

UNIVERSIDADE FEDERAL DE CAMPINA GRANDE
CENTRO DE CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

EMERSON JERONIMO

**PROJETO, FABRICAÇÃO E TESTES DE UMA BANCADA
EXPERIMENTAL DE FLUXO PULSÁTIL**

Campina Grande – PB

Agosto de 2015

UNIVERSIDADE FEDERAL DE CAMPINA GRANDE
CENTRO DE CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

**PROJETO, FABRICAÇÃO E TESTES DE UMA BANCADA EXPERIMENTAL DE
FLUXO PULSÁTIL**

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, da Universidade Federal de Campina Grande, em exigência a obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Área de concentração: Análise e Projeto de Sistemas Termomecânicos

Orientador: Wanderley Ferreira de Amorim Junior

Orientador: Renato Alexandre Costa de Santana

Campina Grande – PB

Agosto de 2015

PROJETO, FABRICAÇÃO E TESTES DE UMA BANCADA EXPERIMENTAL DE FLUXO PULSÁTIL

Emerson Jeronimo

Dissertação aprovada em 28 de Agosto de 2015, pela banca examinadora constituída dos seguintes membros:

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Wanderley Ferreira de Amorim Junior – Orientador

Prof. Dr. Renato Alexandre Costa de Santana - Orientador

Prof. Dr. Eisenhower de Moura Fernandes – Examinador Externo

Dr. Sebastião Araújo Coutinho – Examinador Externo

DEDICATÓRIA

Aos meus familiares que me apoiaram e me incentivaram o tempo todo nesse e em outros trabalhos de minha vida, em especial a minha esposa Janiete e minhas filhas Bianca e Millena que estiveram sempre do meu lado, minha eterna gratidão.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus pelo dom da vida e por todas as conquistas que Ele tem proporcionado em minha vida. Sem Deus nada seria possível!

Agradeço aos meus familiares que me apoiaram na realização deste trabalho, sobretudo a minha esposa pela paciência e compreensão principalmente nos dias em que tive que me dedicar de forma mais intensa a pesquisa dormindo um pouco mais tarde.

Ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Campina Grande pela oportunidade de adquirir novos conhecimentos e obter o título de mestre em Engenharia Mecânica.

Agradeço aos instrutores do SENAI que apoiaram o desenvolvimento do projeto, sobretudo os colegas do CITI – Centro de Inovação e Tecnologia Industrial que contribuíram em uma etapa relevante da pesquisa.

Agradeço também à empresa SUNA Engenharia que apoiou a instrumentação do projeto e deu uma contribuição muito significativa à pesquisa.

Um agradecimento especial ao Dr. Basílio Serrano que desde os primeiros momentos da pesquisa contribuiu com seus esforços, com o desenvolvimento do projeto. O apoio e a motivação do Dr. Basílio me impulsionaram em vários momentos da pesquisa. Meu muito obrigado por tudo.

Ao professor Wanderley Ferreira de Amorim Júnior meus sinceros e eternos agradecimentos, minha eterna gratidão pela confiança, pela constante dedicação, paciência, incentivo e pelos ensinamentos. Nessa ocasião minhas desculpas também ao mestre pelas vezes que deixei de responder às suas expectativas.

E por fim os meus agradecimentos a todos que contribuíram de forma direta ou indiretamente nessa pesquisa.

