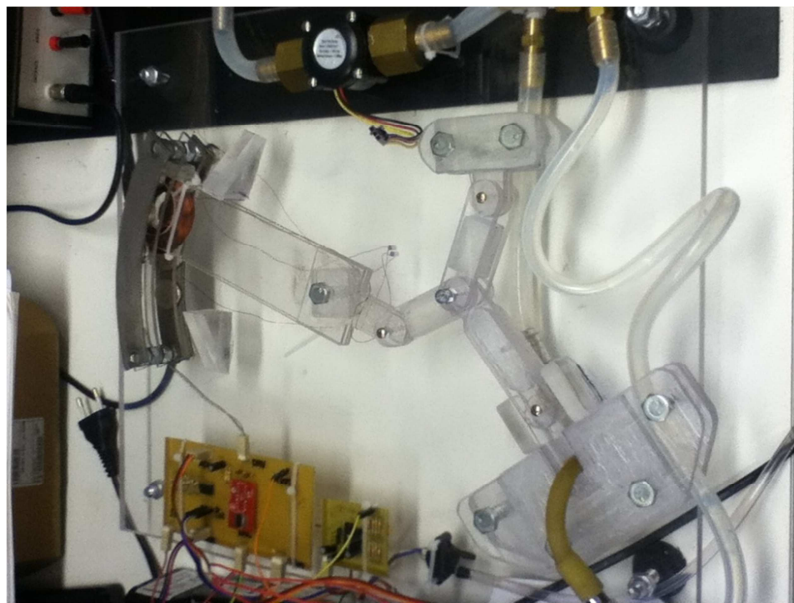
Os desenhos de fabricação e de conjunto seguem anexos no final deste relatório, no anexo

B.

O protótipo foi aprimorado e parte das sequências é demonstrada a seguir:



**Figura 23 - Segundo protótipo em fase inicial.**



**Figura 24 - Segundo protótipo em fase de integração e teste de acionamento.**

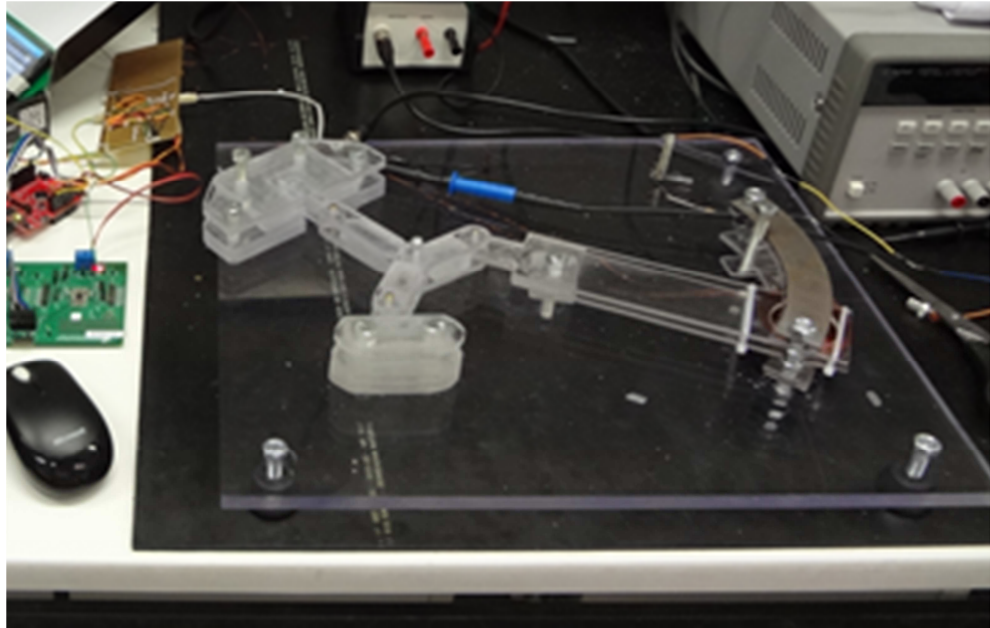


Figura 25 - Segundo protótipo em fase final de construção.

### 2.8.2.6 Projeto Eletromagnético

#### 2.8.2.6.1 Equacionamento

Uma forma conveniente de transformar energia elétrica em mecânica é através do campo magnético gerado por corrente elétrica. A lei de Ampère descreve a relação entre uma distribuição de corrente e o campo magnético gerado:

Lei de Ampère:

$$\oint \mathbf{B} \, d\mathbf{s} = \mu_0 i$$

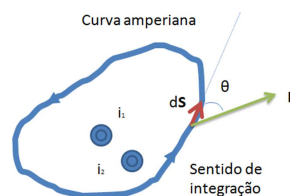
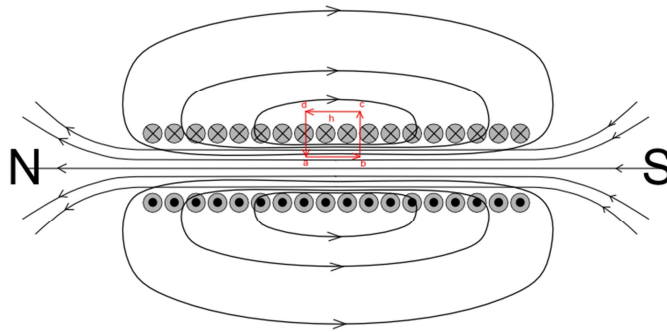


Figura 26. Curva fechada da Lei de Ampère. Modificado de Halliday, 1996.

A lei de ampère é aplicada a uma curva fechada sobre a qual a grandeza  $\mathbf{B} d\mathbf{s}$  deve ser integrada. A corrente  $i$  é a corrente elétrica líquida englobada pela curva.

Este conceito pode ser usado em uma bobina helicoidal de fio compactada. O campo magnético do solenoide é a soma vetorial dos campos criados por cada uma das espiras.



**Figura 27. Bobina helicoidal de fio compactada com curva fechada abcd na seção.**

Aplicando a Lei de Ampère na curva fechada  $abcd$  indicada, supondo o comprimento da bobina muito maior que seu diâmetro e, portanto, que o campo magnético externo à bobina é nulo:

$$\oint \mathbf{B} d\mathbf{s} = \mu_0 i$$

$$\oint \mathbf{B} d\mathbf{s} = \int_a^b \mathbf{B} d\mathbf{s} + \int_b^c \mathbf{B} d\mathbf{s} + \int_c^d \mathbf{B} d\mathbf{s} + \int_d^a \mathbf{B} d\mathbf{s} = Bh$$

$$\text{Pois } \int_b^c \mathbf{B} d\mathbf{s} = \int_c^d \mathbf{B} d\mathbf{s} = \int_d^a \mathbf{B} d\mathbf{s} = 0$$

A corrente elétrica no fio, englobada pela curva amperiana  $abcd$  é

$$i = i_0 nh$$



Onde  $i_o$  é a corrente do solenóide e  $n$  é o número de espiras por unidade de comprimento do solenóide.

Portanto a densidade de campo magnético dentro da bobina é

$$Bh = \mu_o i_o n h$$

$$B = \mu_o i_o n$$

**B** não depende do diâmetro sendo constante na seção transversal.

#### 2.8.2.6.2 Modelagem via FEMM

Para o projeto final do acionamento da válvula é utilizado o COMSOL Multiphysics Versão 4.3.0.151. Porém, enquanto o software estava sendo disponibilizado, foi feita uma análise preliminar do campo magnético em torno do ímã, do solenoide e do atuador da válvula.

Para analisar a Densidade de Campo Magnético (**B**) e a Intensidade de Campo Magnético (**H**) em torno do ímã e do solenoide, foi utilizado o software livre Finite Element Method Magnetics (FEMM). O software foi desenvolvido para resolver problemas eletromagnéticos de baixa frequência em domínios de duas dimensões ou axissimétricos. O programa é dividido em três partes.

O módulo de interface é semelhante ao que existe em softwares de CAD tradicionais, nos quais se descreve a geometria, as propriedades dos materiais e as condições de contorno. Esse módulo é responsável pelas análises pré e pós-processamento, e é possível analisar o campo magnético em um ponto específico ou a distribuição do campo através de gráficos de densidade ou de linhas de contorno.

O segundo módulo é responsável pela discretização da geometria sob a qual o problema será solucionado. O software FEMM utiliza apenas elementos triangulares, através de um programa desenvolvido por Jonathan Shewchuk (SHEWCHUK, 2000), da Universidade de Carnegie-Mellon.

A área dos elementos pode ser definida pelo usuário ou pode ser definida automaticamente pelo software, de forma a conciliar custo computacional e precisão.

O terceiro módulo é o módulo de análise, e reúne todas as informações fornecidas pelos módulos anteriores e resolve as equações diferenciais parciais características de cada problema. Dessa forma é obtido o campo desejado ao longo de todo o domínio da solução.

O processo de modelagem no software é composto por seis principais etapas.

Inicialmente define-se a geometria do problema, assim como o contorno do domínio da solução. Ao desenhar, deve-se imaginar uma secção transversal do dispositivo.

Em seguida, é preciso adicionar os materiais que serão utilizados no modelo. O FEMM já possui uma biblioteca com os materiais mais comuns, mas também é possível acrescentar novos materiais, se conhecidas suas propriedades.

Em circuitos eletromagnéticos é usual haver algum tipo de condutor elétrico e, portanto, é necessário caracterizar o circuito ao qual ele está ligado. Os parâmetros do circuito modelado são o tipo de conexão (série/paralela) e o valor da corrente.

A próxima etapa consiste em associar as informações anteriormente definidas às suas respectivas regiões no modelo. Por exemplo, a secção transversal de uma bobina será associada ao fio de cobre AWG 20 e a um circuito em série fornecedor de um ampère de corrente. A região externa será associada ao Ar.

Com o problema físico definido, estabelecem-se as condições de contorno apropriadas. Neste trabalho foi utilizada a Condição de Contorno Assintótica. Essa condição de contorno aproxima a impedância do espaço aberto. Dessa forma é possível modelar o problema como se não houvesse uma fronteira, mas ainda assim modelando apenas uma região finita do espaço. A condição de contorno tem a forma

$$\frac{1}{\mu_r \mu_0} \frac{\partial A}{\partial n} + c_0 A + c_1 = 0$$

Onde

$A$  = Vetor potencial magnético

$\mu_r$  = Permeabilidade magnética relativa da região adjacente à fronteira.

$\mu_0$  = Permeabilidade magnética do vácuo

$n$  = Direção normal à fronteira

Para caracterizar a condição de contorno, basta definir os parâmetros  $c_0$  e  $c_1$ .

Para definir uma condição de contorno assintótica, especifica-se:

$$c_0 = \frac{1}{\mu_r \mu_0 R}$$

$$c_1 = 0$$

Onde

$R$  = Raio do domínio esférico

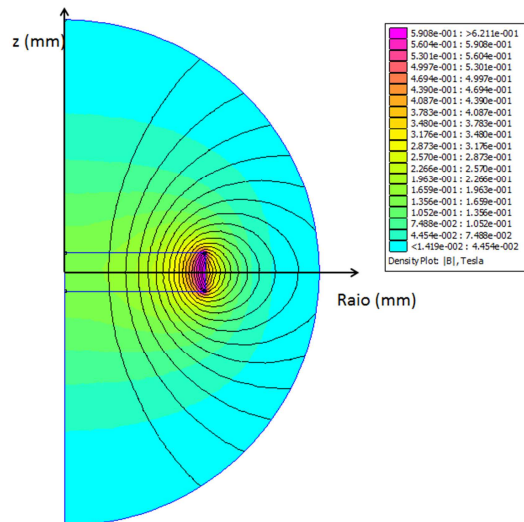
$\mu_r = 1$  (Permeabilidade relativa do Ar)

$\mu_0 = 1,2566 \times 10^{-6}$  (Permeabilidade do Vácuo)

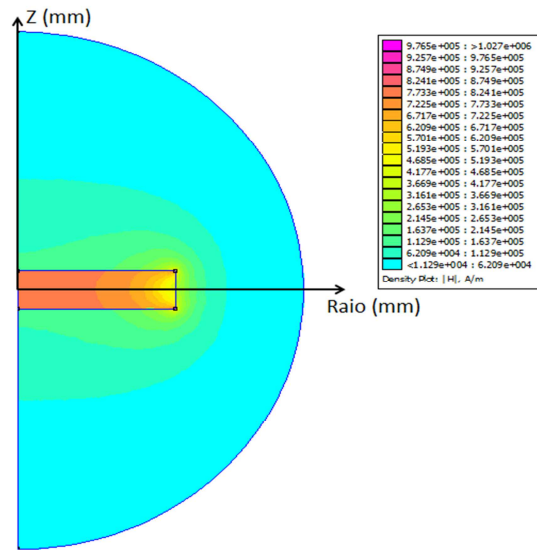
Por último, basta realizar a discretização e resolver as equações para cada elemento. Isso é feito automaticamente pelo software.

Essa análise foi feita para o ímã que será utilizado, um ímã de Neodímio ( $\text{Nd}_2\text{Fe}_{14}\text{B}$ ), de 22 mm de diâmetro, 3mm de espessura e de Produto Energético Máximo (BHmax) igual a 35 Megagauss-Oersted (MGOe).

O resultado se encontra nas figuras a seguir. O problema foi caracterizado como axissimétrico. O eixo vertical representa o eixo de simetria e o eixo horizontal representa a direção radial.



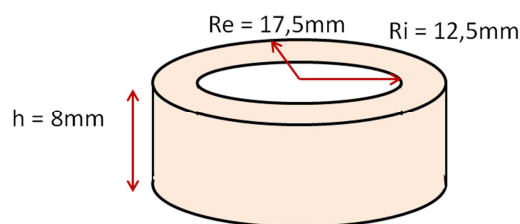
**Figura 28. Diagrama da densidade de fluxo magnético (B) ao redor do ímã (axissimétrico).**



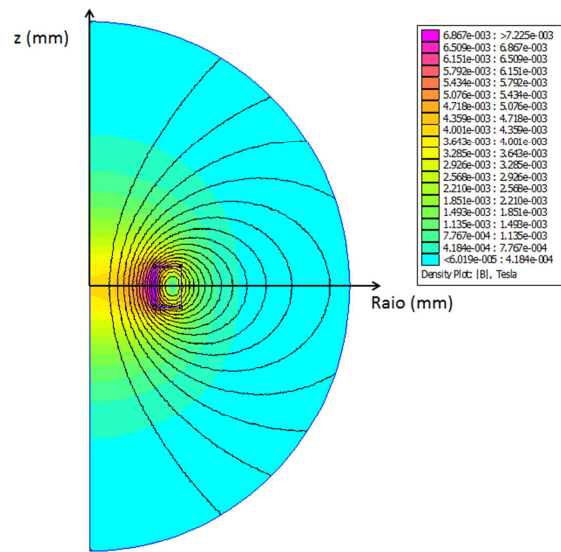
**Figura 29. Diagrama da Intensidade de Campo Magnético ( $H$ ) ao redor do ímã (axissimétrico).**

A mesma análise de campo magnético e intensidade de campo magnético foram feitas para o modelo de bobina. Esse modelo era composto por 50 voltas de fio de cobre AWG20, enrolados na forma de um cilindro de 8 mm de altura, 5 mm de espessura e raio médio de 15 mm. O circuito associado foi um circuito em série por onde passa uma corrente de 2 Ampéres.

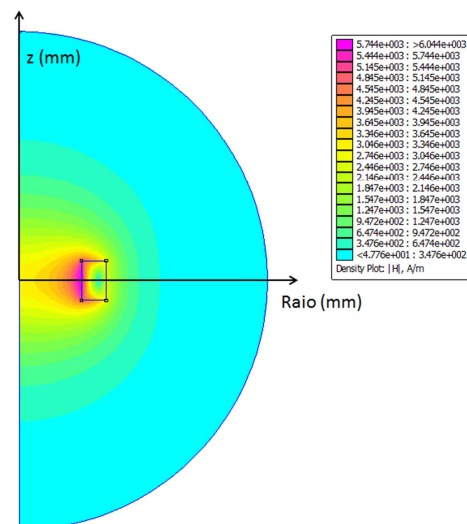
Sua geometria está descrita na figura abaixo, e os resultados se encontram nas figuras posteriores.



**Figura 30. Dimensões da bobina para simulação MEF.**



**Figura 31. Diagrama da densidade de fluxo magnético ( $B$ ) ao redor da bobina (axissimétrico).**



**Figura 32. Diagrama da Intensidade de Campo Magnético ( $H$ ) ao redor da bobina (axissimétrico) .**

A última análise feita no software foi em relação ao conjunto completo do atuador. O atuador modelado compreendia um ferromagnético, 8 ímãs de neodímio e a bobina composta por fio de cobre AWG20. O ferromagnético utilizado foi o aço 1020, e os ímãs e a bobina são os mesmos modelados anteriormente, ajustados em um modelo 2D de forma a garantir a maior verossimilhança.

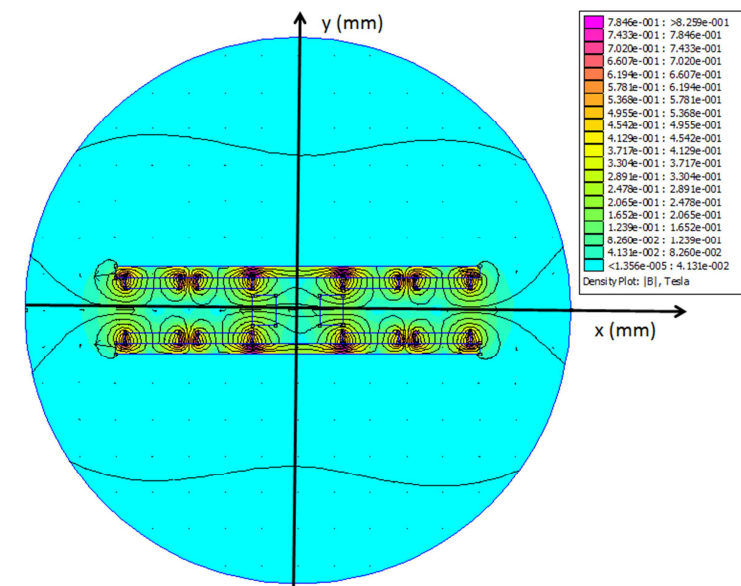


Figura 33. Diagrama da densidade de fluxo magnético (B) ao redor da bobina (axissimétrico).

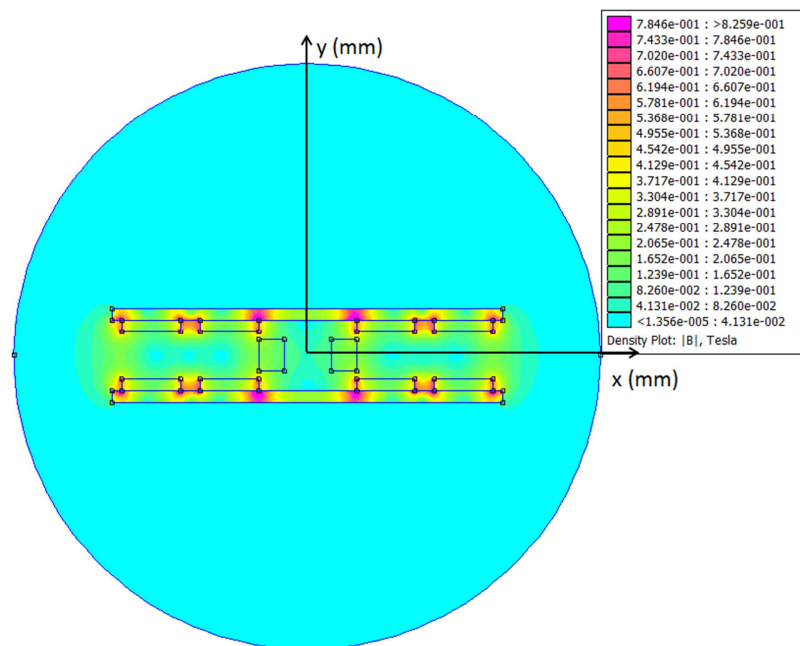


Figura 34. Diagrama da Intensidade de Campo Magnético (H) ao redor da bobina (axissimétrico).

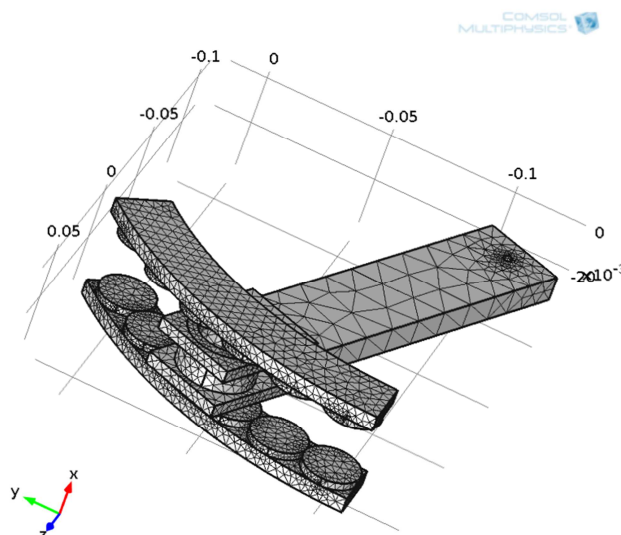
### 2.8.2.6.3 Modelagem via COMSOL

Utilizando o software COMSOL, foi possível realizar as mesmas análises feitas no software FEMM, mas sobre um modelo 3D.

A partir dos estudos anteriores, alguns parâmetros e materiais foram alterados para melhor atender os requisitos.

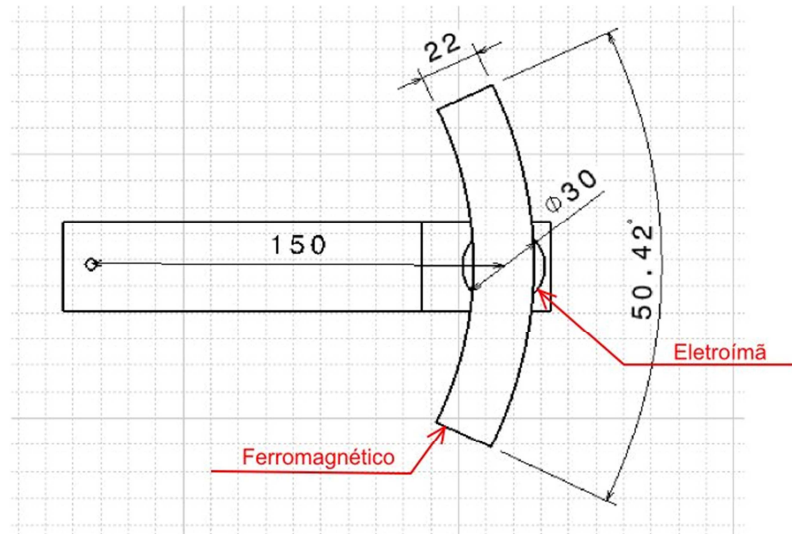
O modelo, já discretizado, está retratado na figura seguinte. Na discretização foram utilizados elementos tetraédricos. Nas regiões de fronteira ou de maior concentração de fluxo magnético foram aplicados elementos menores para aumentar a precisão do modelo.

Apenas o acionamento foi modelado, pois desejava-se apenas analisar a força que este era capaz de proporcionar.

