



FRANCISCO WEVERTON LIMA DIAS

**DESENVOLVIMENTO DE SISTEMA COM BOMBA DE
INFUSÃO DE SERINGA PARA APLICAÇÕES EM
BIOSSENSORES**

**João Pessoa - PB
Março de 2019**



Francisco Weverton Lima Dias

DESENVOLVIMENTO DE SISTEMA COM BOMBA DE INFUSÃO DE SERINGA PARA APLICAÇÕES EM BIOSSENSORES

Dissertação de Mestrado submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica do Instituto Federal da Paraíba, como requisito necessário à obtenção do grau de Mestre Engenharia Elétrica

Área de Concentração: Telecomunicações

Cleumar da Silva Moreira, Dr.
Orientador
Arlindo Garcia de Sá Barreto Neto, Dr.
Coorientador

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Biblioteca Nilo Peçanha do IFPB, *campus* João Pessoa

D541d	Dias, Francisco Weverton Lima. Desenvolvimento de sistema com bomba de infusão de seringa para aplicações em biossensores / Francisco Weverton Lima Dias. – 2019. 50 f. : il. Dissertação (Mestrado – Engenharia Elétrica) – Instituto Federal da Paraíba / Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, 2019. Orientação : D.r Cleumar da Silva Moreira, D.r Arlindo Garcia de Sá Barreto Neto. 1. Bombas de infusão de seringa. 2. Biossensores SPR. 3. Controle de vazão. 4. Equipamentos eletromédicos. 5. Engenharia elétrica. I. Título. CDU 621.68(043)
-------	--

Lucrecia Camilo de Lima
Bibliotecária
CRB 15/132

DESENVOLVIMENTO DE SISTEMA COM BOMBA DE INFUSÃO DE SERINGA PARA APLICAÇÕES EM BIOSSENSORES

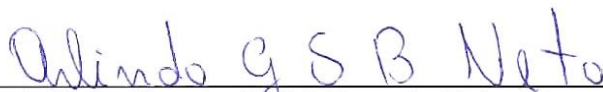
Dissertação de Mestrado submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica do Instituto Federal da Paraíba, como requisito necessário à obtenção do grau de Mestre em Ciências no Domínio da Engenharia Elétrica.

Dissertação de Mestrado defendida e aprovada em 07/03/2019.

BANCA EXAMINADORA




Cleumar da Silva Moreira, Dr. – IFPB
Orientador



Arlindo Garcia de Sá Barreto Neto, Dr. – IFPB
Coorientador



Suzete Élide Nóbrega Correia, Dra. – IFPB
Examinador 1



Ramon Leon Victor Medeiros, Dr. – IFPB
Examinador 2

A Deus.

Aos meus pais, Maria de Fatima Ribeiro
Lima e José Inácio Dias.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus pela força, coragem e serenidade para superar todas as dificuldades que me foi proposto ao longo deste caminho.

Agradeço em particular aos meus avós Lourival de Lima e Maria das Graças Ribeiro Lima por todo amor, carinho e principalmente pelo incentivo.

Agradeço a minha família, meus pais, tios e tias pelo apoio dado, quando o cansaço pairava sobre meus ombros era neles e deles que vinha a insistência de continuar sempre.

Agradeço também ao meu orientador, Prof. Dr. Cleumar da Silva Moreira pela compreensão e colaboração na realização desse trabalho. Aos meus amigos e colegas Juliete da Silva Souza e Antonio Rodrigues Xavier, bem como a todos que contribuíram para que eu alcançasse mais um objetivo de minha vida.

Enfim agradeço aos céus por tudo que me foi proporcionado, muito obrigado!

“Penso noventa e nove vezes e nada descobro; deixo de pensar, mergulho em profundo silêncio- e eis que a verdade se me revela”.

(Albert Einstein)

RESUMO

Neste estudo é apresentado o desenvolvimento de um sistema com bomba de infusão usando seringas para aplicações em biossensores SPR, sendo as bombas de infusão os equipamentos eletromédicos mais utilizados nos estabelecimentos assistências de saúde. Esse tipo de bomba, são empregadas para a regulação do fluxo das substâncias líquidas administradas aos pacientes. Tendo em vista, que nos países mais desenvolvidos já existem grandes estudos no desenvolvimento de bombas de infusão inteligentes, compostas de tecnologias que proporcionam a melhoria da qualidade do atendimento aos usuários e na prevenção de erros mecânicos e humanos, o que ocasiona um alto custo de aquisição. Nesta pesquisa, foi desenvolvido um sistema de baixo custo, utilizando materiais como alumínio e madeira para fabricação de toda estrutura da bomba, além de um sistema constituído de seringas comerciais de 1ml, 3ml, 5ml, 10ml e 20ml, manipulado por um motor de passo responsável por controlar a taxa de compressão das seringas e seu respectivo fluxo de saída. Um sistema supervisorio para o controle do processo foi desenvolvido usando elementos de programação de baixa complexibilidade e alto controle, com intuito de garantir uma maior segurança no manuseio do sistema. Testes foram realizados usando diferentes substâncias para avaliar a funcionalidade do sistema, onde foram apresentados resultados positivos quanto a sua eficácia para a aplicação com biossensores, considerando que para este tipo de aplicação, necessita-se de um sistema que possua uma variação de vazão na ordem de microlitros (μl), até mililitros (ml). O projeto atendeu as condições desejadas, operando com vazões variando de $59\mu\text{l}/\text{min}$ até $53\text{ml}/\text{min}$ dependendo do tipo de seringa utilizada e da frequência de trabalho aplicada no elemento motriz do sistema.

Palavras-chave: biossensores, bomba de infusão, controle de vazão.

ABSTRACT

In this study the development of an infusion pump system using syringes for applications in SPR biosensors is presented, with infusion pumps being the most used medical equipment in health care establishments. This type of pump is used to regulate the flow of liquid substances administered to patients. Considering that, in developed countries, there are already major studies in the development of intelligent infusion pumps, composed of technologies that improve the quality of service to users and the prevention of mechanical and human errors, which causes a high cost of acquisition. In this research, a low-cost system was developed using materials such as aluminum to manufacture the entire pump structure using the CNC manufacturing process and a system consisting of 1 ml, 3 ml, 5 ml, 10 ml commercial syringes ml and 20 ml manipulated by a stepper motor responsible for controlling the outflow of the syringe. A supervisory system for process control was developed using programming elements of low complexity and high control, in order to guarantee a greater security in the handling of the system. Tests were carried out using different substances to evaluate the functionality of the system, where it was presented very positive results regarding its effectiveness for the application with biosensors considering that for this type of application a system is required that has a flow variation in the order of microliters (μl), up to milliliters (ml), with the project meeting these conditions, operating at a flow rate ranging from 59 μl / min to 53 ml / min depending on the type of syringe used and the working frequency applied to the driving element of the system.

Key words: biosensors, infusion pump, flow control.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Estrutura de um biossensor.	19
Figura 2 - Mecanismo peristáltico de infusão.	22
Figura 3 - Mecanismo de infusão peristáltico rotativo.	23
Figura 4 - Mecanismo de infusão peristáltico rotativo com batente.	23
Figura 5 - Mecanismo de infusão peristáltico rotativo sem batente.	24
Figura 6 - Mecanismo de infusão peristáltico linear.	24
Figura 7 - Mecanismo de infusão por pistão ou diafragma- (a) Processo de enchimento - (b) Processo de esvaziamento.	25
Figura 8 - Mecanismo de infusão com seringa.	26
Figura 9 - Formas de controle de infusões.	26
Figura 10 - Bomba de infusão volumétrica.	28
Figura 11 - Bomba de infusão de seringa.	29
Figura 12 - Bomba de infusão ambulatoriais.	30
Figura 13 - Esquematização do funcionamento do sistema.	32
Figura 14 - Vistas do desenho técnico da estrutura física da bomba e suas dimensões.	33
Figura 15 - Sistema de compressão de seringas- (a) Ilustração do sistema de compressão de seringas - (b) Sistema de compressão de seringas.	34
Figura 16 - Tipos de seringas usadas nos experimentos.	35
Figura 17 - Circuito elétrico empregado no projeto.	36
Figura 18 - Motor de Passo NEMA 23 2,8A de alto torque.	37
Figura 19 - Interface de autenticação de usuário.	38
Figura 20 - Interface principal da planta.	39
Figura 21 - Teste de vazão realizados com a substância água.	41
Figura 22 - Teste de vazão realizados com a substância etanol.	42
Figura 23 - Teste de vazão realizados com a substância azeite de oliva.	42

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Lista de materiais usados no desenvolvimento do sistema de microinfusão.....	31
Tabela 2 - Vazões apresentadas com a alteração da frequência induzida no elemento motriz do sistema e conseqüentemente com o aumento da rotação.....	40
Tabela 3 - Tempo decorrido em minutos para infusão total das seringas.....	44

LISTA DE SIGLAS

A	Ampère
CNC	Comando Numérico Computadorizado
Hz	Hertz
MP	Microprocessador
SPR	<i>Surface Plasmon Resonance</i> (Ressonância dos Plámons de Superfície)
UTI	Unidade de Terapia Intensiva
V	Volts

LISTA DE SIMBOLOS

k.g.f.cm	Quilograma força por centímetro
ml	Mililitro
ml/min	Mililitro/minuto
ml/h	Militro/hora
μl	Microlitro
μl/min	Microlitro/minuto
RPM	Rotações por minuto
TVC	Tempo de realização de uma volta completa
%	Porcentagem

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	15
1.1 Justificativa.....	16
1.2 Objetivos	17
1.2.1 Objetivo Geral.....	17
1.2.2 Objetivos Específicos	17
2 EMBASAMENTO TEÓRICO	18
2.1 Biossensores e sistema de análise	18
2.1.1 Ressonância de Plásmons de Superfície	18
2.2 Bombas de infusão	20
2.2.1 Princípios de funcionamento das bombas de infusão.....	21
2.3 Mecanismos de direcionamento das bombas infusoras.....	21
2.3.1 Mecanismos de direcionamento peristáltico	22
2.3.1.1 Mecanismos de direcionamento peristáltico rotativo	22
2.3.1.2 Mecanismos de direcionamento peristáltico linear	24
2.3.2 Mecanismos de direcionamento por pistão ou diafragma.....	24
2.3.3 Mecanismos de direcionamento por seringa	25
2.4 Formas de controle de infusões.....	26
2.5 Tipos de bomba de infusão existentes no mercado.	27
2.5.1 Bombas de infusão volumétrica.....	27
2.5.2 Bombas de seringa.....	28
2.5.3 Bombas de infusão ambulatoriais.....	29
2.6 Aplicações.....	30
3 MATERIAIS E METÓDOS	31
3.1 Funcionamento geral do sistema desenvolvido	31
3.2 Elaboração e construção da estrutura física do sistema.....	32
3.2.1 Caracterização do sistema de compressão de seringas desenvolvido.....	34
3.3 Caracterização dos experimentos realizados e dos tipos de seringas.....	35
3.4 Sistema elétrico empregado	35
3.5 Supervisório de interação com a planta	37
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES	40
5 CONCLUSÃO	46
5.1 Propostas para trabalhos futuros	46
REFERÊNCIAS	47

1 INTRODUÇÃO

As mais diversas áreas do conhecimento nos últimos tempos têm desenvolvido novas tecnologias na implementação de dispositivos portáteis, de fácil utilização, baixo custo, com processamento de dados mais rápido e eficaz, baixo consumo energético entre outros aspectos (SCHMIDT, 2007; WHITESIDES, 2006).