RESUMO

Um sistema de bombeamento de fluxo pulsátil permite replicar as formas de onda de fluxo hidráulico, com precisão razoável para diversas simulações, como por exemplos fluxos sanguíneos fisiológicos, fluxos hidráulicos de sistemas de baixa pressão, etc. Uma aplicação importante desse sistema é permitir a simulação do fluxo sanguíneo do corpo humano permitindo a análise da mecânica dos fluidos do sistema circulatório humano, com um controle de variáveis como pressão, temperatura e ciclos por minuto, podendo-se ter uma condição muito próxima da realidade, além de permitir criar diversas situações distintas modificando os valores das variáveis mencionadas anteriormente. Para análise de Stents cardiovasculares, por exemplo, a Norma ASTM 2477-7 recomenda que os testes sejam feitos em condições semelhantes aquelas de uso, ou seja, em fluxo pulsátil simulando o coração humano. Stent é um dispositivo médico que pode ser definido como um cilindro de metal ou polímero, geralmente em forma de rede, que é colocado no lúmen de um vaso anatômico (como uma artéria ou um duto biliar) com o objetivo de reabrir a passagem desse vaso que encontra-se total ou parcialmente obstruída, geralmente com o intuito de manter um normal fluxo do sangue. Em virtude de sua aplicação influenciar diretamente a saúde do paciente, tem-se à necessidade de pesquisar formas de melhorar as propriedades físicas e químicas, tornando a tecnologia dos Stents mais confiável sem comprometer a biocompatibilidade. Assim, o presente trabalho, propõe o desenvolvimento de uma bancada experimental de fluxo pulsátil que poderá ser usada para ensaios em Stents. O projeto foi dividido em duas partes, a primeira foi o planejamento e fabricação da bancada (Projeto conceitual e mecânico) e em um segundo momento, a instrumentação da mesma (Projeto eletrônico). Como subsídio do projeto foram estudadas diversas bancadas geradoras fluxo pulsátil (que simulam o coração humano) e a partir desses, concebida e fabricada uma bancada que trabalha com fluido escoando em ciclo fechado. A mesma é composta por um atuador linear (Gerador de Pulso) e vários elementos sensores que permitem o sistema trabalhar em malha fechada, com controle de temperatura, pressão e número de ciclos por minuto. Todos os dados gerados são armazenados em um banco de dados podendo ser monitorados remotamente via web. Para análise, o corpo de prova é colocado no interior do tudo ou em uma célula de ensaio e um fluido, é circulado de forma pulsátil pelas mangueiras.

Palavras chaves: Fluxo pulsátil, Bancada Experimental, Stents, Fluxo em Malha fechada.

ABSTRACT

A pulsatile flow pumping system allows replicating forms hydraulic flow wave, with reasonable accuracy for various simulations, for example physiological blood flows, inflows of low pressure hydraulic systems, etc. An important application of this system is to enable simulation of blood flow in the human body allowing the analysis of the mechanics of the human circulatory system fluids, with a control variable such as pressure, temperature and cycles per minute, being able to have a very next condition reality, and allows creating many different situations modifying the values of the variables mentioned above. For analysis of cardiovascular stents, for example, ASTM 2477-7 recommended that tests be conducted under conditions similar to those of use, ie in pulsatile flow simulating human heart. The stent is a medical device that can be defined as a metal cylinder or polymer, usually in network form, which is placed in the lumen of an anatomical vessel (such as an artery or a bile duct) in order to reopen the passage of this vessel which is fully or partially obstructed, usually in order to maintain a normal blood flow. Because of its application directly influence the health of the patient, there is the need to search for ways to improve the physical and chemical properties, making the most reliable technology of stents without sacrificing the biocompatibility. Thus, this paper proposes the development of a pulsatile flow test rig that can be used for testing on stents. The project was divided into two stages, the first was the design and craftsmanship of the bench (Conceptual Design and Mechanical) and in a second step, the same instrumentation (electronic design). As project grant were studied various pulsatile flow generating benches (which simulate the human heart) and from the these, designed and manufactured a bench working with leaking fluid in a closed cycle. The same consists of a linear actuator (Pulse Generator) and several sensor elements that allow the system to work in closed loop, with temperature control, pressure and number of cycles per minute. All data generated is stored in a database and can be monitored remotely via the web. For analysis, the test body is placed inside all or a test cell, and a fluid is circulated through the tubes pulsatile.

Keywords: Flow pulsatile, Experimental Bench, Stents, Flow closed loop.

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1	-----	15
1. INTRODUÇÃO	-----	15
1.1 Justificativa	-----	16
1.2 Objetivos	-----	17
1.2.1 Geral	-----	17
1.2.2 Específicos	-----	17
CAPÍTULO 2	-----	18
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	-----	18
2.1 Stents	-----	18
2.1.1 Estrutura e aplicação dos stents	-----	18
2.1.2 Durabilidade acelerada	-----	20
2.1.3 Norma ASTM 2477-07	-----	21
2.1.4 Entendendo o ciclo cardíaco	-----	22
2.1.5 Sistema pulsátil de bombeamento	-----	25
2.1.5.1 Came – seguidor	-----	26
2.1.5.2 Excêntrico-biela	-----	28
2.1.5.3 Atuador linear	-----	30
2.1.6 Trabalhos de Fluxo Pulsátil	-----	31
2.1.6.1 Projeto de um sistema de bombeamento de fluxo pulsátil para experimentação cardiovascular PVI	-----	31
2.1.6.2 Desenvolvimento de um gerador de fluxo pulsátil e Análise de propagação de ondas em vasos sanguíneos para implementação na detecção precoce arterial	-----	32
2.1.6.3 Sistema de fluxo para bombeamento forma de ondas fisiológicas	-----	34
2.1.6.4 Projeto de um modelo mecânico para fluxo pulsátil aórtico	-----	35
CAPÍTULO 3	-----	36
3. MATERIAIS E MÉTODOS	-----	36
3.1 Metodologia de projetos	-----	36
CAPÍTULO 4	-----	38
4. RESULTADOS E DISCUSSÕES	-----	38