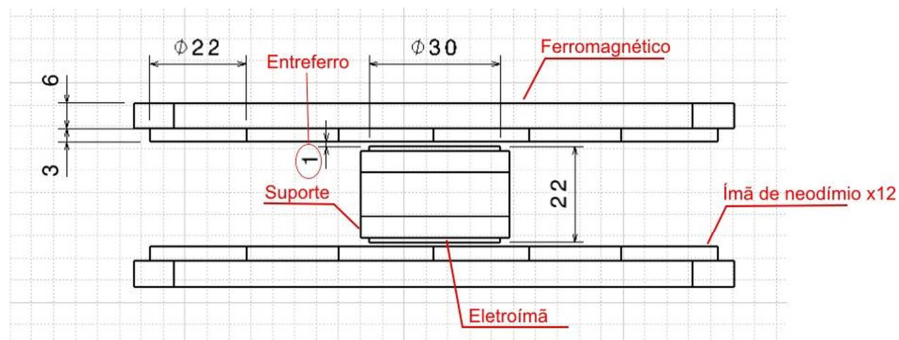


**Figura 35. Modelo do atuador discretizado.**

O modelo foi desenhado no CATIA v5, aplicando-se as restrições adequadas.



**Figura 36. Vista superior do atuador.**



**Figura 37. Vista frontal do atuador.**

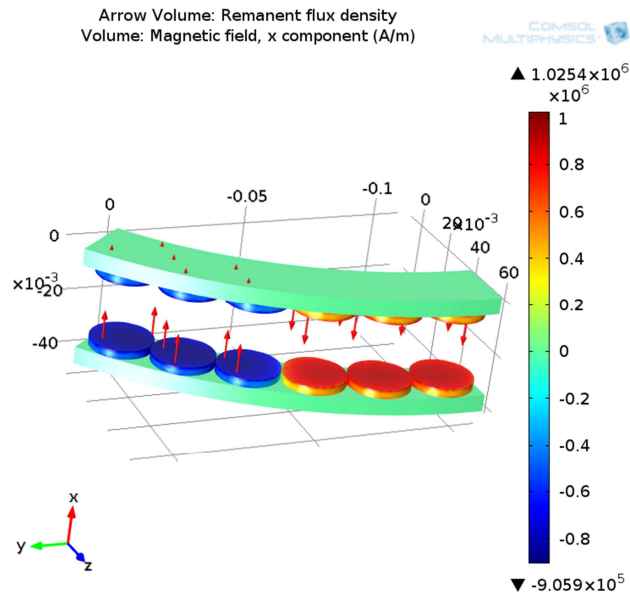
Para o braço do acionamento foi utilizado o material Polimetilmetacrilato (PMMA). As propriedades utilizadas na resolução do problema foram: condutividade elétrica ( $1 \times 10^{-9}$  S/m), permissividade relativa (3,9) e permeabilidade relativa (0,95).

Como ferromagnético foi utilizada uma chapa de ferro de 6 mm de espessura e com as seguintes propriedades físicas: condutividade elétrica =  $1,12 \times 10^7$  S/m, permissividade relativa = 1 e permeabilidade relativa = 400.

Os ímãs utilizados foram discos de Neodímio de 22mm de diâmetro e 3mm de espessura. Para estimar o campo magnético de cada ímã utilizou-se o valor da sua remanência magnética, equivalente 1,5 Tesla.

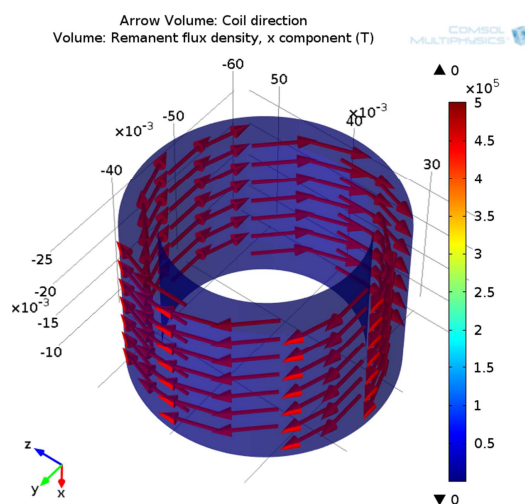
As direções do campo foram definidas conforme a figura abaixo.





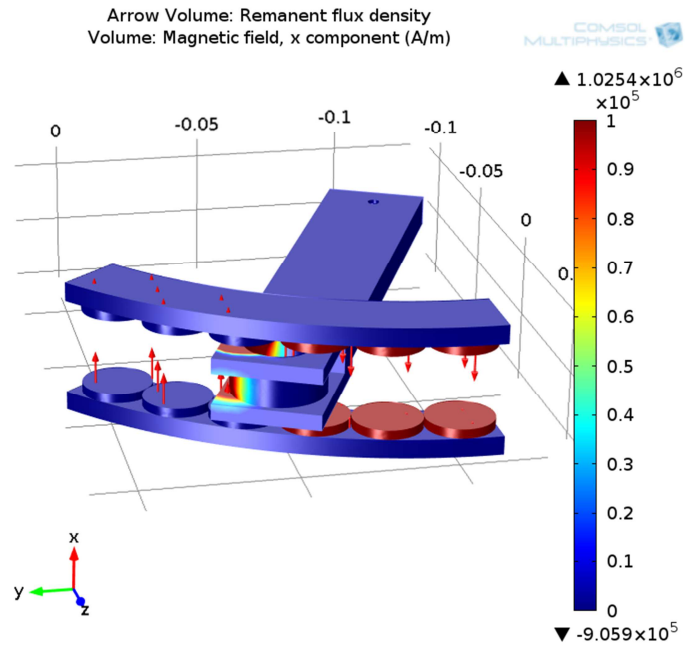
**Figura 38. Direção do campo magnético dos ímãs.**

A bobina foi aproximada por um enrolamento de diâmetro interno de 22 mm, diâmetro externo de 30 mm, e 20 mm de altura. O enrolamento é composto por 50 voltas de fio de cobre AWG20. A corrente transmitida pelo fio é de 2,0 A, e a sua direção está retratada na figura 39. O núcleo da bobina é composto de ar, pois a utilização de um material de maior permeabilidade magnética também multiplicaria as forças de atração verticais, o que exige um mancal mais robusto e um material estrutural mais rígido. O momento de inércia do acionamento também aumentaria significativamente.



**Figura 39. Modelo da bobina do atuador.**

Inicialmente analisou-se o comportamento do campo magnético em torno do modelo completo. Percebe-se que há uma assimetria no campo magnético que será responsável pelo surgimento das forças magnéticas no acionamento.

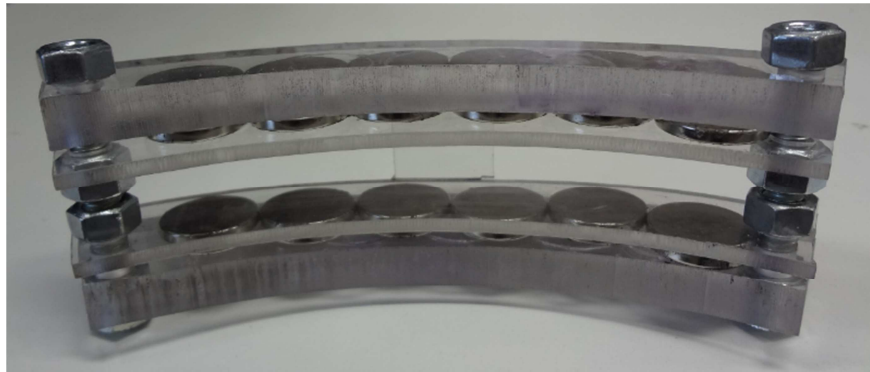


**Figura 40. Disposição do campo magnético no atuador.**

Após a visualização do campo, foi calculado o torque no braço de PMMA em relação ao eixo x no ponto  $(-0,02;-0,11;-0,095)$ , que representa o ponto de fixação do eixo de rotação. O torque atingido foi de 0,57 Nm. O torque obtido na simulação é suficiente para satisfazer o requisito encontrado pelas equações do item relacionado à cinemática do mecanismo.



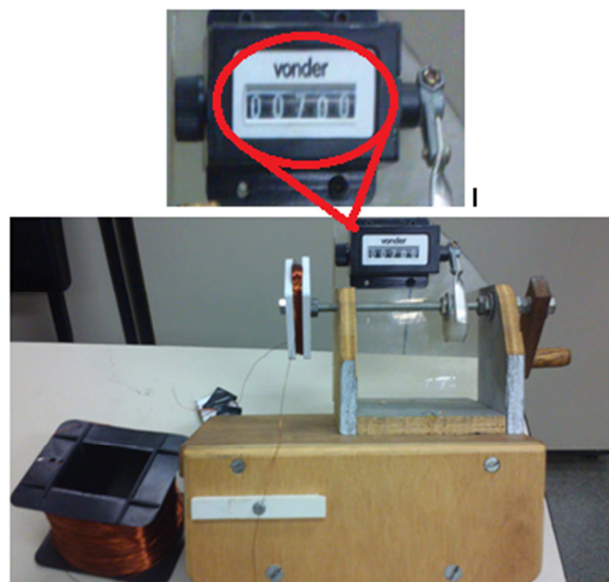
**Figura 41 - Primeira versão do atuador eletromagnético.**



**Figura 42. Segunda versão do atuador eletromagnético.**



**Figura 43. Atuador eletromagnético final com entreferro ajustável.**

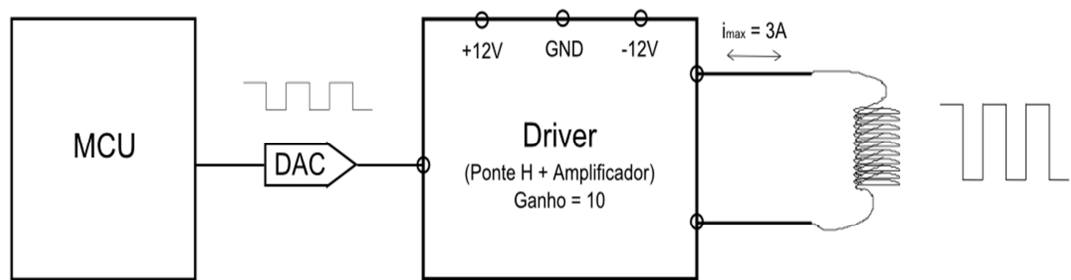


**Figura 44. Enrolamento da bobina de fio de cobre esmaltado AWG30 com 700 espiras.**

### 2.8.2.7 Projeto Elétrico

Para gerar o campo magnético no atuador é necessário fornecer energia ao sistema. O projeto elétrico visa o controle de corrente elétrica na bobina do eletroímã, tanto em sentido quanto em amplitude.

O esquema seguinte mostra a configuração do circuito de potência.



**Figura 45. Diagrama em blocos do circuito de potência.**

O driver de acionamento é formado por uma ponte H e um amplificador operacional. A ponte H é responsável pela inversão de corrente nos terminais da bobina e o amplificador é responsável pelo aumento de tensão. O driver utilizado neste trabalho possui ganho igual a 10 e corrente máxima suportada de 3A.

O comando é realizado através de uma onda de frequência igual à frequência de abertura e fechamento da válvula. A amplitude deste sinal de comando é equivalente à força necessária no atuador.

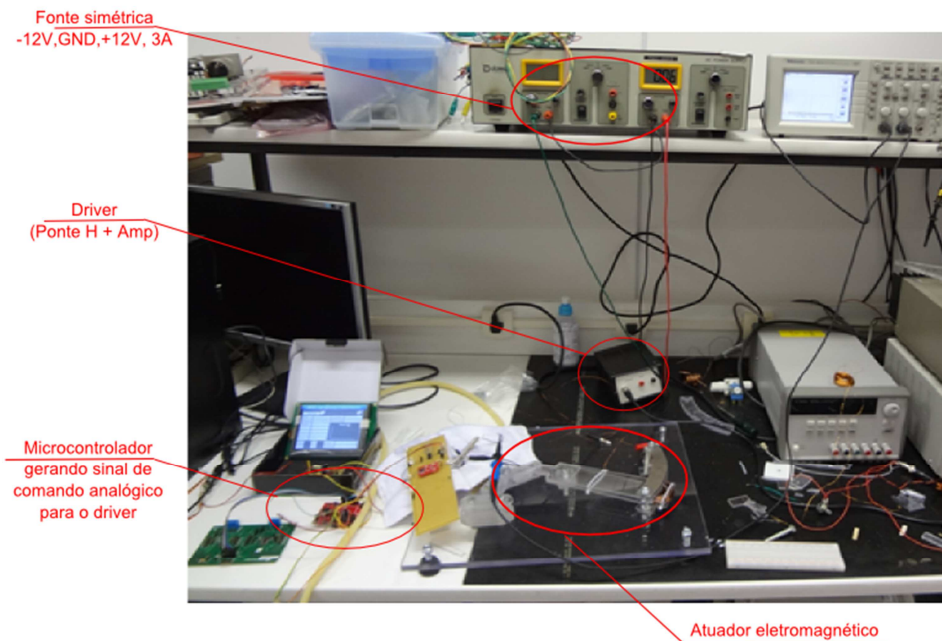
A frequência de atualização do sinal de comando deve ser no mínimo 3 Hz, conforme requisito de projeto.

A tensão máxima necessária é

$$V_{bobina,max} = R_{bobina} \times i_{bobina,max} + L_{bobina} \times \frac{di_{bobina,max}}{dt}$$

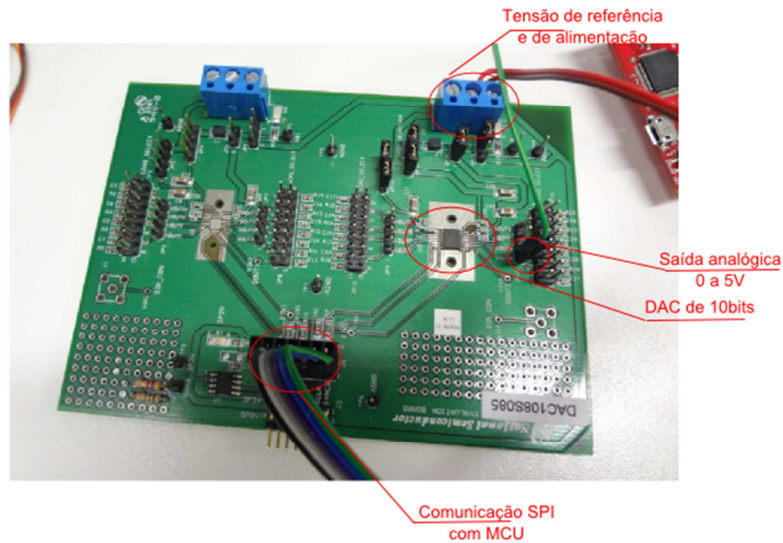
Onde  $R_{bobina} = R_{cobre\ AWG} \times L$ , é a resistência elétrica do fio de cobre esmaltado de seção AWG com resistência linear  $R_{cobre\ AWG}$  [ $\Omega/m$ ] e comprimento  $L$  [m]. E  $i_{bobina,max}$  é a máxima corrente elétrica necessária correspondente à máxima força magnética requerida.

A bancada montada é mostrada na foto a seguir:



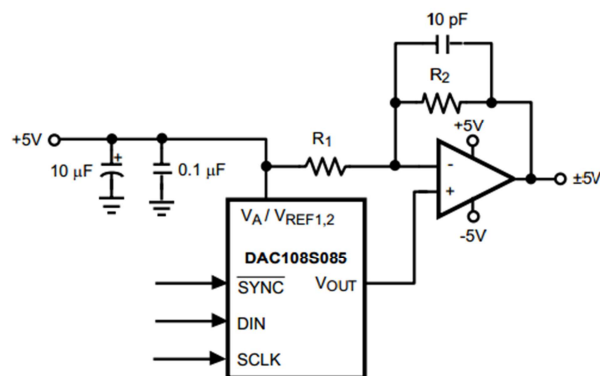
**Figura 46. Instrumentação de bancada com o circuito de potência.**

Para regular a tensão aplicada na bobina em tempo real houve a necessidade de implementar um conversor digital-analógico. Foi utilizado o circuito integrado DAC108S085, de 10 bits de resolução por comunicação serial SPI.



**Figura 47. Placa conversora digital analógico.**

Obtido o sinal analógico unipolar, converteu-se este sinal para sinal bipolar por amplificador operacional. A tensão negativa para referência do amplificador operacional, -5V, foi obtido por charge pump (conversor DC-DC) do CI MAX232 e divisor resistivo.



**Figura 48 - Circuito de conversão de sinal para bipolar.**

A saída bipolar consiste, então, no sinal de comando para o acionamento através do driver de motor citado em item anterior.

#### 2.8.2.8 Projeto Eletrônico

A arquitetura geral do sistema eletrônico envolve:

- Módulo de Aquisição: sensor de pressão MPX2050 da Freescale e sensor de vazão de efeito Hall;
- Módulo de Processamento: RISC de arquitetura ARM 32bits Cortex-M4 da TI;
- Módulo de Interface: display TFT Touch-screen 5.6" VGA;
- Módulo de Atuação: sinal de acionamento de válvula ativa, descrito no item anterior.

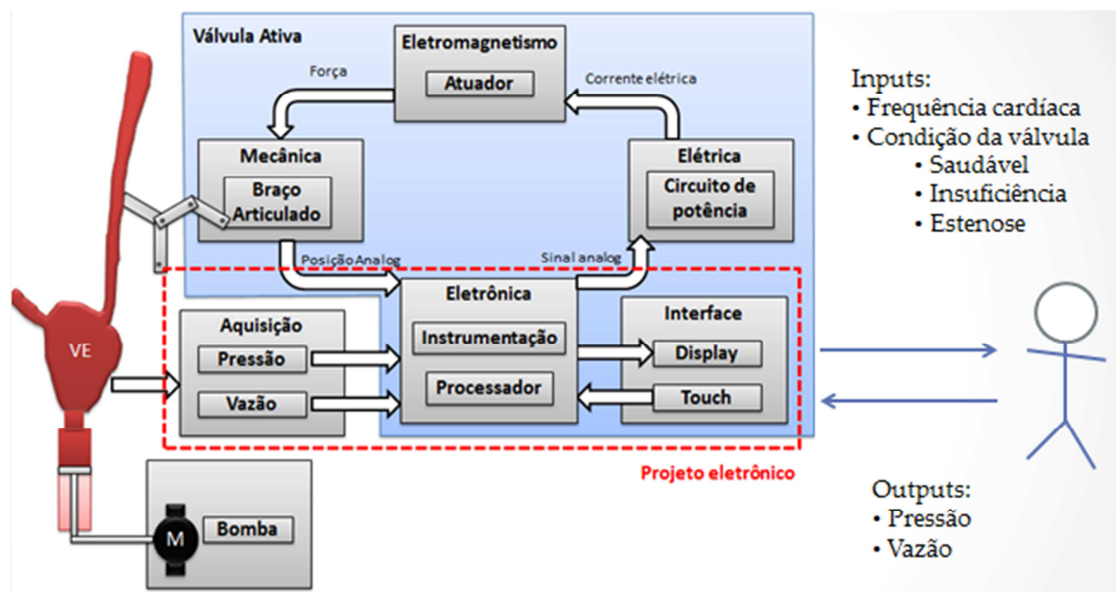


Figura 49. Arquitetura geral do sistema eletrônico em módulos.

#### 2.8.2.8.1 Módulo de aquisição

##### 2.8.2.8.1.1 Pressão

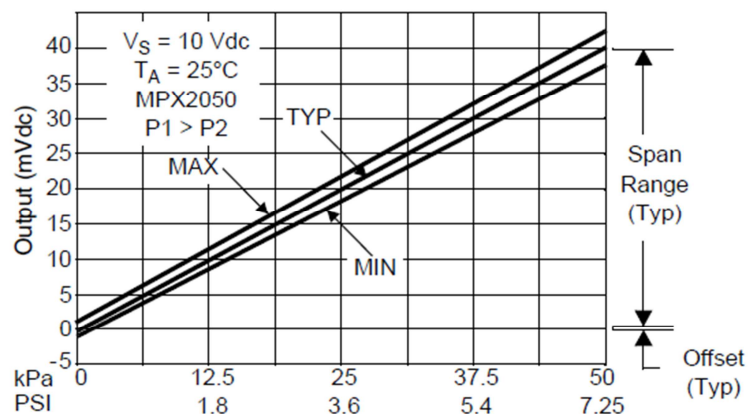
De acordo com (CARVALHO, 2008), sinais fisiológicos humanos de pressão e vazão seguem as faixas apresentadas na tabela 6:



**Tabela 6. Faixas de medições fisiológicas de pressão e vazão no ser humano. Retirado de (Carvalho, 2008).**

<b>Parâmetro Fisiológico</b>	<b>Sensor / Transdutor</b>	<b>Faixa de frequência do sinal</b>	<b>Faixa de medição</b>
Pressão arterial	Strain-Gauge, capacitivo, indutivo	0 a 20 Hz	0 a 400mmHg
Fluxo sanguíneo	Fluxômetro, ultrassônico, eletromagnético	0 a 30 Hz	1 a 300 mL/s

Para medir a pressão foi selecionado o modelo MPX2050GP da Freescale Motorola. Indicado para aplicações médicas, este sensor possui saída de tensão proporcionalmente linear à pressão no transdutor, como indicado pela figura 50.



**Figura 50. Relação Tensão de saída x Pressão do sensor MPX2050. Datasheet.**



**Figura 51. Sensor de pressão MPX2050 da Freescale Motorola.**



As suas especificações técnicas seguem na tabela 7:

**Tabela 7. Características técnicas do sensor MPX2050.**

<b>MPX2050</b>	
<b>Faixa de pressão</b>	0 a 375 mmHg
<b>Tensão de alimentação</b>	10 a 16 V (Typ = 10V)
<b>Tensão de saída</b>	0 a 40 mV
<b>Sensibilidade</b>	0,8mV/kPa
<b>Linearidade</b>	±0,25%
<b>Compensação de temperatura</b>	0 a 85 °C

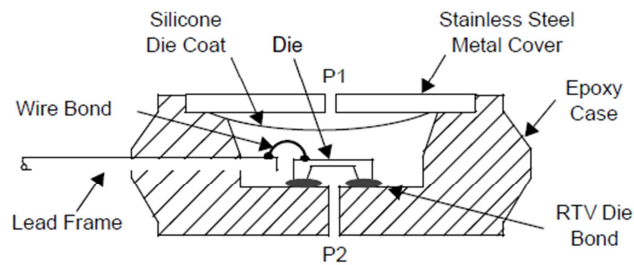
\*Medidas adotadas como 1kPa = 7,5mmHg, aproximado.

Apesar da referência do parâmetro fisiológico, indicado na tabela 5 de Carvalho (2008), que determina a faixa em 0 a 400mmHg, o ser humano em condições saudáveis apresenta pressão arterial em torno de 70mmHg a 140mmHg, para pressões diastólica e sistólica, respectivamente, portanto o sensor consegue suprir uma faixa considerável para o projeto. Podem-se prever as condições de trabalho do sensor pelo gráfico da figura 50.