Dispositivos miniaturizados são elementos comumente encontrados na análise química e biológica, com foco em pesquisas em âmbito nacional nas últimas duas décadas, como, por exemplo, biossensores ópticos baseados na técnica de Ressonância de Plásmons de Superfície (SPR - *Surface Plasmon Resonance*) (MOREIRA, 2010).

Na biomedicina, assim como nas demais áreas, ocorreram vários avanços tecnológicos, tendo registrado bastante tecnologia destinadas a equipamentos de infusão, para medicamento mais potentes e perigosos, que vem se destacando afim de agirem como maior eficácia no sucesso do tratamento dos pacientes, pois o volume infundido dessas substâncias são um fator crucial para o mesmo (HIRAMA *et. al.*, 2002).

Neste contexto as bombas de infusão são equipamentos eletromédicos mais usados no cotidiano dos estabelecimentos assistenciais de saúde, sendo empregados na regulação do fluxo de substâncias líquidas administrados aos pacientes sob pressão positiva gerada pela bomba (ABNT, 1999). Os países desenvolvidos da América do Norte e Europa, há décadas, vem desenvolvendo bombas de infusão inteligentes com sistemas de prevenção de erros mecânicos e humanos, com o propósito de otimizar o uso desse tipo de tecnologia e proporcionar uma melhoria na qualidade da assistência prestada, principalmente aos pacientes submetidos a terapia intravenosa (PEDREIRA, PETERLINI e HARADA, 2005).

As bombas de infusão inteligentes são equipamentos informatizados destinados a alertarem o profissional, no caso de uma dose programada encontrar-se fora de limites preestabelecidos, prevenindo assim, que doses erradas sejam administradas, agindo em situações nas quais, até então, não se identificava possibilidade de prevenção de erros humanos (SIMS *et al.*, 2003; WILSON *et al.*, 2004).

A tecnologia das bombas de infusão inteligentes é muito recente no Brasil e a falta de diretrizes para uso de bombas de infusão que consideram as necessidades clínicas do paciente e de prevenção de eventos adversos relativos a erros mecânicos e humanos, associado ao alto custo de implantação, leva à conclusão de que ainda haverá um longo tempo até que essa tecnologia seja utilizada em nosso cotidiano (NICHOLAS e AGIUS, 2005).

Em fase disso, este trabalho vislumbra investigar as mais diversas formas de atuação de bombas de infusão e desenvolver um sistema de baixo custo, baseado no mecanismo de infusão por seringa, destinada a aplicações de biossensores ópticos SPR.

1.1 Justificativa

A utilização de dispositivos baseados na técnica SPR nos últimos anos vem ganhando destaque na comunidade científica por possibilitar uma gama de aplicações, entre elas, o auxílio na detecção de doenças e patógenos ajudando na obtenção de diagnósticos mais rápidos (MALHOTRA e TURNER, 2003; HOMALA e PILIARIK, 2006). Neste aspecto, as aplicações destinadas a diagnósticos rápidos exigem cada vez mais a redução das dimensões dos dispositivos, pois características como a portabilidade, baixo volume (μl a unidades de ml) e a capacidade de bombeamento adequado são primordiais nas aplicações destinadas aos diagnósticos rápidos em dispositivos baseados em SPR. Outra característica que deve ser levada em conta é a segurança das amostras usadas, neste âmbito, é necessário desenvolver sistemas que evitem o mínimo de contaminações possíveis, além de, evitar a presença de fatores como “bolhas” ou oscilações do fluxo do fluido ao longo do canal microfluídico levando a leituras incorretas, deve-se também levar em conta o baixo custo de aquisição de tais dispositivos.

As bombas de infusões de seringa são formadas basicamente de um motor de passo ou servomotor responsáveis por controlar uma seringa conectada a um equipo de acesso venoso, formando desta forma, um sistema de infusão. Esta configuração proporciona infusões mais precisas, reduzindo a incidência de problemas relacionados a equipos de infusão manual (SILVA JUNIOR, 2004), além do controle total do processador e da emissão de alertas ao operador em relação as

condições adversas, tais como, oclusões, vazão livre, presença de microbolhas de ar no acesso venoso, etc. Vale ressaltar que esse tipo de bombas possui um alto custo de aquisição para os laboratórios de testes. Nesta perspectiva, este estudo tem como proposta desenvolver um sistema de bomba de infusão de seringa inteligente com baixo custo destinada a aplicações com os biossensores SPR, visando futuramente aumentar a utilização destes equipamentos em laboratórios e hospitais com uma maior precisão do controle da infusão e a diminuição dos problemas com contaminações manuais.

1.2 Objetivos

1.2.1 *Objetivo Geral*

Investigar a aplicação de bombas de infusão de seringa em biossensores SPR e desenvolver um sistema de baixo custo que atenda às necessidades e requisitos exigidos pelos testes realizados com esse tipo de sensor.

1.2.2 *Objetivos Específicos*

- Realizar uma revisão bibliográfica acerca de biossensores e bombas de infusão;
- Projetar uma estrutura física para a bomba de infusão de seringa;
- Implementar técnicas de acionamento para controle dos atuadores utilizados nas bombas de infusão de seringa;
- Realizar testes no sistema desenvolvido e validar seus resultados.

2 EMBASAMENTO TEÓRICO

Neste capítulo serão apresentadas algumas características acerca dos biossensores, um breve histórico do desenvolvimento das bombas de infusão, bem como, o seu princípio de funcionamento e seus mecanismos de direcionamento e os principais tipos de bombas usadas e suas aplicações.

2.1 Biossensores e sistema de análise

Biossensores são dispositivos analíticos formado por um elemento de reconhecimento biológico acoplado a um transdutor com a função de converter um sinal biológico em um sinal elétrico. Estes sensores classificam-se como, amperométricos, potenciométricos, condutométricos, ópticos, acústicos e calorimétricos. As pesquisas encontradas na literatura especializada abordam diversas áreas do conhecimento em que os biossensores são aplicados, dentre elas, bioquímica, imunologia, óptica, eletroquímica, ciência dos materiais, semicondutores, entre outras (MALHOTRA e TURNER, 2003).

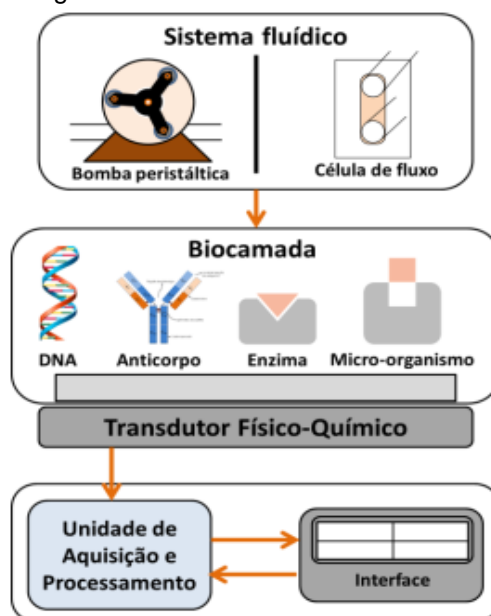
2.1.1 Ressonância de Plásmons de Superfície

Com destaque para os biossensores ópticos baseados na Ressonância de Plásmons de Superfície ou SPR (do inglês, *Surface Plasmon Resonance*) os quais nos últimos anos vêm sendo objeto de estudos de especialistas em virtude de se apresentarem como uma promissora alternativa em muitas aplicações, dentre elas, o monitoramento ambiental, detecção de doenças e patógenos, entre outras. Esses tipos de sensores permitem a análise de interações biomoleculares fornecendo informações importantes ao procedimento de análise, os mesmos apresentam características bastantes vantajosas quando comparadas aos métodos tradicionais como, elevada sensibilidade, resposta rápida, possibilidade de miniaturização, ausência de marcadores entre outras (MALHOTRA e TURNER, 2003; HOMALA e PILIARIK, 2006; NEFF et al, 2005; RICH e MYSZKA, 2005).

Um sistema de análise é ilustrado na Figura 01, sendo constituído por um transdutor físico-químico (biossensor), elementos de aquisição, filtragem e

amplificação, um sistema de processamento de sinais elétricos e sistema fluídico (bomba e célula de fluxo).

Figura 1 - Estrutura de um biossensor.



Fonte: Dias Júnior, 2016.

Seu funcionamento dá-se quando o analito contido na amostra fluídica (líquida ou gasosa) é transportada pelo sistema fluídico (elemento propulsor de fluxo), normalmente, trata-se de uma bomba peristáltica, até o canal de entrada da célula de fluxo, local destinado a ocorrer a interação entre o analito, o elemento de reconhecimento biológico e a substância bioreceptora (DNA, anticorpo, enzima, micro-organismos, entre outras), dispostas diretamente na superfície do biossensor modificando os parâmetros físico-químicos como, variação de calor, resistência, capacitância e índice de refração (MALHOTRA e TURNER, 2003, HOMOLA e PILIARIK, 2006).

O sistema fluídico aplicado em biossensores SPR deve ser projetado com capacidade de manter a taxa de fluxo constante ao longo do tempo, ou apresentar no máximo pequenas oscilações restritivas ao mecanismo de propulsão escolhido. A faixa de vazão deve ser normalmente entre $\mu l/min$ (microlitro/minuto) até ml/min (mililitro/minuto), podendo apresentar variações (dependendo da aplicação), e devendo evitar a presença de “bolhas” ou oscilações do fluxo ao longo do canal microfluídico, que poderá ocasionar leituras incorretas. Os dispositivos propulsores de fluxo ou minibombas destinadas a este fim usam, normalmente, o movimento

peristáltico (JAFFRIN e SHAPIRO,1971, HOMOLA e PILIARIK, 2006, DIAS JÚNIOR, 2016).

2.2 Bombas de infusão

Os estudos acerca dos dispositivos de infusão iniciaram-se por volta de 1950 com a administração de fluidos intravenosos e medições parentais, por meio de injeções. No princípio da década de 60 registrou-se que 40% das drogas eram empregadas na forma intravenosa, havendo entretanto, a necessidade da existência de um processo de infusão mais confiável. Em 1963 criou-se o primeiro dispositivo automático de infusão, conhecido como, Infusor Cronométrico da Watkins (*chronofuser*), este equipamento baseava-se em um mecanismo de relógio que movimentava um cabeçote com roletes, onde o cabeçote por sua vez comprimia um cateter que gerava o deslocamento do líquido (BUTTON, 2002).

O desenvolvimento de novas pesquisas possibilitou o desenvolvimento de novos componentes e tecnologia usadas no controle de processos, destacando-se principalmente, a introdução da eletrônica analógica aliada a motores de corrente contínua, na década de 70; a utilização da eletrônica digital (microcontroladores) aliada a motores de passo, na década de 80 e o desenvolvimento de sensores para controle em malha fechada (com realimentação da saída para entrada, visando à redução dos erros) de alguns sistemas de infusão, na década de 90. Nesta época, inicia-se também o desenvolvimento de algoritmos de correção e modelamento do controle biológico (BUTTON, 2002)

As bombas de infusão são definidas como equipamentos destinados a gerar um fluxo de líquidos sob pressão positiva gerada pela bomba, podendo ser classificado de acordo com seu mecanismo de funcionamento (SILVA JÚNIOR, 2004 e AMORIM, BARBOSA e ZÂNGARO, 2012).

