

Breno Spinelli Coelho

**Desenvolvimento de uma bomba pulsátil  
para uso em simulador de cirurgia  
cardiovascular**

São Paulo

2017

**Breno Spinelli Coelho**

# **Desenvolvimento de uma bomba pulsátil para uso em simulador de cirurgia cardiovascular**

Monografia apresentada à Escola Politécnica da Universidade de São Paulo como requisito para a conclusão do curso de graduação em Engenharia Mecatrônica, junto ao Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos (PMR)

Orientador: Prof. Dr. Chi-Nan Pai

São Paulo

2017

Esta monografia é apresentada como requisito parcial para obtenção do grau de Engenharia Mecatrônica na Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. É o produto do nosso próprio trabalho, exceto onde indicado no texto. A monografia pode ser livremente copiada e distribuída desde que a fonte seja citada.

## FICHA CATALOGRÁFICA

---

Coelho, Breno Spinelli

Desenvolvimento de uma bomba pulsátil para uso em simulador de cirurgia cardiovascular/ Coelho, Breno Spinelli. – São Paulo, 2017-43 p.

Monografia – Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos (PMR), 2017.

1. cirurgia torácica 2. pacientes internados 3. sistema cardiovascular I. Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos II. Coelho, Breno Spinelli

---



# AGRADECIMENTOS

Agradeço a minha família, aos amigos, aos colegas e ao orientador por ajudarem no desenvolvimento deste trabalho.

# RESUMO

Segundo IBGE (Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística), doenças cardiovasculares são a principal causa de gastos com internações hospitalares no Brasil. Frequentemente, há a necessidade de intervenções cirúrgicas que exponham o coração do paciente, o que pressupõe a disposição de um cirurgião capacitado para realizar a operação. No Brasil, o profissional capacitado para este tipo de procedimento leva em média seis anos para concluir a especialização (dois de cirurgia geral e quatro de cirurgia cardíaca); portanto o treinamento de um cirurgião cardiovascular é um processo complexo, mas necessário. Durante o treinamento, o médico deve encontrar características fisiológicas similares ao de um processo cirúrgico autêntico. Um simulador de sistema cardiovascular é um equipamento que pode criar certas condições que se assemelham às do coração durante uma operação. Sendo assim, este trabalho propõe a construção de um mecanismo que recrie algumas destas condições. O mecanismo utiliza uma guia linear com fuso de esferas e um motor acoplado. Na mesa da guia, um pistão de acrílico é fixo e atua dentro de um tubo (cilindro oco) impulsionando o fluido, que neste caso é água, até um reservatório flexível pulsátil com sensores de fluxo e pressão na sua saída para os testes de validação. Tanto na saída quanto na entrada do tubo e do reservatório, serão colocadas válvulas de retenção para impedir refluxo de fluido. A pressão do reservatório será regulada por uma válvula solenoide que estará à jusante do sensor de pressão. Este mecanismo visou o estudo de viabilidade do simulador para cirurgia cardíaca. As condições de pressão e volume ejetado por ciclo foram alcançados. Já para os requisitos de frequência, será necessário trocar o motor, pois com este não foi possível alcançar os requisitos de frequência.

**Palavras-chave:** Cirurgia torácica, pacientes internados, sistema cardiovascular

# ABSTRACT

According to IBGE (Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística), cardiovascular illnesses are the main cause to money spent with hospital interns in Brazil. Often surgical intervention is necessary to expose the patient's heart, which means that a trained surgeon must be available to perform the operation. The professionals trained in Brazil to this kind of work take in average six years to conclude the specialization (two of general surgery and four of cardiac surgery), thus the cardiovascular surgeons training is a complex process, but necessary. During the training, doctors shall find similar physiological characteristics to an authentic surgery process. A cardiovascular system simulator is a equipment that might create some conditions such like a real heart. Therefore, this work aims to make a mechanism to recreate some of these conditions. The mechanism utilizes a motor coupled to a linear guide with ball spindle. On the pillow cast an acrylic piston will be fixed and acts inside of a tube (hollow cylinder) pumping the fluid, which is water at this rate, until a pulsatile flexible reservoir with flow and pressure sensors to validation tests. Entrance and exit of both reservoir and tube will have retention valves to avoid fluid reflux. The pressure inside the reservoir will be regulated with a solenoid valve downstream of the pressure sensor. This mechanism aimed to study the feasibility of a cardiovascular surgery simulator. The pressure and flow conditions were reached. Yet, in order to reach the frequency requirements it will be necessary to change the motor because it was not enough to reach the frequency requirements.

**Key-words:** Thoracic surgery, in-patients, cardiovascular system

# SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO . . . . .	1
1.1	Fisiologia do coração . . . . .	1
1.2	Algumas doenças do coração e intervenções cirúrgicas . . . . .	3
1.2.1	Cirurgia de peito aberto . . . . .	3
1.2.2	Cirurgia de peito fechado . . . . .	4
1.3	Simulador do sistema cardiovascular . . . . .	4
1.4	Bombas de sangue pulsáteis . . . . .	5
1.5	Objetivos . . . . .	12
2	MATERIAIS E MÉTODOS . . . . .	13
2.1	Requisitos de projeto . . . . .	13
2.2	Mecanismo . . . . .	14
2.2.1	Pistão com guia linear . . . . .	14
2.3	Detalhamento do projeto mecânico . . . . .	15
2.3.1	Circuito hidráulico . . . . .	15
2.3.2	Válvulas de retenção . . . . .	16
2.3.3	Pistão, tubo e suportes . . . . .	16
2.3.4	Guia linear com fuso de castanhas . . . . .	17
2.3.5	Reservatório e disposição final do circuito . . . . .	17
2.4	Acionamento . . . . .	18
2.4.1	Rotação . . . . .	18
2.4.2	Potência fluida . . . . .	19
2.4.3	Potência para mover o conjunto . . . . .	19
2.4.3.1	Potência das perdas . . . . .	20
2.4.4	Estimativa do torque do motor . . . . .	20
2.5	Controle . . . . .	20
2.5.1	Circuito controlador e drivers de potência . . . . .	20
2.5.2	Sequência de eventos do sistema . . . . .	22
3	RESULTADOS E DISCUSSÕES . . . . .	27
3.1	Sistema mecânico . . . . .	27
3.2	Sistema elétrico e sensores . . . . .	28
3.3	Integração dos sistemas . . . . .	30
3.4	Fluxo . . . . .	30
3.5	Pressão . . . . .	31

3.6	Eficiência da bomba . . . . .	34
4	CONCLUSÃO . . . . .	35
	APÊNDICE A – ESQUEMA ELÉTRICO . . . . .	39
	APÊNDICE B – DESENHO DE CONJUNTO . . . . .	42

# LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Anatomia simplificada do coração . . . . .	2
Figura 2 – Curvas características do coração . . . . .	2
Figura 3 – Incisão de peito aberto . . . . .	4
Figura 4 – (A) Aparelho em uso, (B) vista lateral e (C) superior do simulador . .	5
Figura 5 – Bomba de sangue pulsátil de Peter Schiff . . . . .	6
Figura 6 – Circuito idealizado por Michael L. Rishton . . . . .	7
Figura 7 – Compartimento de bexigas para o sistema de Michael L. Rishton . . .	7
Figura 8 – Esquema da bomba desenvolvida por Robert J. Kurz . . . . .	8
Figura 9 – Sistema que proporciona fluxo pulsátil à saída . . . . .	9
Figura 10 – Bomba pulsátil com diafragma . . . . .	9
Figura 11 – Circuito de teste . . . . .	10
Figura 12 – Aparelho desenvolvido para a análise <i>in vitro</i> de próteses cardíacas mitrais	10
Figura 13 – Aparelho desenvolvido por Ludmila Bezerra e Chi Nan Pai . . . . .	11
Figura 14 – (A)Aparelho da Harvard Apparatus e (B)mecanismo de impulsão de fluido . . . . .	11
Figura 15 – Percurso do fluido . . . . .	14
Figura 16 – Esquema detalhado do circuito a ser projetado . . . . .	15
Figura 17 – Esquema detalhado do circuito a ser projetado . . . . .	15
Figura 18 – (A) Válvula permite passagem; (B) válvula retém o fluxo . . . . .	16
Figura 19 – (A)Desenho do pistão e do cilindro e (B)desenho do tubo . . . . .	17
Figura 20 – Suporte do tubo . . . . .	17
Figura 21 – Esquema do reservatório . . . . .	18
Figura 22 – (A)Sensor de pressão e (B)Sensor de fluxo . . . . .	22
Figura 23 – Esquema de conexões do circuito de controle . . . . .	23
Figura 24 – Etapa inicial de sístole; (A) estado do sistema e (B) curvas de pressão no coração . . . . .	23
Figura 25 – Etapa central de sístole; (A) estado do sistema e (B) curvas de pressão no coração . . . . .	24
Figura 26 – Etapa de diástole; (A) estado do sistema (B) curvas de pressão no coração	24
Figura 27 – Etapa final de sístole; (A) estado do circuito e (B) curvas de pressão no coração . . . . .	25
Figura 28 – Fluxograma de controle . . . . .	26
Figura 29 – Peças fabricadas . . . . .	27
Figura 30 – Mecanismo da bomba . . . . .	27
Figura 31 – Novo tubo . . . . .	28

Figura 32 – T para medição de fluxo, pressão e controle de pressão . . . . .	29
Figura 33 – (A) Circuito de controle, (B) integração com arduino e (C) caixa com circuito . . . . .	29
Figura 34 – Vista superior do mecanismo . . . . .	31
Figura 35 – Novo T para sensores . . . . .	32
Figura 36 – Pressão para (A)50, (B)60 e (C)65 mm de curso . . . . .	33

# LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Frequência do motor em função do número de ciclos . . . . .	18
Tabela 2 – Potência máxima transmitida ao fluido . . . . .	19
Tabela 3 – Potência, rotação e torque do motor . . . . .	20
Tabela 4 – Valores de curso do pistão, volume ejetado, meio-período, frequência e fluxo . . . . .	32
Tabela 5 – Pressões máximas e mínimas em função do curso do pistão . . . . .	32
Tabela 6 – Tabela de potência fluida . . . . .	34
Tabela 7 – Tabela de eficiência . . . . .	34



# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 Fisiologia do coração

O coração pode ser entendido como uma bomba de deslocamento de fluido com paredes musculares flexíveis. Esta bomba tem quatro cavidades isoladas entre si. Do lado direito do órgão, na parte superior, localiza-se o átrio e, na parte inferior, localiza-se o ventrículo separados por uma válvula tricúspide, que tem a característica de ser unidirecional. Do lado esquerdo, também há um átrio na parte superior e um ventrículo na parte inferior, mas separados por uma válvula mitral, que também tem a característica de ser unidirecional. Os átrios se conectam com veias para a chegada de sangue e os ventrículos se conectam com artérias, por meio de válvulas unidirecionais, para a saída de sangue [1].

Para bombear o sangue, o coração passa por momentos de dilatação (diástole) e contração (sístole). No primeiro deve diminuir a pressão interna do coração a fim de permitir que o fluido entre. Já no segundo deve fornecer pressão suficiente ao sangue para que chegue aos pulmões e aos outros sistemas do corpo. Um ciclo completo do coração é composto por 40% de tempo em sístole e 60% de tempo em diástole.

O fluido com gás carbônico dos sistemas do corpo entra no coração, através da veia cava, pelo átrio direito, que armazena o sangue até que a válvula tricúspide se abra na sístole. Em seguida, passa para o ventrículo direito. Do ventrículo, o sangue é bombeado para o pulmão através da artéria pulmonar para que seja oxigenado. O sangue proveniente do pulmão entra no coração através da veia pulmonar pelo átrio esquerdo; quando a válvula mitral se abre, passa para o ventrículo esquerdo e é bombeado para os sistemas do corpo. Na figura 1, as cavidades, válvulas e principais veias e artérias ligadas diretamente ao coração podem ser visualizadas.

O processo de entrada e saída de sangue tanto do lado direito quanto do lado esquerdo do coração são análogos e se dão ao mesmo tempo durante a sístole e a diástole. Porém, na sístole, a pressão fornecida pela contração do ventrículo esquerdo deve ser muito maior do que a do ventrículo direito, pois o sangue deve percorrer distâncias muito maiores quando irriga o restante do corpo. Portanto, a espessura da parede muscular do ventrículo esquerdo é maior que a do direito. A figura 2 mostra as curvas características de pressão e volume do coração.

Figura 1 – Anatomia simplificada do coração

Fonte: A.D.A.M 2012

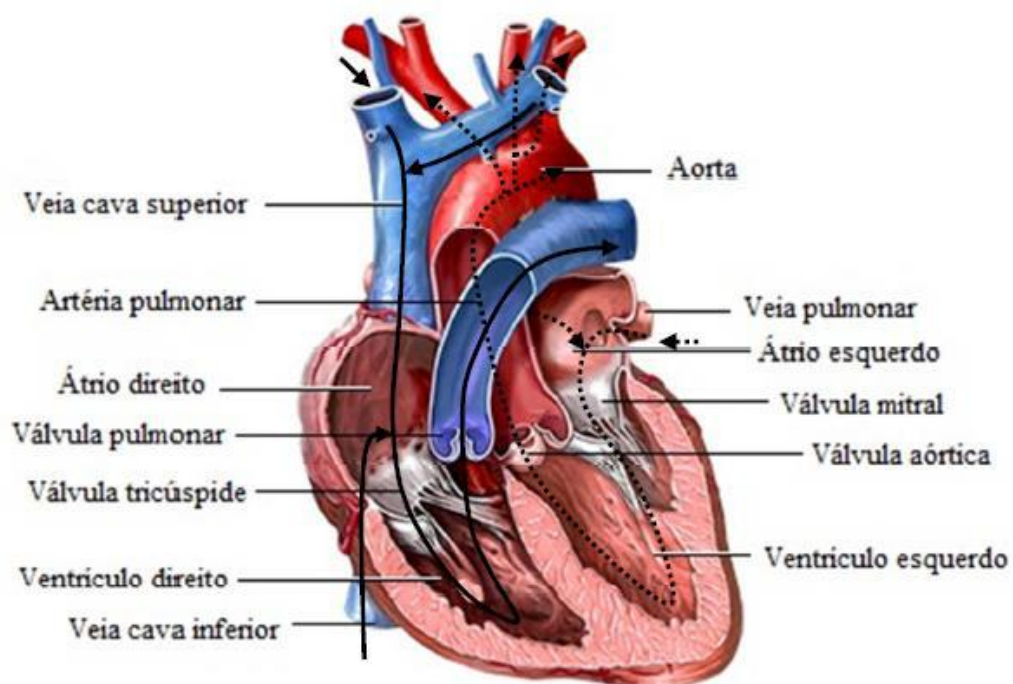
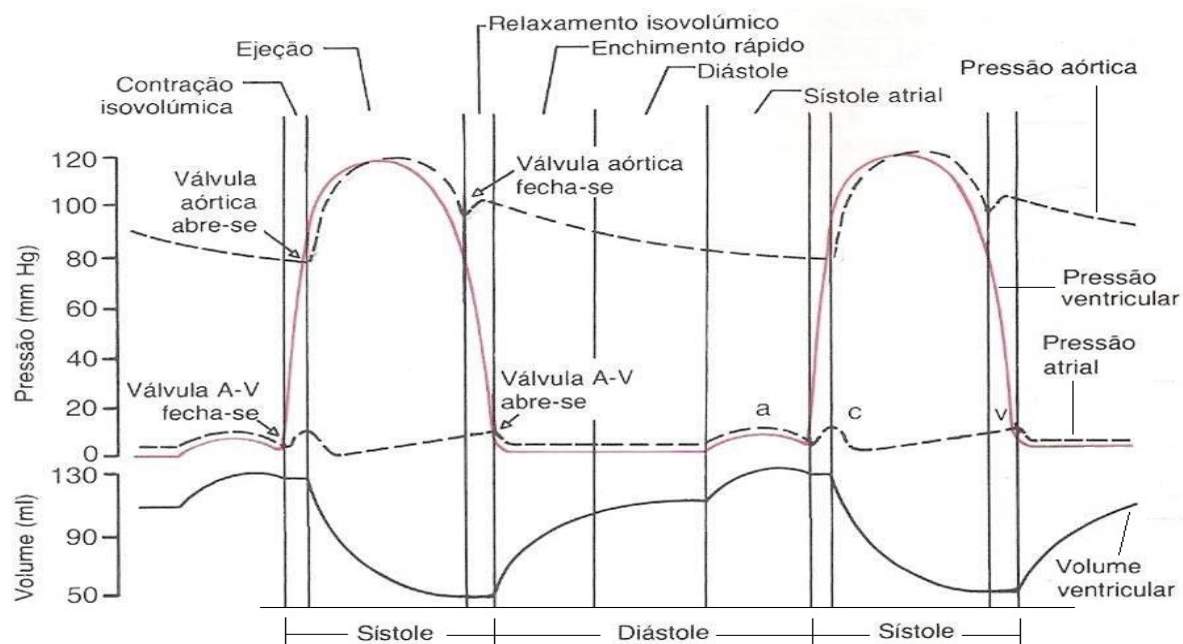


Figura 2 – Curvas características do coração

Fonte: Referência 1



## 1.2 Algumas doenças do coração e intervenções cirúrgicas

Ao longo da vida, problemas do coração podem se desenvolver por diversos motivos. Um exemplo é a insuficiência cardíaca, que consiste na incapacidade do coração em bombear sangue para os sistemas do corpo como consequência de doenças isquêmicas e hipertensivas. Em casos graves, pode ser preciso um transplante do órgão. Outros exemplos de anomalias envolvem as válvulas cardíacas, ocasionando o refluxo de sangue dos ventrículos para os átrios e das artérias para os ventrículos.