Esta comparação segue na tabela 8 a seguir:

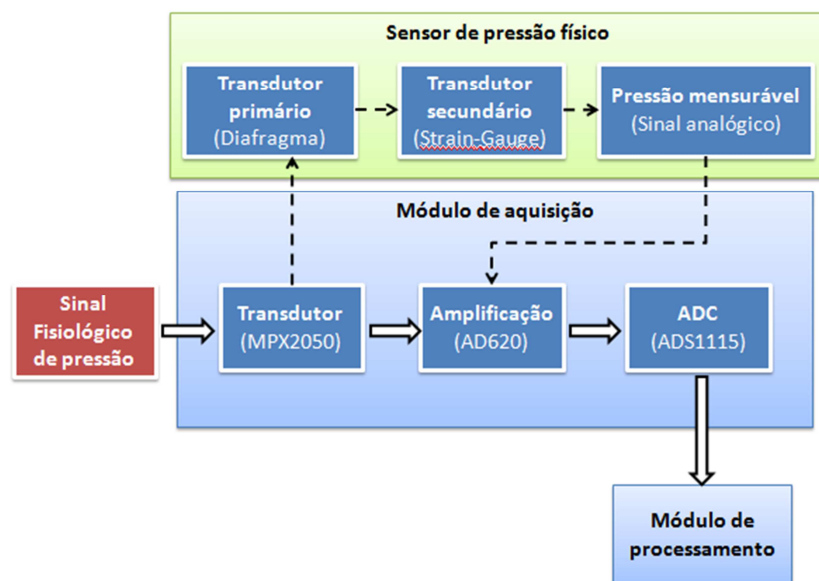
**Tabela 8. Comparativo de faixa de pressão requerida e possibilitado pelo sensor MPX2050.**

	<b>Pressão arterial (mmHg)</b>	<b>Tensão de saída (mV)</b>
<b>Faixa máxima</b>	<b>0 a 375</b>	<b>0 a 40</b>
<b>Faixa em condições saudáveis</b>	<b>70 a 140</b>	<b>8 a 15</b>
<b>Faixa em condições críticas</b>	<b>30 a 220</b>	<b>4 a 24</b>



**Figura 52. Esquema físico interno do sensor MPX2050.**

Este sensor consiste em um circuito integrado com uma membrana em contato com o fluido pressurizado chamada de diafragma, e um transdutor piezoresistivo com uma ponte de wheatstone capaz de quantificar o sinal fisiológico em sinal elétrico analógico.



**Figura 53. Fluxograma do módulo de aquisição de pressão.**

Como o sensor MPX2050 possui saída em tensão de 0 a 40 mV, há a necessidade de amplificar esta tensão para a faixa de 0 a 5V com o objetivo de processar digitalmente os dados. Para tanto, selecionou-se um amplificador de instrumentação, o AD620.

O amplificador de instrumentação é um circuito integrado capaz de fornecer saída em tensão baseada na diferença entre duas entradas multiplicada por um fator de escala ou ganho (G).

O ganho é determinado pela equação do datasheet:

$$G = 1 + \frac{49.4k\Omega}{R_g} \quad (15)$$

Sendo  $R_g$  o valor do resistor determinado externamente ao CI do AD620.

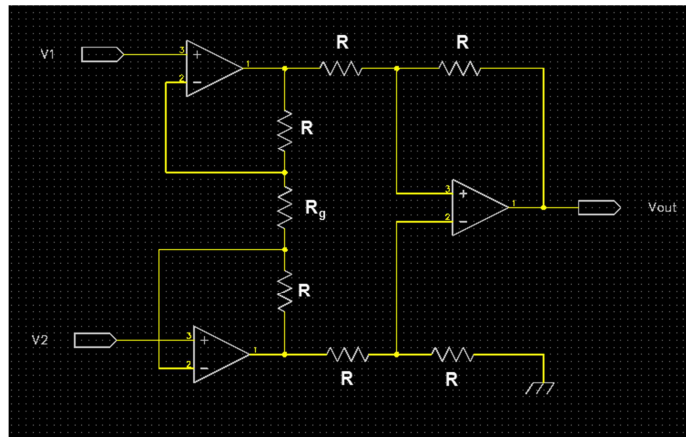


Figura 54. Esquema elétrico interno ao AD620.

Ao cobrir toda a faixa de medição possível do sensor de 0 a 40mV, deve-se ter:

$$V_{OUT} = G(V_1 - V_2) = \left(1 + \frac{49.4k\Omega}{R_g}\right) (V_1 - V_2) \quad (16)$$

$$G = \frac{5000mV - 0mV}{40mV - 0mV} = 125 \quad (17)$$

Portanto,

$$R_g = 403\Omega$$

O esquema elétrico de aquisição de pressão segue na figura a seguir:

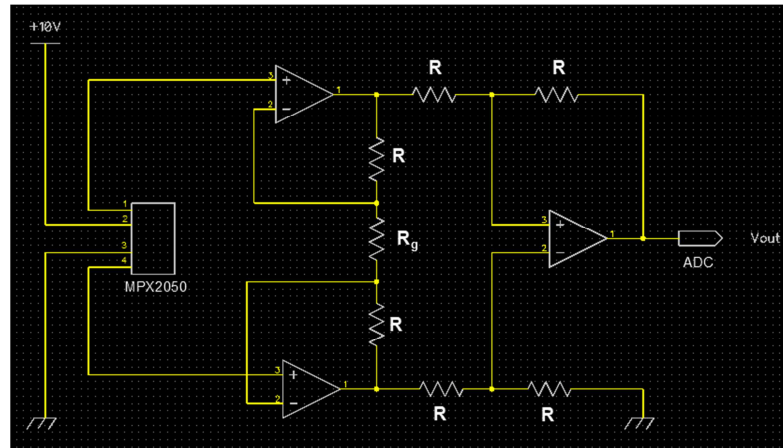


Figura 55. Esquema elétrico do circuito de aquisição de pressão completo.

#### 2.8.2.8.1.2 Vazão

O sensor de fluxo deve atender a demanda de máxima e mínima vazão possível da bancada. Considerando o volume sistólico de 70 ml e frequência cardíaca máxima de 200 batimentos por minuto, a vazão máxima é de 16,8L/min.

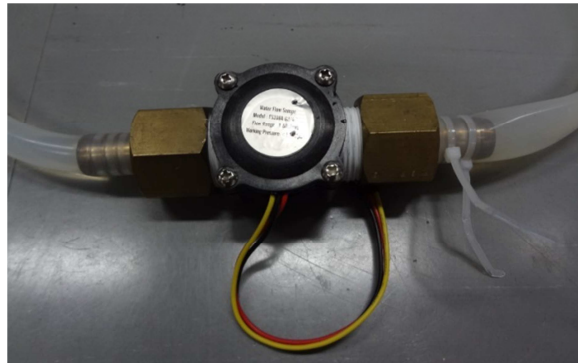
Para a aquisição de vazão foi selecionado um sensor de efeito Hall. Este sensor possui um bocal por onde o fluido passa e gira um rotor. A saída é digital e o software programado, anexado ao final deste trabalho, detecta bordas de subida e de descida por interrupção incrementando um contador dentro do tempo de amostragem de 0.1 segundos.

O sinal é processado pela seguinte equação:

$$Q \left[ \frac{mL}{s} \right] = \frac{1000N}{60 \times 13.5 \times f}$$

Onde:

- Q é a vazão em mL/s;
- N é o número de pulsos a cada 1/f segundos;
- f é a frequência de aquisição em Hz.



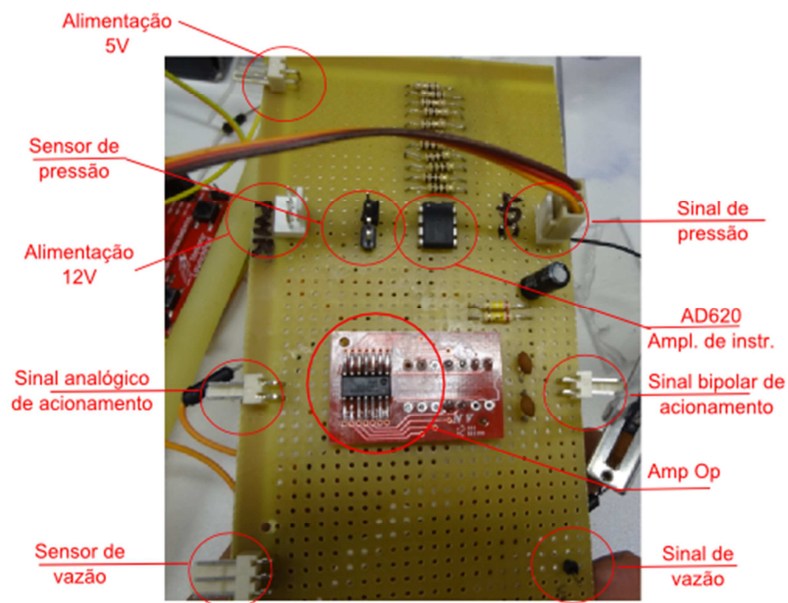
**Figura 56 - Sensor de vazão de efeito Hall.**

As especificações seguem na seguinte tabela:

**Tabela 7. Características técnicas do sensor de vazão de efeito Hall.**

<b>Sensor de vazão efeito Hall</b>	
Voltagem	5 – 24V
Diâmetro interno	3/4 ‘‘
Taxa de fluxo	1 a 120 L/min
Temperatura de operação	0 a 80°C
Temperatura do líquido	Até 120°C
Pressão de operação	Até 1,75MPa

A placa montada segue na figura 57 a seguir:



**Figura 57 - Placa de aquisição e de acionamento.**

#### 2.8.2.8.2 Módulo de processamento

Todo o processamento é embarcado em um microcontrolador de baixo custo com portabilidade e não interferência de processamentos paralelos.

O MCU selecionado utiliza arquitetura ARM de 32 bits funcionando a uma frequência de 80 MHz. É incluído no sistema eletrônico o modelo TM4C123G da família TIVA, antiga família Stellaris, modelo LM4F120H5QR. Este modelo é um microcontrolador de núcleo Cortex-M4F da Texas Instruments que suporta, nativamente, variáveis float em processamento paralelo com ponto flutuante (FPU). A biblioteca de software de suporte vem gravada na memória ROM e a placa possui um processador adicional para debug via ICDI (In Circuit Debug Interface) pela porta USB funcionando como JTAG, facilitando o desenvolvimento.

Esse microcontrolador de baixo custo possui os periféricos, tamanho de memórias e quantidade de pinos disponíveis, necessários para o projeto. Os mais importantes são descritos na tabela 9.

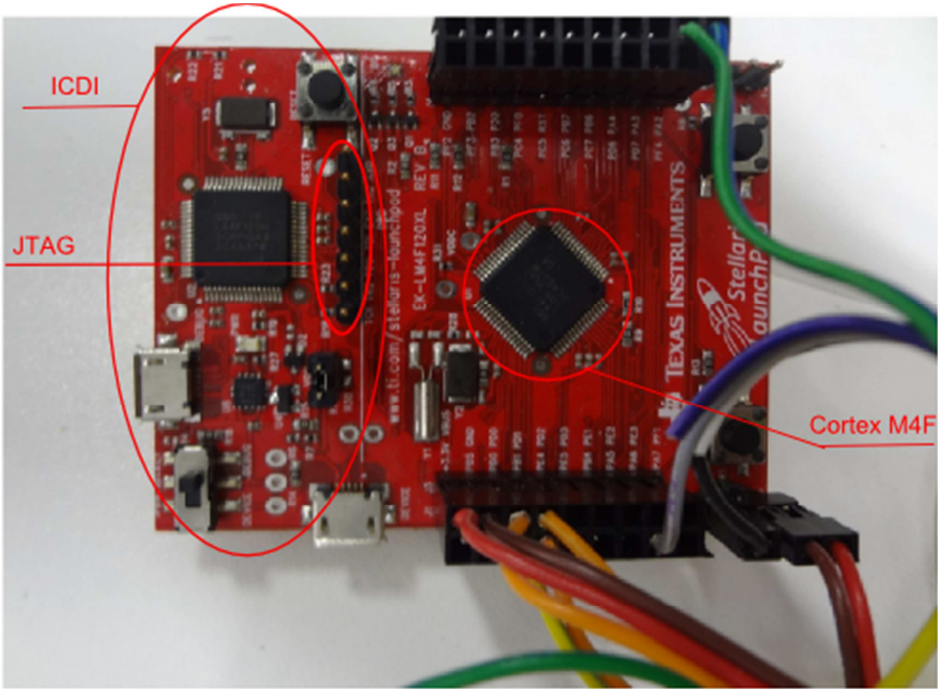


Figura 58. Microcontrolador ARM Cortex-M4F da TI. Modelo TM4C123G LaunchPad.

Tabela 9. Principais características do microcontrolador TM4C123G da família TIVA.

Especificação do MCU	
Velocidade Máxima	80 MHz
Comunicação I2C	4
Canais ADC (resolução)	12 (12 bits cada)
Memória Flash	256 kB
Memória SRAM	32 kB
Comunicação UART	8
GPIOs	43

Tabela 10. Frequências implementadas no gerenciamento de periféricos para o primeiro protótipo.

Frequências implementadas – Primeiro protótipo	
PWM Servo motor	50 Hz

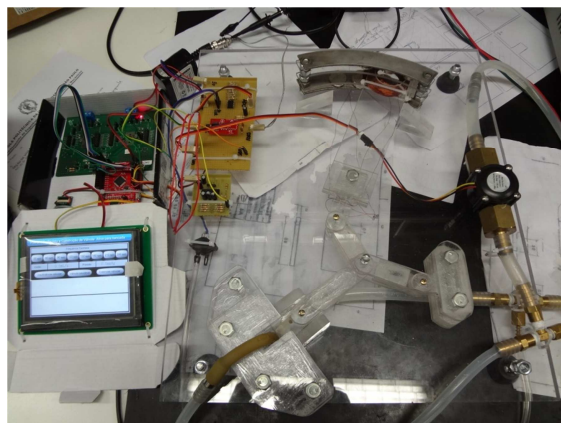
Display	60 Hz
Touch Screen	15 Hz
Interrupção principal do programa	60 Hz
Controle de posição do servo motor	15 Hz

**Tabela 11. Frequências implementadas no gerenciamento de periféricos para o segundo protótipo.**

<b>Frequências implementadas – Segundo protótipo</b>	
Sensor de pressão	10 Hz
Sensor de vazão	10 Hz
Display	12.5 Hz
Touch Screen	10 Hz
Atualização do sinal de comando (acionamento)	10 Hz

#### 2.8.2.8.3 Módulo de Interface

A interface da bancada é facilitada por um display gráfico com demonstração de dados dos sensores em forma de gráfico em tempo real. O display selecionado é um TFT 5.6 polegadas com função de toque, controlador integrado e resolução VGA (640x480 pixels).



**Figura 59. Interface Homem-Máquina com touch.**



Através desta interface é possível configurar a frequência de chaveamento da válvula. Também é possível configurar o estado da válvula: válvula saudável, insuficiência valvular ou estenose valvular, além de poder visualizar os dados de vazão e pressão em tempo real.

## 2.9 Bancada de Testes

Para realização dos testes foi montada uma bancada hidráulica para que fosse possível medir a pressão e a vazão com a válvula em operação.

A bancada foi montada de acordo com o esquema da figura 60.

Quanto à bomba, estudou-se a possibilidade de utilizar uma bomba hidráulica submersa de aplicações domiciliares. Um dos modelos mais potentes encontrados foi a bomba submersa modelo H2000 da VigoAr. Sua vazão máxima é de 2.000 litros por hora, e a potência é 40 Watts.

Porém, foi necessário verificar se uma bomba de uso doméstico seria capaz de fornecer a pressão necessária para simular a pressão arterial humana.

Para estimar a pressão que a bomba seria capaz de fornecer, utilizamos a equação:

$$Pot = p \times Q \times \eta$$

Onde:

Pot = Potência (Watts)

p = Pressão (N/m<sup>2</sup>)

Q = Vazão (m<sup>3</sup>/s)

η = Eficiência

Para converter as unidades, considerou-se:

$$1 \text{ mmHg} = 133,3 \text{ N/m}^2$$

$$1 \text{ m}^3 = 1000\text{l}$$

$$1 \text{ h} = 3600 \text{ s}$$

A conversão de unidades resulta em:

$$Pot(W) = p(N/m^2) \times 133,3 \times Q(m^3/s) \times 0,001 \times \frac{1}{3600} \times \eta$$

$$Pot(W) = 3,7.10^{-5} \times p(mmHg) \times Q(l/h) \times \eta$$

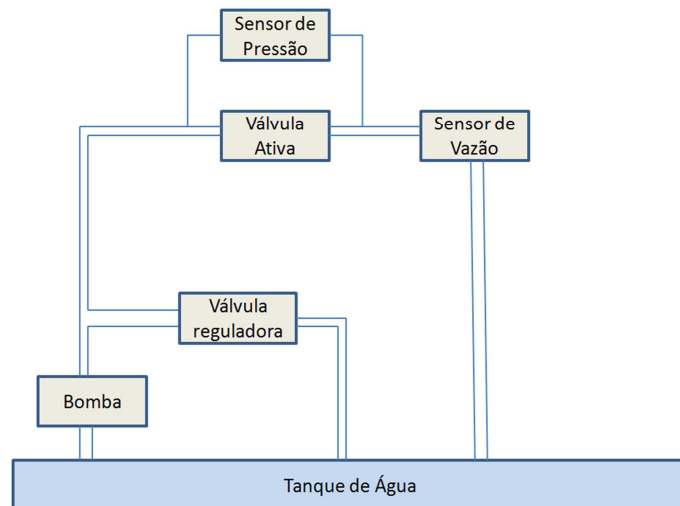
Para o cálculo da pressão considerando uma bomba de 40W:

$$p(mmHg) = \frac{27027 \times Pot(W) \times \eta}{Q(\frac{l}{h})}$$

Aplicando as fórmulas às especificações da bomba, obtêm-se:

$$p(bomba) = 432,43 \text{ mmHg}$$

Portanto, de acordo com os cálculos desenvolvidos, a bomba é capaz de fornecer um intervalo de pressão aceitável para as condições de pressão que se deseja simular nesse estudo.



**Figura - 60 Diagrama do circuito hidráulico de testes.**

Foram utilizados os sensores de pressão MPX2050GP e o sensor de vazão de efeito Hall, descritos em itens anteriores.

Uma válvula reguladora foi acrescentada ao circuito hidráulico para tornar possível o ajuste da pressão interna no circuito.

Na conexão da bomba com o circuito, foram utilizadas duas conexões redutoras. Foi aplicada inicialmente uma redução de 3/4'' para 3/8'' e depois uma nova redução de 3/8'' para 1/4''. A redução gradativa tem como objetivo evitar a perda de carga concentrada perto da saída da bomba, o que poderia prejudicar seu funcionamento e reduzir sua durabilidade.

Para acoplar o sensor de pressão diferencial foram utilizadas duas conexões em T de 1/4''-1/4''-1/8''.

O sensor de vazão possui dois bocais de 3/4'', portanto foi necessário utilizar juntas de expansão. Escolheu-se promover a expansão também de forma gradual (1/4'' para 3/8'' e 3/8'' para 3/4''), para que não houvesse vórtices na entrada do sensor de vazão que pudessem prejudicar a medição.

Na Figura 61 segue a foto dos componentes principais do circuito hidráulico, juntas em T, a válvula reguladora, o sensor de vazão e o sensor de pressão.

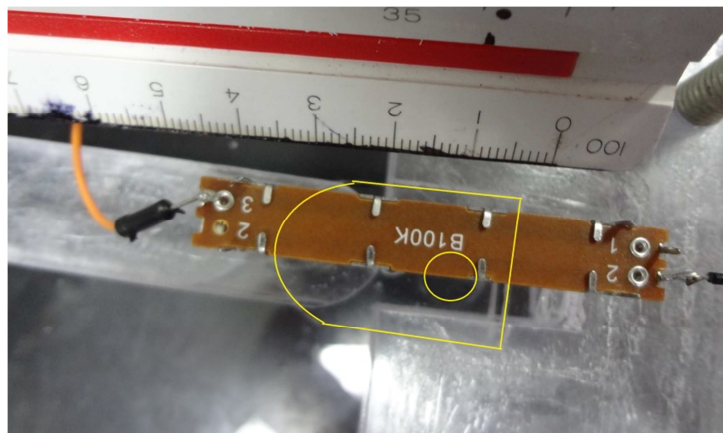


**Figura 61 Componentes do circuito hidráulico.**

### 3 RESULTADOS

#### 3.1 Frequência

O protótipo foi construído de acordo com a metodologia e seguindo-se as linhas do projeto. Para atestar o requisito de projeto, um encoder deslizante linear foi acoplado ao êmbolo da válvula como mostrado na Figura 62. A posição do êmbolo, pouco visível devido à opacidade do acrílico, se encontra destacada em amarelo.



**Figura 62. Posicionamento do encoder linear no batente da válvula.**

Os sinais do encoder foram então visualizados em um osciloscópio e registrados. Foram feitos testes nas frequências indicadas pela Tabela 11. A tabela também mostra as frequências registradas no osciloscópio.

**Tabela 12 - Comparação de frequência de sinal de comando e frequência de resposta mecânica**

Frequência do Sinal de Comando	Frequência de resposta mecânica
0,5 Hz	0,53 Hz
1,0 Hz	1,09 Hz
1,5 Hz	1,59 Hz
2,0 Hz	2,17 Hz
2,5 Hz	2,55 Hz
3,0 Hz	3,03 Hz
3,5 Hz	3,57 Hz
4,0 Hz	3,97Hz

Os resultados encontram-se nas Figuras 63 em diante, a seguir. As figuras representam as frequências de 0,5 Hz, 1 Hz, 2Hz e 4 Hz.

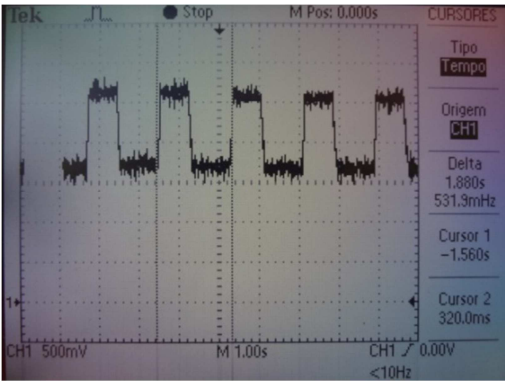


Figura 63 - Sinal do encoder acoplado à válvula recebendo sinal de comando a 0,5 Hz.

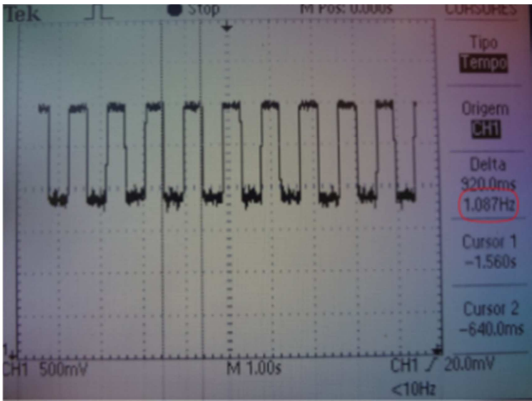


Figura 64 - Sinal do encoder acoplado à válvula recebendo sinal de comando a 1 Hz.