As bombas de infusão são empregadas quando se necessita uma maior pressão na aplicação de fluidos em pacientes, ou quando se precisa aplicar fluxos maiores que os atingidos com os sistemas gravitacionais ajustados manualmente. Ressalta-se que a pressão de infusão é independente da pressão gravitacional, sendo que por muitas vezes maior que a pressão gravitacional. O controle de fluxo destes equipamentos de infusões pode ser volumétrico ou não-volumétrico, e o mecanismo de infusão pode ser peristáltico, por pistão ou por seringa (BUTTON, 2002).

2.2.1 Princípios de funcionamento das bombas de infusão

As bombas de infusões dispõem de princípios de funcionamento distintos, demonstrando discrepâncias na exatidão da velocidade de infusão. Neste aspecto, necessita-se possuir um conhecimento prévio da funcionalidade de cada tipo de bomba de infusão (ALVES, 2002).

Os equipamentos eletromédicos denominados de bombas de infusão são amplamente usados nos setores hospitalares com a função de administrar líquidos e drogas a uma vazão constante, por via sanguínea ou enteral (dieta líquida que, com o auxílio de uma sonda, é introduzida no estômago ou no intestino do paciente (PAIVA, 2017)) tendo uma maior precisão e segurança quando relacionados aos sistemas manualmente controlados (AMORIM, BARBOSA e ZÂNGARO, 2012).

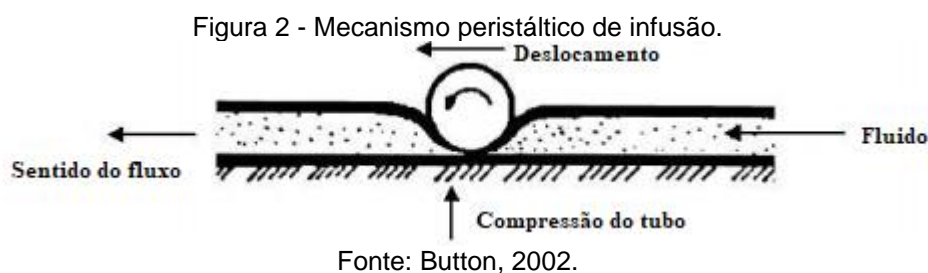
Com o desenvolvimento da biomedicina surgiram medicamentos mais fortes e perigosos usados para agirem com maior eficiência, com isso, a infusão de soluções intravenosas contendo esses medicamentos vem sendo atividades cotidianas nos hospitais, tornando o volume infundido dessas substâncias fator imprescindível no sucesso do tratamento. Neste contexto, a utilização de infusões por gravidade que usam frascos flexíveis suspensos por hastes onde a pressão é controlada manualmente por pinças, é o método responsável por acarretar erros no volume infundido especialmente quando se necessita baixas vazões (menores de 50 ml/h) em decorrência do volume ser controlado visualmente e a pressão no equipo (é o dispositivo que transporta o líquido do reservatório para o paciente) ser menor à medida que a solução do frasco diminui. Foi neste panorama, que as bombas infusoras surgiram para facilitar a infusão venosa mais precisa e consistente dos medicamentos mais potentes e de ação rápida, além de outras drogas ou substâncias (HIRAMA et. al., 2002).

2.3 Mecanismos de direcionamento das bombas infusoras

A literatura especializada aborda que os equipamentos eletromédicos bombas de infusão necessitam de uma pressão positiva para administrar o fluido gerado, para isso, gera-se através de mecanismo de direcionamento, podendo ser peristáltico (rotativo ou linear), por pistão ou por seringa.

2.3.1 Mecanismos de direcionamento peristáltico

Este mecanismo é caracterizado pela compressão de um tubo por onde percorre o fluido a ser infundido, conforme ilustrado na Figura 02, sendo que as bombas de infusões peristálticas podem utilizar-se de mecanismo rotativo com ou sem batente e linear.

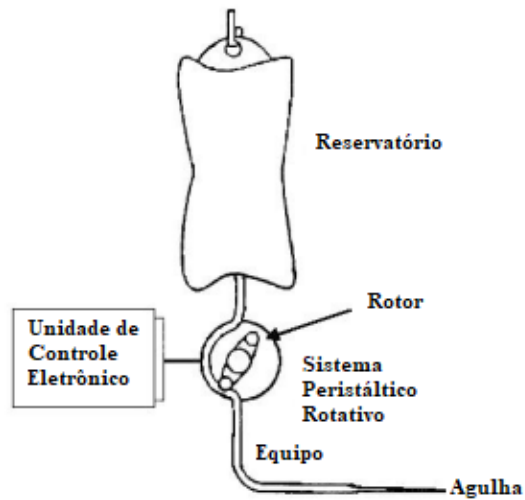


De acordo com o autor Silva Júnior (2004) a maior parte das bombas de infusão peristálticas e lineares dispõem de um elemento sensível (sensor) de gotejamento formado por um conjunto óptico. A utilização deste sensor permite se obter informações, tais como, oclusão da linha (pelo enchimento da câmara de gotejamento ou gotejamento lento), infusão seca (devido ao término do líquido a ser infundido) e infusão livre. O autor ainda destaca que em caso do mal posicionamento do equipo no mecanismo de direcionamento, a infusão será de forma descontrolada e muito mais rápida. Em alguns modelos de bombas de infusão podem ser encontrados um sensor de pressão, com a finalidade de proporcionar o controle de pressão de infusão, fazendo com que uma oclusão na linha possa ser detectada de maneira mais rápida e confiável.

2.3.1.1 Mecanismos de direcionamento peristáltico rotativo

Este mecanismo de direcionamento funciona pela compressão de um tubo maleável (responsável pelo transporte do líquido a ser infundido) constituído por um número de rolos pré-projetados fixados em um eixo central (rotor), esse eixo por sua vez gira, normalmente por meio de um motor de passo, forçando os rolos a passarem pelo tubo, gerando uma pressão positiva (DUMAS JUNIOR, 2016; SILVA JÚNIOR, 2004, BUTTON, 2002 e HIRAMA et. al., 2002), como ilustrado na Figura 03.

Figura 3 - Mecanismo de infusão peristáltico rotativo.

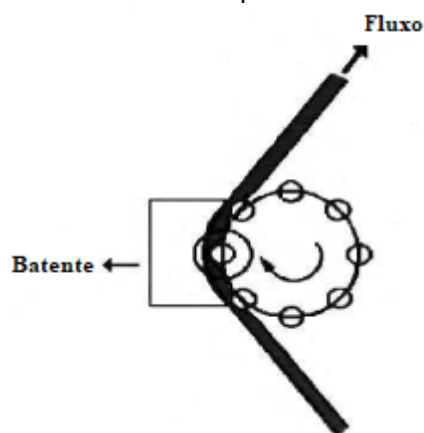


Fonte: Button, 2002.

Como citados anteriormente o mecanismo peristáltico rotativo podem ser com ou sem batente. A seguir são apresentados estes dois tipos de mecanismo peristáltico rotativo.

- Mecanismo peristáltico rotativo com batente (Figura 04) funciona quando se pressiona o tubo flexível contra um ponto fixo, denominado batente fixo, este sistema permite que sejam empregados em equipos comuns (BUTTON, 2002).

Figura 4 - Mecanismo de infusão peristáltico rotativo com batente.



Fonte: Button, 2002.

- Mecanismo peristáltico rotativo sem batente (Figura 05) caracteriza-se por não possui um ponto fixo de compressão, neste sistema o tubo é instalado sobre o rotor, assim os roletes que fazem parte do rotor esticam e comprimem o equipo

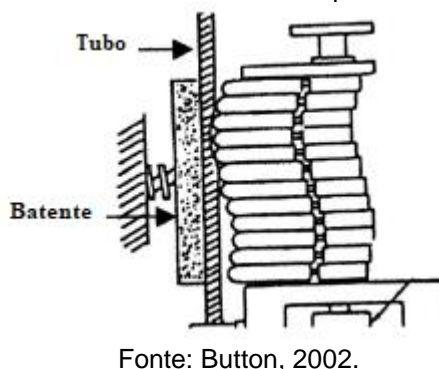
gerando assim o fluxo. Uma característica deste sistema é a utilização de equipamentos de silicone, ao menos na parte onde acontece a compressão, sendo que existe um equipamento específico para cada um tipo de bomba (BUTTON, 2002).



2.3.1.2 Mecanismos de direcionamento peristáltico linear

Este mecanismo é formado por um conjunto de hastes (atuadores) que se alinham e pressionam o tubo flexível contra uma das paredes fixas (batente) da bomba de forma sincronizada, assim, realiza-se um movimento ondulatório gerado por um fuso (rosca sem fim) que é acionado pelo um motor, desta maneira, o fluido será impulsionado através da compressão aplicada ao tubo em consecutivas posições (BUTTON, 2002), conforme visualizado na Figura 06.

Figura 6 - Mecanismo de infusão peristáltico linear.



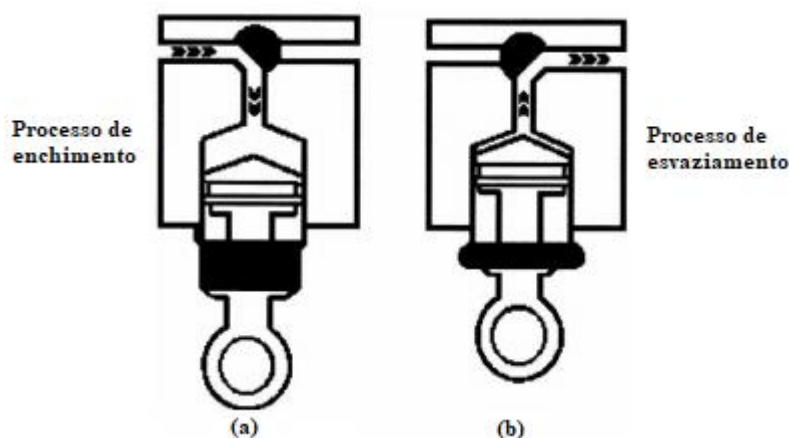
2.3.2 Mecanismos de direcionamento por pistão ou diafragma

Os mecanismos de direcionamento por pistão ou diafragma são compostos por um equipamento tipo pistão e tubo (Figura 07). O funcionamento deste sistema dá-se quando o motor fornece o movimento ao pistão, que entra e sai do êmbolo do equipamento, promovendo assim, o enchimento e esvaziamento do reservatório,

conhecido como diafragma, possuindo um volume definido. Este sistema possui uma válvula que direciona o fluxo conforme o estágio ao longo da sequência de bombeamento, desta maneira, é possível controlar o volume infundido variando-se a amplitude e a taxa de deslocamento do pistão (BUTTON, 2002).

Na Figura 07 (a) o pistão desce e o reservatório é cheio (processo de enchimento) e em (b) o pistão sobe e o reservatório é esvaziado (processo de esvaziamento) impulsionando o fluxo através do equipo.

Figura 7 - Mecanismo de infusão por pistão ou diafragma- (a) Processo de enchimento - (b) Processo de esvaziamento.