Existem também as doenças congênitas do coração, ou as cardiopatias congênitas. São defeitos no coração que a pessoa apresenta desde o nascimento. Elas podem necessitar de uma correção cirúrgica. Uma das doenças congênitas mais comuns é a de “defeito do septo atrial”, que é uma abertura remanescente, após o nascimento, em uma das paredes internas do coração, que faz ligação entre suas câmaras. A cirurgia para corrigir este problema, visa fechar esta abertura [2].

Além disso, há a cirurgia de marcapasso. Esta é a implantação de pequenos geradores de impulsos elétricos, que são conduzidos por meio de eletrodos, até a parte interna do coração para auxiliar nos batimentos cardíacos. Para saber como isso funciona, é preciso lembrar que dentro do coração existem células com propriedades de gerar impulsos elétricos que são transmitidos compassadamente e são responsáveis pelas batidas do coração. Quando esses impulsos começam a falhar, o coração fica descontrolado e a pessoa pode até morrer. Por isso, é necessário colocar um marcapasso para corrigir o ritmo do coração. O marcapasso cardíaco é um aparelho que comandará os batimentos cardíacos [3].

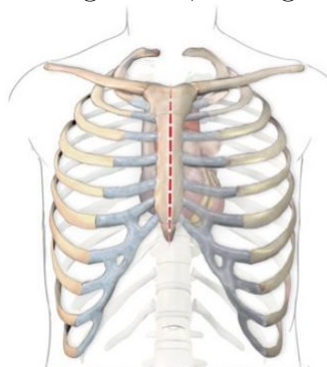
O último exemplo é a obstrução de artérias coronárias. Neste caso, é necessário fazer a revascularização do miocárdio. Utilizam-se enxertos arteriais (mamária/ radial) ou de veia safena que melhoram o fluxo sanguíneo na área afetada. Popularmente, esse tipo de cirurgia é conhecido como “pontes de safena”, que têm por objetivo evitar infarto e melhorar a qualidade de vida dos pacientes [4].

### 1.2.1 Cirurgia de peito aberto

É o tipo de cirurgia mais agressivo para o paciente que sofre de doença cardíaca. Consiste em realizar uma incisão no osso esterno do paciente, abrir seu tórax e expor o coração para realizar o procedimento cirúrgico (Fig.3). É necessária em casos de transplante de coração e em casos de revascularização do miocárdio. Um de seus principais riscos é o de infecção da ferida operatória no tórax. Esta cirurgia é realizada com o coração batendo ininterruptamente.

Figura 3 – Incisão de peito aberto

Fonte: Prof. Dr. Diego Gaia, Cirurgia Cardiovascular



### 1.2.2 Cirurgia de peito fechado

É um procedimento menos invasivo do que o anterior, pois a incisão necessária para atingir o órgão é menor. É comum em casos de posicionamento de stents nos vasos sanguíneos para desobstruí-los. As incisões podem ser feitas na artéria femoral e sobe toda a aorta até chegar no coração

## 1.3 Simulador do sistema cardiovascular

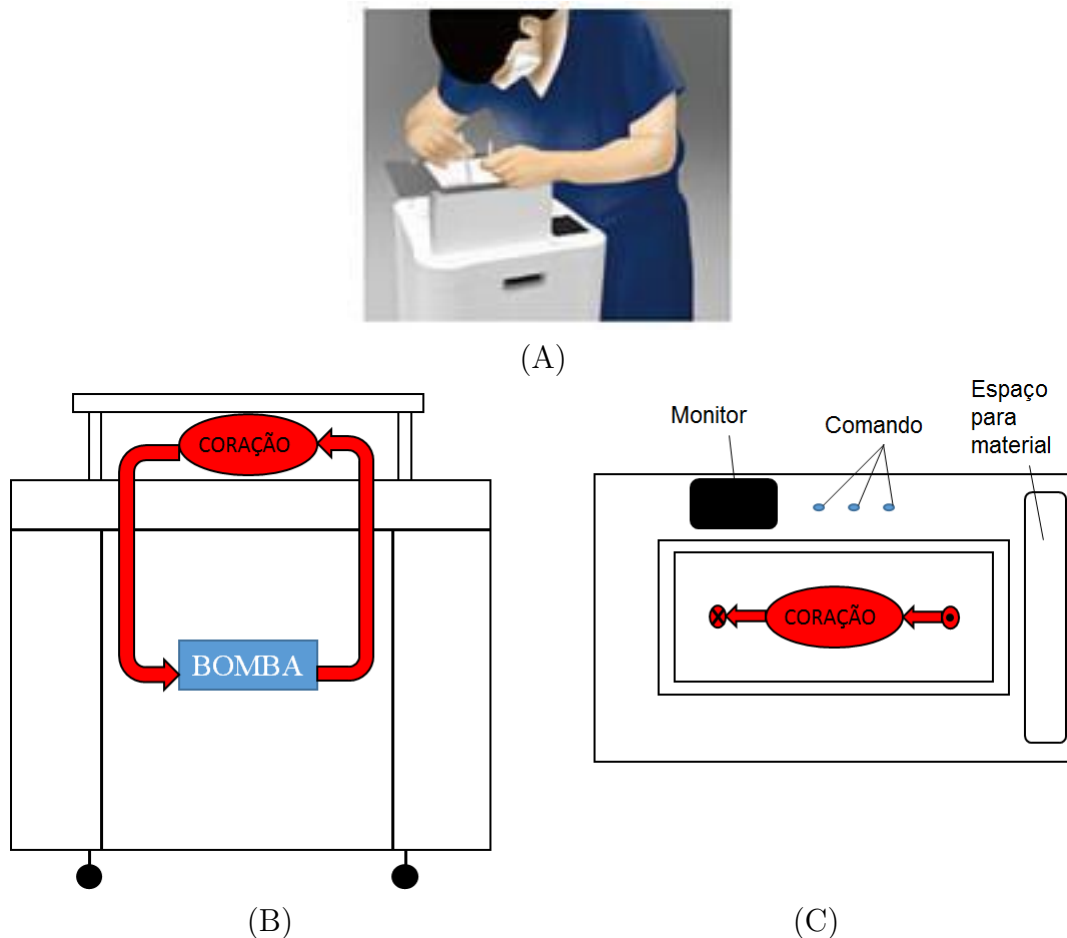
Segundo dados da Pesquisa Nacional de Saúde de 2013 realizada pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), doenças cardiovasculares são as principais causas de morte no Brasil e geram os maiores custos com relação a internações hospitalares [5]. Muitas vezes, há necessidade de intervenção cirúrgica para corrigir anomalias no coração. No período entre 1984 e 2007, foram realizadas 71.305 operações cardiovasculares no Instituto do Coração do Estado de São Paulo [6] e atualmente realiza-se aproximadamente 70.000 cirurgias cardíacas/ano no Brasil [7, 8], o que demanda a necessidade de muitos cirurgiões treinados para realiza-las. O fator humano é o mais importante para o controle de qualidade cirúrgica [9, 10], sendo que este controle passa inevitavelmente pela qualidade e experiência do cirurgião.

O treinamento de cirurgiões cardiovasculares brasileiros demanda cerca de seis anos (dois de cirurgia geral e quatro de cirurgia cardíaca) [8] e exige instrumentação específica; portanto é um processo complexo. Esta instrumentação deve permitir que, durante o treinamento, o cirurgião seja exposto às dificuldades reais de um procedimento cirúrgico. Assim, o funcionamento do simulador deve ser o mais próximo possível da realidade, isto é, a pressão, o fluxo de sangue e a frequência de batimento devem estar próximas dos de um paciente.

O simulador de sistema cardiovascular é um equipamento que pode ser utilizado para criar as condições adequadas para treinamento. Este simulador pode ser utilizado

Figura 4 – (A) Aparelho em uso, (B) vista lateral e (C) superior do simulador

Fonte: crossEffect, Inc.



tanto para treinamentos de cirurgia aberta quanto para fechada. A empresa japonesa CrossEffect, Inc, é uma desenvolvedora deste tipo de tecnologia. A Fig. 4-A mostra um esquema da cirurgia feita com simulador; já as Fig. 4-B e 4-C mostram, respectivamente, as vistas lateral e superior do desenho esquemático do Cardio Simulator.

Podemos observar, através da Fig. 4-B, que para simular as condições de pressão e fluxo sanguíneos, assim como a frequência do batimento, uma bomba pulsátil é necessária. Para poder preservar os segredos industriais, a CrossEffect Inc. não mostra, em nenhum documento, como é a bomba pulsátil do seu simulador.

## 1.4 Bombas de sangue pulsáteis

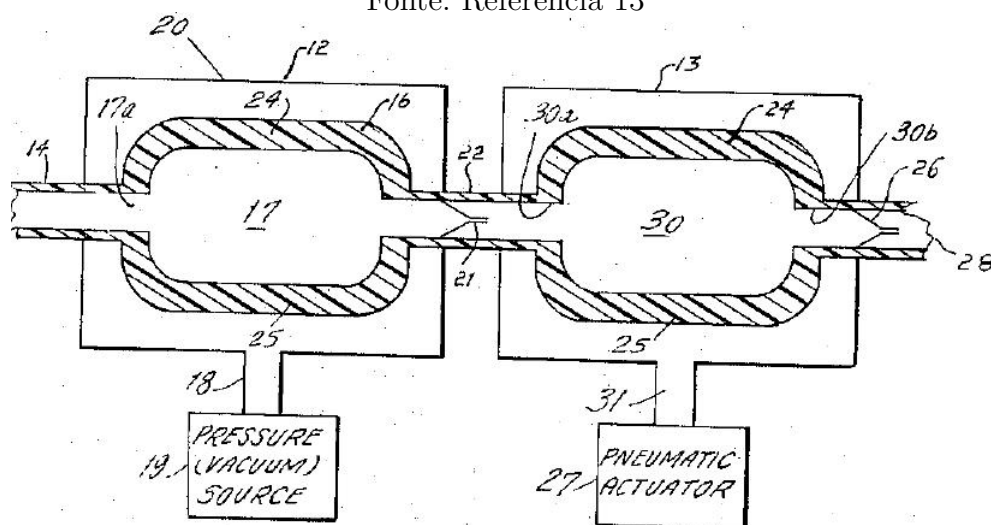
Existem atualmente diversos modelos de bombas de fluxo pulsáteis, já propostos ou desenvolvidos, que poderiam ser utilizados num simulador de cirurgia cardiovascular. Muitos destes modelos foram projetados para serem utilizados como dispositivos de assistência ventricular, ou para sistemas de circulação extracorpórea. Entretanto, como pertencem à categoria de bombas pulsáteis com a proposta deste trabalho, alguns dos

projetos serão estudados e descritos a seguir para embasar este trabalho.

Os primeiros modelos de aparelhos de auxílio ao sistema cardíaco surgiram em 1957, quando foi demonstrado por Kolff e Akutsu [11] um processo de fabricação de válvulas e corações com plástico tomando por base um molde de gesso feito a partir do coração de um cachorro de 20 kg. Contudo, os investimentos mais significantes começaram em 1964 com o U.S. National Artificial Heart Program [12]. A partir disso, novos trabalhos e patentes de bombas de sangue pulsáteis apareceram.

Figura 5 – Bomba de sangue pulsátil de Peter Schiff

Fonte: Referência 13



Em 1972, foi depositada a patente de Schiff [13] intitulada “Pulsatile by-pass blood pump”, onde explica o desenvolvimento de um sistema de desvio de circulação sanguínea adaptado para auxílio ou temporária substituição do coração. Este sistema, como mostra a figura 5, é composto pelos compartimentos 17 e 30, com paredes elásticas e contráteis, acoplados um ao outro pela válvula unidirecional 21. O compartimento 17 atua como átrio e tem uma pressão baixa o suficiente para permitir a entrada de um fluxo contínuo de sangue. Já o compartimento 30 é como o ventrículo, que proporciona o fluxo pulsátil e tem uma válvula unidirecional 26, em sua saída, para a artéria humana. O controle de contração dos compartimentos é feito pelos atuadores pneumáticos 19 e 27, de modo que o fluxo de sangue seja semelhante ao do paciente.

Seis anos mais tarde, Rishton [14] propôs seu modelo, também patenteado, de bomba pulsátil para circulação extracorpórea. A aplicação desta patente se destina aos processos cirúrgicos de desvio cardiopulmonar, hemodiálise e assistência ventricular. Os componentes que constituem o sistema, como mostra a figura 6, são os seguintes: um oxigenador de sangue (n.12), uma bomba de roletes convencional (n.13), compartimento pulsátil de bexigas (n.14) e um controlador pneumático (n.16). O oxigenador deve reestabelecer taxas aceitáveis de oxigênio no fluido, atuando como o pulmão. A bomba de roletes recebe o sangue do oxigenador e pressuriza o sangue “esmagando” a tubulação por onde o fluido

passa, levando-o até o compartimento de bexigas. Este último componente contém duas bexigas posicionadas lado a lado como mostra a figura 7. Uma delas serve de pulsador (n.22) e tem entrada bloqueada (n.38) e saída para o controlador pneumático. A outra (n.21) é feita de material inerte, tem entrada de fluxo contínuo de sangue e saída de fluxo pulsátil proporcionado pela bexiga 22. Além disso, a segunda bexiga tem uma válvula unidirecional (n.41) para impedir o refluxo de sangue.