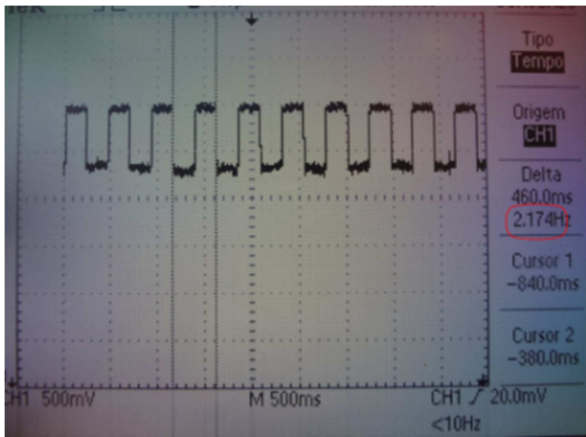
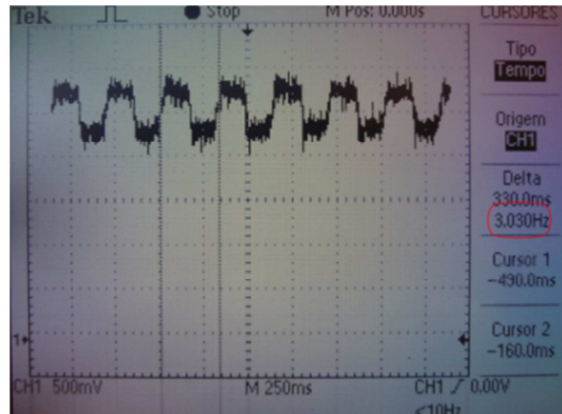
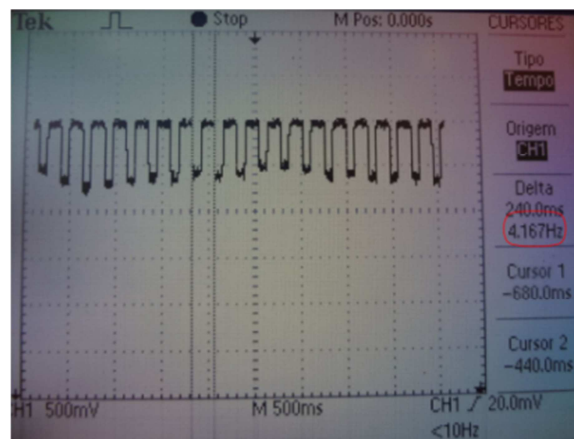


Figura 65 - Sinal do encoder acoplado à válvula recebendo sinal de comando a 2 Hz.



**Figura 66 - Sinal do encoder acoplado à válvula recebendo sinal de comando a 3 Hz.**



**Figura 67 - Sinal do encoder acoplado à válvula recebendo sinal de comando a 4 Hz.**

Através dos sinais obtidos, observou-se que o requisito de frequência foi atendido, ou seja, a válvula consegue realizar o seu curso total de movimento a 3 Hz. É válido mencionar também que o erro entre o sinal enviado e o deslocamento medido no final da cadeia cinemática é pequeno, da ordem de 8% nos dados analisados, podendo ser em parte atribuído ao erro de medição e posicionamento do encoder.

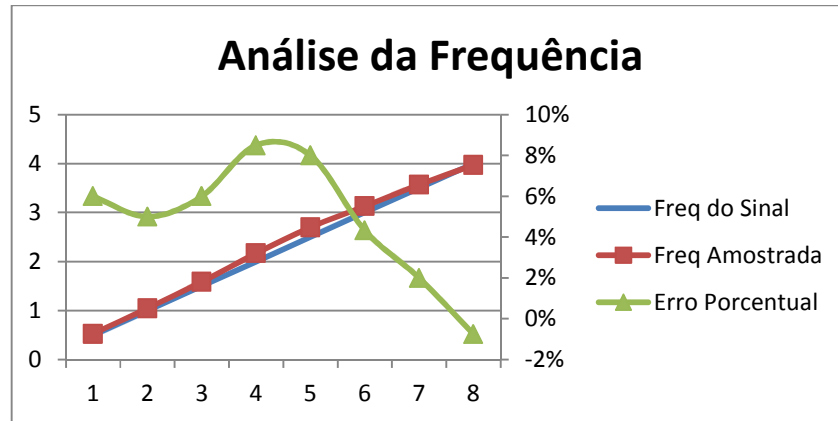


Figura 68 - Gráfico comparativo entre as frequências dos sinais de comando e do encoder.

### 3.2 Força

Para avaliar a força aplicada máxima posicionou-se um sensor de massa com suporte rígido perpendicularmente ao embolo do atuador. Como o mecanismo amplifica a força ao longo do deslocamento do embolo, considera-se que a força máxima acontece quando os ângulos:

$\alpha$	$35^\circ \rightarrow 5^\circ$
$\beta$	$25^\circ \rightarrow 5^\circ$

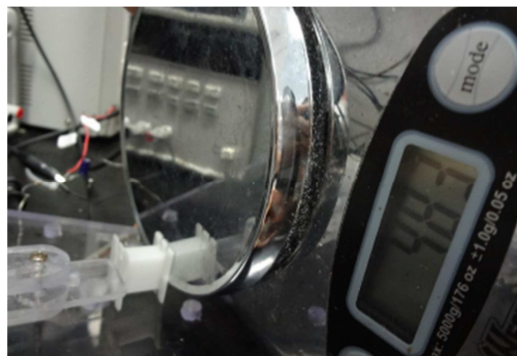


Figura 69 - Força máxima aplicada pelo atuador.

Ao posicionar o sensor com esta configuração obteve-se:

$$F_{max} = 4,7N$$

Acima do requisito de 3,88 N. A corrente máxima aplicada na bobina para este teste foi de 360 mA.



Figura 70 - Corrente elétrica aplicada na bobina.

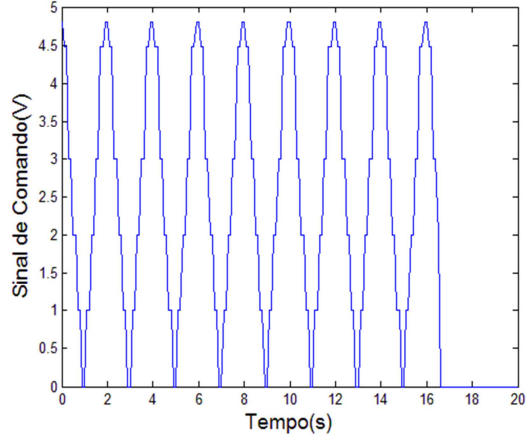
### 3.3 Pressão e vazão para casos anômalos de saúde valvular

Com o protótipo final construído realizou-se um teste de integração com o sistema hidráulico com o intuito de simular o mau funcionamento da válvula. Neste teste foram considerados três casos de condições valvulares. Para cada condição, analisou-se quatro frequências cardíacas. Sinais de comando, pressão e vazão em regime permanente de funcionamento da válvula estão dispostos para cada caso, totalizando 36 curvas. As curvas foram dispostas de forma a facilitar a comparação entre os sinais de comando, pressão e vazão nas mesmas condições.

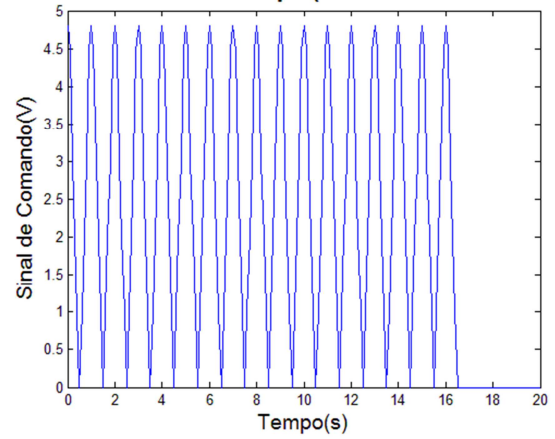


### 3.3.1 Válvula saudável

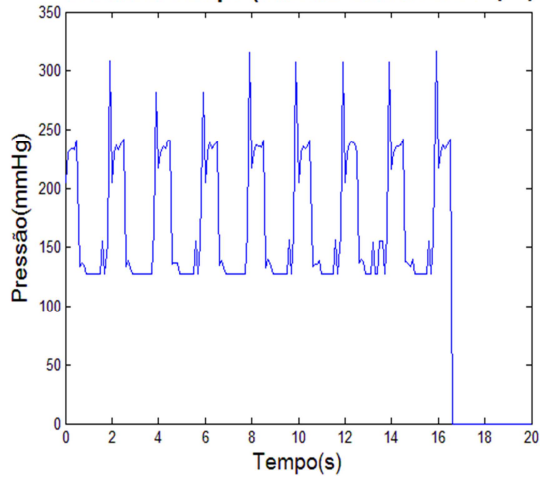
**Sinal de Comando x Tempo (Válvula Saudável 30 bpm)**



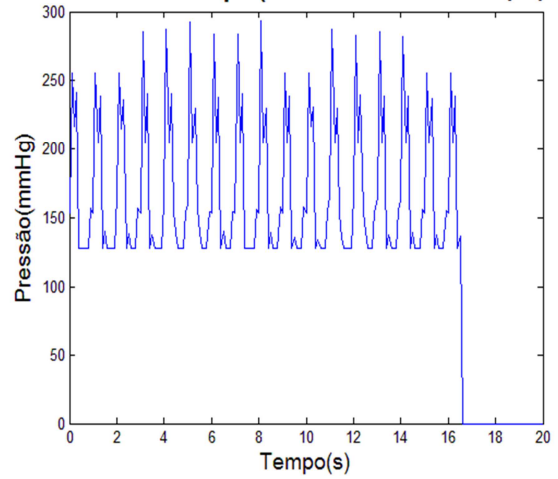
**Sinal de Comando x Tempo (Válvula Saudável 60bpm)**



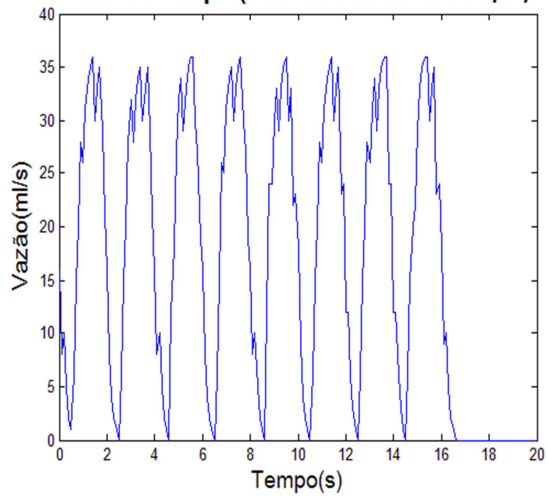
**Pressão x Tempo (Válvula Saudável 30 bpm)**



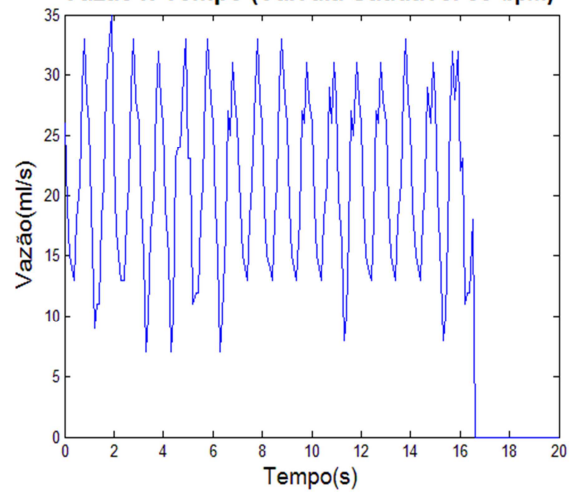
**Pressão x Tempo (Válvula Saudável 60 bpm)**



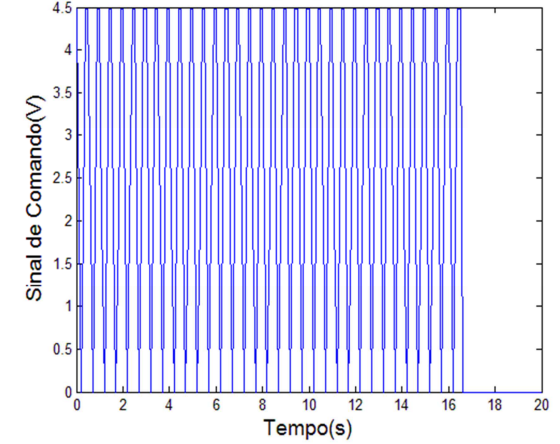
**Vazão x Tempo (Válvula Saudável 30 bpm)**



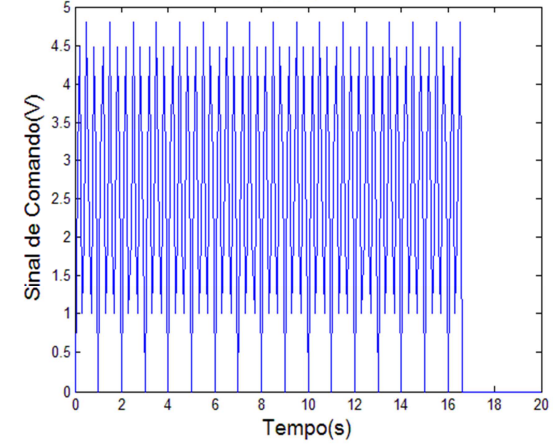
**Vazão x Tempo (Válvula Saudável 60 bpm)**



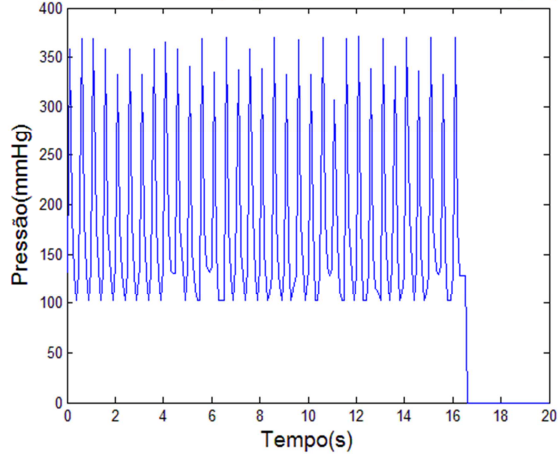
**Sinal de Comando x Tempo (Válvula Saudável 120 bpm)**



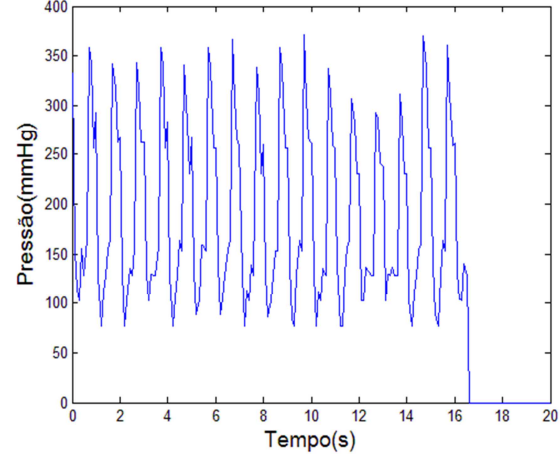
**Sinal de Comando x Tempo (Válvula Saudável 180 bpm)**



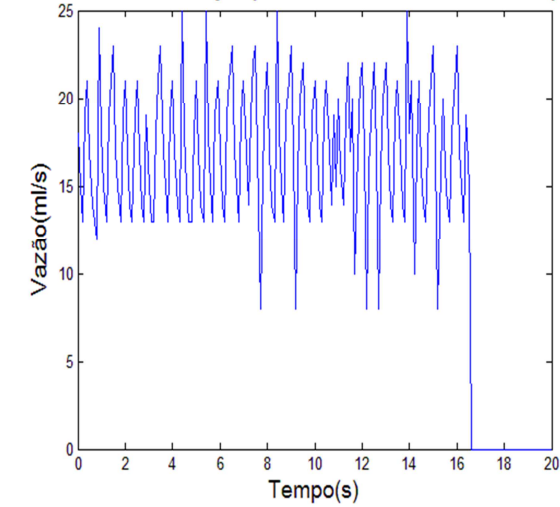
**Pressão x Tempo (Válvula Saudável 120 bpm)**



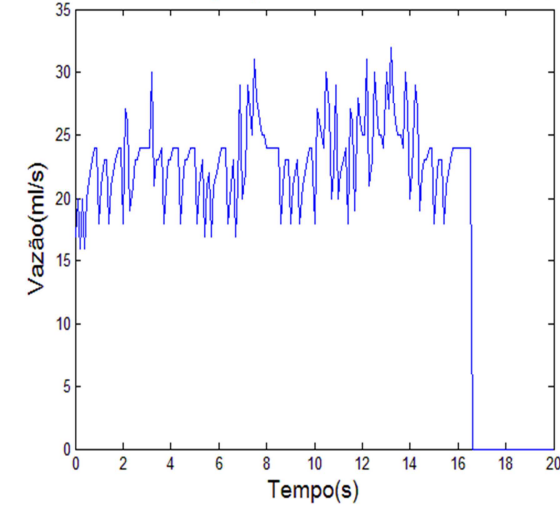
**Pressão x Tempo (Válvula Saudável 180 bpm)**



**Vazão x Tempo (Válvula Saudável 120 bpm)**

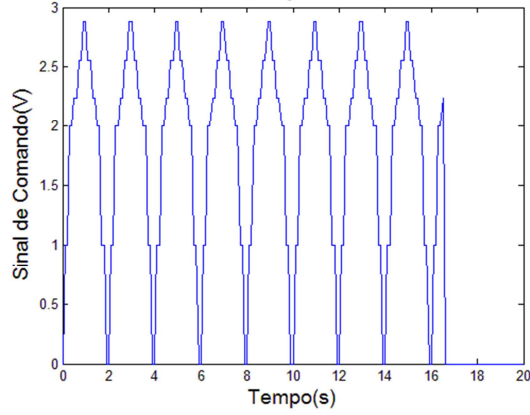


**Vazão x Tempo (Válvula Saudável 180 bpm)**

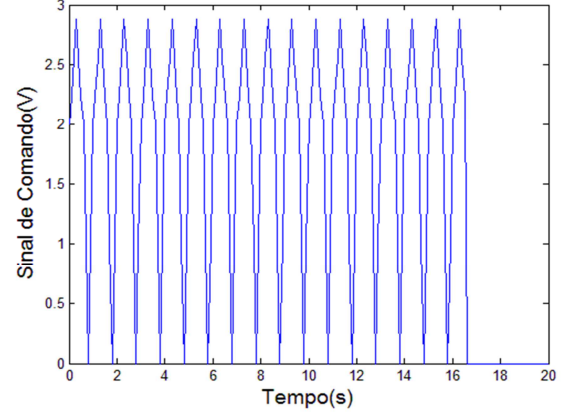


### 3.3.2 Insuficiência valvular

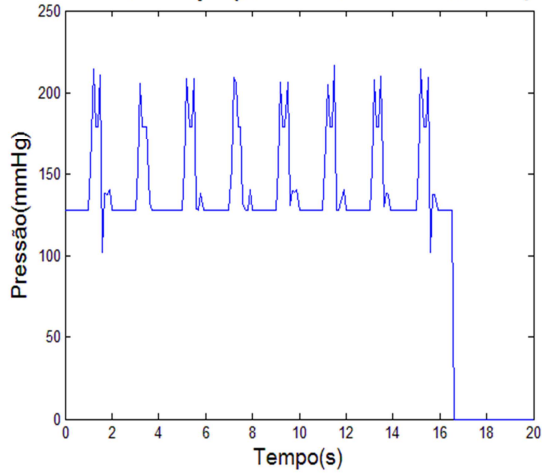
**Sinal de Comando x Tempo (Insuficiência valvular 30 bpm)**



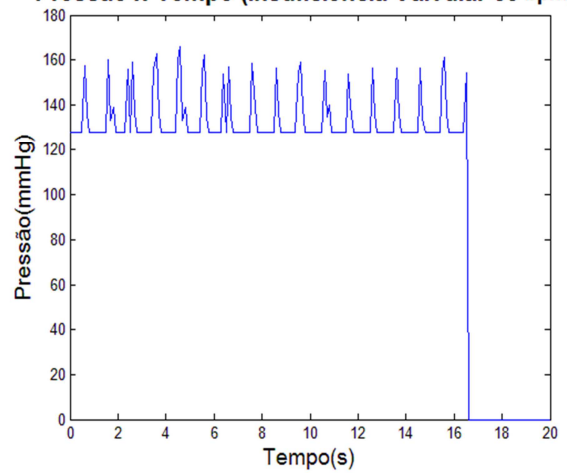
**Sinal de Comando x Tempo (Insuficiência valvular 60 bpm)**



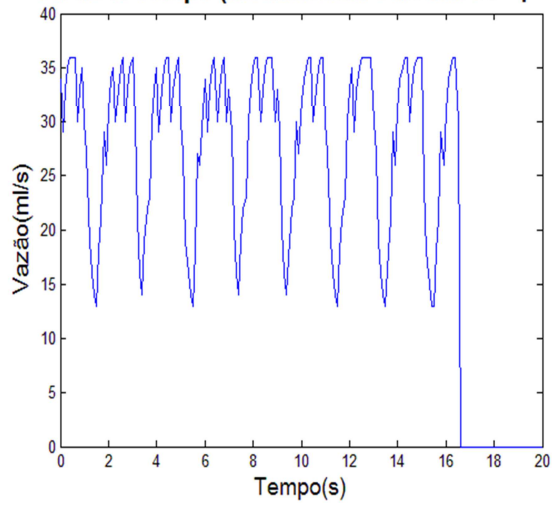
**Pressão x Tempo (Insuficiência Valvular 30 bpm)**



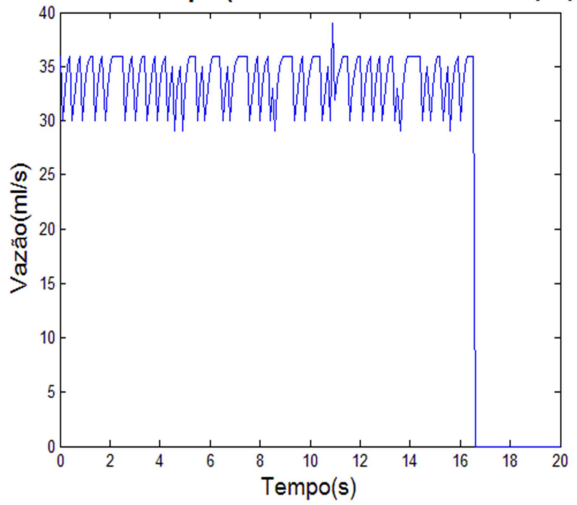
**Pressão x Tempo (Insuficiência Valvular 60 bpm)**



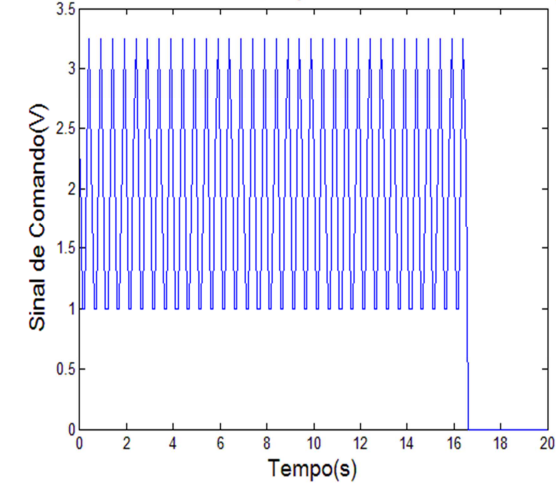
**Vazão x Tempo (Insuficiência Valvular 30 bpm)**