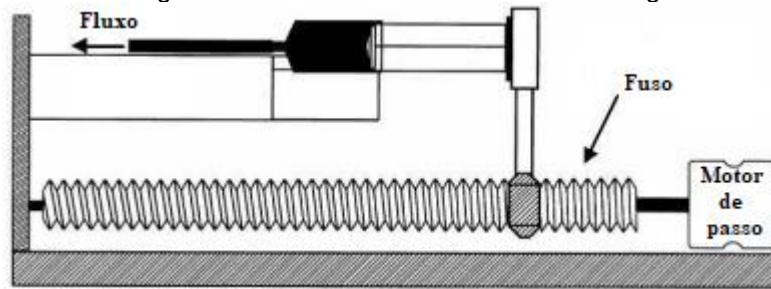
Fonte: Adaptado de Button, 2002.

2.3.3 Mecanismos de direcionamento por seringa

O mecanismo característico da bomba de infusão com seringa usa seringa como reservatório por onde passa as substâncias garantindo uma precisão elevada (erro menor que 2%) além de um fluxo contínuo (não pulsátil) para volumes menores (menor que 100 ml) de medicamentos potentes. Por possui tais características são empregadas em aplicações pediátricas e terapia intensiva, onde volumes pequenos de medicamentos com concentração elevada devem ser infundidos por um longo período de tempo (BUTTON, 2002; MARTINS, ZANIBONI e GARCIA, 2017).

Na Figura 08 é ilustrado um sistema de direcionamento por seringa onde a rotação do motor de passo é transmitida a um fuso (rosca sem fim) movimentando o êmbolo da seringa. Neste tipo mecanismo comumente se emprega uma mola ou um mecanismo a gás é usado para empurrar o êmbolo com força constante, criando-se uma pressão de infusão constante.

Figura 8 - Mecanismo de infusão com seringa.

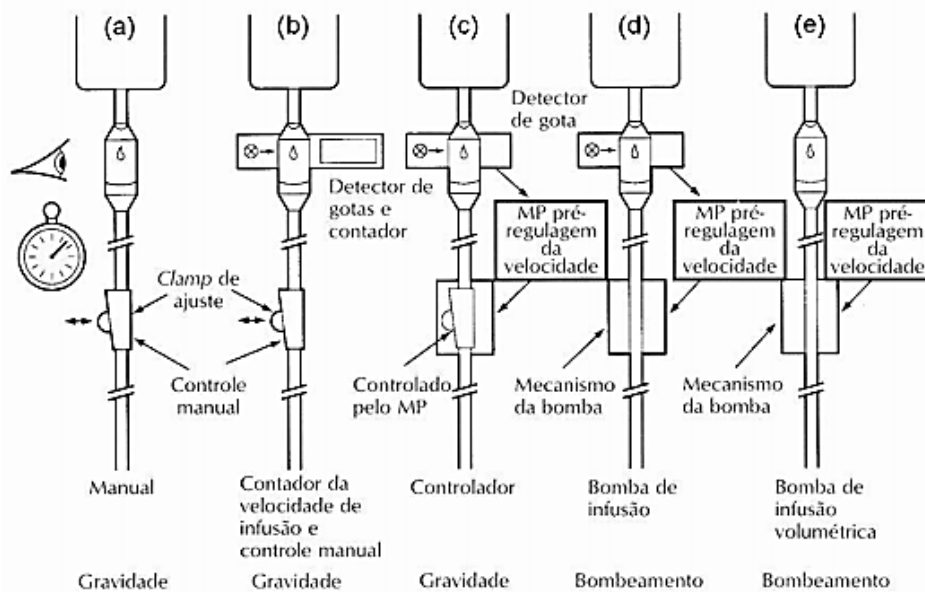


Fonte: Button, 2002.

2.4 Formas de controle de infusões

Usualmente as bombas de infusão utilizam a forma de controle por contagem eletrônica das gotas, aliado com os mecanismos de controle de oclusão interligado aos equipamentos. A Figura 09 ilustra algumas formas de controle de infusões usados.

Figura 9 - Formas de controle de infusões.



Fonte: Moyle e Davey, 2000.

A Figura 09 (a) ilustra um controle de infusão manual, onde a taxa de infusão é determinada com o auxílio de um cronômetro, sendo expressa em gotas por minuto. Em (b) é usado um controle manual, no entanto, possui um sensor de gotejamento e uma referência própria de tempo (cronômetro), permitindo que o equipamento apresente a indicação da taxa de infusão (gotas por minuto). Em (c) há um microprocessador (MP), com a finalidade de receber os dados do sensor de

gotejamento, neste sistema o MP atuará em um mecanismo de oclusão acoplado ao equipo, onde será gerado a taxa de infusão que foi preestabelecida pelo operador. Vale ressaltar que o sistema de propulsão da Figura 09 (a), (b) e (c) ocorrem através da gravidade. Já em (d) o sistema de propulsão do fluido é ocorre por meio de motores de passo responsáveis por produzir a pressão positiva na administração do fluido, neste caso, a velocidade de movimentação dos mecanismos são comandadas pelo o MP aplicando a relação entre a velocidade do motor de passo e o volume mediante o equipo recomendado pelo fabricante do equipamento, além disso, o MP tem a função de receber as informações coletada pelo sensor de gotejamento. Por fim, em (e) não há uma realimentação do sensor de gotejamento, neste caso, o controle realiza-se também por meio da velocidade do motor de passo e o volume através do equipo recomendado pelo fabricante. Destaca-se que a Figura 09 (d) e (e) o controle poderá ser realizado por meio da informação adicional da pressão de infusão, podendo trabalhar com pressões fixas ou variáveis, neste aspecto o processo de infusão ocorre até o limite de pressão de infusão atingido (SILVA JÚNIOR, 2004).

Segundo Alves (2002) existem equipamentos onde o sensor de gotejamento (contador de gotas) é formado por um sistema de ultrassom (efeito Doppler) para enviar ao MP a velocidade de infusão, contudo esses sistemas são mais caros, desta forma, a maioria dos controladores e bombas de infusão usam o conjunto óptico no sensor de gotejamento.

2.5 Tipos de bomba de infusão existentes no mercado.

Os tipos de bombas de infusão mais empregados nos estabelecimentos assistências de saúde são: bombas de fusão volumétrica, bomba de seringa e bombas de infusão ambulatoriais (ALVES, 2002).

Os valores desses equipamentos, variam de acordo com a tecnologia empregada neles, podendo alcançar R\$ 7.000,00 em sites de empresas estrangeira, sendo que a disponibilidade dessas no Brasil é baixa.

2.5.1 Bombas de infusão volumétrica

A bomba de infusão volumétrica permite que o operador selecione a vazão indicando no equipamento o valor em volume por unidade de tempo, possuem mecanismo de direcionamento peristáltico rotativo ou linear (ABNT, 1999). Conforme ilustrado na Figura 10.

Figura 10 - Bomba de infusão volumétrica.



Bomba de infusão peristáltica rotativa.



Bomba de infusão peristáltica linear.

Fonte: Samtronic, 2018.

As aplicações das bombas de infusão volumétricas exigem pequenos ou grandes volumes de infusão de fluidos. Geram taxas de infusão que variam de 0,1 a 2000 ml/h e administram volumes de até 2000 ml (DAVIS, 2018).

Os principais parâmetros a serem modificados nessa bomba são: volume, tempo e taxa, sendo o volume em mililitros, tempo em horas e taxa em mililitros por hora. Apenas dois desses parâmetros são alteráveis simultaneamente, visto que o terceiro parâmetro se alterará automaticamente (DUMAS JUNIOR, 2016).

Os modelos de bombas de infusão volumétrica são aplicados em líquidos enterais como parenterais. Vale ressaltar que as bombas para o uso de líquidos enterais, conhecidas como bombas de alimentação, não necessita uma precisão tão alta quanto as bombas para líquidos parenterais, visto que os medicamentos utilizados nessa última são mais nocivos em caso de fluxo livre (ABNT, 1999).

2.5.2 Bombas de seringa

Este tipo de bomba é destinado a realização de infusões controladas de líquidos em pacientes através de uma ação simples de uma ou mais seringas ou de reservatório similar, a vazão é selecionada pelo operador sendo indicada pelo equipamento em volume por unidade de tempo (ABNT, 1999).

O mecanismo de direcionamento das bombas de seringa (Figura 11) é constituído pelo reservatório (seringa) em conjunto com um fuso (rosca sem fim) movimentado por motor de passo (SILVA JÚNIOR, 2004).

Figura 11 - Bomba de infusão de seringa.



Fonte: SAMTRONIC, 2018.

Uso deste tipo de bomba é mais difundido em unidades neonatais e terapia intensiva, em virtude de garantirem alta exatidão, fluxo contínuo para pequenos volumes (até 100 ml), e taxas de infusão de 0,1 a 99,9 ml/h. Também são usadas em aplicações onde são exigidas infusões de medicamentos por um longo período de tempo (DAVIS, 2018).

2.5.3 Bombas de infusão ambulatoriais

Segundo a ABNT (1999) as bombas de infusão laboratoriais (Figura 12) são empregadas a pacientes que necessitam da administração contínua de um certo medicamento, diferentemente dos outros tipos de bombas, que são usadas dentro dos estabelecimentos assistencial e saúde, esse tipo é usado no uso contínuo sem que haja interferência no cotidiano dos pacientes.

Ainda de acordo com ABNT (1999) elas são encontradas em cinco modelos, sendo que o tipo I fornece apenas fluxo contínuo, o tipo II apenas fluxo não contínuo, o tipo III fornece administração discreta de bolus, que é uma administração rápida da droga infundida, o tipo IV fornece administração discreta de bolus juntamente com as administrações do tipo I e II e o tipo V que permite administrar conforme o perfil de infusão necessário.

Figura 12 - Bomba de infusão ambulatoriais.



Fonte: Moriya, 2018.

2.6 Aplicações

Segundo ABNT (1999) as bombas de infusão são aplicadas diretamente na administração de líquidos a serem infundidos a pacientes que necessitam de tratamento que use algum medicamento ou alimentação, sendo que esta infusão poder administradas de via enteral (definida no tópico 2.3) ou parental (administração da droga por injeção, liberando-a diretamente no líquido tecidual ou no sangue, sem atravessar a mucosa intestinal, possui ação é mais rápida e segura, não provocando irritação gástrica nem vômito (AMORIM, 2018)) usando-se uma bomba adequada conforme a necessidade utilizando taxas e volumes variáveis.

De acordo Button (2002) as bombas de infusão são utilizadas em vários setores hospitalares, tais como, no setor de oncologia na administração de quimioterápicos, em UTI (Unidade de Terapia Intensiva) na administração contínua de drogas cardiovasculares, em unidades de queimados, antes e depois de processos operatórios, tratamento de pacientes desidratados, setor neonatal, sendo importante se possuir alta exatidão dos equipamentos em virtude do baixo peso e fragilidade do paciente e em tratamentos intravasculares feitos na casa do paciente.

Os critérios mais importantes para se usar as bombas de infusão de acordo com o autor Silva Junior (2004) são: aplicação dos líquidos com necessidade de alta exatidão e de grandes volumes, uso de pressão positiva acima da pressão sanguínea, evitando que o volume total a ser infundido seja ultrapassado, atender as especificações do fabricante da droga, diminuir os riscos ao paciente, principalmente se tratando de fluxo livre e risco de overdose ao paciente.

3 MATERIAIS E METÓDOS

Neste capítulo serão detalhados todos os materiais e metodologias adotadas no desenvolvimento de um sistema de microinfusão, bem como as limitações de projetos encontradas.

A Tabela 01 mostra a lista de materiais usados tanto na construção da estrutura física como os módulos eletrônicos empregados no controle do sistema de microinfusão desenvolvido neste estudo.