Figura 6 – Circuito idealizado por Michael L. Rishton

Fonte: Referência 14

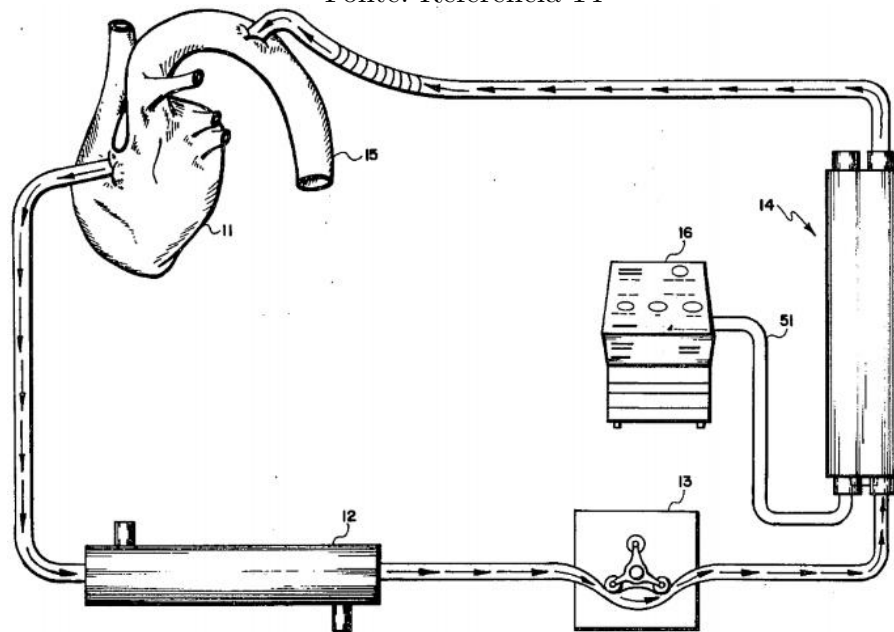
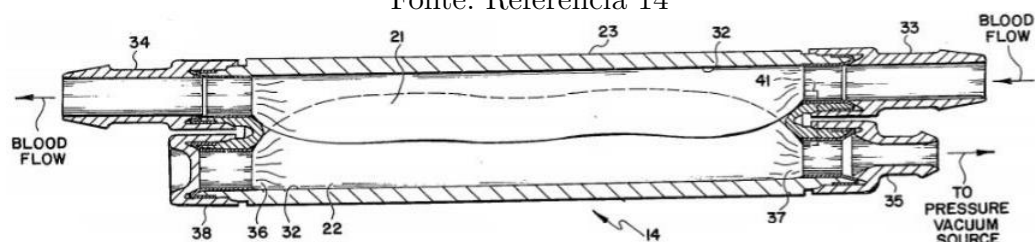


Figura 7 – Compartimento de bexigas para o sistema de Michael L. Rishton

Fonte: Referência 14

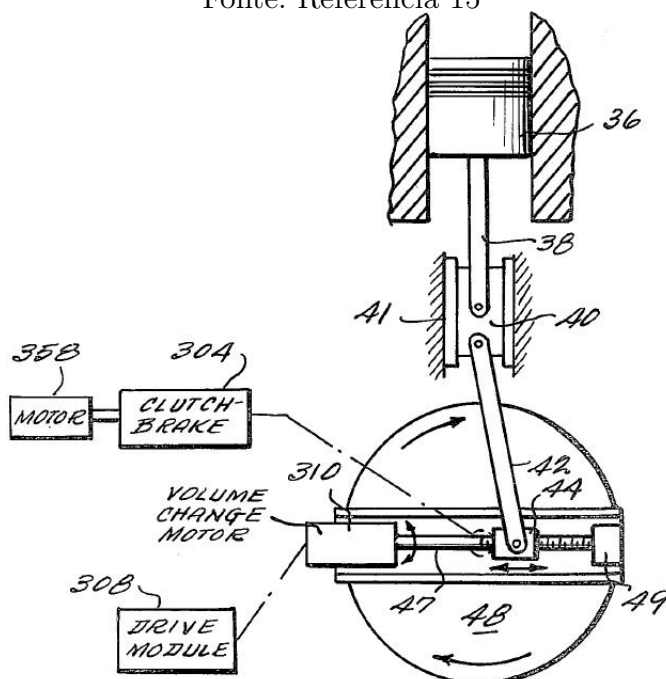


Contudo, novas soluções para produção de bombas de sangue trouxeram a proposta de monitoramento das características fisiológicas do paciente a fim de controlar automaticamente os parâmetros de operação da bomba, como fluxo e pressão de saída. Outro problema a ser resolvido era o de utilizar atuadores pneumáticos para lhe conferir fluxos pulsáteis. Estes atuadores dependiam sempre do auxílio de um compressor de ar ou de uma linha de ar comprimido próximo do equipamento, o que limitava muito a utilização da bomba.

Kurtz [15] empregou um circuito de controle com realimentação para esta finalidade. Um esquema da bomba está representado na figura 8. O motor cc 358 provoca rotação do

Figura 8 – Esquema da bomba desenvolvida por Robert J. Kurz

Fonte: Referência 15



disco 48, que funciona como uma espécie de virabrequim para o pistão 36. Neste disco, estão fixos o motor de variação de volume 310 e uma guia linear composta pelos elementos 47, 44 e 49. Conforme o motor de variação de volume é acionado pelo drive 308, o bloco 44 se desloca linearmente, provocando alterações no comprimento de curso do pistão. Quanto mais próximo o bloco estiver da periferia do disco, maior será o curso do pistão e mais sangue será bombeado.

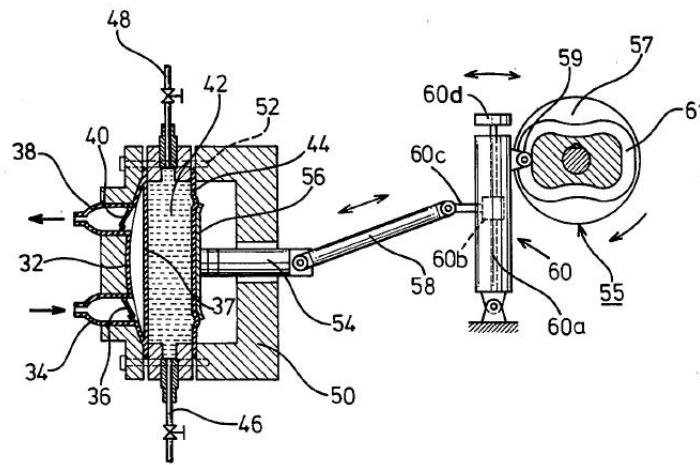
Ohara e Ishinose [16] propuseram um sistema similar ao da figura 9 em 1982. É composto por um compartimento de passagem de sangue com material elástico anticoagulante acoplado a um mecanismo que confere pulsatilidade ao fluxo. Além da bexiga anticoagulante delimitada pelas partes 32 e 37, o sistema conta também com válvulas unidirecionais (40 e 36) e uma câmara pressurizada representada pelo número 42, que tenta minimizar os efeitos da hemólise. A pressão dentro desta câmara é regulada pela entrada e saída de fluido representadas respectivamente pelos tubos 46 e 48. Quanto maior a pressão em 42, maior será a pressão de saída do fluxo através do duto 38. A pulsação é proporcionada pelo pistão 54 acoplado ao disco 56 que atua diretamente no diafragma 44. O pistão está acoplado ao mecanismo biela manivela, que se conecta a um sistema de ajuste de curso de pistão (n.60) acionado por um mecanismo do tipo came (n.55). Quanto mais longe estiver o bloco 60b da articulação, maior será a pressão de saída do fluxo.

Foram feitas outras tentativas de reduzir os índices de hemólise e a rápida oscilação de pressão no aparelho. Ohashi, Andrade e Nosé [17] testaram dois tipos de acionamento do motor da bomba: acionamento com velocidade constante e acionamento remediado por



Figura 9 – Sistema que proporciona fluxo pulsátil à saída

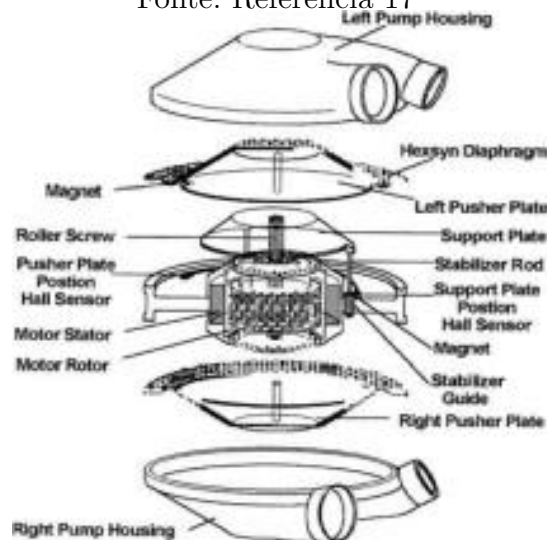
Fonte: Referência 16



um circuito de controle que proporciona aumento gradativo de velocidade. Um esquemático da bomba utilizada no teste encontra-se na figura 10. Suas saídas foram conectadas a um circuito que simula o sistema circulatório como o da figura 11. Para detectar variações de pressão, um sensor de pressão foi conectado ao sistema, que funcionou sob um fluxo de 4 l/min, pressões de entrada de 15 mmHg e 100 mmHg de saída.

Figura 10 – Bomba pulsátil com diafragma

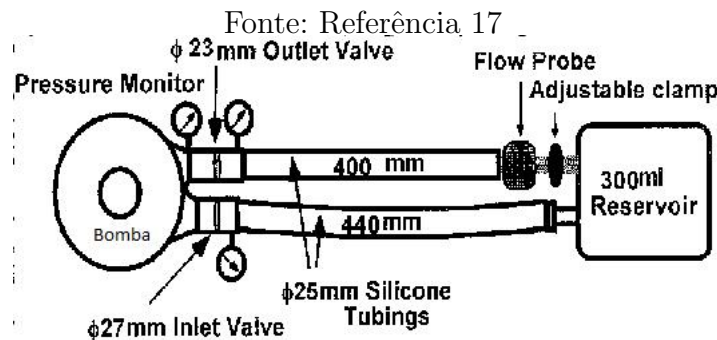
Fonte: Referência 17



Alguns problemas podem surgir ao lidar com bombas pulsáteis, um exemplo disso são as forças radiais, que podem ser monitoradas através de observadores de forças provenientes de distúrbios durante fluxos pulsáteis. Nos trabalhos de Pai, Shinshi e Shimokohbe [18, 19], estudos foram feitos para achar relações entre o impulso radial, o fluxo e a velocidade de rotação dos rotores da bomba.

Há trabalhos também que envolvem o desenvolvimento de métodos diferentes dos

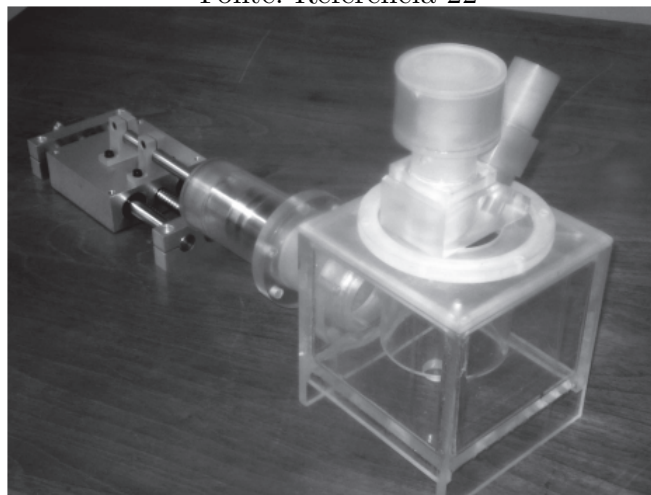
Figura 11 – Circuito de teste



convencionais para gerar fluxo pulsátil, seja fabricando bombas para sistemas próprios [20], ou utilizando teoria de mecânica de fluidos e software CFD para simular condições transientes de operação de bombas [21]. São muito comuns projetos de bombas pulsáteis para testes de condições hemodinâmicas em circulação extracorpórea ou para testes com próteses de válvulas cardíacas. Algumas soluções utilizam bombas do tipo diafragma acionadas pneumaticamente [20], outras fazem uso de cilindro pistão com guia linear, preocupando-se somente com a característica pulsátil e com o fluxo do sistema [22].

Figura 12 – Aparelho desenvolvido para a análise *in vitro* de próteses cardíacas mitrais

Fonte: Referência 22

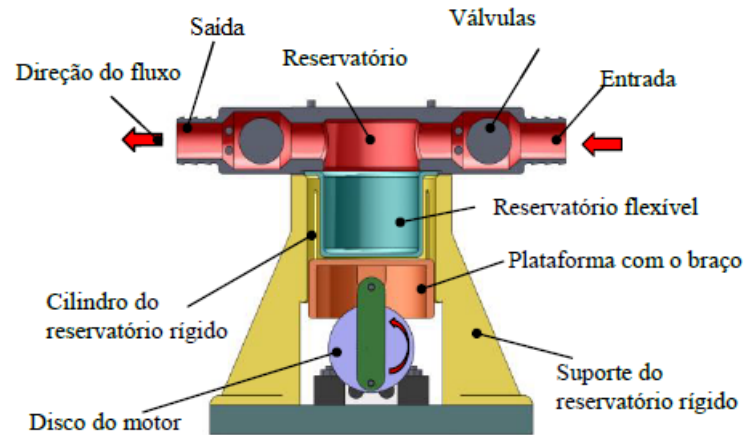


Um trabalho recente que utiliza a solução de cilindro pistão é o de Ludmila Bezerra e Chi-Nan Pai (Fig.13), que projetou um aparelho simulador de sistema cardiovascular para teste *in vitro* de dispositivos de assistência ventricular esquerda [23, 24]. Este aparelho utiliza um motor de passo acoplado ao mecanismo biela-manivela que movimenta um pistão que pressiona um reservatório flexível cheio de fluido. Um problema observado foi o excesso de espaço entre a plataforma com o braço e o suporte do reservatório rígido, de tal modo que, no momento da compressão, o reservatório flexível invadisse este espaço e travasse o movimento da plataforma. Além disso, apesar de ter controle do número de ciclos por minuto, pelo fato de ser um mecanismo biela manivela, não há controle do

volume ejetado em cada ciclo.

Figura 13 – Aparelho desenvolvido por Ludmila Bezerra e Chi Nan Pai

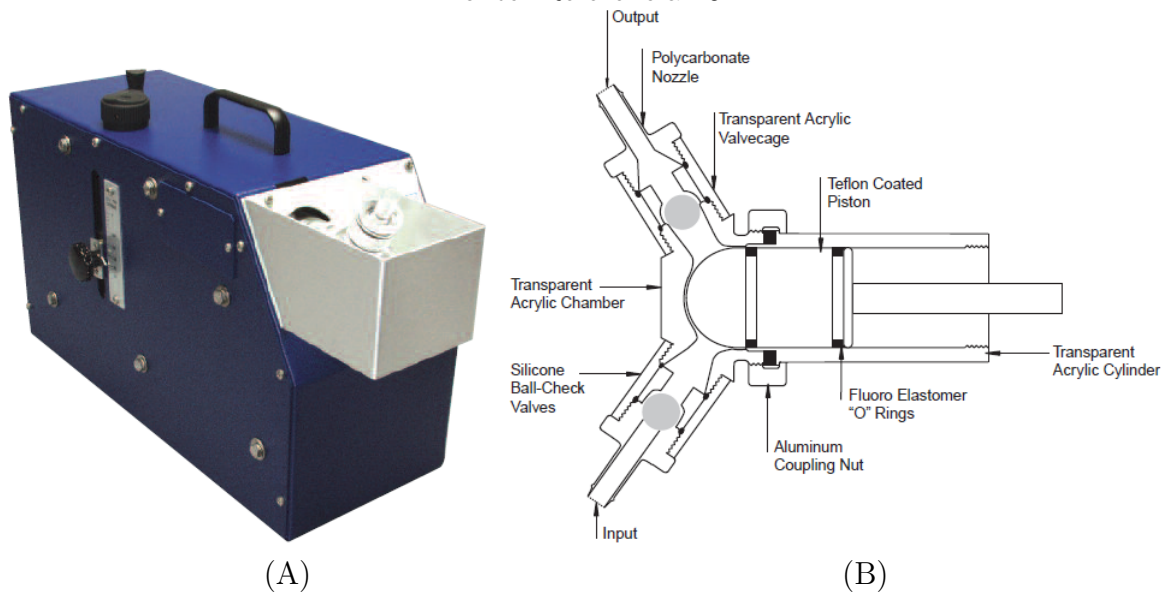
Fonte: Referência 23



Em termos mecânicos, alguns aparelhos já comerciais utilizam a solução cilindro-pistão para a impulsão do fluido. O aparelho da Harvard Apparatus (1400 Series Pulsatile Blood Pump, Harvard Apparatus, EUA) (Fig.14A) utiliza um pistão com O-Rings para vedação do cilindro e válvulas anti-refluxo (Fig.14B). Esta bomba foi desenvolvida para uso em animais e testes hemodinâmicos [25]. Estes tipos de testes são comuns durante a caracterização de outras bombas cardíacas e de próteses de válvulas cardíacas.