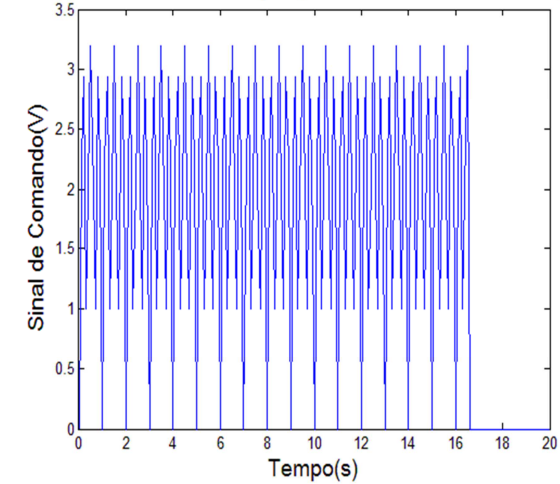
**Vazão x Tempo (Insuficiência Valvular 60 bpm)**



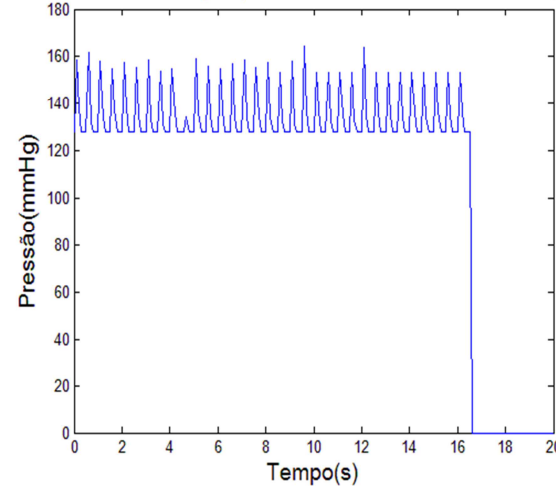
**Sinal de Comando x Tempo (Insuficiência valvular 120 bpm)**



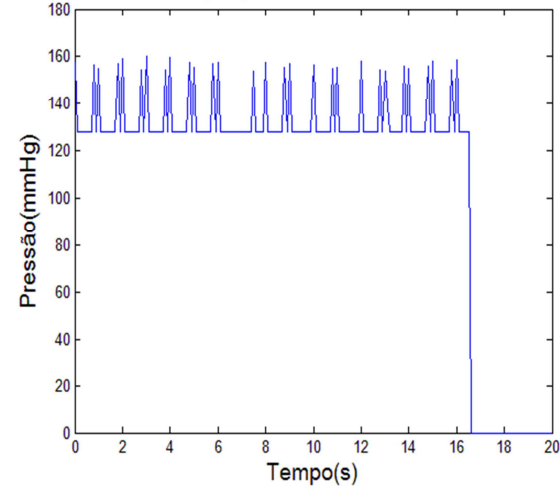
**Sinal de Comando x Tempo (Insuficiência valvular 180 bpm)**



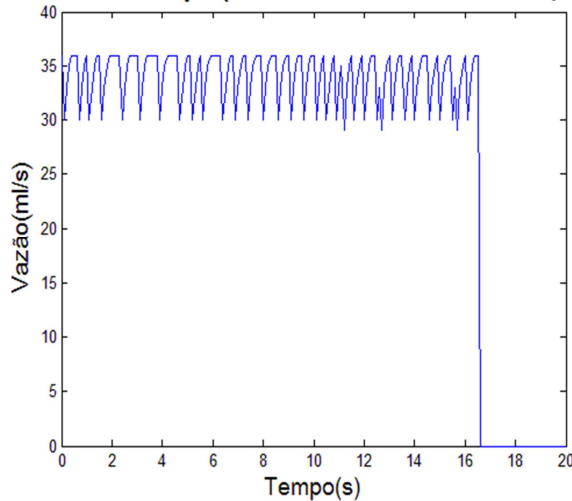
**Pressão x Tempo (Insuficiência Valvular 120 bpm)**



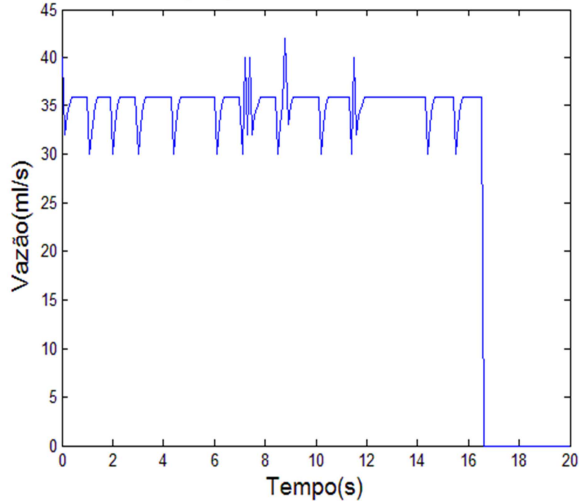
**Pressão x Tempo (Insuficiência Valvular 180 bpm)**



**Vazão x Tempo (Insuficiência Valvular 120 bpm)**

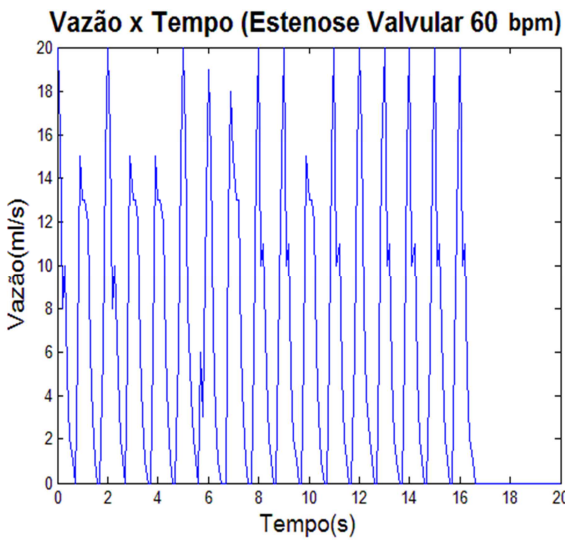
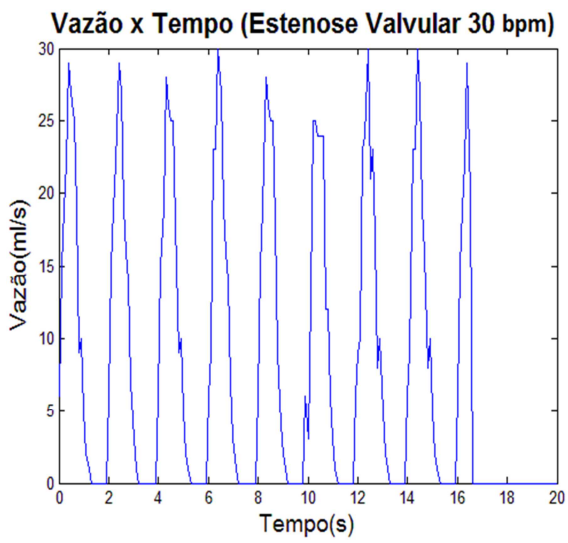
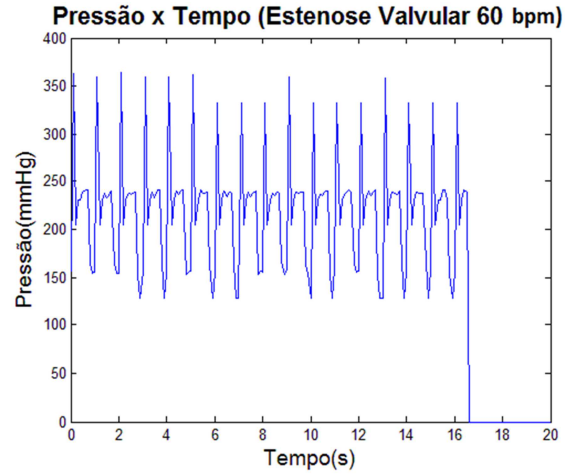
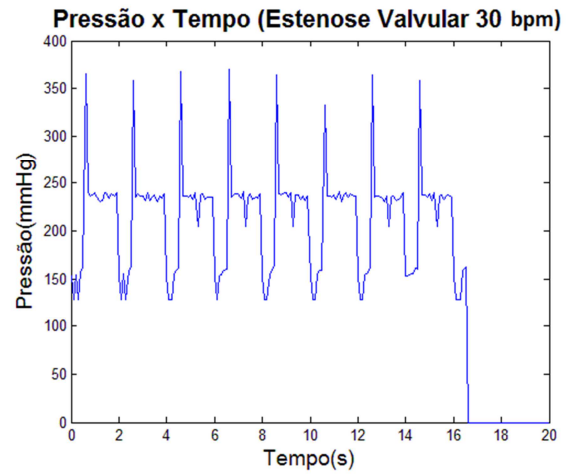
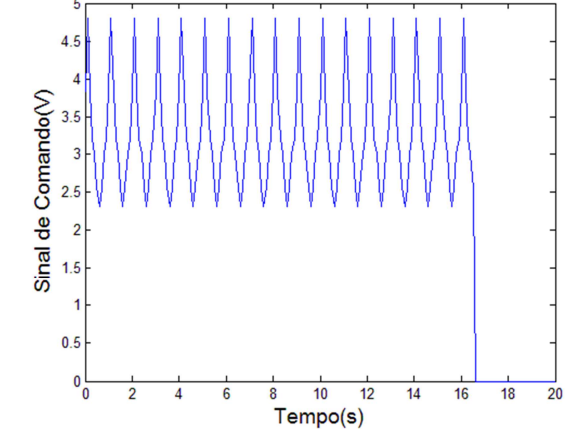
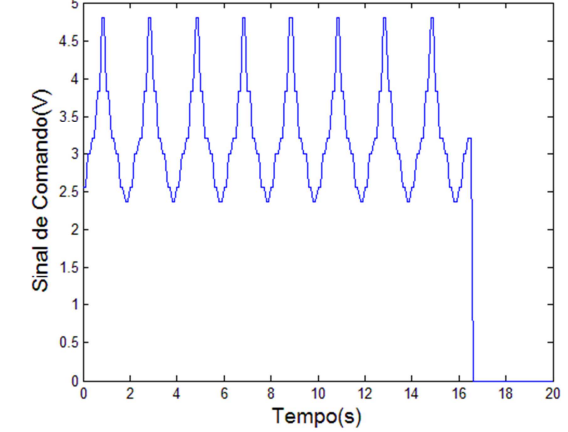


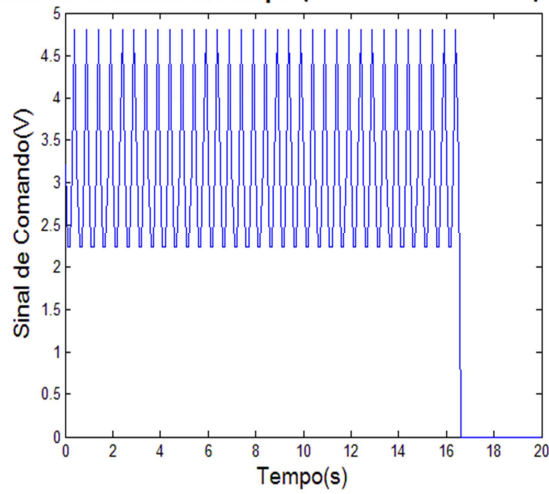
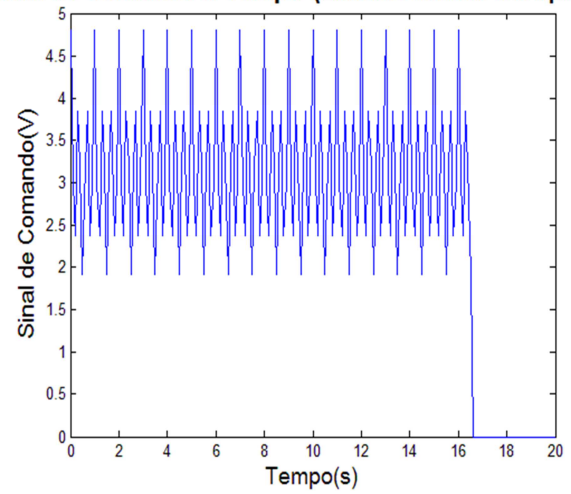
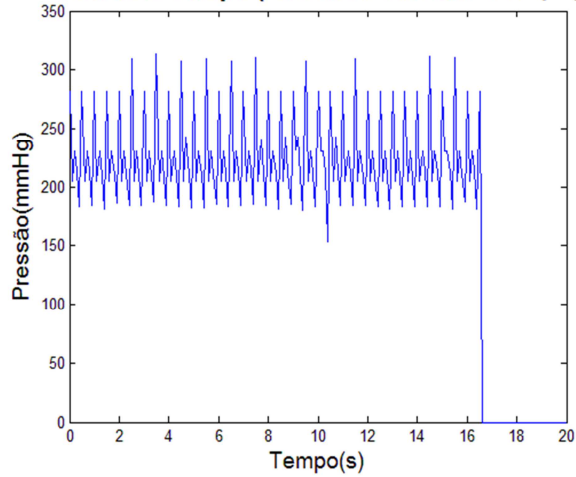
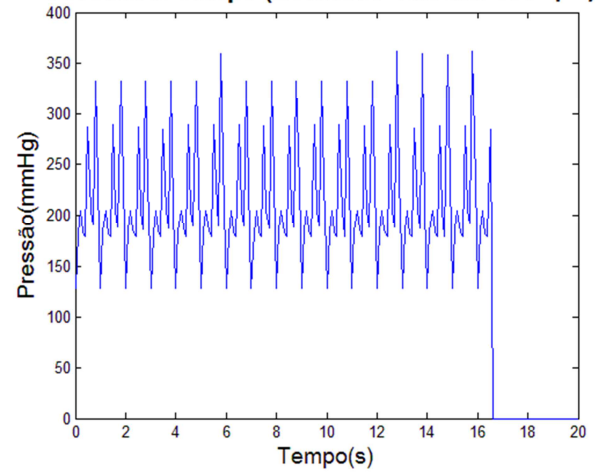
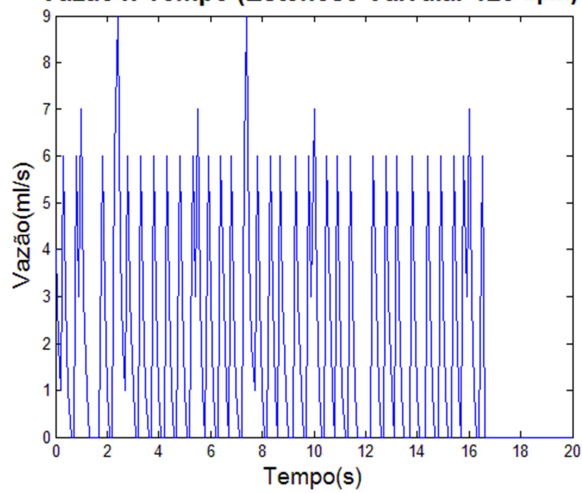
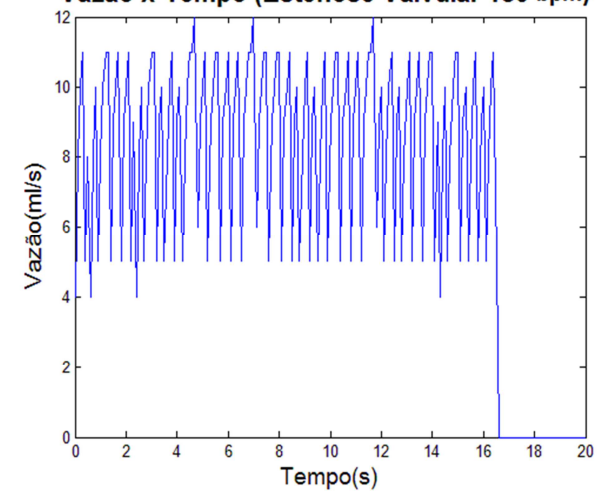
**Vazão x Tempo (Insuficiência Valvular 180 bpm)**



3.3.3 Estenose valvular

Sinal de Comando x Tempo (Estenose Valvular 30 bpm) Sinal de Comando x Tempo (Estenose Valvular 60 bpm)



**Sinal de Comando x Tempo (Estenose valvular 120 bpm)****Sinal de Comando x Tempo (Estenose valvular 180 bpm)****Pressão x Tempo (Estenose Valvular 120 bpm)****Pressão x Tempo (Estenose Valvular 180 bpm)****Vazão x Tempo (Estenose Valvular 120 bpm)****Vazão x Tempo (Estenose Valvular 180 bpm)**

#### 4 DISCUSSÕES

Testes experimentais de resposta em frequência e amplitude de movimento foram realizados para atestar a eficiência da válvula e o cumprimento dos requisitos iniciais. O requisito de força foi atingido com pequena folga, e observou-se que foi o suficiente para fechar a válvula.

O fato de os elementos de fixação não terem sido levados em consideração na abordagem teórica é apontado como a principal causa do menor torque observado em relação ao esperado. Na simulação em elementos finitos não havia espaçadores. Dessa forma, grande parte do campo magnético dos ímãs seguia o entreferro (ar) e, conseqüentemente, atravessavam a bobina. Porém, uma vez que os elementos de fixação têm permissividade maior que a do ar, há uma convergência das linhas de campo magnético. Dessa forma há uma queda de campo magnético passante pela bobina, reduzindo a força magnética exercida sobre ela. Além disso, o campo gerado pela própria bobina não é canalizado corretamente, uma vez que seu núcleo é de ar.

Analisando-se os resultados averiguou-se que o requisito de frequência foi atendido satisfatoriamente. Considerando-se apenas o movimento do embolo em vazio, o principal limitante da frequência de resposta é a frequência de chaveamento suportada pelo driver. Este, por sua vez, suportou a frequência exigida pelo requisito, de 3 Hz.

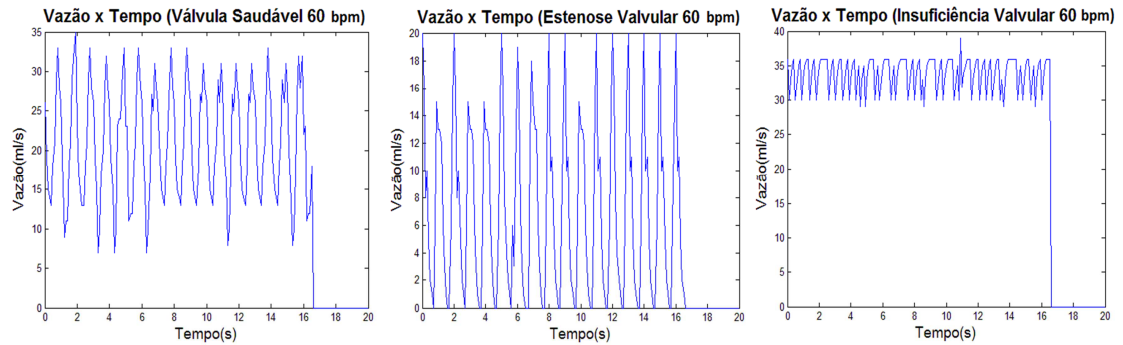
Além disso, a frequência de atualização do sinal de controle é de 10 Hz, ou seja, a válvula consegue responder a frequências ainda mais altas, desde que não haja inversão de sinal em frequências maiores que 3 Hz.

<b>Parâmetro</b>	<b>Requisito</b>	<b>Resultado</b>
<b>Frequência</b>	<b>3 Hz</b>	<b>4 Hz</b>
<b>Força</b>	<b>3,88 N</b>	<b>4,7 N</b>

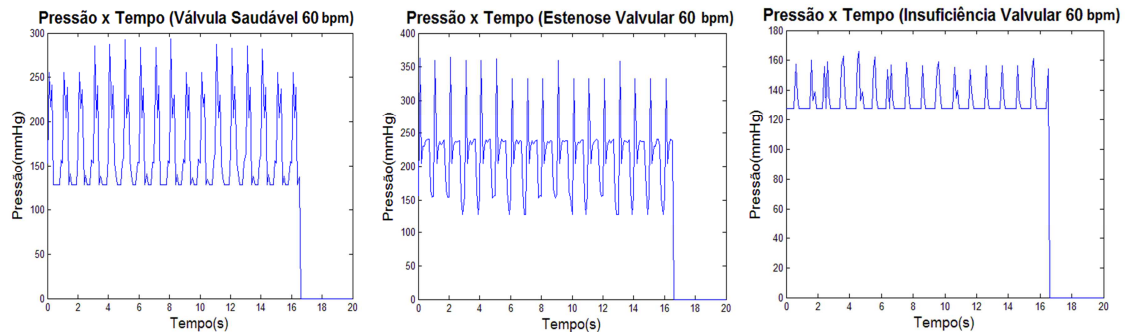
É importante também analisar o desempenho da bancada como um todo independentemente dos requisitos, e verificar se a válvula cumpre seu objetivo final, o de simular condições valvulares patológicas.

Ao se dispor os gráficos de outra maneira como na figura abaixo, é possível analisar as peculiaridades de cada condição valvular. Serão discutidas aqui as curvas de vazão e pressão para a válvula operando a 60 bpm.





**Figura 71 – Gráficos Vazão x Tempo para as três condições valvulares a 60 bpm**



**Figura 72 - Gráficos Pressão x Tempo para as três condições valvulares a 60 bpm**

A partir da análise dos gráficos é possível retirar os dados mostrados na tabela abaixo, que relaciona os valores máximos e mínimos apresentados.

**Tabela 13 - Valores de Vazão e Pressão para as três condições valvulares testadas.**

Frequência: 60 bpm		
Condição	Vazão (ml/s)	Pressão (mmHg)
Normal	6-35	130-290
Estenose	0-20	140-350
Insuficiência	30-35	125-160

Percebe-se que, apesar do valor de vazão não ser nulo para a condição de válvula saudável e dos valores mínimos de pressão estarem muito próximos entre si, há um comportamento geral condizente com o esperado. Em condições normais a amplitude dos valores tende a ser maior,



uma vez que a válvula realiza todo o seu percurso. O fato da vazão não ser nula para a válvula saudável pode ser explicado pela qualidade do sensor. O sensor Hall afere a vazão através do número de voltas do rotor. Logo, se o período amostral for muito longo, o sinal de vazão pode ficar distorcido com informações passadas. O sensor Hall calcula, na realidade, a vazão média em cada período amostral.

Nota-se também que no caso de estenose a vazão não atinge seu valor máximo de 35 ml/s, e conseqüentemente seus valores de pressão são mais elevados. É válido mencionar que nessa condição há um pico de pressão de aproximadamente 350 mmHg, mais elevado do que o valor apresentado pela válvula saudável. Isso se deve ao fato da válvula, ao simular condições de estenose, operar mais próxima ao centro do arco magnético onde há maior concentração de campo magnético e força. Os picos de pressão observados nos estados de válvula saudável e estenose devem-se à falta de complacência no circuito hidráulico. O sistema cardiovascular humano possui complacências naturais do coração (antes da válvula) e da artéria (depois da válvula) que evitam este pico de pressão no fechamento da válvula aórtica. Um artifício empregado em bancadas cardiovasculares para simular essa complacência é a ligação em série de um reservatório fechado, antes e depois da válvula. Esse reservatório fechado possui um volume de ar, que é um fluido compressível, com pressão controlada de modo a amortecer a onda de pressão oriunda do “tranco” (derivada da aceleração) que a válvula, no ato do fechamento, impõe ao fluido.