4.1	Projeto informacional de uma bancada de fluxo pulsátil	-----	38
4.1.1	Norma ASTM 2477 - Standard Test Methods for in vitro Pulsatile Durability Testing of Vascular Stents	-----	38
4.1.2	Requisitos técnicos e definições para o projeto	-----	38
4.2	Projeto conceitual e preliminar de uma bancada de fluxo pulsátil	-----	39
4.3	Projeto detalhado de uma bancada de fluxo pulsátil	-----	51
4.4	Fabricação e montagem da instrumentação de uma bancada de fluxo pulsátil	-----	51
4.5	Testes na bancada de fluxo pulsátil	-----	71
4.5.1	Testes preliminares	-----	71
4.5.2	Testes do sistema	-----	72
4.5.3	Testes do sistema com corpo de prova	-----	76
4.5.4	Teste do sistema pressurizado sem corpo de prova	-----	78
4.5.5	Teste do sistema pressurizado com stent	-----	81
	CAPÍTULO 5	-----	86
5.	CONCLUSÕES E SUGESTÕES	-----	86
5.1	Conclusões	-----	86
5.2	Sugestões de trabalhos futuros	-----	87
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	-----	88
	ANEXO A		
	ANEXO B		

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura	2.1	Estrutura de um Stent coronário	-----	18
Figura	2.2	Ilustração da aplicação do Stent numa artéria	-----	18
Figura	2.3	Procedimento de angioplastia com Stents	-----	19
Figura	2.4	Deformação da artéria após aplicação do Stent	-----	19
Figura	2.5	Diagrama do coração humano	-----	22
Figura	2.6	Circulação sistêmica e pulmonar	-----	23
Figura	2.7	Diagrama de Wiggers mostrando eventos do ciclo cardíaco	-----	24
Figura	2.8	Ciclo cardíaco	-----	25
Figura	2.9	Esquema de um sistema de Came	-----	26
Figura	2.10	Modelos de cames	-----	26
Figura	2.11	Geometria da came	-----	26
Figura	2.12	Diagrama de uma came	-----	27
Figura	2.13	Sistemas excêntrico-biela	-----	28
Figura	2.14	Detalhe da conversão do movimento rotativo em linear pelo subsistema excêntrico-biela	-----	29
Figura	2.15	Mecanismo do subsistema excêntrico-biela	-----	30
Figura	2.16	Atuadores lineares	-----	31
Figura	2.17	Sistema de bombeamento pulsátil de Ryan Truant (2007)	-----	32
Figura	2.18	Sistema de bombeamento pulsátil da faculdade de Worcester (2007)	-----	33
Figura	2.19	Sistema de bombeamento pulsátil de Willian Tsai (2010)	-----	34
Figura	3.1	Fluxograma de metodologia de projeto adotada	-----	36
Figura	4.1	Sistema de bombeamento pulsátil	-----	40
Figura	4.2	Subsistema estrutura da bancada	-----	42
Figura	4.3	Projeto do excêntrico usado na bancada	-----	43
Figura	4.4	Projeto da biela usada na bancada	-----	43
Figura	4.5	Vista explodida da montagem do excêntrico-biela	-----	44