Figura 14 – (A)Aparelho da Harvard Apparatus e (B)mecanismo de impulsão de fluido

Fonte: Referência 25



## 1.5 Objetivos

Este trabalho tem como objetivo o desenvolvimento de uma bomba de fluxo pulsátil para ser utilizada num simulador de sistema cardiovascular, como a Cardio Simulator, que tem como aplicação principal o auxílio em treinamento de cirurgiões. Dada a importância do ventrículo esquerdo durante a circulação, esta bomba deve simular o funcionamento do ventrículo esquerdo humano, isto é, deve manter um fluxo pulsátil cujas pressões sejam parecidas com as existentes durante a sístole e diástole do ventrículo. Para mostrar que a bomba de fluxo pulsátil estará funcionando de acordo com o ventrículo esquerdo, um circuito hidráulico será também desenvolvido para se realizar as medidas de pressão e de fluxo.

## 2 MATERIAIS E MÉTODOS

Esta seção se dedica à apresentação da ideia proposta para o mecanismo da bomba, seu projeto mecânico detalhado, o acionamento da bomba e seus sistemas elétrico e de controle.

Neste trabalho será convencionado que os termos sístole e diástole se referem a períodos de contração e relaxamento do phantom de coração, enquanto que os termos compressão e descompressão serão usados para descrever os períodos de aumento e diminuição de pressão na bomba pulsátil.

### 2.1 Requisitos de projeto

Os requisitos que a bomba deve atender levam em conta os dados médicos de pressão e vazão de um ventrículo esquerdo de uma pessoa de  $70\text{ kg}$ . Como mostrado na Fig. 4, num simulador, um phantom de coração, modelo para realização de cirurgias, estará posicionado numa altura compatível com a altura de uma mesa cirúrgica, enquanto que a bomba pulsátil ficará localizada abaixo dele, ambos conectados através de tubos flexíveis de PVC. Dessa forma, a pressão de saída da bomba deve ser grande o suficiente para vencer uma altura de  $900\text{ mm}$  de tubulação e as singularidades presentes no circuito como válvulas e cotovelos. Na sístole, a bomba deve chegar a uma pressão tal que, na saída do ventrículo, a pressão seja de  $120\text{ mmHg}$ . Ao final da etapa de sístole, a pressão dentro da bomba deve ser baixa o suficiente para que seja possível preenche-la com fluido. Esta etapa será facilitada pela ação da gravidade sobre o fluido. Enquanto isso, a pressão relativa no ventrículo esquerdo cai gradativamente até 0.

Assim como o coração humano, a bomba não deve permitir refluxo de fluido, pois isso representaria perda de potência transmitida ao coração, que não funcionaria nas condições citadas anteriormente. Para tanto, serão utilizadas válvulas de retenção. Deve-se manter uma vazão próxima de  $5\text{ l/min}$  e um volume de ejeção que varia entre aproximadamente  $62$  e  $83\text{ ml/ciclo}$  para  $60$  e  $80$  batimentos por minuto respectivamente. A potência do motor da bomba deve ser suficiente para vencer a inércia do conjunto mecânico, para vencer as perdas por atrito do mecanismo de bombeamento, para vencer as perdas na tubulação e para permitir uma pressão máxima de  $120\text{ mmHg}$  na saída do ventrículo ao final da diástole.

Em vez de sangue como fluido circulante, será utilizada água pela facilidade de manuseio e obtenção; logo não há necessidade de se preocupar com problemas referentes à hemólise ou coagulação. Pelo fato de sua aplicação envolver um simulador para auxílio em

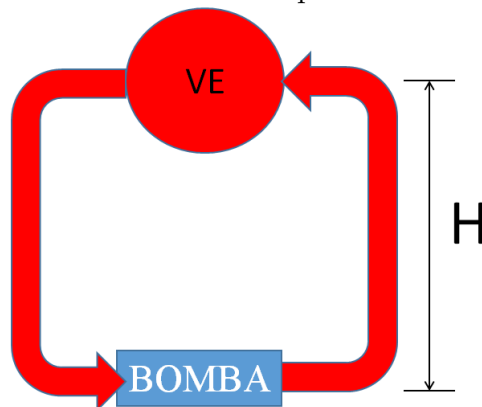
treinamento de cirurgiões, a portabilidade não é um fator importante.

## 2.2 Mecanismo

Aqui, será apresentada a concepção da solução proposta do mecanismo utilizado para proporcionar um fluxo pulsátil ao fluido da bomba. O percurso feito pelo fluido no sistema está representado na figura 15. O circuito é idealizado de modo que o coração esteja numa posição mais alta, a uma distância  $H = 900\text{ mm}$  da bomba. O valor da altura  $H$  é importante pois será considerada no dimensionamento do motor da bomba. Com isto, é possível que, no processo final de sístole, o volume do reservatório da bomba seja preenchido com ajuda da ação da gravidade agindo sobre o fluido.

Figura 15 – Percurso do fluido

Fonte: Própria

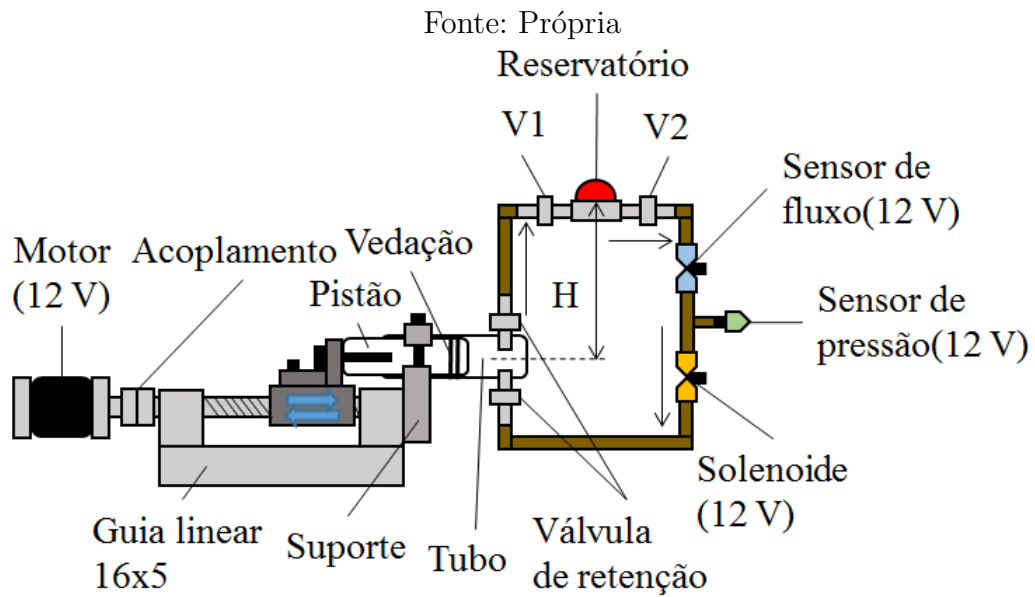


### 2.2.1 Pistão com guia linear

A bomba será um reservatório cilíndrico acionado por um pistão. Será utilizada uma guia linear na qual o pistão será acoplado e a guia será acionada por um motor elétrico, como mostra a figura 16.

Durante a compressão, o pistão impulsiona o fluido para fora da bomba fazendo com que a válvula superior se abra e a inferior se feche. Já durante a descompressão, o pistão diminui a pressão interna do reservatório a ponto de succionar o fluido para dentro, abrindo a válvula inferior e fechando a superior. A solução permite controlar o comprimento de curso do pistão e, portanto, a quantidade de fluido expelido torna-se função não só da velocidade de rotação do motor, mas também da quantidade de rotações. Este comprimento será definido durante a programação do controlador e poderá ser alterado antes da operação da bomba.

Figura 16 – Esquema detalhado do circuito a ser projetado

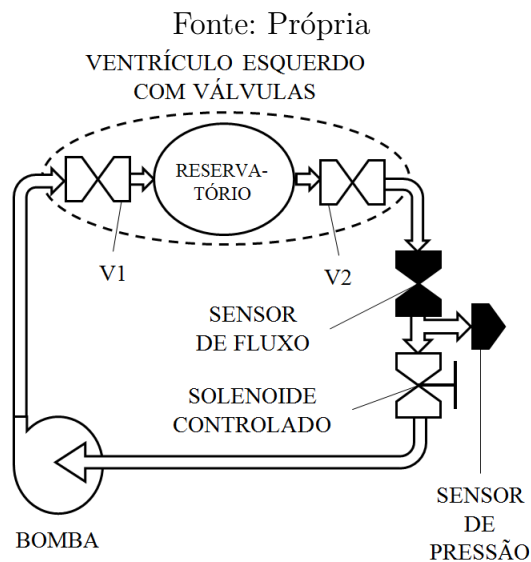


## 2.3 Detalhamento do projeto mecânico

### 2.3.1 Circuito hidráulico

O circuito contido no simulador deve ser parecido com o do esquema na figura 17. Nele, o reservatório fará o papel da parede do ventrículo, as válvulas V1 e V2 farão o papel das válvulas mitral e aórtica respectivamente. O fluxo e as pressões serão medidas pelos sensores instalados na saída do reservatório. As informações do sensor de pressão serão enviadas a um sistema de controle que comandará o fechamento e abertura do solenoide, pois assim será feita a regulação da pressão. A bomba receberá as informações do sensor de fluxo para que seja feita a regulação tanto de fluxo quanto de pressão.

Figura 17 – Esquema detalhado do circuito a ser projetado



O diâmetro da tubulação será 10 mm e será feita com mangueiras flexíveis de PVC. Ela deve proporcionar um percurso ascendente entre a saída da bomba e a entrada do reservatório e um percurso descendente na saída do reservatório e a entrada da bomba.

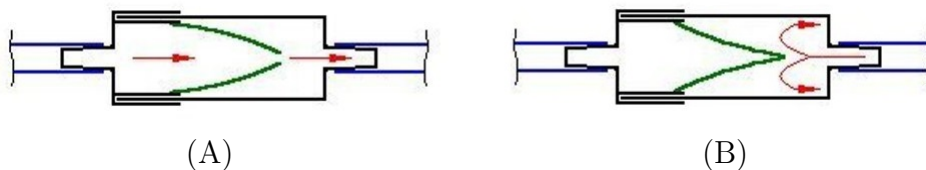
### 2.3.2 Válvulas de retenção

As válvulas de retenção devem garantir boa vedação e impedir refluxo de fluido tal como num coração real. Quatro válvulas comerciais, de uso industrial, devem estar presentes no circuito: tanto na entrada quanto na saída da bomba e tanto na entrada quanto na saída do reservatório. Seu funcionamento interno ocorre como na figura 18.

Outra válvula utilizada será do tipo solenoide de 12 volts, acionada por um driver ligado a um controlador para controlar a pressão, à jusante, da válvula V2. O solenoide é normalmente fechado e só abrirá quando o sensor de pressão registrar cerca de 120 *mmHg*.

Figura 18 – (A) Válvula permite passagem; (B) válvula retém o fluxo

Fonte: Blog Acquaticos



### 2.3.3 Pistão, tubo e suportes

O cilindro, que servirá de tubo para o fluido, será confeccionado em acrílico de modo que seja possível visualizar seu interior. O cilindro será aberto em uma das extremidades e oco com espessura de 5 *mm*; a outra extremidade será fechada com um disco de acrílico de 5 *mm* de espessura parafusado. Dois furos para espigão macho, com rosca NPT 3/8 de polegada, um posicionado 180° em relação ao outro, próximos da base, servirão para acoplar as válvulas de retenção e acoplar a tubulação. O diâmetro interno do cilindro será de 40 *mm*, sua espessura de 5 *mm* e seu comprimento de 100 *mm*.

O pistão terá o mesmo material do cilindro e terá um diâmetro externo de 39 *mm* e um comprimento de 110 *mm*. Próximo de uma das bases, terá dois canais abertos em sua superfície, onde serão posicionados anéis de pressão (O-Rings) de modo que se possa lubrificar e vedar o cilindro. O pistão será acoplado à mesa da guia linear por uma cantoneira com um parafuso M8. As figuras 19 mostra um esquema do pistão e do tubo, as medidas estão em milímetros.

O tubo será fixado com a ajuda de um suporte de alumínio preso à guia linear. Este suporte será composto por duas partes: a parte 1 para apoiar o tubo e ser parafusada na guia e a parte 2 para pressionar o tubo para que este fique parado (Fig.20).



Figura 19 – (A) Desenho do pistão e do cilindro e (B) desenho do tubo

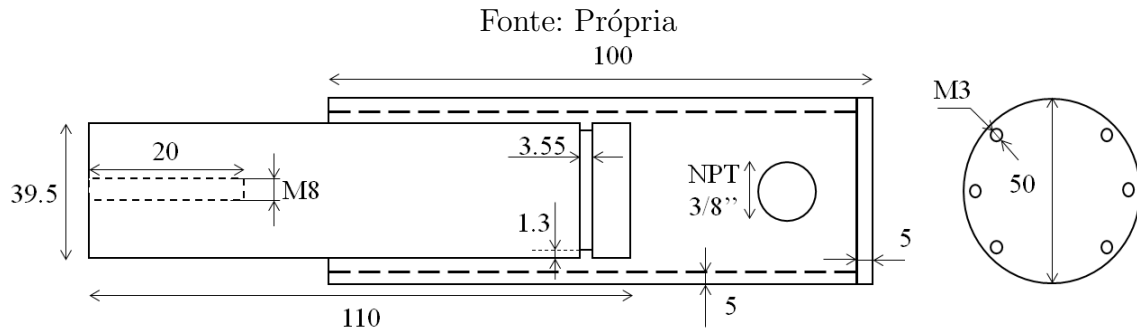
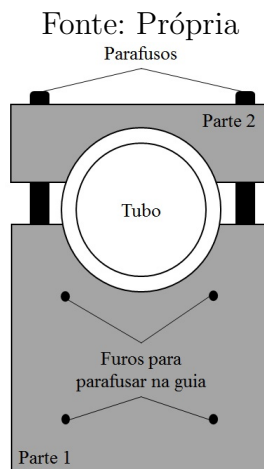


Figura 20 – Suporte do tubo



### 2.3.4 Guia linear com fuso de castanhas

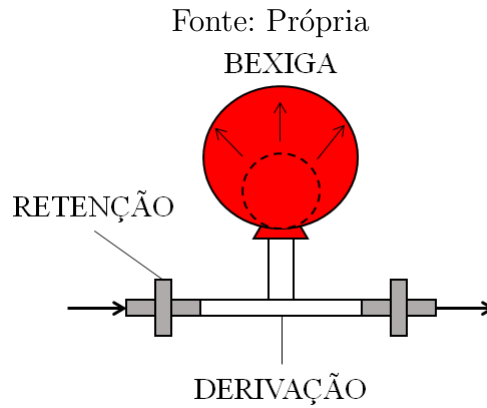
A guia linear será composta por um fuso com castanhas de esferas recirculantes de diâmetro  $16\text{ mm}$ , passo  $5\text{ mm}$  e comprimento útil de  $100\text{ mm}$ . Deverão compor também o sistema linear, dois eixos cromados com  $20\text{ mm}$  de diâmetro, 4 pillow blocks de  $20\text{ mm}$ , 2 rolamentos para apoiar o fuso e um suporte para o motor. Esta guia conta com chaves de fim de curso para prevenir acidentes com a mesa deslizante. O acoplamento entre motor e fuso será feito por um elemento flexível de  $6,35\text{ mm} \times 6,35\text{ mm}$ .