Como esperado, no caso de insuficiência valvular, a vazão mínima é elevada, simulando corretamente o mau fechamento da válvula. Como não há o bloqueio completo da via, conseqüentemente seus gradientes de pressão foram menores, assim como retratado na figura acima.

## 5 CONCLUSÕES

O presente estudo objetivou o projeto e construção de uma válvula para bancada cardiovascular. Inicialmente projetou-se um acionamento feito por servo motor e um mecanismo simples de conversão e amplificação de força. Após a construção desse primeiro protótipo, notou-se que seria necessário um acionamento que suportasse altas frequências de chaveamento e um mecanismo mais robusto com um maior fator de amplificação de força.

Uma segunda proposta foi elaborada, refinando o modelo anterior, com um acionamento mais potente e robusto. Um protótipo já construído pelo prof. Oswaldo Horikawa foi utilizado para estimar o torque que seria possível obter através do fenômeno físico do eletromagnetismo.

A proposta do acionamento eletromagnético para a válvula acrescenta grande complexidade ao trabalho devido a dificuldade da caracterização das forças magnéticas em um ambiente repleto de interferências e não linearidades.

A metodologia do projeto foi de grande auxílio ao guiar todas as etapas do estudo de forma sistemática tornando o trabalho mais fácil. Seguido o cronograma, foi possível concentrar a maior parte do tempo da etapa final apenas na construção do protótipo. Foi possível também reiterar algumas etapas da metodologia para tentar satisfazer os requisitos. A pesquisa bibliográfica foi importante na definição do foco sob o qual o estudo seria abordado, assim como auxiliou na contextualização e na definição dos requisitos mínimos. Porém não foram encontrados estudos mais aprofundados sobre válvulas ativas para bancadas cardiovasculares.

O projeto foi realizado de maneira condizente aos modelos das simulações cinemáticas e eletromagnéticas desenvolvidas na parte teórica inicial. Durante o projeto, diversas alternativas ao modelo inicial foram testadas na tentativa de se atender completamente o requisito de força, dentre elas a construção de um estator feito completamente de acrílico. Desejava-se testar a hipótese de que havia perda de intensidade de campo magnético devido à disposição dos ímãs lado-a-lado. Após a construção de um protótipo alternativo, constatou-se que não havia diferença significativa. Esse fato, apesar de não descartar a existência de perda de campo através do ferromagnético, provou que a diferença não era significativa. Esse é um exemplo da complexidade de se modelar efeitos magnéticos, o que exigiu a reconstrução de diversos componentes de forma a validar e analisar o seu desempenho em seu ambiente real de atuação.

Essas diversas iterações demandaram mais tempo que o esperado no cronograma. Não obstante, o cumprimento dos requisitos reforça a funcionalidade do modelo de acionamento. Verificou-se que o sistema é capaz de gerar momento angular, garantir repetibilidade, e suportar altas frequências de chaveamento por longos períodos. Testes feitos na bancada hidráulica revelaram que a válvula é capaz de simular o mau funcionamento de válvula como estenose e insuficiência valvulares.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

**ATIENZA, J.M et al. 2012.** *Insuficiencia Cardíaca Severa*. [ed.] E. Cabrera Fischer e R. Armentano. s.l. : Universidad Favalaro, 2012.

**BAZAN, O. e ORTIZ, J.P. 2011.** *Concepção de bancada e montagem de experimento para a análise in vitro de próteses cardíacas mitrais*. Escola Politécnica - USP. São Paulo : s.n., 2011. p. 8, Dissertação.

**BURT, J.M. 2006.** Electrical and Mechanical Events in the Cardiac Cycle. *Physiology*. 2006, Vol. 801.

**CARVALHO, L.C. 2008.** *Instrumentação Médico-Hospitalar*. Barueri : Editora Manole, 2008.

**CHIKWE, J. e FILSOUFI, F. 2013.** Mechanical Valves. *The Mitral Valve*. [Online] Jul de 2013. <http://www.themitralvalve.org/mitralvalve/types-of-mechanical-valve>.

**LEMO, P.C.P. e STOLF, N.A.G. 1992.** A Prótese Valvar Cardíaca Definitiva: Meio Século de Procura. *Arq. Bras.de Cardiologia*. 1992, pp. p. 15-24.

**PRASANGA, D.K., et al. 2011.** Auscultation Based Stethoscopic Diagnostic Device. *Industrial Technology (ICIT)*, 2011. Mar de 2011, p. 372 p.

**SHEWCHUK, J. R. 2000.** Delaunay refinement algorithms for triangular mesh generation. *Computational Geometry*. 22, 2000, pp. 21-74.

**WANG, Y.Y.L., et al. 2013.** The Missing Phenomenon in Hemodynamics. *Circulation Research*. 9 de Ago de 2013, Vol. 69, pp. p. 246-249.

**YOGANATHAN, A.P., CHANDRAN, K.B. e SOTIROPOULOS, F. 2005.** Flow in Prosthetic Heart Valves: State-of-the-Art and Future Directions. *Annals of Biomedical Engineering*. Nº 12, Dez de 2005, Vol. vol. 33, pp. pp. 1689-1694.

## 6 APENDICE A – PRIMEIRO PROTÓTIPO

O modelo da figura 73 foi utilizado para calcular o momento resultante dessa força no atuador da válvula. A situação descrita ocorre quando a válvula está totalmente fechada. Nessa condição temos o requisito máximo de força.

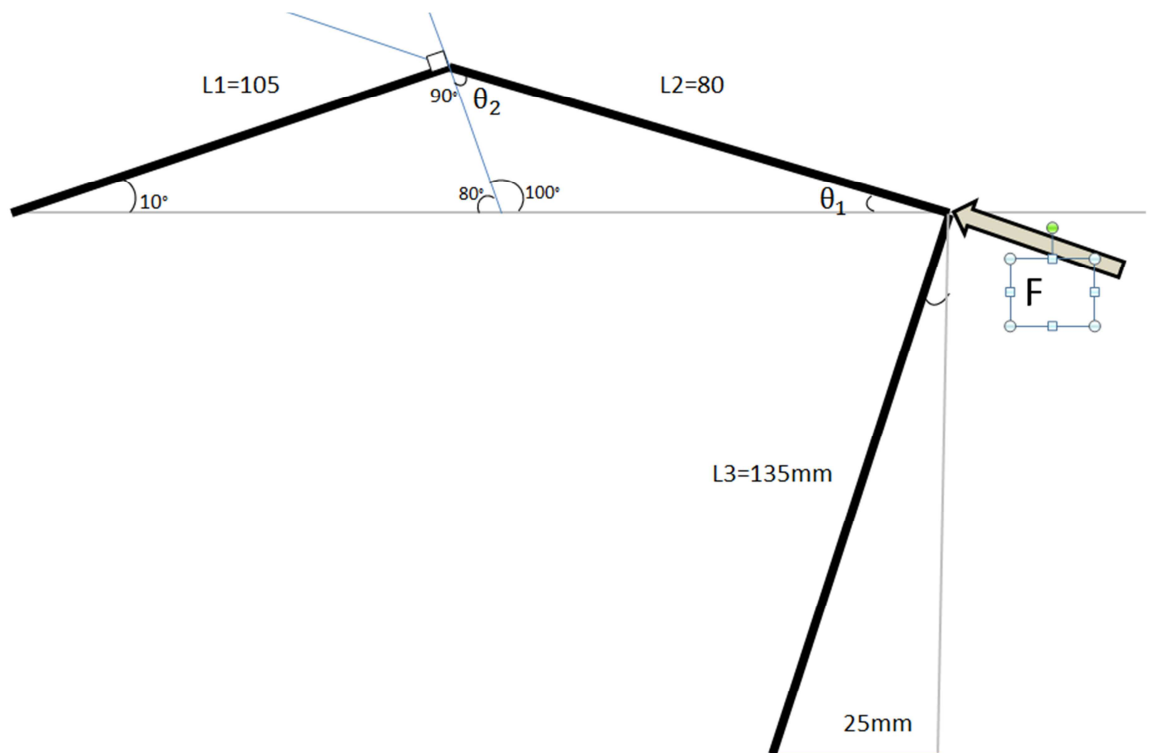


Figura 73. Simplificação do modelo para o cálculo do torque.

Para calcular  $\theta_1$ :

$$L1 \sin 10^\circ = L2 \sin \theta_1$$

$$\sin \theta_1 = \frac{L1 \sin 10^\circ}{L2} = 0,2278$$

$$\theta_1 = \arcsin(0,2278) = 0,2298 \text{ rad} = 13,16^\circ$$

Dessa forma:

$$\theta_2 = 180 - 13,16 - 100 = 66,84^\circ$$

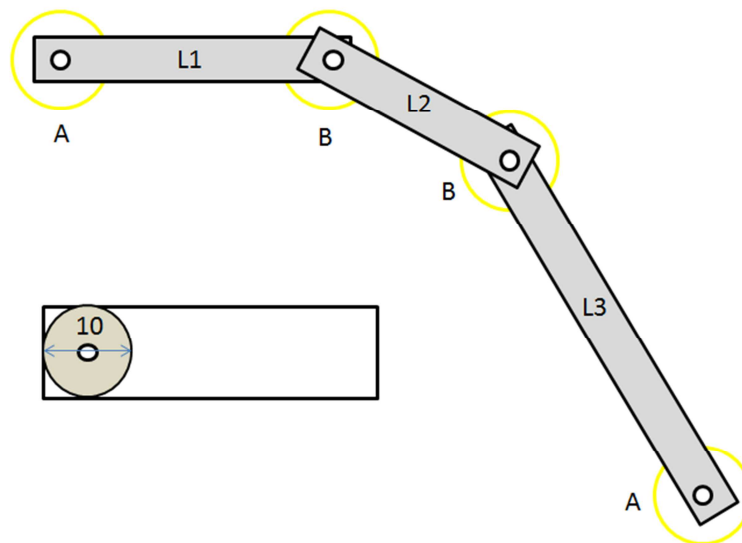
A força perpendicular ao braço atuador da válvula é equivalente a

$$F \cos(66,84) = 7,3 \times 0,3933 = 2,8711 \text{ N}$$

Essa força vezes o braço (0,105m) equivale ao momento sobre o motor.

$$\tau = 0,105 \times 2,8711 = 0,3015 \text{ N.m}$$

É necessário também calcular o trabalho do atrito nas articulações.



**Figura 74. Modelo para o cálculo do atrito.**

Identificou-se quatro áreas sujeitas a essa força. As regiões denominadas por A são caracterizadas pelo contato de alumínio com madeira, e nas regiões B o contato se dá entre placas de alumínio.

O coeficiente de atrito dinâmico de alumínio com alumínio é de 1,4. Na bibliografia pesquisada não foi possível encontrar esse valor para a interação entre madeira e alumínio,

portanto será utilizado o coeficiente de atrito estático entre madeira e metal como uma aproximação. Esse valor é de 0,6.

A barra L1 tem 17g, L2 tem 13g e L3 tem 21g, aproximadamente.

Para calcular o momento da força de atrito na rotação de um disco dividimos o disco em anéis infinitesimais de largura  $dx$ , dessa forma:

$$dN = \frac{Mg}{\pi R^2} 2\pi x dx = \frac{2Mg}{R^2} x dx$$

E o momento gerado por esse disco é dado por

$$dM_r = \mu dN x$$

Dessa forma, o atrito total do disco é igual a integral desse valor ao longo de todo o raio  $R$ .

$$M_r = \int_0^R \mu \frac{2Mg}{R^2} x^2 dx = \frac{2\mu MgR}{3}$$

Para simplificar, considera-se a área de contato como sendo um disco de raio 5mm, como ilustrado na figura anterior.

Para a região A temos (considerando os dois pontos de contato simultaneamente, uma vez que a área de contato não importa, e sim a força normal):

$$\mu = 0,6$$

$$M.g = (0,017 + 0,013 + 0,021) \times 9,8 = 0,5 \text{ N}$$

$$R = 5$$

Dessa forma, na região A o momento do atrito é 0,001N.m.

Analogamente, para a região B:

$$\mu = 1,4$$

$$M.g = (0,013) \times 9,8 = 0,1274 \text{ N}$$

$$R = 5$$

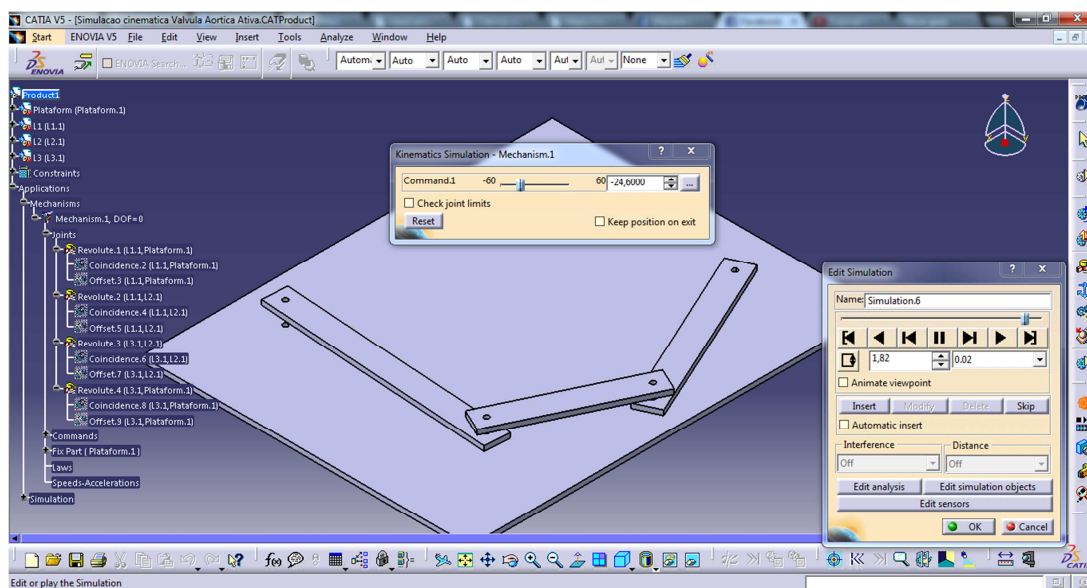
Dessa forma, na região B o momento do atrito é 0,000594 N.m

Tem-se então o torque mínimo necessário para o acionamento da válvula de 0,303094 N.m.

Equivalente a 3,09 kg.cm aproximadamente, com  $g = 9,81 \text{ m/s}^2$ .

Utilizando o software de CAD, CATIA V5, modelou-se o mecanismo básico da válvula com o dimensionamento acima mencionado.

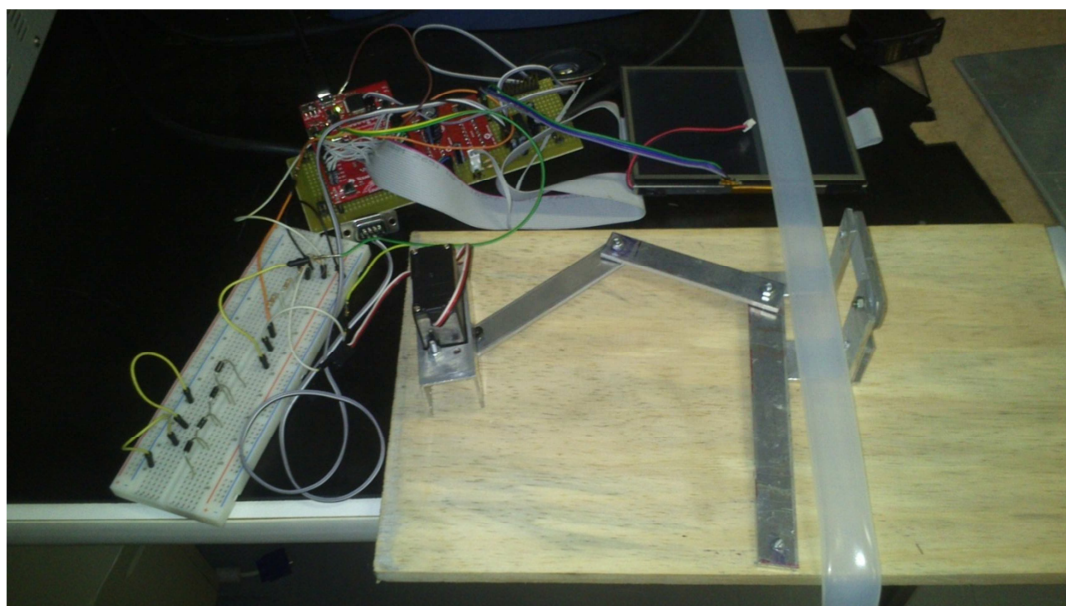
No mesmo ambiente foram realizadas simulações cinemáticas para atestar seu funcionamento. Constatou-se que para uma amplitude de  $30^\circ$  na junta ativa tem-se um deslocamento quase linear de aproximadamente 36mm no ponto de aplicação da força. Este deslocamento é maior que o diâmetro externo do tubo de silicone de 20mm, portanto não há problema de funcionalidade quanto à amplitude de movimento.



**Figura 75. Simulação cinemática do mecanismo de válvula.**



Em seguida, com os desenhos de fabricação no Apêndice A, construiu-se o mecanismo da válvula com barras de alumínio em uma plataforma. A montagem inicial esta representada na figura abaixo.



**Figura 76. Primeiro protótipo da válvula aórtica ativa – Teste de amplitude de movimento.**

Com o protótipo construído, atestou-se empiricamente o deslocamento de 36 mm no ponto de contato com o tubo com 30° na junta ativa. E para acionar o mecanismo, consideraram-se os requisitos mecânicos da válvula.

Os requisitos para o motor de acionamento da válvula são:

- Resposta mecânica de 3 Hz;
- Torque mínimo de 3,09 kg.cm;
- Amplitude angular de 20°;
- Precisão de posicionamento com alta repetitividade e confiabilidade;
- Custo de aquisição;
- Tamanho compatível com a bancada.

Um tipo de motor que satisfaria as condições acima é o motor servo controlado. O servo motor é composto por um motor com redução e sistema de realimentação de posição. Em comparação com a maioria dos motores, no qual o eixo gira livremente sem controle de

posicionamento, o servo motor utiliza uma malha fechada através de sinal de controle para verificar a posição atual, e atua sobre este erro.

O eixo do servo motor possui liberdade de amplitude angular limitada, em geral 180°, mais do que suficiente para esta aplicação. A redução interna composta por um conjunto de engrenagens de relação longa permite a amplificação do torque e redução da potência a ser utilizada. O atuador pode ser um motor elétrico de corrente contínua ou de corrente alternada, o sensor acoplado no eixo um encoder absoluto, um encoder incremental, um resolver ou um tacômetro. O circuito de controle é formado por um CI que executam a lógica de controle interna através dos sinais do sensor e atuando diretamente no servo motor.

Selecionou-se o servo motor FUTABA S3305. Suas especificações são indicadas na tabela 12.



Figura 77. Servo motor FUTABA S3305.

Tabela 14. Características técnicas do servo motor FUTABAS3305.

Servo Motor FUTABA S3305		
<b>Torque</b>	4.8V	7.13 kg.cm
	6.0V	8.93 kg.cm
<b>Velocidade</b>	4.8V	0.25 seg / 60°
	6.0V	0.20 seg / 60°

Seu torque é superior ao torque mínimo exigido como requisito da válvula:  $7.13 \text{ kg.cm} > 3.09 \text{ kg.cm}$ . E sua velocidade a 6V equivale a 5Hz para  $60^\circ$  ou 15Hz para  $20^\circ$ , igual ao requisito.

O controle do servo motor envolve o envio de sinais PWM – Pulse Width Modulation – para um posicionamento preciso. A largura do pulso, doravante Duty Cycle, determina o posicionamento do eixo.

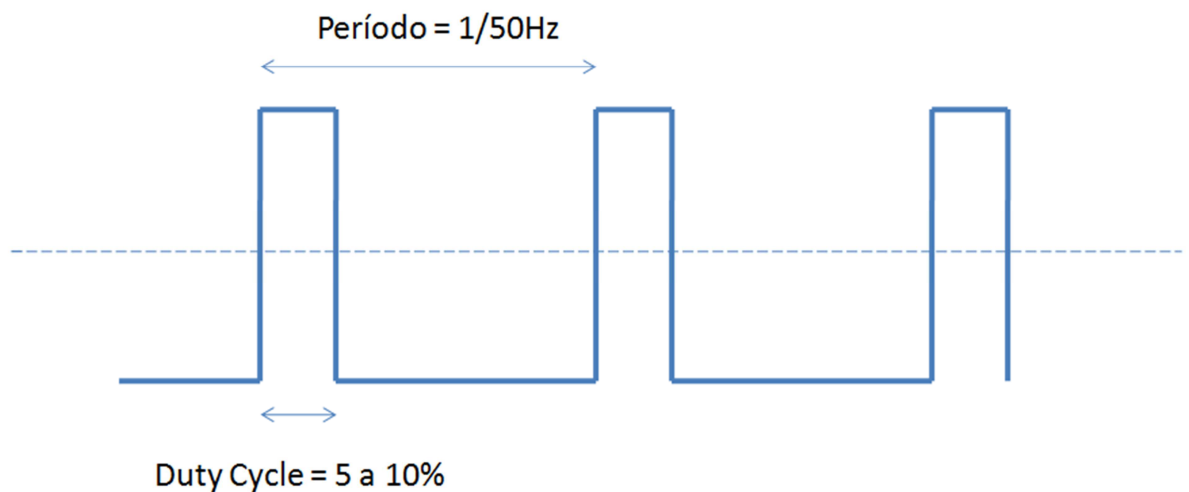


Figura 78. Sinal PWM para posicionamento do servo motor.

Tabela 15. Relação Duty Cycle x Posição Angular do servo motor.

Sinal PWM	
Frequência	
50 Hz (20ms)	
Duty Cycle	Posição Angular
5% (1ms)	$0^\circ$
7,5% (1,5ms)	$90^\circ$
10% (2ms)	$180^\circ$

Para gerar o sinal de PWM do servo motor utiliza-se um timer, já que não há disponibilidade de PWM por hardware no MCU. Com 80 MHz de frequência podemos gerar o sinal de 50 Hz através de um contador de tamanho:

$$contador = \frac{80.10^6}{50} = 1.600.000 > 2^{16} \quad (18)$$

Portanto deve-se utilizar um timer de 32 bits. E para gerar sinais de PWM com duty cycle de 5% a 10% deve-se inicializar o contador em um valor inicial correspondente a:

$$valor\ inicial = (1 - duty\ cycle) . contador \quad (19)$$

Esta relação segue uma relação linear. Considerando a resolução da amplitude angular do servo motor de 1° tem-se a resolução mínima de duty cycle de:

$$resolução\ de\ duty\ cycle = \frac{10\% - 5\%}{180\ graus} = 0.0278\%/grau \quad (20)$$

Portanto pelas equações (18), (19) e (20):

$$valor\ inicial = (1 - duty\ cycle) . 1.600.000 \quad (21)$$

Sendo,  $5\% < duty\ cycle < 10\%$ , com incrementos de 0.0278%.