Figura 4.6	Atuador linear – pistão	-----	44
Figura 4.7	Projeto conceitual do reservatório e tubulação	-----	48
Figura 4.8	Esquema de localização dos sensores	-----	50
Figura 4.9	Interface do software de monitoramento	-----	50
Figura 4.10	Estrutura da bancada	-----	52
Figura 4.11	Suporte do pistão e motor	-----	52
Figura 4.12	Montagem do excêntrico-biela	-----	53
Figura 4.13	Fabricação do êmbolo do pistão	-----	56
Figura 4.14	Partes do pistão fabricadas	-----	56
Figura 4.15	Atuador linear montado	-----	57
Figura 4.16	Micro redutor planetário	-----	58
Figura 4.17	Subsistema gerador de pulso	-----	58
Figura 4.18	Mangueiras e conectores	-----	59
Figura 4.19	Ilustração do reservatório	-----	60
Figura 4.20	Bombeamento de ar para o reservatório	-----	61
Figura 4.21	Movimento do fluido durante o ciclo completo	-----	61
Figura 4.22	Esquema de uma válvula de retenção	-----	62
Figura 4.23	Vista explodida da válvula de retenção desenvolvida	-----	62
Figura 4.24	Sensor de temperatura – termorresistências	-----	64
Figura 4.25	Curva de calibração do sensor T1	-----	64
Figura 4.26	Curva de calibração do sensor T2	-----	65
Figura 4.27	Curva de calibração do sensor T3	-----	65
Figura 4.28	Transmissor/sensor de pressão	-----	66
Figura 4.29	Sistema de contagem de ciclos do pistão	-----	67
Figura 4.30	Comunicação entre a bancada e o software de monitoramento	-----	69
Figura 4.31	Tela inicial do programa	-----	69
Figura 4.32	Tela do software com gráficos	-----	70
Figura 4.33	Montagem da placa de circuito eletrônico	-----	70
Figura 4.34	Montagem do sistema eletrônico na caixa de proteção	-----	70
Figura 4.35	Válvula de retenção com assento plano	-----	71
Figura 4.36	Válvula de retenção com assento esférico	-----	71
Figura 4.37	Gráfico do ciclo de batimentos por minuto	-----	73
Figura 4.38	Gráfico da pressão do fluido para 50 bpm	-----	73

Figura 4.39	Gráficos das temperaturas (T1 e T2) do fluido para 50 bpm	-----	74
Figura 4.40	Gráfico da temperatura T3 para 50 bpm	-----	74
Figura 4.41	Gráfico do ciclo de batimentos para 60 bpm	-----	75
Figura 4.42	Gráfico da pressão do fluido para 60 bpm	-----	75
Figura 4.43	Gráfico das temperaturas (T1 e T2) do fluido para 60 bpm	-----	76
Figura 4.44	Corpo de prova (Ti 28N6)	-----	77
Figura 4.45	Suporte do corpo de prova	-----	77
Figura 4.46	Gráfico da temperatura do fluido para corpo de prova 1 e 2	-----	78
Figura 4.47	Sistema de pressurização do reservatório	-----	79
Figura 4.48	Esquema do comportamento da pressão do ar dentro do reservatório	-----	79
Figura 4.49	Gráfico da pressão em função do tempo com o sistema pressurizado	-----	80
Figura 4.50	Gráfico da temperatura em função do tempo com o sistema pressurizado	-----	81
Figura 4.51	Dados técnicos do Stente usado no ensaio	-----	82
Figura 4.52	Stent no suporte – Não Expandido	-----	82
Figura 4.53	Inserção do Stent no tubo	-----	83
Figura 4.54	Stent inserido no tubo – Expandido	-----	83
Figura 4.55	Gráfico do batimento por minuto para ensaio com stent	-----	84
Figura 4.56	Gráfico da temperatura em função do tempo para ensaio com stent	-----	84
Figura 4.57	Gráfico da pressão em função do tempo para ensaio com stent	-----	85

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1	Lista de partes do atuador linear	-----	44
Tabela 4.2	Dados gerados pelo subsistema gerador de pulso	-----	45
Tabela 4.3	Cálculo para determinação da vazão e velocidade do fluido	-----	48
Tabela 4.4	Propriedades mecânicas do PTFE	-----	55
Tabela 4.5	Lista de partes e materiais do pistão	-----	56
Tabela 4.6	Lista de motores vdc analisados	-----	57
Tabela 4.7	Dados técnicos do transmissor de pressão	-----	66
Tabela 4.8	Dados da calibração do transmissor de pressão	-----	67

SÍMBOLOS E ABREVIACÕES

Símbolos

L	Comprimento
d	Diâmetro
V	Velocidade
\forall	Volume
Q	Vazão
e	Excentricidade
A	Área
F	Força
\emptyset	Diâmetro
τ	Torque
θ	Ângulo
$^{\circ}\text{C}$	Graus Celcius