### 2.3.5 Reservatório e disposição final do circuito

O reservatório pulsátil será uma bexiga de material elástico que será acoplada a uma derivação em forma de T (Fig.21)

Quanto à disposição final dos elementos, uma estante de aço cromado será utilizada para realizar a montagem do sistema inteiro. A estante será ajustada de modo que a bomba fique no nível inferior e os sensores e o reservatório fiquem no nível superior.

Figura 21 – Esquema do reservatório



## 2.4 Acionamento

A potência total máxima do motor na sístole pode ser escrita de acordo com a eq.2.1, onde  $T_m$  é o torque dinâmico do motor,  $\omega$  é a frequência angular do motor,  $Pot_c$  é a potência necessária para movimentar a inércia do conjunto,  $Pot_f$  é a potência transmitida ao fluido e  $Pot_p$  representa a perda de potência devido ao atrito e à perda de carga localizada no sistema. No momento da diástole, desconsidera-se a potência transmitida ao fluido.

$$Pot_m = T_m \times \omega = Pot_f + Pot_c + Pot_p \quad (2.1)$$

### 2.4.1 Rotação

O cálculo de rotação leva em conta o número de ciclos por minuto, o passo da guia linear e o curso realizado pelo pistão. A tabela 1 mostra as frequências a serem utilizadas pelo motor. Posteriormente, serão utilizadas também para calcular a potência fluida.

Foram escolhidos comprimentos diversos para o curso do pistão e o passo da guia é de 5 mm, logo o motor terá que realizar um número de rotações igual ao curso do pistão dividido pelo passo da guia. Este número de rotações deve ser dividido pelo período de um ciclo para que se obtenha a frequência angular do motor. Porém, esta deve ser maior durante a sístole, pois seu período de ocorrência é menor (40% do período total) do que o da diástole. Portanto, será considerado apenas o período de sístole no cálculo da rotação.

Tabela 1 – Frequência do motor em função do número de ciclos

Ciclos por minuto	Curso do pistão (cm)	Período de sístole (s)	Frequência máxima do motor (Hz)
60	6,60	0,40	33
70	5,70	0,34	
80	5,00	0,3	

### 2.4.2 Potência fluida

A potência transmitida ao fluido é o produto da vazão pela pressão (eq.2.2) [26]. A vazão dependerá da frequência em ciclos por minuto. Já a pressão leva em conta a pressão atmosférica de  $760 \text{ mmHg}$ , a pressão máxima na saída do ventrículo de  $120 \text{ mmHg}$  e a pressão da coluna de fluido de  $900 \text{ mm}$ . Este fluido tem uma densidade próxima de  $1 \text{ g/cm}^3$ . A tabela 2 mostra os valores calculados de potência fluida que o motor deve transmitir ao fluido para que chegue ao ventrículo.

$$Pot_f = \Delta p \times Q \quad (2.2)$$

Tabela 2 – Potência máxima transmitida ao fluido

Ciclos por minuto	Vazão (l/min)	Pressão máxima da bomba ( $\text{N/m}^2$ )	Potência fluida (W)
60	5	126325	10,53
70			
80			

### 2.4.3 Potência para mover o conjunto

Já a potência utilizada para movimentar a inércia do conjunto pode ser escrita como na eq.2.3, onde  $T_c$  é o torque necessário para movimentar o conjunto e  $\omega$  é a frequência angular do motor.

$$Pot_c = T_c \times \omega \quad (2.3)$$

O torque  $T_c$  é calculado pelo produto entre a aceleração angular imposta pelo sistema de controle e o momento de inércia total a ser movimentado (eq.2.4), que é composto pelo momento de inércia  $J_r$  do rotor do motor e pelo momento de inércia  $J_c$  do conjunto mecânico composto por acoplamento elástico, guia linear e pistão.

$J_c$  pode ser calculado como na eq.2.5, onde  $J_a$  é a inércia do acoplamento dada pelo fornecedor,  $J_f$  é a inércia do fuso da guia,  $M$  é a massa do conjunto formado pela castanha do fuso e pelo pistão e  $p$  é o passo do fuso.  $J_r$  é fornecido pelo fabricante do motor.

$$T_c = (J_c + J_r)\alpha \quad (2.4)$$

$$J_c = J_a + J_f + M\left(\frac{p}{2\pi}\right)^2 \quad (2.5)$$

### 2.4.3.1 Potência das perdas

A potência, que representa as perdas em função do atrito e da perda de carga localizada, ocorre como na eq.2.6, onde  $F_g$  é a força de atrito na guia,  $F_p$  é a força de atrito entre o O-Ring do pistão e o cilindro,  $v$  é a velocidade do movimento,  $h_l$  é a perda de carga localizada,  $\gamma$  é o peso específico do fluido e  $Q$  é a vazão.

$$Pot_p = (F_g + F_p)v + h_l\gamma Q \quad (2.6)$$

Os coeficientes de atrito estático e dinâmico entre a borracha do O-Ring e o acrílico do cilindro são, respectivamente,  $\mu_e = 0,8$  e  $\mu_d = 0,76$ . O coeficiente de atrito na guia pode ser estimado como  $\mu_g = 0,1$ .

### 2.4.4 Estimativa do torque do motor

Considera-se que a potência do motor sofre uma perda de 20% até que reste as potências da tabela 2 para o fluido. Esta estimativa é feita por conta de fatores que impossibilitam o cálculo para o primeiro protótipo. As forças de atrito e a perda de carga localizada, por exemplo, seriam calculadas experimentalmente. Já fatores como  $J_r$  e  $\alpha$  seriam obtidos se já dispusesse em mãos um primeiro motor selecionado e o que se quer é justamente selecionar um atuador. Sendo assim, as fórmulas apresentadas anteriormente serão utilizadas para posterior aperfeiçoamento do protótipo.

A tabela 3 mostra o valor de torque que o motor deve alcançar chegar aos valores de pressão mencionados na seção de requisitos. Logo, os testes do mecanismo serão iniciados com um motor de passo NEMA 23 de 12 volts com 15 *kgf.cm*, um torque bem maior do que o calculado para obter a pressão de 120 *mmHg*.

Tabela 3 – Potência, rotação e torque do motor

Ciclos por minuto	Potência do motor (W)	Frequência máxima do motor (Hz)	Torque do motor (N.cm)
60	12,63	33	6,06
70			
80			

## 2.5 Controle

### 2.5.1 Circuito controlador e drivers de potência

O circuito de controle e acionamento deste motor será alimentado por uma fonte de 12 *Volts* e deve contar com um controlador Arduino UNO. Para o motor de passo, será utilizado um driver (DRV8825, Pololu, EUA) para motor de passo. Este driver fornece

uma corrente máxima de 2.5 *A* e contém um regulador para controlar esta corrente. Este regulador será ajustado para 1.05 *V* para fornecer 2.1 *A* a cada bobina do motor.

O sensor de pressão (KL76, Nagano Keiki, Japão) será utilizado para detectar a pressão de 120 *mmHg* e envia-la para o Arduino. Este sensor será posicionado entre o sensor de fluxo e o solenoide e deve ser alimentado por uma fonte externa de 12 *Volts* e fornecerá uma saída entre 1 e 5 *Volts* que será convertida em *mmHg* por meio da curva de calibração (Fig.22A), cuja equação é a eq.2.7, onde *P* é a pressão e *v* é a tensão.

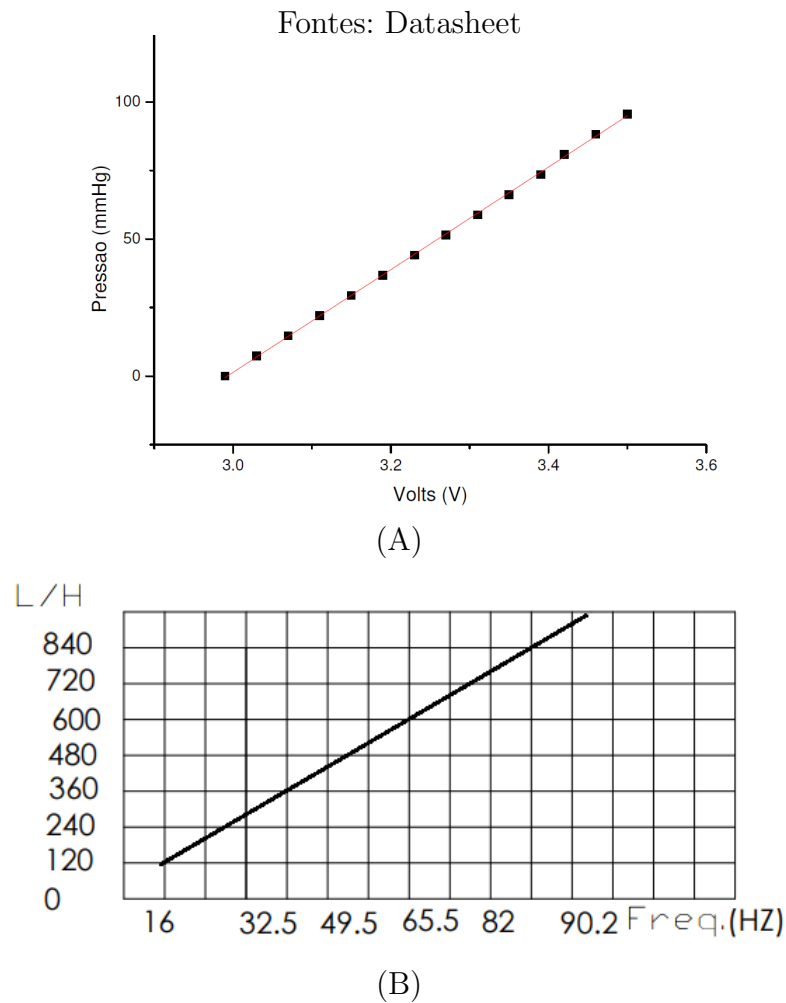
$$P = 187.16v - 560.08 \quad (2.7)$$

O sensor (YF-S201, YIFA Ltd., China) para medidas de fluxo da bomba será posicionado a jusante do solenoide e depois do sensor de pressão. Será alimentado por uma tensão de 12 *Volts* e fornecerá uma saída de pulsos com frequência definida. A partir desta frequência, será possível calcular o fluxo médio proveniente da bomba com o auxílio de sua curva de calibração (Fig.22B), cuja equação é a eq.2.8, onde *F* é a frequência em *Hz* e *Q* é o fluxo em *l/min*.

$$Q = 7/F \quad (2.8)$$

A figura 23 mostra um esquema da ligação elétrica que será feita para compor o circuito de controle. Um esquema mais detalhado está apresentado no apêndice A desta monografia. Os cabos de sinal dos sensores de fluxo e pressão serão ligados diretamente no arduino. Já o solenoide exigirá outros componentes elétricos para ser controlado, como o resistor R de 330  $\Omega$ , os diodos D1, D2 e D3 (1N4007, Chenyi Electronics CO. LTD., China) e o transistor T (BC337, Philips Semiconductors, Países Baixos). Será feita uma placa de circuito que conterá todos estes componentes.

Figura 22 – (A) Sensor de pressão e (B) Sensor de fluxo



### 2.5.2 Sequência de eventos do sistema

As etapas do sistema e as ações que cada elemento deve cumprir estão representados nos esquemas das figuras. No instante inicial, A válvula V1 está fechada, o reservatório está cheio com um volume de 50 *ml*, a válvula V2 está fechada e a válvula controlada está fechada. A pressão no reservatório é de 0 e a bomba está cheia com pistão recuado.

Quando o sistema é posto para funcionar, o pistão começa a impulsionar o fluido, esvaziando a bomba. A válvula V1 abre e começa a encher o reservatório. A válvula V2 abre devido ao fluxo de fluido, mas este não passa pelo solenoide, que está fechado simulando o estado da válvula aórtica. Enquanto isso, a pressão no reservatório é de 0 e o volume cresce como indicado na figura 24-B.

Quando a pressão dentro do reservatório chega a 80 mmHg, indicando o início da sístole, (Fig. 25), o solenoide recebe a informação do sensor e abre, permitindo o fluxo de fluido. As válvulas V1 e V2 continuam abertas e o reservatório está com um volume de 130 *ml*. A bomba continua sendo esvaziada e o pistão continua em estado de avanço, isto é, a pressão no reservatório continuará a aumentar. Neste momento, a válvula V1 deveria

Figura 23 – Esquema de conexões do circuito de controle

Fontes: Própria

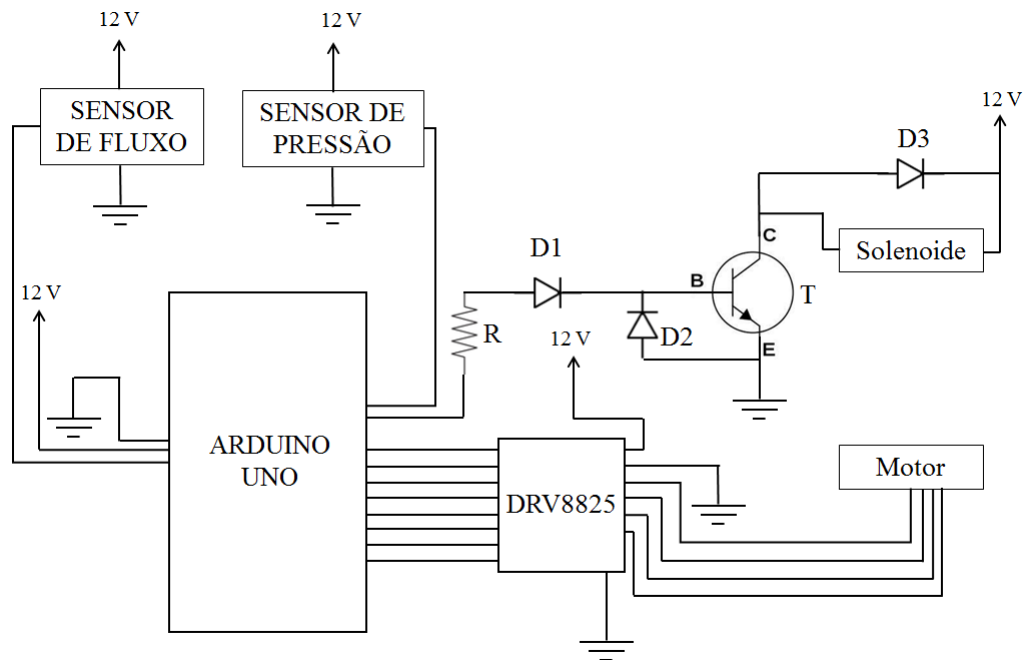
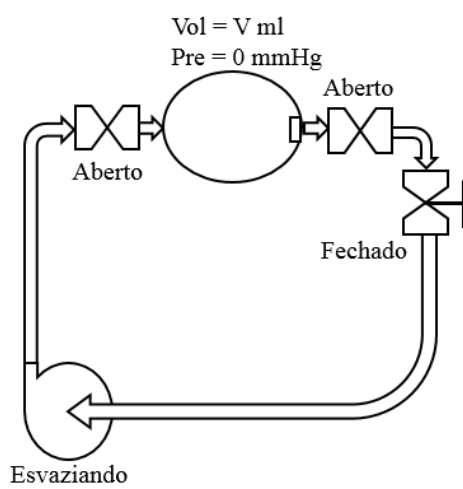
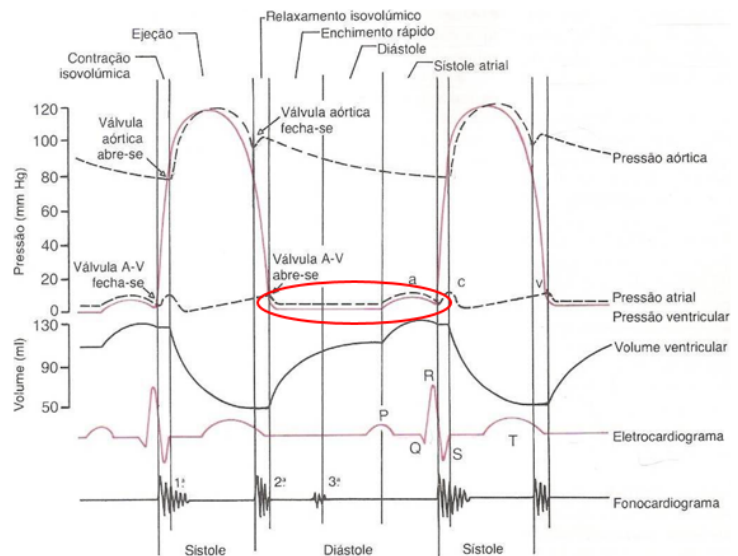


Figura 24 – Etapa inicial de sístole; (A) estado do sistema e (B) curvas de pressão no coração

Fonte: Própria



(A)



(B)

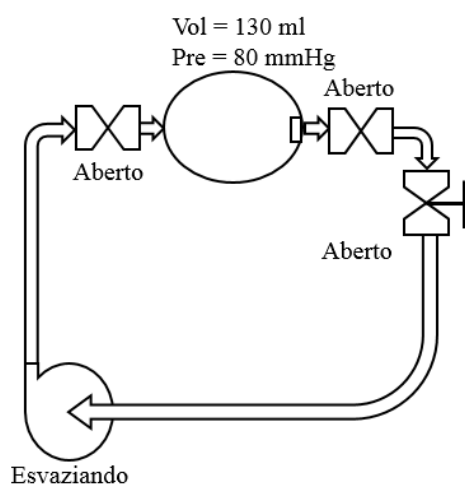
fechar, mas como, no estágio seguinte, a bomba é o que deve conferir a pressão necessária ao reservatório para que o solenoide abra, ela permanecerá aberta, contrariando parte da fisiologia do coração.