De modo análogo, calcula-se o timer para a interrupção principal do programa:

$$contador = \frac{80.10^6}{60} = 1.333.333 > 2^{16} \quad (22)$$

E o valor inicial do timer é fixado em zero.

Para o gerenciamento do display, touch screen e controle de posição do servo motor foram implementadas funções de atualização dentro da interrupção principal do programa.



**Figura 79. Primeiro Protótipo da válvula aórtica ativa – Teste de força aplicada.**

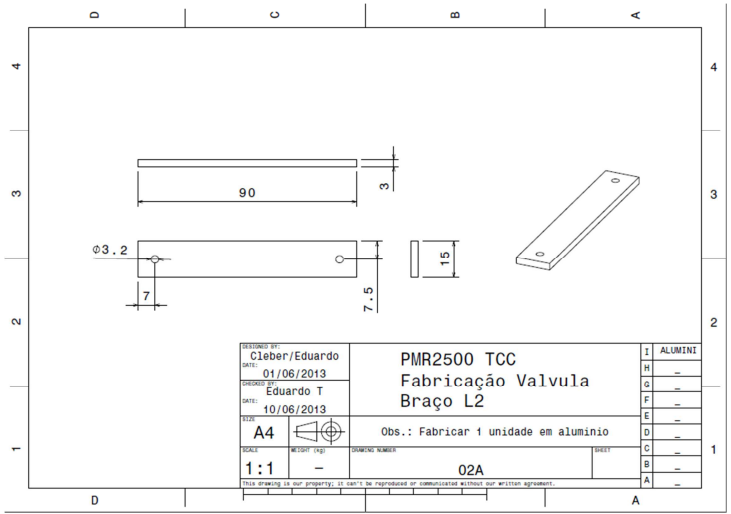
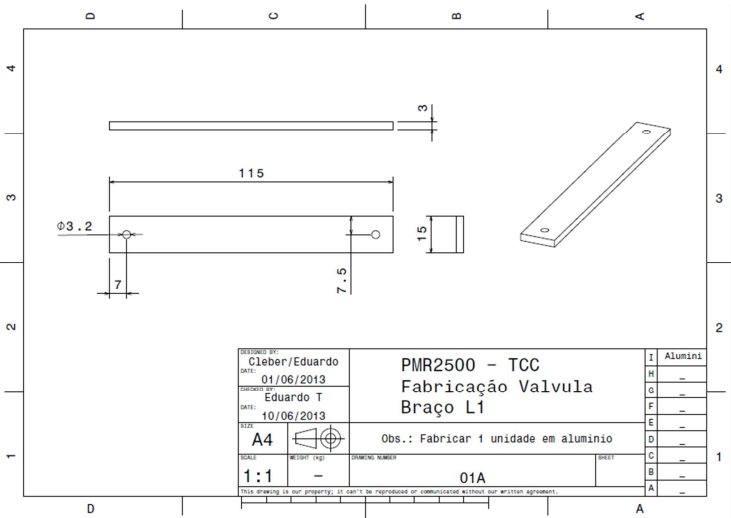


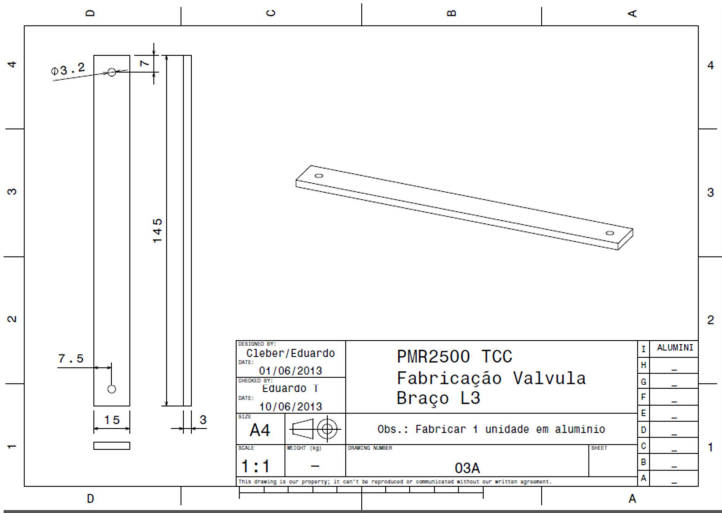
**Figura 80. Primeiro Protótipo da válvula aórtica ativa.**

7 DESENHOS DE FABRICAÇÃO E CONJUNTO

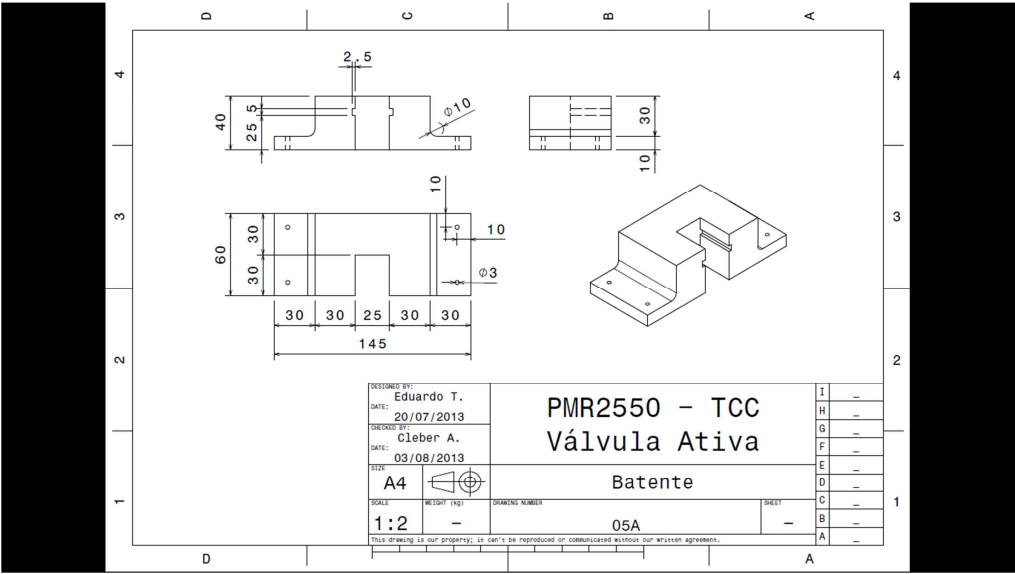
Todos os desenhos foram elaborados com a versão estudantil do programa CATIA v5.

Primeiro protótipo:

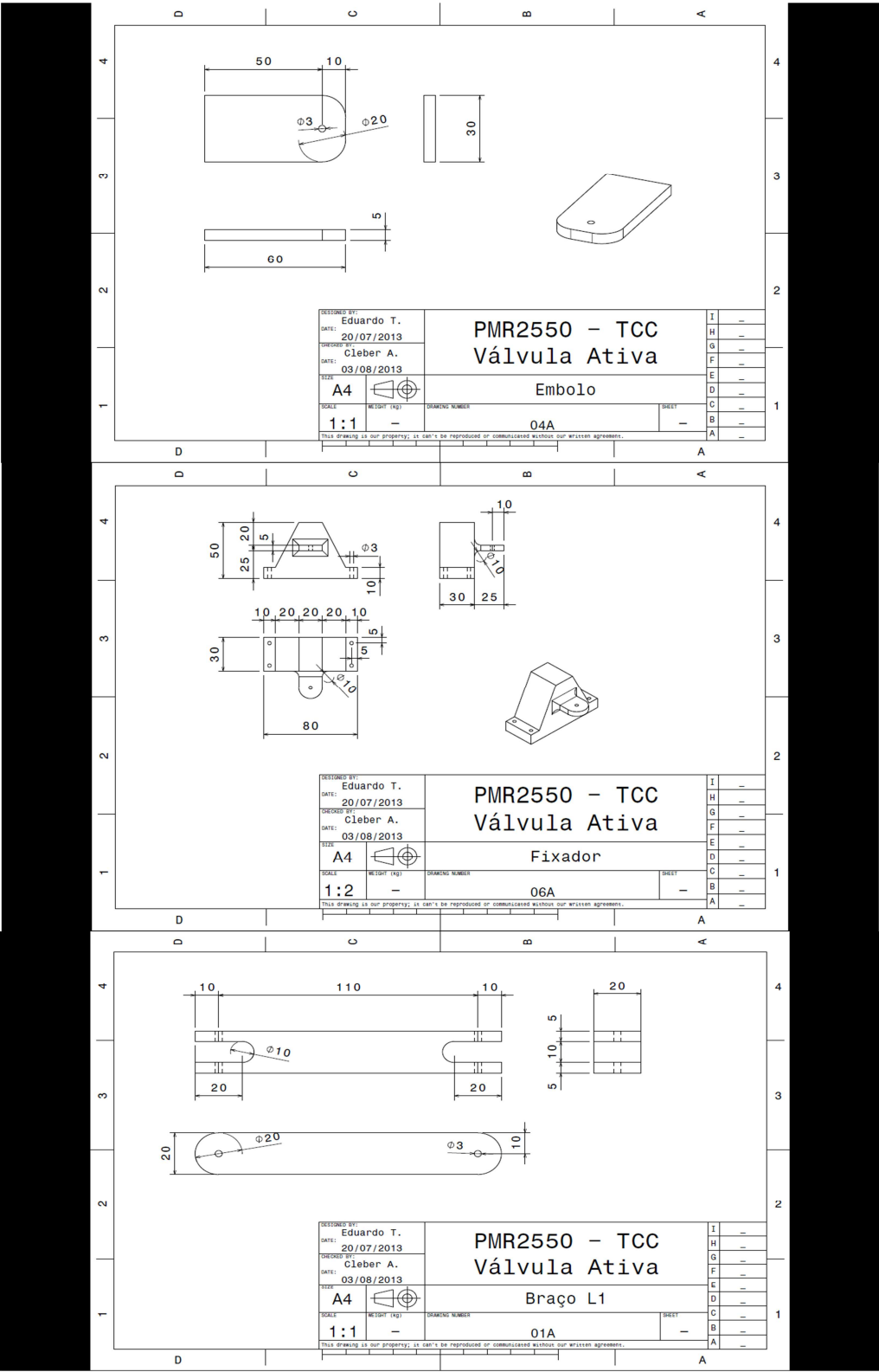




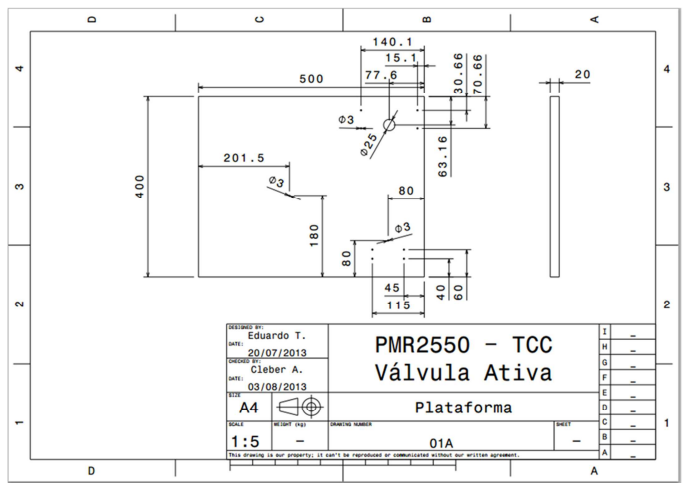
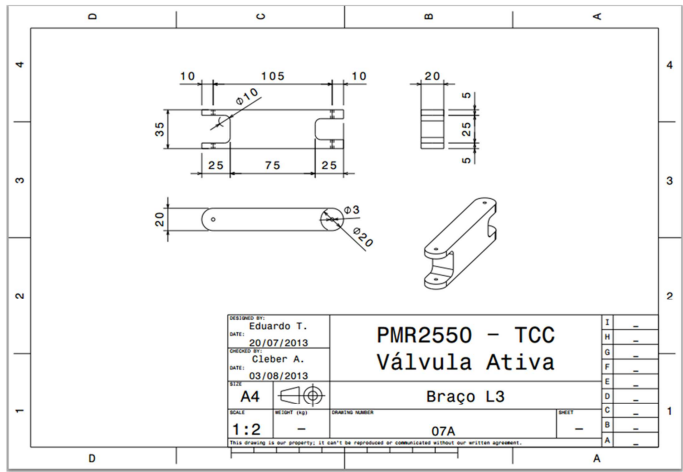
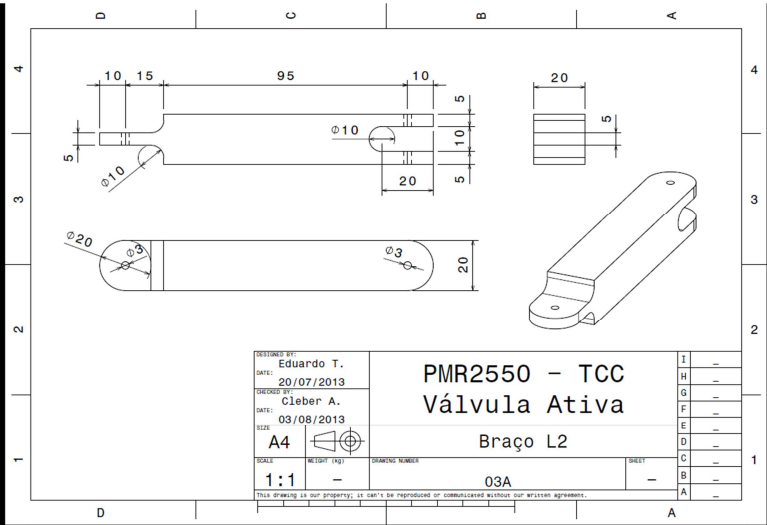
Segundo Protótipo:

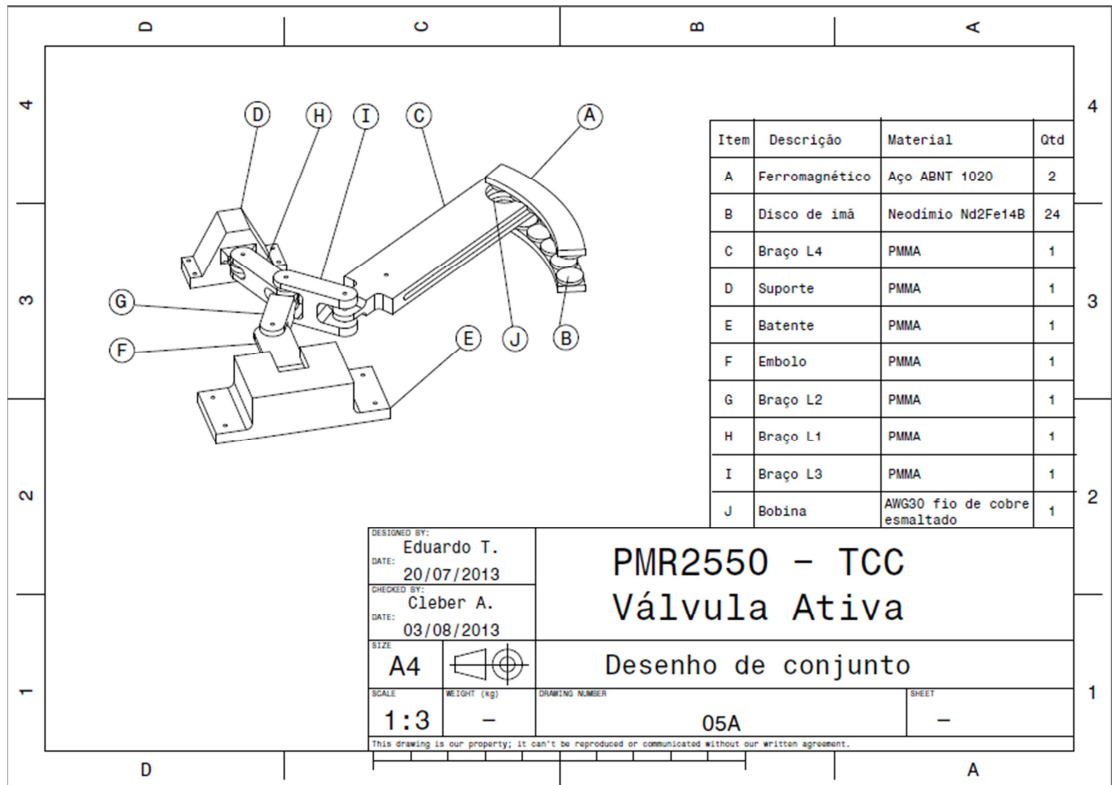












## 8 APÊNDICE B - CÓDIGO FONTE

```

//*****
//
//!                               MAIN.c
//
//!      Trabalho de formatura: Projeto e Construção de Válvula Ativa de bancada.
//!      Esta aplicação utiliza a biblioteca tivaware disponível em ti.com
//
//! Autor: Eduardo T. (07-10-2013)
//
//*****

#include <stdio.h>
#include <stdlib.h>
#include <stdbool.h>
#include <stdint.h>
#include "inc/hw_ints.h"
#include "inc/hw_memmap.h"
#include "inc/hw_types.h"
#include "inc/hw_ssi.h"
#include "driverlib/ssi.h"
#include "driverlib/sysctl.h"
#include "driverlib/pin_map.h"
#include "driverlib/gpio.h"
#include "driverlib/rom.h"
#include "driverlib/uart.h"
#include "driverlib/timer.h"
#include "driverlib/interrupt.h"
#include "driverlib/adc.h"
#include "utils/ustdlib.h"
#include "utils/uartstdio.h"
#include "IHM_TF.h"

#define          SAMPLES_PER_PRINT_PRESSURE          1
#define          SAMPLES_PER_PRINT_FLOW              1
//*****
//!                               Declaracao de variaveis
//*****

// Parametros

```

```

// Acionamento
int16_t position;
// Pressao
uint32_t ulADC0_Value[6];
float fPressao[4], fVazao;
int16_t iPressao;
int16_t iVazao;
int16_t iPressaoAnt[SAMPLES_PER_PRINT_PRESSURE],
int16_t iVazaoAnt[SAMPLES_PER_PRINT_FLOW];
// Vazao
uint16_t flowPulseCounter;
// Frequencia cardiaca
uint8_t uiFreqCard;
float freqHz;
uint32_t ulperiod;
uint32_t dutyCycle;
// Condicao valvular
uint8_t g_condValvular;
// Contadores
uint8_t freqCardCounter;
uint8_t filtercount;
uint8_t pressurecount, flowcount;
uint8_t printPressureCount, printFlowCount;
uint16_t measureSync, acionamSync, IHMSync, positSync;
uint32_t freqCardSync;

//*****
//!                               Funcoes acionamento
//
//!      C4 C3 C2 C1 D11 D10 D9 D8 D7 D6 D5 D4 D3 D2 X X
//
//*****
void SPIwrite(uint16_t data)
{
    GPIOPinWrite(GPIO_PORTA_BASE, GPIO_PIN_3, 0); // CS low
    // SPI default 16 bits
    uint16_t spidata;
    // comando - modo de operacao, somente registrador do canal A
    spidata = data;
    // envia dados seriais
    SSIDataPut(SSIO_BASE, spidata);
    // espera enviar todos os dados FIFO

```

```

        while(SSIBusy(SSIO_BASE));
        GPIOPinWrite(GPIO_PORTA_BASE, GPIO_PIN_3, GPIO_PIN_3); // CS high
    }

//*****
//!                               Interrupcao principal
//*****
void
PortDIntHandler(void)
{
    GPIOIntClear(GPIO_PORTD_BASE, GPIO_PIN_1);
    flowPulseCounter++;
}
void
Timer3AIntHandler(void)
{
    ROM_TimerIntClear(TIMER3_BASE, TIMER_TIMA_TIMEOUT);
    ROM_IntMasterDisable();
    measureSync++;
    // 24000Hz
    //      if(measureSync == 480) // 50 Hz
    //      if(measureSync == 1200) // 20 Hz
    if(measureSync == 2400) // 10 Hz
    {
        measureSync = 0;

        // VAZAO
        fVazao = flowPulseCounter*12.34; // Q[mL/s] = 1000*N/(60*13.5)*10
        sendo N o numero de pulso a cada 1/10 s
        flowPulseCounter = 0;
        // apresentacao de dados de vazao
        iVazao = (int16_t)(fVazao*10); // x10
        for(filtercount = 0; filtercount < SAMPLES_PER_PRINT_FLOW;
            filtercount++) // filtro com os ultimos SAMPLES_PER_PRINT dados
            iVazao += iVazaoAnt[filtercount];
        iVazao /= (SAMPLES_PER_PRINT_FLOW + 1);
        printFlowCount++;
        if(printFlowCount == 2)
        {
            printFlowCount = 0;
            // envia dados para display numerico

```

```

        IHM_writeSRAM(0x00,      VP_FLOW,      (int8_t)(iVazao>>8),
        (int8_t)(iVazao));
    // envia dados para curva do display
    //   IHM_writeTrendCurve(0x01,  (uint8_t)((iVazao*100)>>8),
    (uint8_t)(iVazao*100));
}
iVazaoAnt[flowcount++] = iVazao;
if(flowcount == SAMPLES_PER_PRINT_FLOW)
    flowcount = 0;
// envia dados para matlab
ROM_UARTCharPutNonBlocking(UART0_BASE,  ((iVazao/10)>>8)); //
int16_t
ROM_UARTCharPutNonBlocking(UART0_BASE, iVazao/10);
ROM_UARTCharPutNonBlocking(UART0_BASE, 0xAF); // identificador

// PRESSAO
ADCProcessorTrigger(ADC0_BASE, 0);
// array de ulADC0_Value
// PD0 pino 61 AIN7 (step 0, 1 e 2 = 3 samples)
ADCSequenceDataGet(ADC0_BASE, 0, ulADC0_Value); // Rg = 389 ohm
fPressao[0] = ulADC0_Value[0]; // analogico 0 a 3.4V e digital 12
bits = 0 a 4095
fPressao[1] = ulADC0_Value[1]; // 0 é 0mmHg e 4095 é 375mmHg
fPressao[2] = ulADC0_Value[2];

// filtro digital
fPressao[3] = fPressao[0]+fPressao[1]+fPressao[2];
fPressao[3] /= 3.0;
fPressao[3] = (fPressao[3]*0.153); // pressao[mmHg] = 375/4095 x
fPressao -> calibrado com sensor analogico
// apresentacao de dados no display
iPressao = (int16_t)(fPressao[3]*10); // x10
for(filtercount = 0; filtercount < SAMPLES_PER_PRINT_PRESSURE;
filtercount++) // filtro com os ultimos SAMPLES_PER_PRINT dados
    iPressao += iPressaoAnt[filtercount];
iPressao /= (SAMPLES_PER_PRINT_PRESSURE + 1);
printPressureCount++;
if(printPressureCount == 2)
{
    // envia dados para display numerico
    IHM_writeSRAM(0x00,  VP_PRESSURE,  (uint8_t)(iPressao>>8),
    (uint8_t)(iPressao));
}