Tabela 1 - Lista de materiais usados no desenvolvimento do sistema de microinfusão.

Quant.	Elementos	Descrição
01	ESP 01	Placa ESP8266
01	Arduino	Arduino Uno
01	Driver de Motor de Passo	TB6560 3A
01	Motor de Passo	NEMA 23 2,8A 56mm alto torque
-	Estrutura de Alumínio	Estrutura de usinada com mancais
02	Rolamentos	Rolamento 6082 RS
01	Barra Roscada	Barra roscada 200mm
01	Acoplamento Flexível	Acoplamento flexível 6,35 X 8mm
-	Base de Madeira	Base de madeira compensado 55mm x 75mm x 300mm

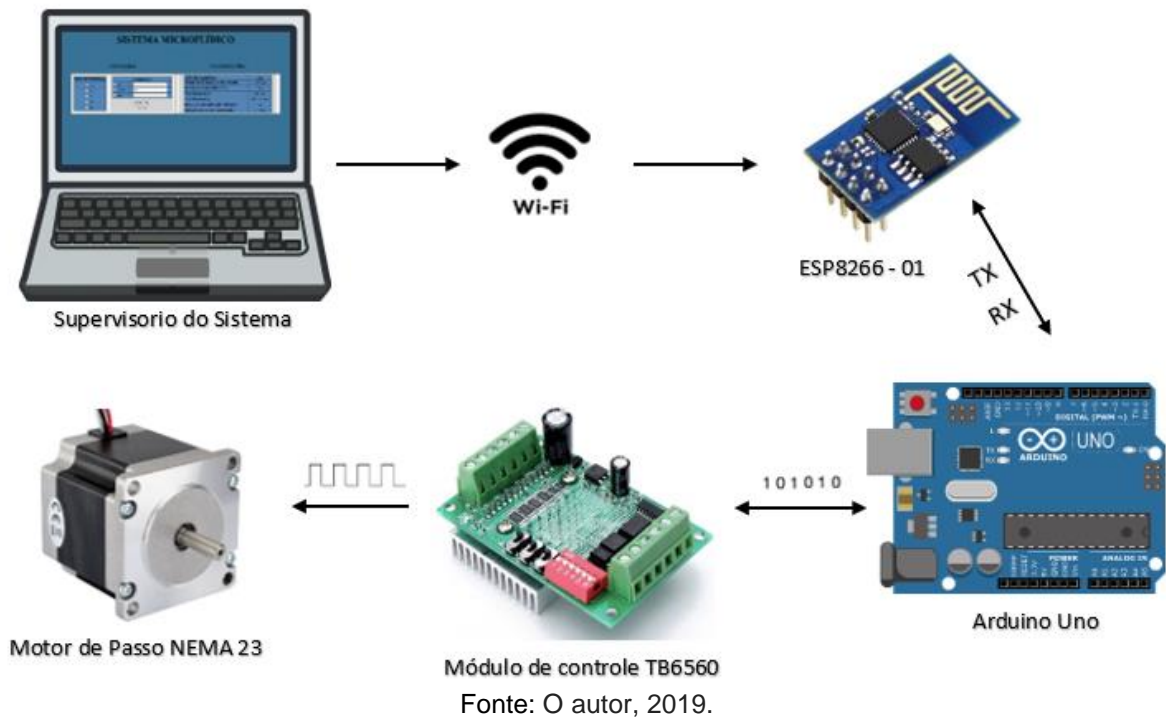
Os elementos eletrônicos usados no trabalho foram adquiridos por meio de compra eletrônica em sites nacionais e que apresentassem um menor custo. Já os elementos mecânicos empregados, foram adquiridos por meio de processos de fabricação por fresagem CNC, torneamento CNC e carpintaria simples. No total, o sistema está orçado em um valor médio de R\$ 950,00, incluindo o trabalho empregado no processo de montagem do sistema.

O sistema possui uma arquitetura organizacional simples de operar, o mesmo pode ser operado por qualquer dispositivo com conexão Wifi, e que dotado um navegador de internet que tenha suporte para HTML5 e CSS3.

3.1 Funcionamento geral do sistema desenvolvido

A Figura 13 apresenta o fluxograma do sistema desenvolvido, bem como os elementos e conexões principais para o funcionamento do mesmo.

Figura 13 - Esquemática do funcionamento do sistema.



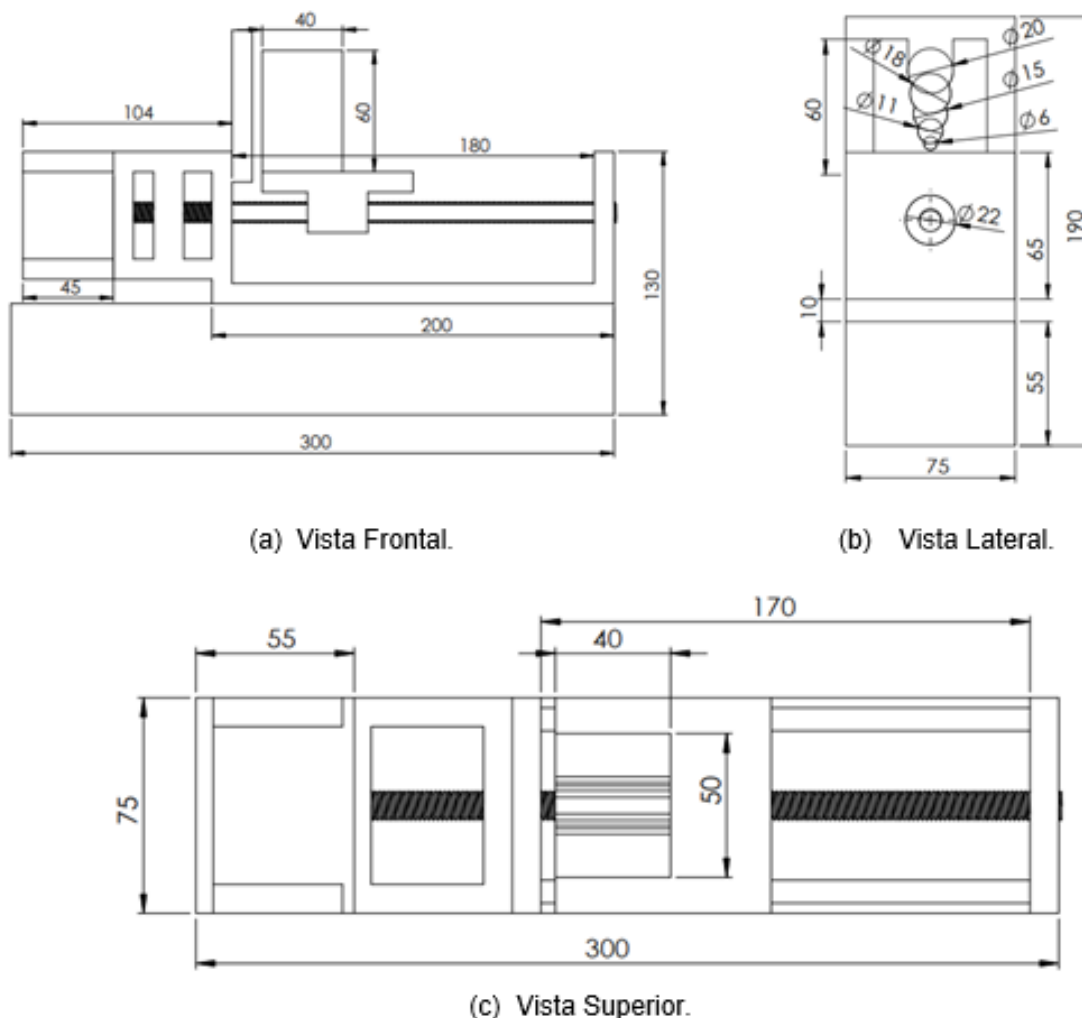
O funcionamento do sistema ocorre partindo da operacionalidade do supervisorio, onde são parametrizados o modo de operação, os valores a serem obtidos e o tipo de seringa empregada no teste. Em seguida, as informações são enviadas ao sistema físico via conexão Wifi, onde o Arduino Uno realiza a classificação dessas informações e as transforma em instruções de frequência e tempo de trabalho para serem direcionadas ao modulo de controle do elemento motriz do sistema.

3.2 Elaboração e construção da estrutura física do sistema

Afim de obter um sistema de fácil manuseio e boa praticidade, realizou-se um estudo acerca das dimensões para fabricação da bomba. Essas dimensões foram adotadas de acordo com as dimensões dos componentes empregados. Além disso foi levado em consideração as dimensões das seringas utilizadas nos testes.

A Figura 14 ilustra as vistas (frontal, superior e lateral direita, respectivamente) do desenho técnico da estrutura física da bomba, além de todas as dimensões em milímetro adotadas para a fabricação da estrutura de suporte da bomba desenvolvida.

Figura 14 - Vistas do desenho técnico da estrutura física da bomba e suas dimensões.



Fonte: O autor, 2019.

Toda a estrutura foi confeccionada em alumínio e madeira por meio de processos de fabricação CNC e carpintaria simples. A escolha desses materiais se deu devido à resistência e a facilidade de higienização dos mesmos, levando em consideração que o sistema foi desenvolvido para testes com amostras biológicas que podem facilmente contaminar processos posteriormente realizados.

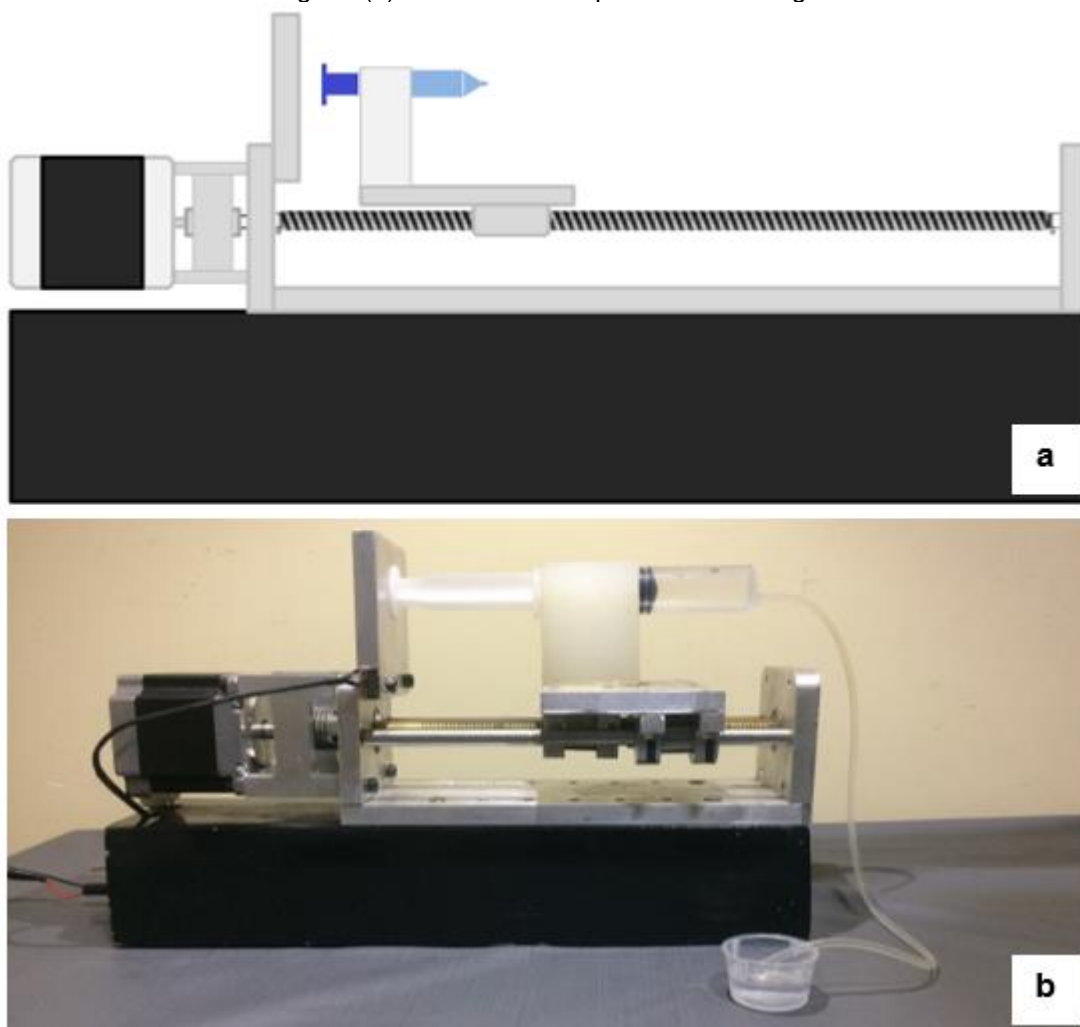
O processo de fabricação empregado é comumente encontrado em ambientes industriais e não demanda de um alto custo quando fabricado em larga escala. Esse processo de moldar produtos sólidos, eliminando o excesso de material, popularmente conhecido como cavaco, a fim de formar um produto acabado. (MECÂNICA INDUSTRIAL, 2019).