Ainda durante a sístole, em sua etapa central, após a abertura do solenoide, o

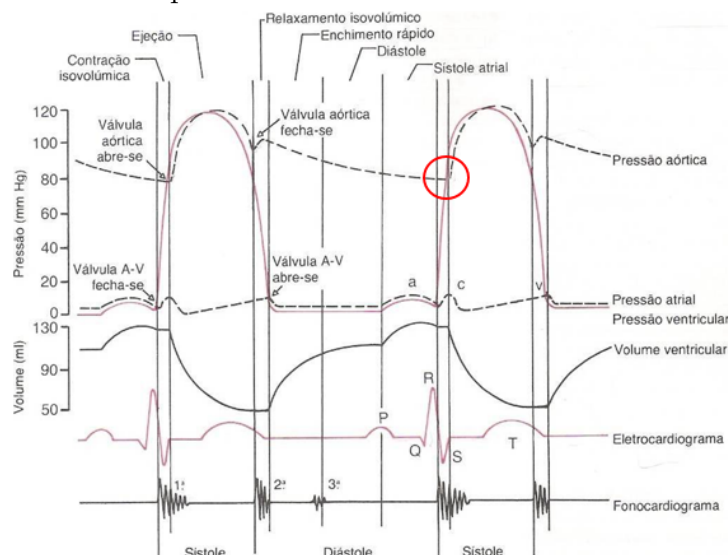
pistão termina de esvaziar a bomba e faz com que o reservatório chegue à pressão de 120  $mmHg$  como mostra a figura 26-B. AS válvulas V1 e V2 estão abertas.

Figura 25 – Etapa central de sístole; (A) estado do sistema e (B) curvas de pressão no coração

Fonte: Própria



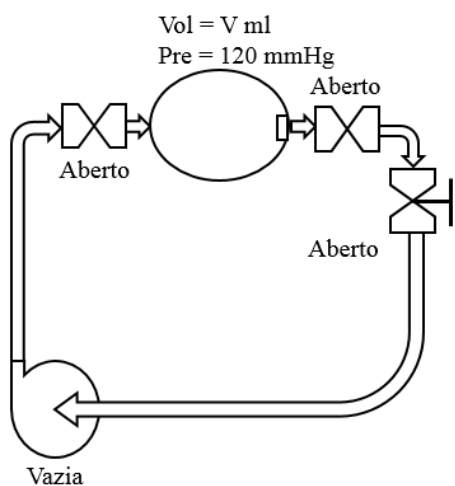
(A)



(B)

Figura 26 – Etapa de diástole; (A) estado do sistema (B) curvas de pressão no coração

Fonte: Própria



(A)



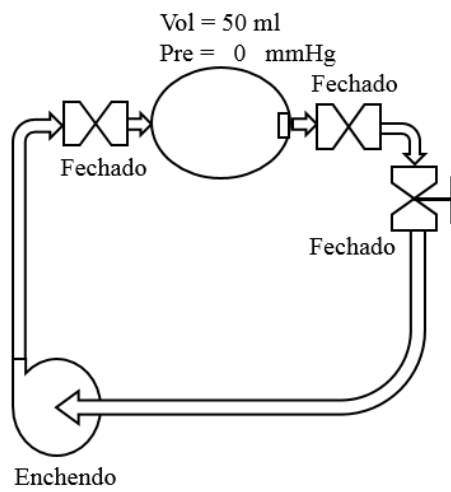
(B)

Na etapa final de sístole (Fig. 27), o reservatório tem volume pouco maior do que 50  $ml$  e pressão de 0  $mmHg$ . As válvulas V1 e V2 estão fechadas. O solenoide receberá a informação da pressão no reservatório e se fechará.

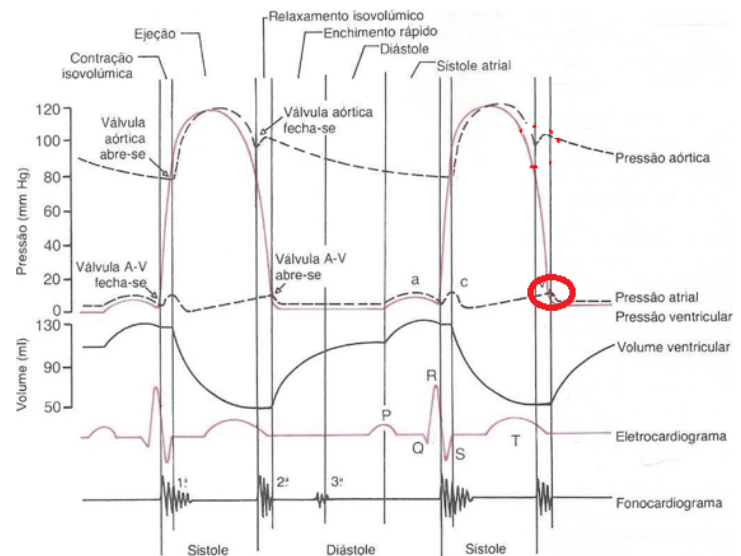


Figura 27 – Etapa final de sístole; (A) estado do circuito e (B) curvas de pressão no coração

Fonte: Própria



(A)

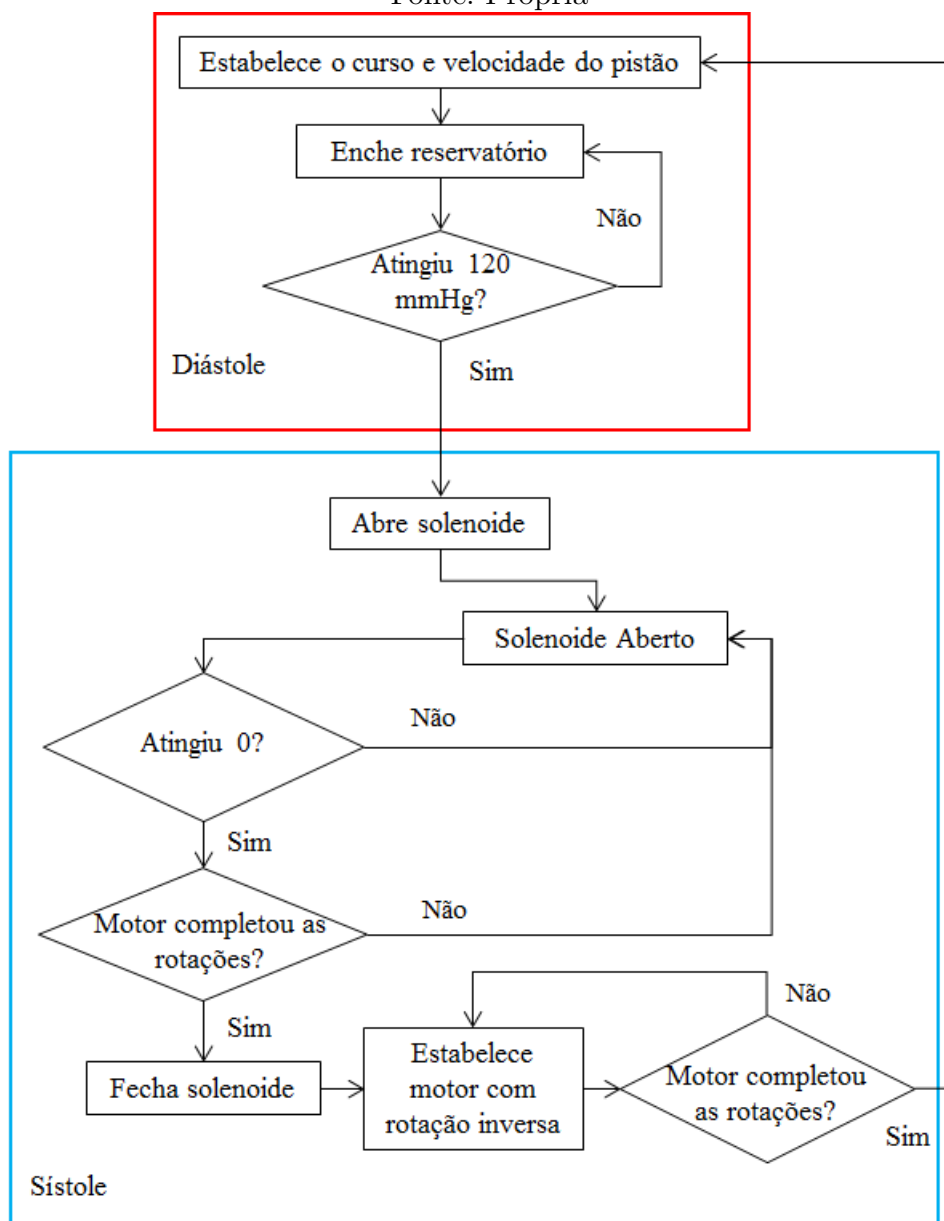


(B)

A partir da sequência de eventos, o fluxo de processo da figura 28 foi gerado. Este servirá como diagrama de blocos para a programação do controle que será escrita no Arduino.

Figura 28 – Fluxograma de controle

Fonte: Própria



## 3 RESULTADOS E DISCUSSÕES

### 3.1 Sistema mecânico

As peças necessárias para a montagem da bomba são apresentados na figura 29. A partir destas peças, do motor e da guia, a primeira versão do sistema mecânico que será utilizado foi concluída. A figura 30 mostra a vista de perfil do mecanismo da bomba após ser montada. Construtivamente, a primeira versão atingiu as expectativas do projeto, apesar de o mecanismo ter muito atrito por conta da guia. Os testes realizados com o motor confirmaram a hipótese de que é possível movimentar satisfatoriamente o sistema desde que haja lubrificação; resta medir as pressões e o fluxo para verificar se os cálculos feitos e hipóteses consideradas anteriormente confirmam as expectativas em relação ao motor.

Figura 29 – Peças fabricadas

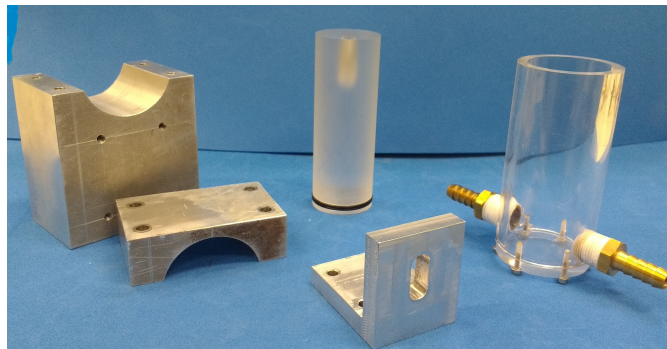
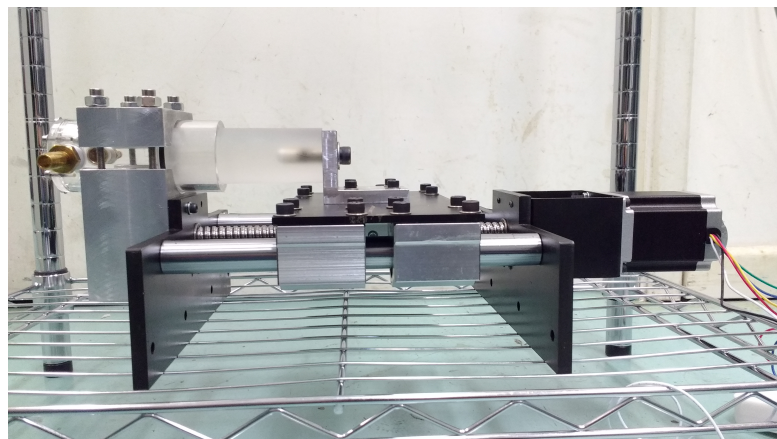


Figura 30 – Mecanismo da bomba



O primeiro teste de validação foi o de vedação do tubo. Para isso, tanto o O-Ring do pistão quanto a tampa parafusada na extremidade do tubo devem impedir o vazamento de fluido. Porém, os testes revelaram falhas de encaixe entre o tubo e o pistão por conta

de erros de fabricação do fornecedor. Além disso, a tampa parafusada não foi suficiente para impedir o vazamento durante a compressão do fluido. Sendo assim, foi necessária a fabricação de um novo tubo, desta vez com fundo fixo, com maior precisão na medida do diâmetro interno e com um comprimento de 130 *mm* (Fig.31). Com isso, foi eliminada completamente a possibilidade de vazamento pelo fundo do tubo e o O-Ring fez o papel de vedação entre o pistão e a parede interna do tubo.

Figura 31 – Novo tubo



## 3.2 Sistema elétrico e sensores

A derivação em T para os sensores de fluxo e de pressão está representada na figura 32. Já o circuito responsável pelo acionamento e controle do mecanismo está apresentado na figura 33. Tanto o Arduino quanto o circuito fabricado ficaram dispostos dentro de uma caixa para acionamento do próprio usuário por meio de uma chave liga-desliga. Além do botão, no painel desta caixa está o conector para alimentação do circuito, o conector USB do arduino para aquisição de dados e saídas para o cabo necessários para os sensores, para o motor e para as chaves de fim de curso (Fig.33C). O principal problema deste circuito foi o superaquecimento do driver de potência que alimenta o motor por conta da alta corrente fornecida. Pelo fato de este driver fornecer por volta de 2.1 *A*, foi necessário colocar um dissipador de calor em seu chip e permitir boa ventilação.