```

```

        printPressureCount = 0;
        // envia dados para curva do display
        //      IHM_writeTrendCurve(0x02,      (uint8_t)((iPressao*50)>>8),
        (uint8_t)(iPressao*50));
    }
    iPressaoAnt[pressurecount++] = iPressao;
    if(pressurecount == SAMPLES_PER_PRINT_PRESSURE)
        pressurecount = 0;
    // envia dados para matlab
    ROM_UARTCharPutNonBlocking(UART0_BASE, (iPressao>>8)); // int16_t
    ROM_UARTCharPutNonBlocking(UART0_BASE, iPressao);
    ROM_UARTCharPutNonBlocking(UART0_BASE, 0xAD); // identificador
}
// 2400Hz
IHMSync++;
if(IHMSync == 2400) // 10 Hz
{
    // recebe comando touchscreen
    IHM_UARTRXCheck();
    IHMSync = 0;
}

// 2400Hz
acionamSync++;

if(acionamSync == freqCardSync) // 1 Hz = 60 bpm -> acionamSync = 2400
{
    acionamSync = 0;
    freqCardCounter++;
    // position analog de 0 a 5V
    // position digital de 0 a 1023
    // dados de position de D2 a D11 = digital de 0x0000 a 0xFFFC
    (4092)
    if(g_condValvular == 0) // condicao saudavel
    {
        switch(freqCardCounter)
        {
            case(1):
                position = 0;
                break;
            case(2):
                position = 800;

```

```

        break;
    case(3):
        position = 1600;
    break;
    case(4):
        position = 2400;
    break;
    case(5):
        position = 3800;
    break;
    case(6):
        position = 4000;
        // verifica mudanca de freq cardiaca
        // precaucao para nao danificar driver,
        // atualiza quando sinal esta mais longe possivel
        // de zero
        freqCardSync = 144000 / uiFreqCard;
    break;
    case(7):
        position = 3800;
    break;
    case(8):
        position = 2400;
    break;
    case(9):
        position = 1600;
    break;
    case(10):
        freqCardCounter = 0;
        IHM_buzzer(0);
        position = 800;
    break;
}
}
else if(g_condValvular == 1) // insuficiencia valvular
{
    switch(freqCardCounter)
    {
        case(1):
            position = 0;
        break;
        case(2):

```



```

        position = 800;
    break;
    case(3):
        position = 1600;
    break;
    case(4):
        position = 2000;
    break;
    case(5):
        position = 2300;
    break;
    case(6):
        position = 2450;
        // verifica mudanca de freq cardiaca
        // precaucao para nao danificar driver,
        // atualiza quando sinal esta mais longe possivel
        // de zero
        freqCardSync = 144000 / uiFreqCard;
    break;
    case(7):
        position = 2300;
    break;
    case(8):
        position = 2000;
    break;
    case(9):
        position = 1600;
    break;
    case(10):
        freqCardCounter = 0;
        IHM_buzzer(0);
        position = 800;
    break;
}
}
else if(g_condValvular == 2) // estenose valvular
{
    switch(freqCardCounter)
    {
        case(1):
            position = 1850;
        break;
    }
}

```

```

        case(2):
            position = 2200;
        break;
        case(3):
            position = 2400;
        break;
        case(4):
            position = 2800;
        break;
        case(5):
            position = 3200;
        break;
        case(6):
            position = 4092;
            // verifica mudanca de freq cardiaca
            // precaucao para nao danificar driver,
            // atualiza quando sinal esta mais longe possivel
            // de zero
            freqCardSync = 144000 / uiFreqCard;
        break;
        case(7):
            position = 3200;
        break;
        case(8):
            position = 2800;
        break;
        case(9):
            position = 2400;
        break;
        case(10):
            freqCardCounter = 0;
            IHM_buzzer(0);
            position = 2200;
        break;
    }
}

// Acionamento
SPIwrite(position);
// envia dados para pc
}
// 24000Hz

```

```

    positSync++;
    if(positSync == 2400) // 10 Hz
    {
        // envia dados para pc
        ROM_UARTCharPutNonBlocking(UART0_BASE, (position>>8)); // int16_t
        ROM_UARTCharPutNonBlocking(UART0_BASE, position);
        ROM_UARTCharPutNonBlocking(UART0_BASE, 0xAE); // identificador
        positSync = 0;
    }
    // rehabilita interrupcao
    ROM_IntMasterEnable();
}

void
timer3AInit(void)
{
    ROM_SysCtlPeripheralEnable(SYSCTL_PERIPH_TIMER3);
    TimerIntRegister(TIMER3_BASE, TIMER_A, Timer3AIntHandler);
    ROM_TimerConfigure(TIMER3_BASE, TIMER_CFG_PERIODIC);
    ROM_TimerLoadSet(TIMER3_BASE, TIMER_A, 3333); // 24000 Hz - timer de 32
bits
    ROM_IntEnable(INT_TIMER3A);
    ROM_TimerIntEnable(TIMER3_BASE, TIMER_TIMA_TIMEOUT);
    ROM_TimerEnable(TIMER3_BASE, TIMER_A);
}

//*****
//!                               Comunicacao UART - display
//*****
void
UART1_Init(void)
{
    // UART1 para comunicacao com display (baud rate 115200bps FIFO)
    ROM_SysCtlPeripheralEnable(SYSCTL_PERIPH_GPIOB);
    ROM_SysCtlPeripheralEnable(SYSCTL_PERIPH_UART1);
    ROM_GPIOPinConfigure(GPIO_PB0_U1RX);
    ROM_GPIOPinConfigure(GPIO_PB1_U1TX);

    ROM_GPIODirModeSet(GPIO_PORTB_BASE, GPIO_PIN_1, GPIO_DIR_MODE_OUT);
    ROM_GPIOPinTypeGPIOOutput(GPIO_PORTB_BASE,GPIO_PIN_1);

    ROM_GPIODirModeSet(GPIO_PORTB_BASE, GPIO_PIN_0, GPIO_DIR_MODE_IN);

```

```

ROM_GPIOPinTypeGPIOInput(GPIO_PORTB_BASE, GPIO_PIN_0);

ROM_GPIOPinTypeUART(GPIO_PORTB_BASE, GPIO_PIN_0 | GPIO_PIN_1);
UARTConfigSetExpClk(UART1_BASE, ROM_SysCtlClockGet(), 115200,
                    (UART_CONFIG_WLEN_8 | UART_CONFIG_STOP_ONE |
                     UART_CONFIG_PAR_NONE));
UARTFIFOLevelSet(UART1_BASE, UART_FIFO_TX4_8, UART_FIFO_RX4_8);
UARTEnable(UART1_BASE);
}
//*****
//!                               Comunicacao UART - PC
//*****
void
InitConsole(void)
{
    SysCtlPeripheralEnable(SYSCTL_PERIPH_GPIOA);
    GPIOPinConfigure(GPIO_PA0_U0RX);
    GPIOPinConfigure(GPIO_PA1_U0TX);
    ROM_GPIOPinTypeUART(GPIO_PORTA_BASE, GPIO_PIN_0 | GPIO_PIN_1);
    ROM_UARTConfigSetExpClk(UART0_BASE, ROM_SysCtlClockGet(), 115200,
                            (UART_CONFIG_WLEN_8 | UART_CONFIG_STOP_ONE |
                             UART_CONFIG_PAR_NONE));
}

//*****
//!                               Programa principal
//*****
int
main(void)
{
    printPressureCount = 1;
    ROM_FPUEnable();
    ROM_FPULazyStackingEnable();

    // 80 MHz por PLL
    ROM_SysCtlClockSet(SYSCTL_SYSDIV_2_5 | SYSCTL_USE_PLL | SYSCTL_OSC_MAIN
                      | SYSCTL_XTAL_16MHZ);

    // teste de frequencia de interrupcao
    ROM_SysCtlPeripheralEnable(SYSCTL_PERIPH_GPIOC);
    ROM_GPIOPinTypeGPIOOutput(GPIO_PORTC_BASE, GPIO_PIN_7);
    ROM_GPIODirModeSet(GPIO_PORTC_BASE, GPIO_PIN_7, GPIO_DIR_MODE_OUT);

```

```

// envio de dados para pc
InitConsole();

// ADC interno de 12 bits
// sequenciador 0 (ate 8 samples) sequenciadores 1 e 2 (ate 4 samples)
sequenciador 3 (1 sample)
// array de ulADC0_Value
// PD0 pino 61 AIN7 (step 0, 1 e 2 = 3 samples) = Pressao MPX2050
ROM_SysCtlPeripheralEnable(SYSCTL_PERIPH_ADC0);
ROM_SysCtlPeripheralEnable(SYSCTL_PERIPH_GPIOD);
ROM_GPIOPinTypeADC(GPIO_PORTD_BASE, GPIO_PIN_0/* | GPIO_PIN_1 |
GPIO_PIN_2 | GPIO_PIN_3*/);
ROM_ADCSequenceConfigure(ADC0_BASE, 0, ADC_TRIGGER_PROCESSOR, 0);
ROM_ADCSequenceStepConfigure(ADC0_BASE, 0, 0, ADC_CTL_CH7); //
sequencia 0 step 0 para canal 7
ROM_ADCSequenceStepConfigure(ADC0_BASE, 0, 1, ADC_CTL_CH7); // sequencia
0 step 1 para canal 7
ROM_ADCSequenceStepConfigure(ADC0_BASE, 0, 2, ADC_CTL_CH7 |
ADC_CTL_END); // sequencia 0 step 2 para canal 7
ROM_ADCSequenceEnable(ADC0_BASE, 0);

GPIOIntRegister(GPIO_PORTD_BASE, PortDIntHandler);
GPIOPadConfigSet(GPIO_PORTD_BASE, GPIO_PIN_1, GPIO_STRENGTH_2MA,
GPIO_PIN_TYPE_STD);
GPIOPinTypeGPIOInput(GPIO_PORTD_BASE, GPIO_PIN_1);
GPIODirModeSet(GPIO_PORTD_BASE, GPIO_PIN_1, GPIO_DIR_MODE_IN);
GPIOIntTypeSet(GPIO_PORTD_BASE, GPIO_PIN_1, GPIO_BOTH_EDGES);
GPIOIntEnable(GPIO_PORTD_BASE, GPIO_PIN_1);
IntEnable(INT_GPIOD);

// Habilita SPI
SysCtlPeripheralEnable(SYSCTL_PERIPH_SSI0);
SysCtlPeripheralEnable(SYSCTL_PERIPH_GPIOA);
ROM_GPIOPinTypeGPIOOutput(GPIO_PORTA_BASE, GPIO_PIN_3);
GPIODirModeSet(GPIO_PORTA_BASE, GPIO_PIN_3, GPIO_DIR_MODE_OUT);
GPIOPinWrite(GPIO_PORTA_BASE, GPIO_PIN_3, GPIO_PIN_3);
GPIOPinConfigure(GPIO_PA2_SSI0CLK);
GPIOPinConfigure(GPIO_PA4_SSI0RX);
GPIOPinConfigure(GPIO_PA5_SSI0TX);
GPIOPinTypeSSI(GPIO_PORTA_BASE, GPIO_PIN_5 | GPIO_PIN_4 | GPIO_PIN_2);
SSIConfigSetExpClk(SSI0_BASE, SysCtlClockGet(), SSI_FRF_MOTO_MODE_0,

```

```

        SSI_MODE_MASTER, 10000, 16); // 10kHz
SSIEnable(SSI0_BASE);
SPIwrite(0x9000); // muda para operacao WTM

// Display DWIN
UART1_Init();

// valores iniciais
uiFreqCard = 60; // 60bpm default
freqCardSync = 144000 / uiFreqCard;
g_condValvular = 0; // condicao saudavel

// Habilita interrupcao geral
ROM_IntMasterEnable();
// Interrupcao principal
timer3AInit();

// loop infinito
while(1);
}

//*****
//
//! IHM_NOX_DWIN.h
//
// Autor: Eduardo T. (07-10-2013)
//*****

#ifndef __IHM_NOX_DWIN_H__
#define __IHM_NOX_DWIN_H__

// fontes
// 31 - fonte tamanho 20

#define VP_PULSERATE 0x35
#define VP_PRESSURE 0x40
#define VP_FLOW 0x45
#define VP_PR_30 0x50
#define VP_PR_60 0x51
#define VP_PR_90 0x52

```

```

#define      VP_PR_120          0x53
#define      VP_PR_150          0x54
#define      VP_PR_180          0x55
#define      VP_PR_210          0x56
#define      VP_PR_240          0x57
#define      VP_INSUF_VALV      0x58
#define      VP_VALV_SAUD       0x59
#define      VP_ESTEN_VALV      0x5A

//*****
//
//!          API - Prototypes
//
//*****

extern void IHM_UARTRXCheck(void);
extern void IHM_UARTTX(uint8_t ucLength);
extern void IHM_writeSRAM(uint8_t highVP, uint8_t lowVP, uint8_t highData,
uint8_t lowData);
extern void IHM_buzzer(uint8_t duration);
extern void IHM_writeTrendCurve(uint8_t channel, uint8_t HD, uint8_t LD);

#endif

//*****
//
//! IHM_TF.c
//
// Autor: Eduardo T. (07-10-2013)
//*****

#include <stdbool.h>
#include <stdint.h>
#include "IHM_TF.h"
#include "inc/hw_memmap.h"
#include "inc/hw_types.h"
#include "inc/hw_uart.h"
#include "driverlib/uart.h"
#include "driverlib/rom.h"

```

```

#include "driverlib/gpio.h"

uint8_t ucCount;
char RXBufferIHM[15];
char TXBufferIHM[40];

extern uint8_t uiFreqCard, g_condValvular;
//*****
//!           Funcao recebe dados seriais do display DWIN
//*****
void
clearBuffer(void)
{
    for(uint8_t counter = 0; counter < 15; counter++)
    {
        RXBufferIHM[counter] = 0;
    }
}
void
IHM_UARTRXCheck(void)
{
    uint8_t ucCountIHM;
    ucCountIHM = 0;
    while(UARTCharsAvail(UART1_BASE))
    {
        RXBufferIHM[ucCountIHM] = UARTCharGetNonBlocking(UART1_BASE);
        ucCountIHM++;
    }

    // freq cardiaca de 30 bpm -> levanta flag e troca frequencia
    somente no ultimo case do sinal de comando
    if(RXBufferIHM[0] == 0xA5 && RXBufferIHM[1] == 0x5A && RXBufferIHM[2] ==
0x06 && RXBufferIHM[3] == 0x83 && RXBufferIHM[4] == 0x00 &&
RXBufferIHM[5] == 0x50 && RXBufferIHM[6] == 0x01)
    {
        uiFreqCard = 30;
    }
    // freq cardiaca de 60 bpm
    else if(RXBufferIHM[0] == 0xA5 && RXBufferIHM[1] == 0x5A &&
RXBufferIHM[2] == 0x06 && RXBufferIHM[3] == 0x83 && RXBufferIHM[4] ==
0x00 && RXBufferIHM[5] == 0x51 && RXBufferIHM[6] == 0x01)

```



```

{
    uiFreqCard = 60;
}
// freq cardiaca de 90 bpm
    else if(RXBufferIHM[0] == 0xA5 && RXBufferIHM[1] == 0x5A &&
RXBufferIHM[2] == 0x06 && RXBufferIHM[3] == 0x83 && RXBufferIHM[4] ==
0x00 && RXBufferIHM[5] == 0x52 && RXBufferIHM[6] == 0x01)
    {
        uiFreqCard = 90;
    }
// freq cardiaca de 120 bpm
    else if(RXBufferIHM[0] == 0xA5 && RXBufferIHM[1] == 0x5A &&
RXBufferIHM[2] == 0x06 && RXBufferIHM[3] == 0x83 && RXBufferIHM[4] ==
0x00 && RXBufferIHM[5] == 0x53 && RXBufferIHM[6] == 0x01)
    {
        uiFreqCard = 120;
    }
// freq cardiaca de 150 bpm
    else if(RXBufferIHM[0] == 0xA5 && RXBufferIHM[1] == 0x5A &&
RXBufferIHM[2] == 0x06 && RXBufferIHM[3] == 0x83 && RXBufferIHM[4] ==
0x00 && RXBufferIHM[5] == 0x54 && RXBufferIHM[6] == 0x01)
    {
        uiFreqCard = 150;
    }
// freq cardiaca de 180 bpm
    else if(RXBufferIHM[0] == 0xA5 && RXBufferIHM[1] == 0x5A &&
RXBufferIHM[2] == 0x06 && RXBufferIHM[3] == 0x83 && RXBufferIHM[4] ==
0x00 && RXBufferIHM[5] == 0x55 && RXBufferIHM[6] == 0x01)
    {
        uiFreqCard = 180;
    }
// freq cardiaca de 210 bpm
    else if(RXBufferIHM[0] == 0xA5 && RXBufferIHM[1] == 0x5A &&
RXBufferIHM[2] == 0x06 && RXBufferIHM[3] == 0x83 && RXBufferIHM[4] ==
0x00 && RXBufferIHM[5] == 0x56 && RXBufferIHM[6] == 0x01)
    {
        uiFreqCard = 210;
    }
// freq cardiaca de 240 bpm
    else if(RXBufferIHM[0] == 0xA5 && RXBufferIHM[1] == 0x5A &&
RXBufferIHM[2] == 0x06 && RXBufferIHM[3] == 0x83 && RXBufferIHM[4] ==
0x00 && RXBufferIHM[5] == 0x57 && RXBufferIHM[6] == 0x01)

```

```

    {
        uiFreqCard = 240;
    }
    // condicoes saudaveis
    else if(RXBufferIHM[0] == 0xA5 && RXBufferIHM[1] == 0x5A &&
RXBufferIHM[2] == 0x06 && RXBufferIHM[3] == 0x83 && RXBufferIHM[4] ==
0x00 && RXBufferIHM[5] == 0x59 && RXBufferIHM[6] == 0x01)
    {
        g_condValvular = 0;
    }
    // insuficiencia valvular
    else if(RXBufferIHM[0] == 0xA5 && RXBufferIHM[1] == 0x5A &&
RXBufferIHM[2] == 0x06 && RXBufferIHM[3] == 0x83 && RXBufferIHM[4] ==
0x00 && RXBufferIHM[5] == 0x58 && RXBufferIHM[6] == 0x01)
    {
        g_condValvular = 1;
    }
    // estenose valvular
    else if(RXBufferIHM[0] == 0xA5 && RXBufferIHM[1] == 0x5A &&
RXBufferIHM[2] == 0x06 && RXBufferIHM[3] == 0x83 && RXBufferIHM[4] ==
0x00 && RXBufferIHM[5] == 0x5A && RXBufferIHM[6] == 0x01)
    {
        g_condValvular = 2;
    }
    // limpa buffer
    clearBuffer();
}

//*****
//!           Funcao envia dados seriais para o display
//*****
void
IHM_UARTTX(uint8_t ucLength)
{
    uint8_t ucCount;
    for(ucCount = 0; ucCount < ucLength; ucCount++)
    {
        UARTCharPutNonBlocking(UART1_BASE, TXBufferIHM[ucCount]);
    }
}

void

```

```

IHM_writeSRAM(uint8_t highVP, uint8_t lowVP, uint8_t highData, uint8_t lowData)
{
    TXBufferIHM[0]=0xA5;           // header
    TXBufferIHM[1]=0x5A;
    TXBufferIHM[2]=0x05;           // data length
    TXBufferIHM[3]=0x82;           // comando de escrita em SRAM
    TXBufferIHM[4]=highVP;         // ponteiro
    TXBufferIHM[5]=lowVP;
    TXBufferIHM[6]=highData;       // Dado
    TXBufferIHM[7]=lowData;
    IHM_UARTTX(8);
}

void
IHM_buzzer(uint8_t duration)
{
    TXBufferIHM[0]=0xA5;           // header
    TXBufferIHM[1]=0x5A;
    TXBufferIHM[2]=0x03;           // data length
    TXBufferIHM[3]=0x80;           // comando de escrita em registrador
    TXBufferIHM[4]=0x02;
    TXBufferIHM[5]=0x05;
    IHM_UARTTX(6);
}

void
IHM_writeTrendCurve(uint8_t channel, uint8_t HD, uint8_t LD)
{
    TXBufferIHM[0]=0xA5;           // header
    TXBufferIHM[1]=0x5A;
    TXBufferIHM[2]=0x04;           // data length
    TXBufferIHM[3]=0x84;           // comando de escrita em buffer de curva de
tendencia
    TXBufferIHM[4]=channel;        // canal de 0=00000001b a 7=10000000b com até
8 canais
    TXBufferIHM[5]=HD;
    TXBufferIHM[6]=LD;
    IHM_UARTTX(7);
}

```

```

//*****
//
//! Codigo fonte MATLAB para leitura e plot de dados do sensor via serial UART
//!
//*****

function readAcc_salva(comPort, nome)
    tempo_aquisicao = 0:.1:20; % 10Hz de aquisicao
    sync = 0;
    flowCounter = 1;
    vvazao = zeros(201,1);
    commCounter = 1;
    vposicao = zeros(201,1);
    pressureCounter = 1;
    vpressao = zeros(201,1);

    %configurar canal serial
    BAUDRATE = 115200;
    DATABITS = 8;
    STOPBITS = 1;
    PARITY = 'none';
    s = serial(comPort);
    set(s, 'DataBits',DATABITS);
    set(s, 'StopBits',STOPBITS);
    set(s, 'BaudRate',BAUDRATE);
    set(s, 'Parity',PARITY);
    fopen(s);

    for i=1:500
        c = fread(s, 1, 'uint8');
        if c == 174
            a = fread(s, 1, 'int8');
            b = fread(s, 1, 'int8');
            bytepack = uint16(a);
            bytepack = bitshift(bytepack, 8);
            vazao = bitor(bytepack,uint16(b));
            vvazao(flowCounter)=vazao;
            flowCounter = flowCounter + 1;
            display(['vazao= ', num2str(vazao)]);
        elseif c == 173
            a = fread(s, 1, 'int8');
            b = fread(s, 1, 'int8');
            bytepack = uint16(a);
            bytepack = bitshift(bytepack, 8);
            posicao = bitor(bytepack,uint16(b));
            vposicao(commCounter)=posicao;
            commCounter = commCounter + 1;
            display(['posicao= ', num2str(posicao)]);
        elseif c == 175
            a = fread(s, 1, 'int8');
            b = fread(s, 1, 'int8');
            bytepack = uint16(a);
            bytepack = bitshift(bytepack, 8);
            pressao = bitor(bytepack,uint16(b));

```

```

        vpressao(pressureCounter)=pressao;
        pressureCounter = pressureCounter + 1;
        display(['pressao= ', num2str(pressao)]);
    end
end
vposicao = vposicao*0.00125;
vpressao = vpressao/10;

figure;
plot(tempo_aquisicao,vvazao);
title('Vazão x Tempo (Estenose Valvular 180 bbm)', 'FontSize', 16,
'FontWeight', 'bold');
xlabel('Tempo(s)', 'FontSize', 14);
ylabel('Vazão(ml/s)', 'FontSize', 14);

figure;
plot(tempo_aquisicao,vposicao);
title('Sinal de Comando x Tempo (Estenose Valvular 180 bbm)', 'FontSize',
16, 'FontWeight', 'bold');
xlabel('Tempo(s)', 'FontSize', 14);
ylabel('Sinal de Comando(V)', 'FontSize', 14);

figure;
plot(tempo_aquisicao,vpressao);
title('Pressão x Tempo (Estenose Valvular 180 bbm)', 'FontSize', 16,
'FontWeight', 'bold');
xlabel('Tempo(s)', 'FontSize', 14);
ylabel('Pressão(mmHg)', 'FontSize', 14);

save(nome, 'tempo_aquisicao', 'vvazao', 'vposicao', 'vpressao');
end

```