3.2.1 Caracterização do sistema de compressão de seringas desenvolvido

O sistema é constituído por uma barra roscada responsável pelo deslocamento de uma pequena mesa de suporte para seringas, seu funcionamento ocorre de acordo com o passo e a velocidade empregada pelo motor de passo na referida barra. Esse conjunto possibilita a compressão de cinco diferentes tipos de seringas contra uma parede fixa da estrutura, esta configuração possibilita um alto controle do fluxo de escape da seringa em função do controle aplicado no motor de passo.

A Figura 15 ilustra o esquema do sistema de compressão de seringas descrito juntamente a estrutura fabricada para este trabalho.

Figura 15 - Sistema de compressão de seringas- (a) Ilustração do sistema de compressão de seringas - (b) Sistema de compressão de seringas.



Fonte: O autor, 2019.

3.3 Caracterização dos experimentos realizados e dos tipos de seringas

Tendo em vista que um dos principais componentes do sistema é o motor de passo NEMA 23 e que o mesmo é responsável pelo controle de vazão das seringas, foram realizados testes para verificação da comutação da frequência de seus polos. Com isso, realizou-se um total de 45 experimentos, com 05 diferentes tipos de seringas. As seringas selecionadas para esses experimentos, foram de 1ml, 3ml, 5ml, 10ml e 20ml e o requisito para a seleção destas, foi a disponibilidade comercial das mesmas. A Figura 16, ilustra os cinco tipos de seringas usadas nos experimentos.

Figura 16 - Tipos de seringas usadas nos experimentos.



Fonte: O autor, 2019.

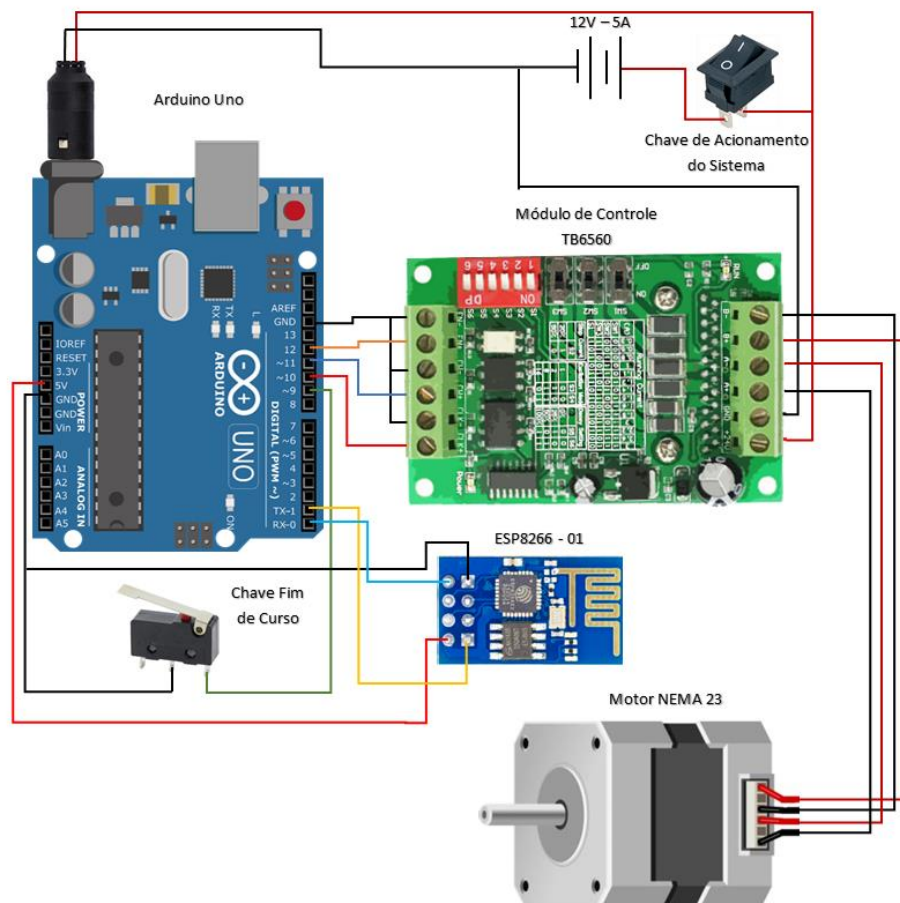
3.4 Sistema elétrico empregado

Em busca de maior conectividade e liberdade de melhoria do sistema, optou-se por utilizar ferramentas de código aberto (Open Source) para implementação do trabalho. Além disso, foram selecionados equipamentos comercialmente viáveis, visando minimizar custos e otimizar processos.

O sistema é alimentado por uma fonte de corrente contínua de 12 V de ± 5 A. A tensão e corrente são distribuídas no sistema de acordo com a necessidade dos componentes utilizados.

A planta é controlada por um código desenvolvido em C++ e gravado em uma placa Arduino Uno. O Arduino por sua vez, interage com uma ESP8266-01 dotada de conexão Wifi, via comunicação serial RS232. Essa interação permite receber dados do supervisor de controle e transformá-los em comandos que são enviados ao módulo de controle TB6560, o módulo converte esses comandos em trens de pulsos, variando somente a frequência dos mesmos. A Figura 17 ilustra disposição das ligações do circuito em questão.

Figura 17 - Circuito elétrico empregado no projeto.

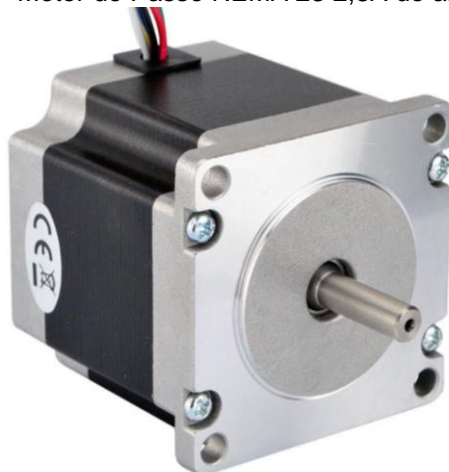


Fonte: O autor, 2019.

O circuito contém uma chave fim de curso, a mesma é útil na calibração de posicionamento do sistema antes de realizar um teste. Todo o sistema mecânico

móvel é controlado por um motor de passo, modelo NEMA 23 2,8A de alto torque, como ilustrado na Figura 18.

Figura 18 - Motor de Passo NEMA 23 2,8A de alto torque.



Fonte: O autor, 2019.

Os motores de passo podem ser diretamente controlados por um sistema digital, de acordo com ALVES, 2002. Segundo os autores Moyle e Davey (2000), os motores de passo são responsáveis por fornecer uma série de pulsos gerados em intervalos de tempo por uma bobina, causando uma rotação constante para cada pulso, geralmente variando de 1,8 graus, 2,5 graus, 3,75 graus ou 7,5 graus, independentemente da carga, dentro dos limites estabelecidos pelo fabricante.

Os sistemas de infusão são projetados de forma que um gerador de pulso, com frequência variável, possa produzir um controle exato de uma infusão e um ajuste da velocidade calibrada diretamente em mililitros por hora Alves (2002).

A gestão do motor de passo usado neste trabalho, é realizada pelo Controlador de Motor de Passo Drivers TB6560 3A. O mesmo possui tensão DC de trabalho que variam entre 10 – 35 V, com saída máxima nominal de $\pm 3A$ e pico de 3.5A. O módulo conta ainda com o acoplamento ótico 6N137, garantindo uma alta velocidade, sem perda de etapas, possui a possibilidade de até 16 subdivisões, podendo realizar um passo inteiro, meio passo, 1/8 passo ou 1/16 passos.

3.5 Supervisório de interação com a planta

Sistemas de manipulação de dados biométricos em sua grande maioria, conta com interfaces bem elaboradas, a fim de possibilitar um controle total da planta. Levando isso em consideração foi desenvolvido um sistema supervisor de baixa complexibilidade e alto controle para o trabalho em questão.

O sistema foi desenvolvido usando elementos de programação HTML5, JAVASCRIPT, CSS e AJAX, a escolha destes softwares foi devido a experiência do autor com os mesmos. O sistema desenvolvido comunica-se diretamente com a placa de controle da planta (ESP8266-Modelo D1), enviando e recebendo comandos de realização de tarefas e/ou feedback do controle.

O supervisor é constituído basicamente de duas telas, a primeira delas é a tela de login, na qual garante uma maior segurança no manuseio da planta, permitindo o uso da mesma somente por pessoas previamente autorizadas. Na Figura 19 ilustrada a interface de login.

Figura 19 - Interface de autenticação de usuário.



A imagem mostra a interface de autenticação de usuário do sistema. O formulário é centralizado e possui um cabeçalho com o título "Sistema Microfídico". Abaixo do título, há dois campos de entrada: "Usuário:" com o valor "admin" e "Senha:" com pontos para ocultar o texto. Um botão "Entrar" está posicionado abaixo dos campos.

Fonte: O autor, 2019.

A segunda tela trata-se da interface principal do sistema. Essa por sua vez, possibilita que o operador realize todas as configurações prévias do sistema, como por exemplo, a inserção do tipo de seringa, a vazão do sistema, a quantidade de material a ser infundido, entre outros parâmetros essenciais, conforme ilustrado na Figura 20.

Figura 20 - Interface principal da planta.



Fonte: O autor, 2019.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Nesse capítulo serão abordados os resultados obtidos com o sistema de infusão proposto neste estudo. Serão apresentados os dados obtidos com a realização dos experimentos, para melhor compreensão esses serão apresentados em forma de gráficos expressos em figuras e tabelas, afim de auxiliar na compreensão e validar a confiabilidade do sistema desenvolvido.