Figura 32 – T para medição de fluxo, pressão e controle de pressão

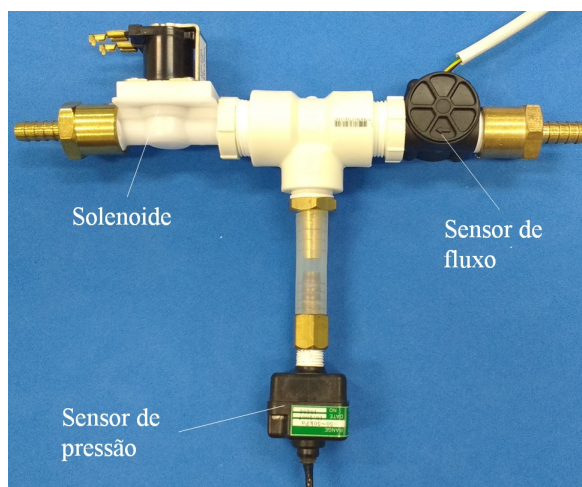
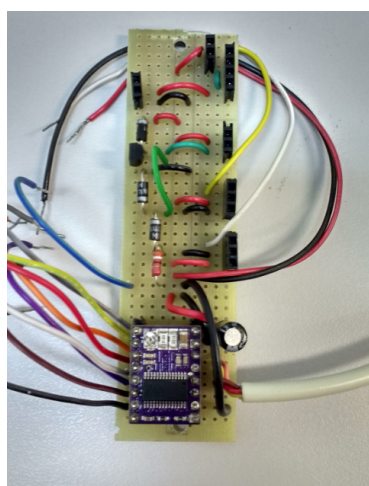
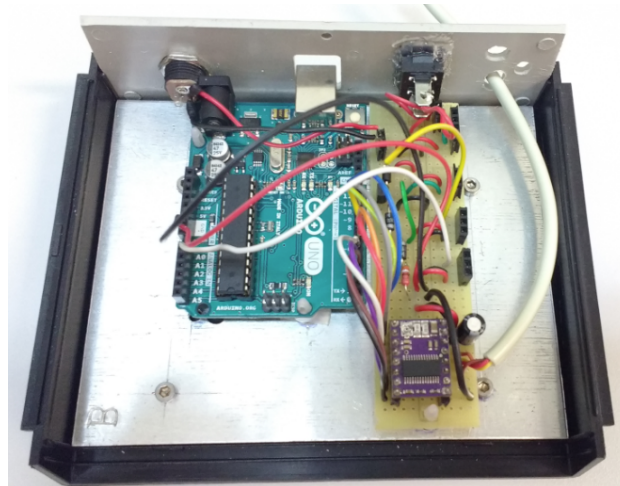


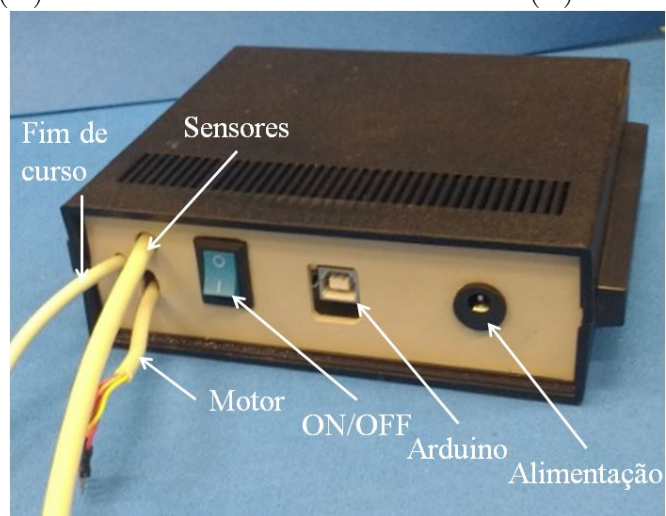
Figura 33 – (A) Circuito de controle, (B) integração com arduino e (C) caixa com circuito



(A)



(B)



(C)

### 3.3 Integração dos sistemas

As figuras 34 A, B e C mostram, respectivamente, as vistas de frente, de perfil e superior da integração entre a bomba, a caixa do circuito elétrico, o reservatório e os sensores já instalados na estante, que foi ajustada para que a altura  $H$  seja aproximadamente 900 mm. O espaço oferecido pela estante é satisfatório e suficiente para se adicionar o reservatório flexível no nível superior.

Para prevenir o vazamento no circuito hidráulico, foi aplicado fita veda rosca (Fita Veda Rosca 18mmx25m, Tigre, Brasil) nos elementos rosqueados como os espigões do tubo de acrílico e as conexões entre sensores. Além disso foi necessário colocar abraçadeiras na conexão entre válvulas e mangueiras, pois por vezes a pressão foi suficiente para desconectá-las ou para causar vazamentos significativos. Abraçadeiras também foram usadas para fixar o reservatório flexível na derivação em T, pois, somente com a força elástica da bexiga, houve pequenos vazamentos que aumentaram conforme a pressão no sistema aumentava.

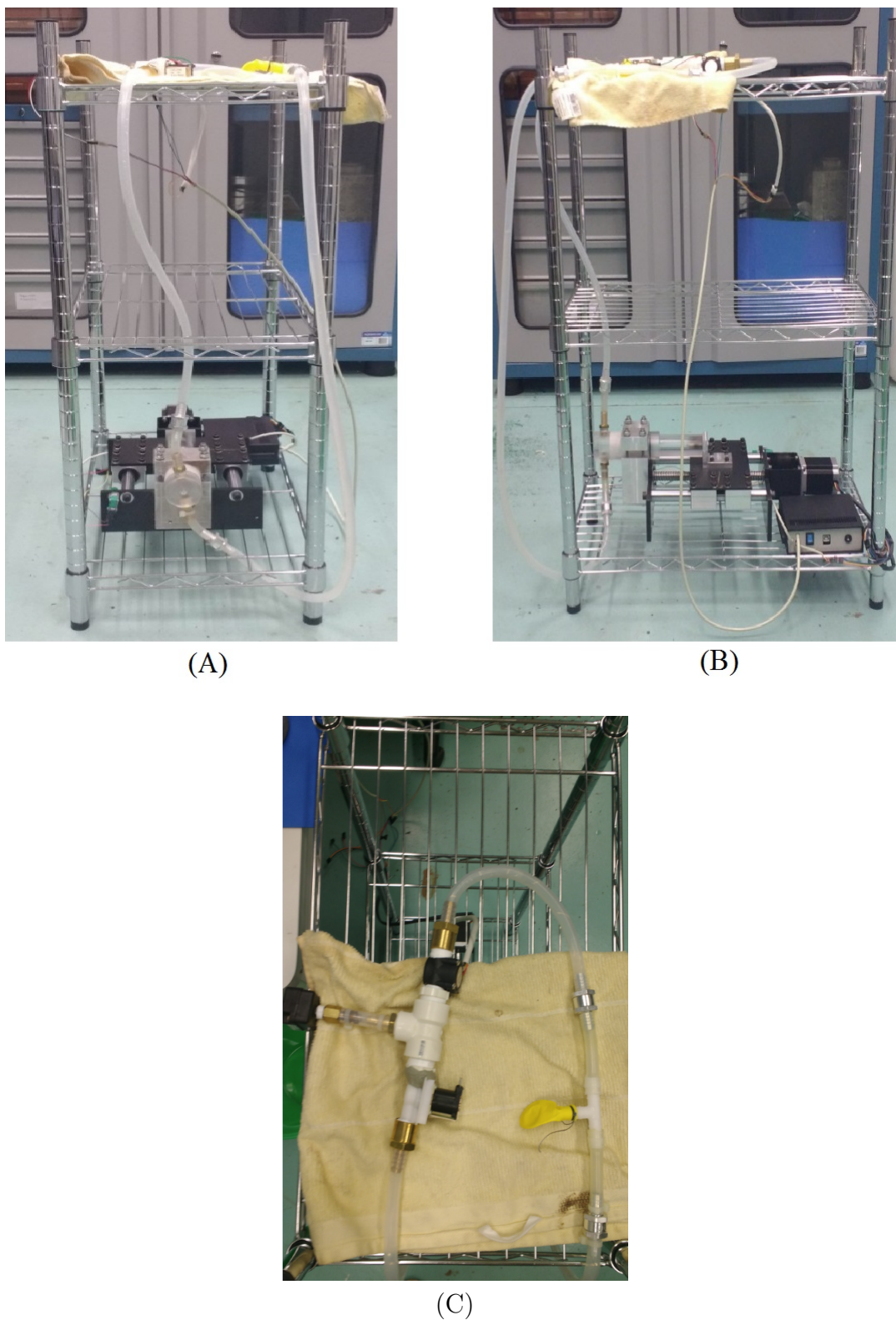
### 3.4 Fluxo

O sensor de fluxo não atuou de forma satisfatória. O sensor é formado por uma hélice que rotaciona com o fluxo e gera um pulso de tensão a cada rotação. Sob o ponto de vista construtivo, o atrito do eixo, somado ao erro natural da medida, que é de  $\pm 5\%$ , piora significativamente a qualidade da medida. Além disso, o sensor está sendo usado para medir um fluxo pulsátil, mas o ideal é que seja usado para medir fluxos contínuos. Sendo assim, o fluxo foi calculado com as informações de curso do pistão, velocidade do motor e o passo da guia. Deste modo, o sensor de fluxo foi retirado da derivação em T da figura 32 e ficou como representado na figura 35.

A tabela 4 mostra os resultados de fluxo para os diferentes cursos do pistão. Estes resultados foram adquiridos para a rotação de 234 rpm. O requisito de fluxo não foi alcançado por conta da baixa rotação do motor necessária para conservar o torque do motor para atingir os requisitos de pressão. Devido ao atrito presente nas guias e entre o pistão e o cilindro, quando altas frequências foram utilizadas, a mesa da guia dificilmente se movimentou e provocou muita vibração. Para este mecanismo, o pequeno avanço do fuso associado ao tempo de sístole e diástole exigem grandes rotações. As máximas rotações alcançadas com o motor sem que a mesa travasse durante a movimentação foram de 234 a 267 rpm. A solução para este problema seria a alteração do motor de passo por um servomotor por exemplo.



Figura 34 – Vista superior do mecanismo



### 3.5 Pressão

A pressão foi adquirida nas mesmas condições de cálculo do fluxo, havendo pressões mínimas e máximas para cada uma delas (Tabela 5). O tratamento dos dados foi feito

Figura 35 – Novo T para sensores

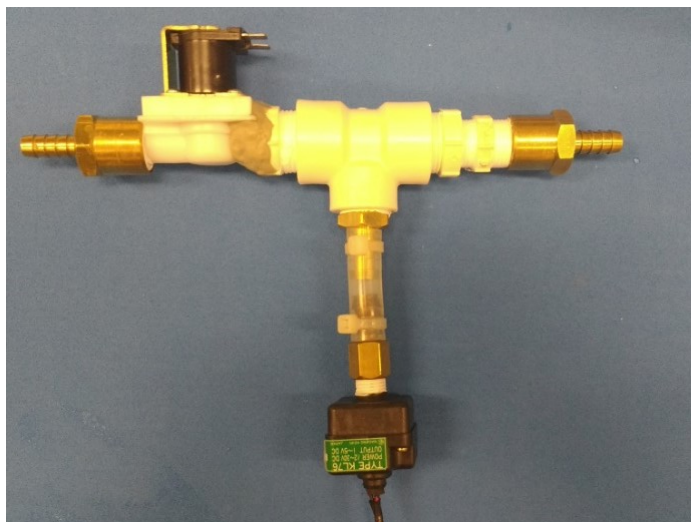


Tabela 4 – Valores de curso do pistão, volume ejetado, meio-período, frequência e fluxo

Curso do pistão (mm)	Volume ejetado (ml/ciclo)	Meio-Período (s/ciclo)	Frequência (bpm)	Fluxo (l/min)
50	62.83	3.50	8.57	1.10
60	75.40	4.01	7.48	1.13
65	81.68	4.25	7.06	1.15

com a implementação de um filtro média móvel, pois o sensor contém muito ruído, o que o torna praticamente inútil para faixas pequenas de pressões como 10 *mmHg*. Os gráficos de pressão adquiridos para os diferentes cursos do pistão estão representados nas figuras 36A, B e C. Todos mostram um patamar relativamente constante nos pontos críticos de máximo e mínimo, o que indica bom desempenho do mecanismo em regime permanente.

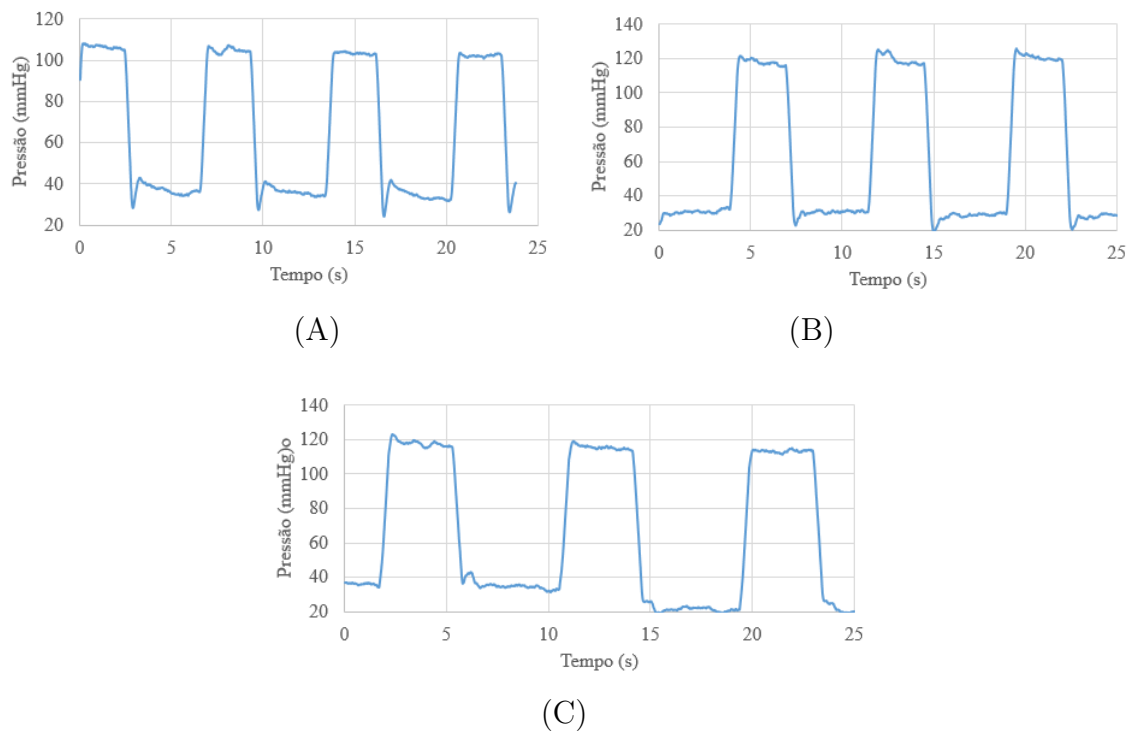
Para todos os cursos observados a pressão não chegou a 0. Isto se deve por dois fatores: primeiro, porque o sensor tem uma coluna de água remanescente mesmo após a sístole completa; segundo, porque o reservatório pulsátil tem, antes de receber o líquido da bomba, 50 ml de água como previsto na curva de volume do gráfico da figura 2. Sendo assim, a bexiga já começa com suas paredes tensionadas e exercendo pressão sobre o sensor. Estas duas quantidades de pressão são suficientes para gerar o off-set presente nas medidas realizadas. Portanto, pode-se inferir que o mecanismo associado ao sistema hidráulico fornece uma variação de pressão suficiente para alcançar a pressão presente nos requisitos.

Tabela 5 – Pressões máximas e mínimas em função do curso do pistão

Curso do pistão (mm)	Pressão mínima (mmHg)	Pressão máxima (mmHg)
50	27.87	108.32
60	20	121.74
65	8.44	127.85



Figura 36 – Pressão para (A)50, (B)60 e (C)65 mm de curso



Para comprovar esta hipótese, foram feitas tomadas de pressão sem o reservatório pulsátil. De fato, o reservatório exerce função significativa nos valores de pressão computados através do sensor. As pressões máxima e mínima registradas neste caso, considerando um curso de 60 mm, foram aproximadamente  $375 \text{ mmHg}$  e  $7 \text{ mmHg}$  respectivamente. Além disso, o reservatório também exerce grande influência sobre a pressão máxima, pois aumenta a complacência do sistema. Aumentando o curso do pistão, a pressão também deve aumentar, pois mais fluido entrará no reservatório.

Pelos gráficos, percebe-se boa correlação entre as curvas de pressão adquiridas e a curva de pressão presente no gráfico da figura 2. Sendo assim, para os requisitos de pressão da seção 2.1, o mecanismo torna-se viável.

### 3.6 Eficiência da bomba

A potência fluida realizada pela bomba (Tabela 6) fica muito abaixo daquela exercida pelo coração por conta dos resultados obtidos para o fluxo. Para fins de comparação, um ventrículo esquerdo humano que libera  $5\text{ l/min}$  e atua sob uma pressão de  $120\text{ mmHg}$ , tem uma potência fluida de aproximadamente  $1.33\text{ W}$ .

Tabela 6 – Tabela de potência fluida

Curso do pistão (mm)	Pressão máxima (mmHg)	Fluxo (l/min)	Potência fluida (W)
50	108.32	1.1	0.26
60	121.74	1.13	0.3
65	127.85	1.15	0.33

Em termos de eficiência do mecanismo, deve-se analisar a potência que a bomba é capaz de entregar ao fluido em relação àquela que é posta no motor por meio de suas bobinas. Segundo o datasheet e os ajustes feitos no regulador do driver, a corrente e a tensão postas no motor em movimento são, respectivamente  $2.1\text{ A}$  e  $4.2\text{ Volts}$ , assim a potência fornecida para o motor é de cerca de  $8.8\text{ W}$ , portanto pode-se calcular os valores de eficiência para cada curso do pistão como segue na tabela 7. Percebe-se que há muitas perdas na transmissão do movimento em relação à potência utilizada para movimentar o motor.

Tabela 7 – Tabela de eficiência

Curso do pistão (mm)	Potência fluida (W)	Potência fornecida ao motor (W)	Eficiência %
50	0.26	8.8	2.95
60	0.3		3.41
65	0.33		3.75

## 4 CONCLUSÃO

Devido à necessidade de intervenções cirúrgicas no coração e ao grau de dificuldade inerente a processo operatório, é imprescindível que os cirurgiões estejam familiarizados com a situação que encontrarão na vida profissional. Diante disso, o simulador de cirurgia cardíaca desenvolve um papel importante principalmente no início de curso de cirurgia, pois proporciona a possibilidade de aprendizado e aperfeiçoamento de técnicas úteis numa operação sem o risco de perder um paciente.

Durante a construção e os testes do mecanismo, foi possível perceber algumas vantagens e desvantagens entre os mecanismo biela-manivela e guia linear com fusos de esferas. Uma das vantagens da biela-manivela é a possibilidade de utilizar um motor com menor torque e menor rotação, pois os atritos envolvidos são menores e o avanço do pistão não depende do pequeno avanço de fusos de esferas recirculantes. Em compensação, o volume ejetado depende do ângulo entre a manivela e o eixo do pistão, diferente da guia linear, cujo volume ejetado depende somente da trajetória da mesa, que é variável e limitada pelas chaves de fim de curso, isto é, de mais fácil controle.

Neste trabalho, o mecanismo com a guia foi utilizado para recriar algumas condições de operação do coração durante uma cirurgia e sua viabilidade foi avaliada mediante aquisição de dados característicos do fluxo pulsátil como fluxo, pressão e volume ejetado.

# REFERÊNCIAS

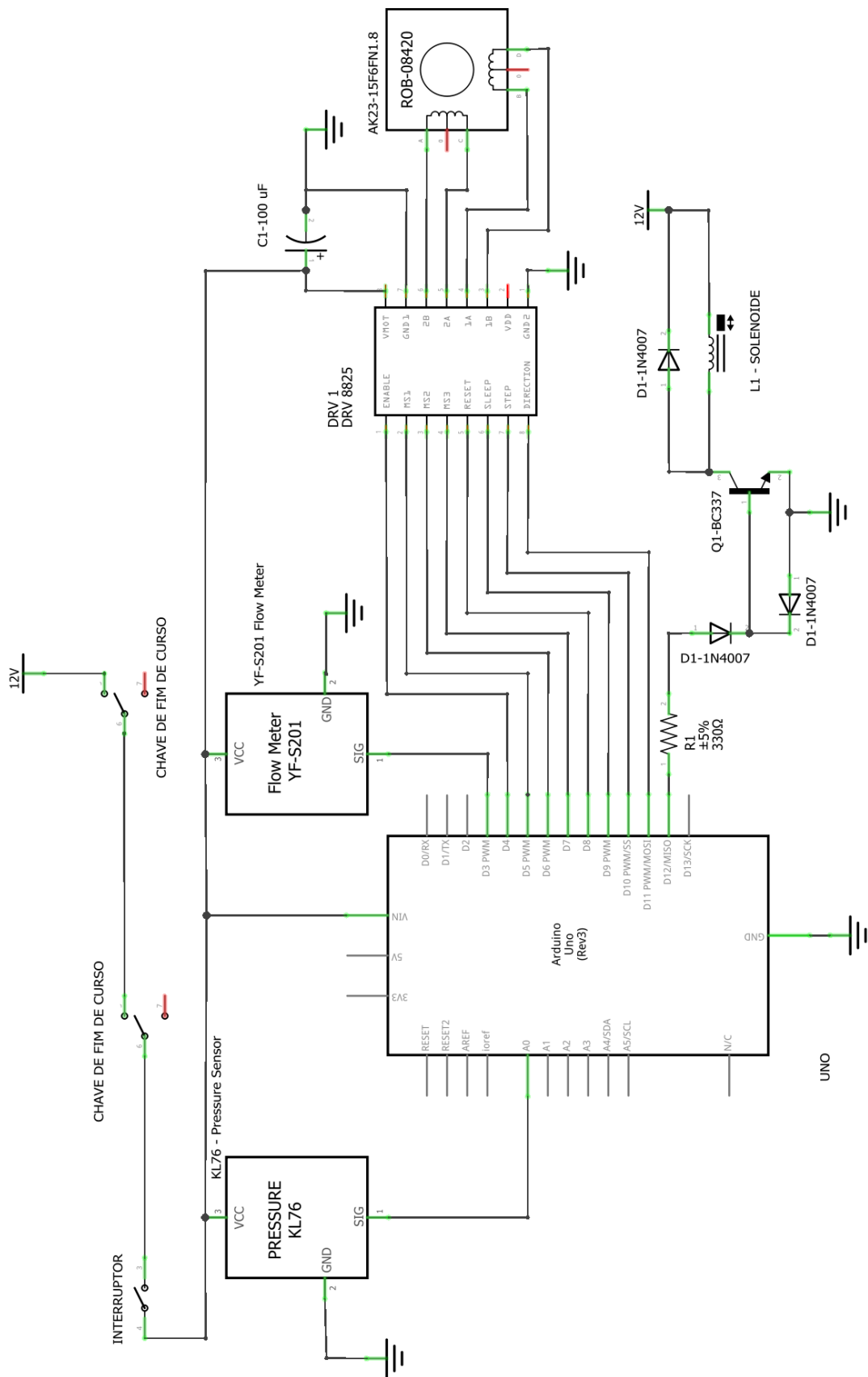
- 1 GUYTON, A. C.; HALL, J. E.. *Tratado de fisiologia médica*. 9.ed. Rio de Janeiro: GUANABARA KOOGAN, 1997. Cap.9.
- 2 YANGNI-ANGATE, M. C. K. H.; DIBY, D. M. F.; ADOUBI, T. Y. A. *Cardiac surgery in Africa: a thirty-five year experience on open heart surgery in Cote d'Ivoire*. Cardiovasc Diagn Ther 2016;6(Suppl 1):S44-S63. doi: 10.21037/cdt.2016.10.06.
- 3 SHAH, B.; AWAN, Z. A.. *Temporary pace makers implantation: do we need fluoroscopy?*. Journal of Ayub Medical College Abbottabad, v. 27, n. 2, p. 284-286, 2015.
- 4 DAVIDOVIC, L. B.; MAKSIĆ, M.; KONCAR, I.; ILIĆ, N.; DRAGAS, M.; FATIĆ, N.; MARKOVIĆ, M.; BANZIC, I.; MUTAVDZIC, P. *Open Repair of AAA in a High Volume Center*. World Journal of Surgery, p. 1-8, 2016.
- 5 IBGE. INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA. *Percepção do estado de saúde, estilo de vida e doenças crônicas - Brasil, grandes regiões e unidades da federação* p.47. 2013. Disponível em: <ftp://ftp.ibge.gov.br/PNS/2013/pns2013.pdf>. Acesso em: 11/10/2016
- 6 LISBOA, L. A. F.. *Evolução da cirurgia cardiovascular no Instituto do Coração: análise de 71.305 operações*. Arquivos Brasileiros de Cardiologia, v.94, n.2, p.174-181, 2010.
- 7 JUNIOR, F. U. V., ANTUNES, N., DE MEDEIROS JÚNIOR, J. D.; VIEIRA, R. W.; DE CARVALHO FILHO, É. B.; JUNIOR, J. E. C. R.; TAVARES, E. *Os perfusionistas brasileiros e o ajuste do rolete arterial: comparação entre a calibração estática e dinâmica*. Rev Bras Cir Cardiovasc, v.26, n.2, p.205-12, 2011.
- 8 GOMES, W. J.; DE MENDONÇA, J. T.; BRAILE, D. M. *Resultados em cirurgia cardiovascular. Oportunidade para rediscutir o atendimento médico e cardiológico no sistema público de saúde do país*. Rev Bras Cir Cardiovasc, v. 22, n. 4, p. 3-4, 2007.
- 9 ELBARDISSI, A. W.; WIEGMANN, D. A.; DEARANI, J. A.; DALY, R. C.; SUNDT, T. M. *Application of the human factors analysis and classification system methodology to the cardiovascular surgery operating room*. The Annals of Thoracic Surgery, v.83, n.4, p.1412-1419, 2007.

- 10 TANSLEY, G.; BAILEY, J. G.; GU, Y.; MURRAY, M.; LIVINGSTON, P.; GEORGES, N.; HOOGERBOORD, M. *Efficacy of Surgical Simulation Training in a Low-Income Country*. World journal of surgery, v.40, n.11, p.2643-2649, 2016.
- 11 AKUTSU, T.; KOLFF, W. J. *Permanent substitutes for valves and hearts*. ASAIO Journal, v. 4, n. 1, p. 230-234, 1958.
- 12 NOSÉ, Y.; YOSHIKAWA, M.; MURABAYASHI, S.; TAKANO, T. *Development of rotary blood pump technology: past, present, and future*. Artificial organs, v.24, n.6, p.412-420, 2000.
- 13 SCHIFF, P. *Pulsatile by-pass blood pump*. U.S. Patent No. 3.656.873. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office, 1972.
- 14 RISHTON, M. L. *Extracorporeal pulsatile blood pump comprised of side by side bladders*. U.S. Patent No. 4.116.589, Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office, 1978.
- 15 KURTZ, R. J.; SILVERSTEIN, S. J. *Pulsatile blood pumping apparatus and method*. U.S. Patent No. 4.231.354, Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office, 1980.
- 16 OHARA, S.; ICHINOSE, T.. *Pulsatile blood pump*. U.S. Patent No. 4.360.324, Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office, 1982.
- 17 OHASHI, Y.; DE ANDRADE, A.; NOSÉ, Y. *Hemolysis in an electromechanical driven pulsatile total artificial heart*. Artificial organs, v. 27, n. 12, p. 1089-1093, 2003.
- 18 PAI, C. N.; SHINSHI, T.; SHIMOKOHBE, A. *Sensorless measurement of pulsatile flow rate using a disturbance force observer in a magnetically levitated centrifugal blood pump during ventricular assistance*. Flow Measurement and Instrumentation, v. 21, n. 1, p. 33-39, 2010.
- 19 PAI, C. N.; SHINSHI, T.; SHIMOKOHBE, A. *Estimation of the radial force using a disturbance force observer for a magnetically levitated centrifugal blood pump*. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, v. 224, n. 7, p. 913-924, 2010.
- 20 BUSTAMANTE, J.; MEJÍA, S.; ZULETA, L.; DEL VALLE, C.; CHAMAT, J.; VALBUENA, J. *Development of a prototype of pulsatile flow pump for characterizing the hydrodynamic conditions in an extracorporeal circulation setting*. Revista Colombiana de Cardiología, v.14, n.1, p.25-32, 2007.

- 21 NIROOMAND-OSCUII, H.; KOOCHAKI, M.; NAMMAKIE, E. *An innovative method for generating pulsatile blood flow via an axial ventricular assist device*. Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications, v. 27, n. 03, p. 1550026, 2015.
- 22 BAZAN, O.; ORTIZ, J. P. *Concepção de bancada e montagem de experimento para a análise in vitro de próteses cardíacas mitrais*. Brazilian Journal of Cardiovascular Surgery, v. 26, n. 2, p. 197-204, 2011.
- 23 BEZERRA, L. P.; PAI, C. N. *A left heart ventricle simulator manufactured by 3D printing*. Proceedings of the 19th World Congress The International Federation of Automatic Control Cape Town, South Africa. August 24-29, 2014.
- 24 BEZERRA, L. P.; PAI, C. N. *A left heart ventricle simulator manufactured by 3D printing to simulate left heart ventricle in a mock up loop*. 22nd International Congress of Mechanical Engineering (COBEM 2013) November 3-7, 2013, Ribeirão Preto, SP, Brazil, 2013.
- 25 HARVARD APPARATUS. *Series 1400 Pulsatile Blood Pumps User's Manual*. p.8-9, 2005. Disponível em: [https://www.harvardapparatus.com/media/manuals/Product%20Manuals/551838\\_Series%201400%20Manual.pdf](https://www.harvardapparatus.com/media/manuals/Product%20Manuals/551838_Series%201400%20Manual.pdf). Acesso em: 10/03/2017.
- 26 VON LINSINGEN, I. *Fundamentos de sistemas hidráulicos*. Editora UFSC, 2001, Florianópolis. Cap.4, p.183-185.

# **APÊNDICE A – ESQUEMA ELÉTRICO**

Neste apêndice, encontram-se os desenhos do esquema elétrico e a tabela de materiais para desenvolvê-lo.





Assembly List

Label	Part Type	Properties
AK23-15F6FN1.8	Stepper Motor - Unipolar	stepper type Unipolar
C1-100 uF	Capacitor Polarized	package nippon_f80; variant f80
CHAVE DE FIM DE CURSO	SWITCH_SPDT	package kps-1290
CHAVE DE FIM DE CURSO	SWITCH_SPDT	package kps-1290
D1-1N4007	Diode	package diode-hv; variant hv
D1-1N4007	Diode	package diode-hv; variant hv
D1-1N4007	Diode	package diode-hv; variant hv
DRV 1	DRV 8825 Stepper Motor Carrier, High Current	variant V1; layer Step Motor Driver
INTERRUPTOR	SWITCH-SPST-2	package r_sw_th; variant ra
KL76 - Pressure Sensor	KL76 - Pressure Sensor	variant variant 3; flippedsmd true
L1 - SOLENOIDE	Solenoid	
Q1-BC337	NPN-Transistor	package TO92 [THT]; type NPN (EBC)
R1	330Ω Resistor	package 2512 [SMD]; resistance 330Ω; tolerance ±5%
UNO	Arduino Uno (Rev3)	type Arduino UNO (Rev3)
YF-S201 Flow Meter	YF-S201 Water Flow Meter	variant variant 1

# **APÊNDICE B – DESENHO DE CONJUNTO**

Neste apêndice, encontra-se o desenho de conjunto da bomba desenvolvida. A tabela de materiais está contida no desenho.