Na Tabela 02 são apresentados todos os dados obtidos através dos testes realizados com o sistema proposto. Nos testes foram usados três tipos de substâncias de infusão sendo elas a água, etanol e azeite de oliva com teor de viscosidade de 1,002 cP, 1,2 Cp e 84,0 cP respectivamente. Os testes foram realizados em ambientes com temperatura semi-controlada de aproximadamente 20 °C, afim de manter o índice de viscosidade dentro do desejado, como indicado na literatura.

A escolha do uso das substâncias usados nos testes foram decorrentes da facilidade de acesso e também em virtude do teor de viscosidade discrepantes entre as mesmas.

Tabela 2 - Vazões apresentadas com a alteração da frequência induzida no elemento motriz do sistema e conseqüentemente com o aumento da rotação.

Frequência de Atuação (Hz)	Velocidade de Rotação (RPM)	Taxa média de fluxo (ml/min) referente a seringas de 01ml	Taxa média de fluxo (ml/min) referente a seringas de 03ml	Taxa média de fluxo (ml/min) referente a seringas de 05ml	Taxa média de fluxo (ml/min) referente a seringas de 10ml	Taxa média de fluxo (ml/min) referente a seringas de 20ml
100	1,875	0,059	0,239	0,432	0,803	1,294
500	9,375	0,292	1,204	2,173	4,000	6,452
1000	18,750	0,617	2,306	4,149	7,994	13,029
1500	28,125	0,810	3,831	6,227	12,180	18,083
2000	37,500	1,277	4,747	8,562	16,000	24,969
2500	46,875	1,427	6,048	10,941	20,161	32,103
3000	56,250	1,792	7,407	13,228	23,810	40,080
3500	65,625	2,096	8,310	15,291	28,249	44,944
4000	75,000	2,326	9,524	16,447	31,746	53,191

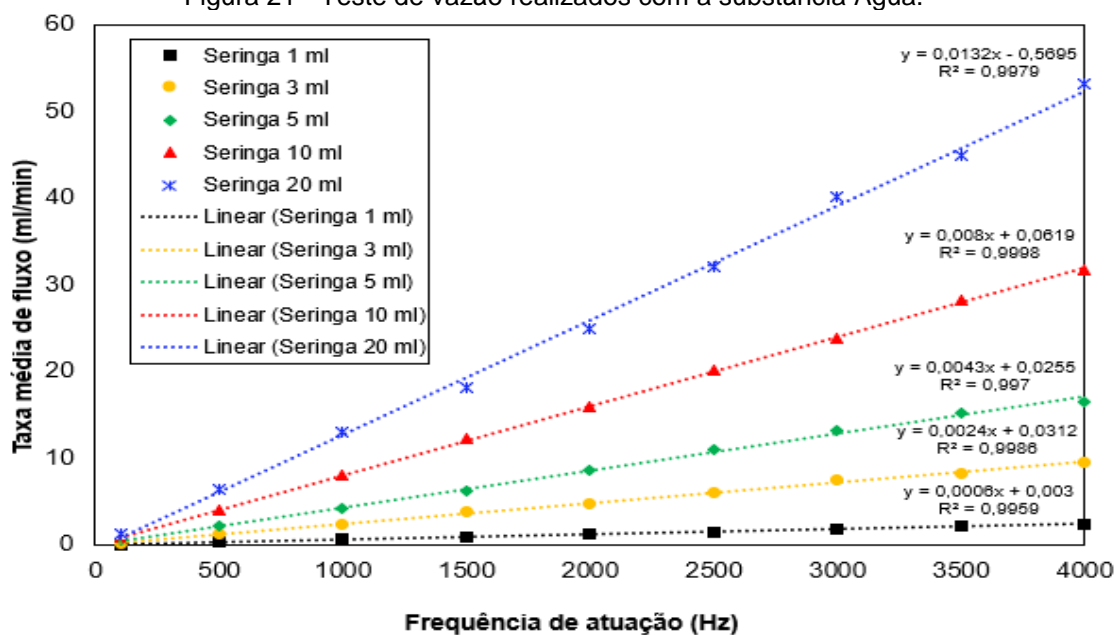
Analisando a Tabela 02 anteriormente, é possível constatar uma quantidade expressiva de variações em termos de vazão, proporcionando uma maior flexibilidade ao sistema desenvolvido. Desta forma, o mesmo pode ser utilizado para testes rápidos, ou até mesmo para testes mais longos e precisos.

Ressalta-se ainda que os valores apresentados na Tabela 02 são de testes realizados com uma variação média de 500Hz na frequência de trabalho do elemento motriz do sistema, mas que o supervisor permite uma gama de entradas de vazão, fazendo com que a frequência se adeque a necessidade requerida, por meio do produto entre a vazão desejada e uma constante determinada para 100Hz.

É importante destacar que os testes realizados com substâncias diferentes, não apresentaram alterações significativas nas vazões. De acordo com uma investigação levantada, isso é decorrente do torque aplicado no êmbolo das seringas que é de aproximadamente 15 kgf.cm, sendo muito superior ao necessário para comprimi-las contendo quase todas as substâncias na forma líquida.

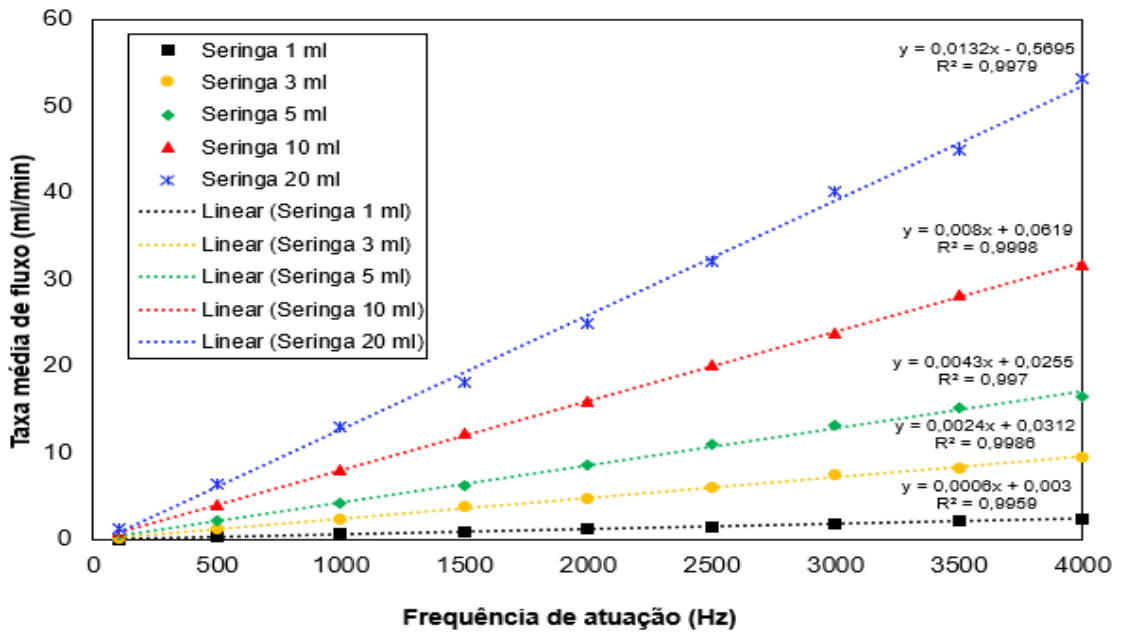
Afirma-se ainda, que o tubo usado para condução das substâncias, possui diâmetro interno de 2mm e externo de 3mm, sabendo que seu diâmetro interno pode influenciar diretamente nas vazões apresentadas anteriormente. As Figuras 21, 22 e 23, apresentam dados idênticos quanto a vazão imprimida pelo sistema tanto com testes usando a água, quanto com teste realizados com o etanol e azeite de oliva.

Figura 21 - Teste de vazão realizados com a substância Água.



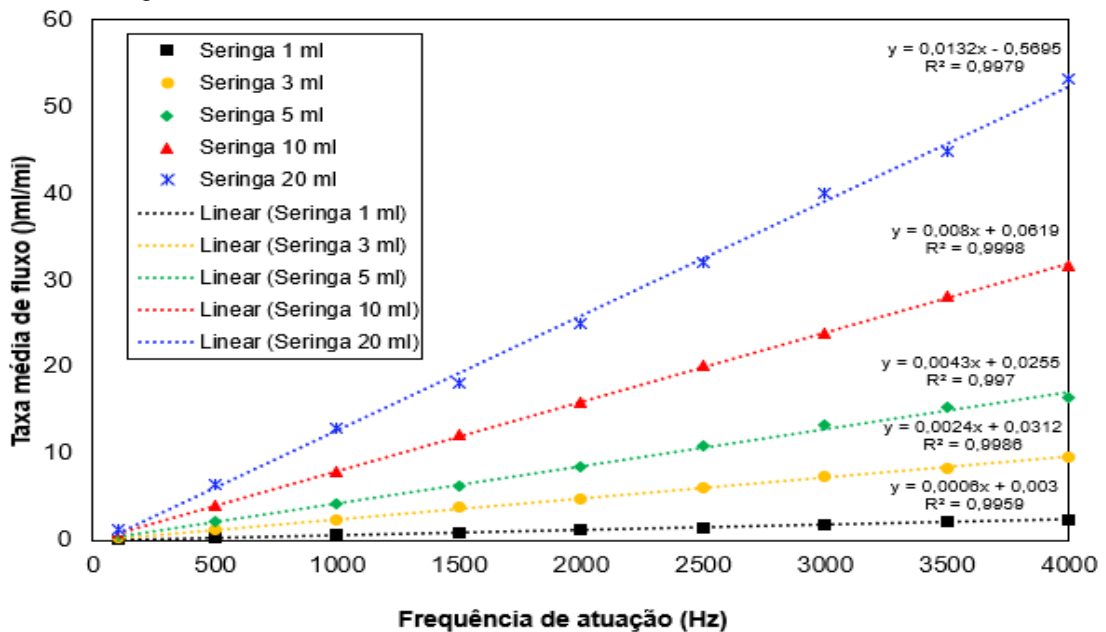
Fonte: O autor, 2019.

Figura 22 - Teste de vazão realizados com a substância etanol.



Fonte: O autor, 2019.

Figura 23 - Teste de vazão realizados com a substância Azeite de Oliva.



Fonte: O autor, 2019.

Ainda nas Figuras 21, 22 e 23 notasse uma tendência linear nos testes realizados, tendo em vista que quanto maior a frequência impressa no motor, maior a vazão da seringa. Observar ainda, que os dados das Figuras 21, 22 e 23 são idênticos, isso porque não houve nenhuma alteração nos experimentos com a mudança das substancias. Além disso, as Figuras apresentam as respectivas equações das retas, assim como o conjugado dado por R2, que quanto mais

próximo de 1, mais fidedigno são as equações para com os dados ideais de uma reta.

Vale ressaltar que estipulou-se uma faixa de frequência de 100Hz a 4000Hz para operação do sistema desenvolvido, sendo observado uma vazão de 0,059ml/min a 2,326ml/min com o uso de seringas de 1ml, 0,230ml/min a 9,524ml/min com o uso de seringas de 3ml, 0,432ml/min a 16,447ml/min com o uso de seringas de 5ml, 0,803ml/min a 31,746ml/min com o uso de seringas de 10ml e 1,294ml/min a 53,191ml/min com o uso de seringas de 20ml independentemente do uso de uma das três substâncias testadas.

Tendo em vista que a vazão do sistema é dada em função do tempo, admitindo que isso é feito pela relação da divisão da quantidade de fluido contido na seringa, pelo tempo decorrido para compressão total da mesma como apresentado na Equação 01:

$$Vazão = \frac{\text{Líquido contido}}{\text{Tempo decorrido para infusão completa}} \quad (1)$$

Foram levantados os dados de tempo para infusão total das seringas nas faixas de frequências apresentadas na Tabela 02. Esses dados foram mesclados e analisados para obter-se novos resultados, como por exemplo, os de velocidade de rotação do sistema motriz, conforme apresentados na Tabela 03.

Tabela 3 - Tempo decorrido em minutos para infusão total das seringas.

Frequência de Atuação (Hz)	Velocidade de Rotação (RPM)	Tempo médio decorrido para compressão total da seringa de 01ml em minutos	Tempo médio decorrido para compressão total da seringa de 03ml em minutos	Tempo médio decorrido para compressão total da seringa de 05ml em minutos	Tempo médio decorrido para compressão total da seringa de 10ml em minutos	Tempo médio decorrido para compressão total da seringa de 20ml em minutos
100	1,875	17,050	12,550	11,580	12,460	15,450
500	9,375	3,426	2,491	2,301	2,500	3,100
1000	18,750	1,621	1,301	1,205	1,251	1,535
1500	28,125	1,234	0,783	0,803	0,821	1,106
2000	37,500	0,783	0,632	0,584	0,625	0,801
2500	46,875	0,701	0,496	0,457	0,496	0,623
3000	56,250	0,558	0,405	0,378	0,420	0,499
3500	65,625	0,477	0,361	0,327	0,354	0,445
4000	75,000	0,430	0,315	0,304	0,315	0,376

Os dados expressos na Tabela 03 levaram em consideração o tamanho do corpo da seringa utilizada. Além da velocidade de rotação do motor NEMA 23 dada pelas Equações 2 e 3:

$$TVC = \frac{3200000}{Frequência} \quad (2)$$

Onde TVC é o tempo para realização de uma volta completa do motor, 3.200.000 é uma constante em milissegundos que o fabricante determina para realização de uma volta completa do elemento motriz a 1Hz e $Frequência$ é a quantidade de ciclos dados pelo drive TB6560 do NEMA 23 para locomoção do mesmo.

Com os valores de TVC obtidos, chega-se à outra equação para determinar a velocidade de rotação (RPM):

$$RPM = \frac{1000}{TVC} * 60 \quad (3)$$

para tanto, dividiu-se uma constante 1000 por *TVC* afim de converter os valores de milissegundos para segundos, e em seguida multiplicou-se por 60 para obter a rotação por minuto.

Dado que o sistema foi projetado para trabalhar com amostras biológicas, necessitou-se da realização de uma investigação mais aprofundada acerca do comportamento do mesmo com a infusão de substâncias de diferentes índices de viscosidade. Nos resultados não foi observado alteração nas vazões ao variar as substâncias infundidas. Além disso, o sistema foi desenvolvido para aplicação laboratoriais de análise por biossensor, o que demanda uma alta precisão, necessitando de uma baixa vazão das amostras por entre o biossensor. Dessa forma, de acordo com os testes apresentados anteriormente, observou-se que o sistema desenvolvido pode operar da ordem de mililitros (ml) até microlitros (μ l), em termos de vazão, se mostrando totalmente eficiente para a utilização com biossensores.

5 CONCLUSÃO

Esta dissertação teve por objetivo apresentar o desenvolvimento de um sistema com bomba de infusão de seringa para aplicações com biossensores. O sistema desenvolvido, foi exposto detalhando suas principais partes e os processos de fabricação usados para o desenvolvimento da parte estrutural e da parte de controle. Testes foram realizados usando substâncias como a água, o etanol e o azeite de oliva tendo teor de viscosidade distintos. Os resultados obtidos usando as três substâncias não apresentaram nenhuma alteração significativa no tocante as vazões.

Um sistema supervisorio de fácil operação, foi desenvolvido com intuito de melhorar o controle de manipulação dos dados biométricos do sistema proposto, possibilitando ao operador realizar todas as configurações necessárias como, a escolha do tipo da seringa, a vazão do sistema e quantidade de material a ser infundido no sistema.

Também foram levantados dados acerca do tempo para infusão total das seringas usadas no sistema proposto para obtenção da velocidade de rotação do sistema motriz.

Conclui-se que os resultados obtidos com as investigações realizadas neste estudo mostraram que a vazão do sistema está na ordem de mililitros (ml) podendo chegar até a microlitros (μ l), sendo possível usá-lo nas aplicações de biossensores tendo em vista que para esse tipo de aplicação necessita-se de baixas vazões.

5.1 Propostas para trabalhos futuros

Sabe-se que o desenvolvimento tecnológico é algo constante e bastante promissor em nosso cotidiano. Dessa forma, melhorias voltadas ao presente trabalho são indispensáveis.

Das propostas sugeridas para trabalhos futuros estão:

- A construção de uma estrutura física mais leve e mais compacta;
- Investigação da operação do sistema em outras faixas de frequência;
- A possível substituição da ESP-01 e do Arduino Uno por uma única placa de controle.

REFERÊNCIAS

ALVES, M. A.C. **Bombas de infusão: operação, funcionalidade e segurança**. 2002. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Universidade de Santa Catarina, Florianópolis, 2002. Disponível em: <https://repositorio.ufsc.br/bitstream/handle/123456789/83591/189848.pdf?sequence=1>. Acesso em: 08 nov.2018.

AMORIM, A. S.; BARBOSA, V. P.; ZÂNGARO, R. A. Análise Do Desempenho De Infusões Múltiplas. *In*: Encontro Latino Americano de Pós-Graduação, 2012, São Paulo. **Anais** [...]. São Paulo: UNIVASP, 2012.p.564-567.

AMORIM, B. C. Principais Vias de Administração de Medicamentos. **Portal educação**, São Paulo. 2018.Disponível em: <https://www.portaleducacao.com.br/conteudo/artigos/farmacia/principais-vias-de-administracao-de-medicamentos/15323>. Acesso em: 10 nov. 2018.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR IEC 60601-2-24**: Equipamento eletromédico – Parte 1: Prescrições particulares para segurança de bombas e controladores de infusão. Rio de Janeiro: ABNT, 1999.

BUTTON, V. L. S.N. **Dispositivos de Infusão**, São Paulo: UNICAMP, 2002. E-book.

DAVIS, W.O.M. Infusion Devices Training Tutorial. **EBME**. 2018. Reino Unido. Disponível em: <https://www.ebme.co.uk/articles/clinical-engineering/infusion-devices-training-tutorial>. Acesso em: 08 nov. 2018.

DIAS JÚNIOR, J. C. O. **Projeto e desenvolvimento de minibomba peristáltica usando medição de vazão, aplicada a biossensores**. 2016. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Instituto Federal da Paraíba (IFPB), João Pessoa, 2016. Disponível em: <http://repositorio.ifpb.edu.br/handle/177683/270>. Acesso em: 10 set.2018.

DUMAS JUNIOR, A. **Estudo metrológico volumétrico de bombas de infusão peristálticas lineares**. 2016. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2016. Disponível em: <http://riut.utfpr.edu.br/jspui/handle/1/2039>. Acesso em: 10 nov.2018.

HIRAMA, R. T. et al. Método para Inspeção de Bombas Infusoras. *In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA*, 2002, São José dos Campos – SP **Anais [...]**. São Paulo: UNIVASP, 2002 p. 35-40.

HOMOLA, J.; PILIARIK, M. Surface plasmon resonance (SPR) sensors. **Springer**, v.4, p.45-67, Springer/ Surface plasmon resonance based sensors, 2006.

JAFFRIN, M. Y.; SHAPIRO, A. H. Peristaltic pumping. **Annual Review of Fluid Mechanics**, v. 3, n. 1, p. 13–37, 1971.

MALHOTRA, B. D.; TURNER, A. **Advances in biosensors: Perspectives in biosensors**. v.5. Amsterdam: Elsevier, 2003.

MARTINS, J.; ZANIBONI, R.; GARCIA, R. **Ensaio de desempenho em bombas de infusão de seringa: critério de aceitação**. 2017.

MECÂNICA INDUSTRIAL. **O que é uma máquina de fresagem**. 2019. Disponível em: <https://www.mecanicaindustrial.com.br/431-o-que-e-uma-maquina-de-fresagem/>. Acesso em: 03 de jan de 2019.

MOREIRA, C. S. **Projeto e realização de um biochip óptico para aplicações biológicas baseado no princípio de ressonância de plásmons de superfície**. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) – Universidade Federal de Campina Grande, Campina Grande, 2010.

MORIYA. **Bomba de Infusão Ambulatorial Marca Deltec Cadd-Legacy PCA Modelo 6500**. 2018. Disponível em: <http://jgmoriya.com.br/wp-content/uploads/bomba-de-infusao-cadd-pca-manual.pdf>. Acesso em: 08 nov. 2018.

MOYLE, J.T.B.; DAVEY, A. **Equipamentos em anestesia**. 4.ed. Porto Alegre: ARTMED, 2000.

NEFF, H. et al. Optical properties and instrumental performance of thin gold films near the surface plasmon resonance. **Elsevier**, v. 496, n. 2, p. 688-697, Elsevier/Thin Solid Films, 2006.

NICHOLAS, P.K.; AGIUS, C. R. Toward safer IV medication administration: the narrow safety margins of many iv medications make this route particularly dangerous. **American Journal of Nursing (AJN)**, ed.3, v.105, p.25-30, 2005.

PAIVA, S. A. R. O que é nutrição enteral? **Alimente-se com ciência**. 2017. São Paulo. Disponível em: <https://saude.abril.com.br/blog/alimente-se-com-ciencia/o-que-e-nutricao-enteral/>. Acesso em: 10 nov. 2018.

PEDREIRA, M.L.G; PETERLINI, M. A. S.; HARADA, M. J. C. S. Tecnologia da informação e prevenção de erros de medicação em pediatria: prescrição informatizada, código de barras e bombas de infusão inteligentes. **Rev Soc Bras Enferm Ped [internet]**, v. 5, n. 1, p. 55, 2005.

RICH, R. L.; MYSZKA, D. G. Survey of the year 2005 commercial optical biosensor literature. **Journal of Molecular Recognition**,ed.6, v. 19, p. 431– 478, 2006.

SAMTRONIC. **Bombas de Infusão peristáltica (rotativa e linear)**. Disponível em: http://www.samtronic.com.br/PT_Br/terapia-de-infusao.html. Acesso em: 08 nov. 2018.

SCHMIDT, P.J. Technology transfer: the DeBakey roller pump. **Transfusion**, v. 47, n. 6, p. 953-954, 2007.

SILVA JÚNIOR, A. M. **Sistema para avaliação da funcionalidade de bombas de infusão**. 2004. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2004. Disponível em: <https://repositorio.ufsc.br/handle/123456789/87195>. Acesso em 10 set. 2018.

SIMS, N. IV Infusion pumps: the missing component in bar code medication administration systems. **Hospital Pharmacy**, v. 38, n. 11, p. 26-27, 2003.

WHITESIDES, G. M. The origins and the future of microfluidics. *Nature*, v. 442, n. 7101, p. 368-373, 2006.

WILSON, Karen; SULLIVAN, Mark. Preventing medication errors with smart infusion technology. **American Journal of Health-System Pharmacy**, v. 61, n. 2, p. 177-183, 2004.