Abreviações

ASTM	American Society for Testing and Materials
FDA	Food and Drug Administration
UFCG	Universidade Federal de Campina Grande

CAPÍTULO 1

1. INTRODUÇÃO

A busca constante por uma vida com mais qualidade e mais longa tem desafiado a ciência, sobretudo as médicas e tecnológicas, a buscarem a cada dia soluções para proporcionar à humanidade uma vida mais saudável. É notório o aumento na expectativa de vida das pessoas e esse fato resulta em pesquisas que são feitas diariamente em todo o mundo para desenvolver novos medicamentos, novos instrumentos ou dispositivos médicos, novas técnicas ou processos para ter uma vida saudável, equipamentos compactos e modernos para atividades físicas.

No mundo atual vivido em ritmo frenético e estressante pela maioria das pessoas, uma alimentação cada vez mais prejudicial ao corpo, tem desencadeado consequências à saúde humana. São novas doenças ou o aumento no número de doenças mais comuns em populações mais jovens, como por exemplo, as doenças do coração e mais especificamente a doença arterial coronária. Segundo a Associação Americana do Coração, em 2010, 17,6 milhões de pessoas sofreram desse tipo de doença nos Estados Unidos, sendo 8,5 milhões como infarto do miocárdio (American Heart Association, 2010).

No Brasil 32% dos óbitos registrados são por causas vasculares e principalmente se dão pelo acúmulo de gorduras no interior da artéria, a aterosclerose, dificultando o fluxo normal do sangue, podendo levar a um infarto do miocárdio. O tratamento para arteriosclerose consiste em retirar as placas de gordura que estão presas nas paredes das artérias e curar as lesões que ficam no local. Isso pode ser conseguido através de cirurgia, do cateterismo, da angioplastia a laser e através do uso de alguns medicamentos e atividade física. Outra forma de remediar esse problema é através da angioplastia coronária ou a intervenção percutânea com o implante do stent, proporcionando uma melhoria da qualidade de vida, e aumento da sobrevida dos pacientes acometidos de arteriosclerose (Bavry et al., 2006; Mehta et al, 2005).

O stent tem por função proporcionar uma revascularização de um vaso sanguíneo que outrora havia sido obstruído, geralmente por placas provenientes da acumulação de gordura em suas paredes internas. O stent tem o papel de conferir sustentação radial a parede da artéria diminuindo a probabilidade de que após o procedimento de angioplastia esse vaso venha a se fechar.

Na atualidade são realizadas em torno de 140 mil intervenções coronárias utilizando stent no Brasil (Vasconcelos, 2010). Mesmo se apresentando como um advento tão

importante para a medicina moderna e com tamanho desenvolvimento nos últimos anos, ainda há um longo caminho a ser percorrido, principalmente para o Brasil, onde o primeiro stent fabricado inteiramente em território nacional chegou ao mercado apenas em 2009 (Vasconcelos, 2010). Na atualidade pouquíssimas empresas tem domínio da técnica para fabricar esse produto. Mesmo tendo domínio da técnica para fabricar tais stents, ainda estamos longe de conseguir o domínio da técnica para realização de testes nos mesmos, a fim de assegurar que esses venham a se comportar como esperado, durante toda a sua vida útil, diminuindo assim o número de falhas.

Por esse motivo o *Food and Drug Administration* – FDA, órgão do governo dos Estados Unidos da América responsável por promover e proteger a saúde pública naquele país, estabeleceu diretrizes para fabricação de stents coronários. Essas informações estão presentes no documento “*Non-Clinical Engineering Tests and Recommended Labeling for Intravascular Stents and Associated Delivery Systems*”, que descreve nas seções A 3 e B 11 informações sobre a realização de testes e características construtivas para stents.

1.1 Justificativa

Para analisar as implicações e impactos do mau funcionamento ou falência prematura dos stents no corpo humano é necessário realizar testes (ensaios). Esses testes, em geral, são regidos por normas, que ditam as diretrizes básicas e os procedimentos de realização.

O ensaio de durabilidade acelerada é uma das formas de se avaliar a fadiga do stent. Os ensaios de durabilidade podem ajudar na identificação das condições do Stent, como a presença de anomalias de fabricação, que não foram modeladas utilizando métodos analíticos ou computacionais. O FDA por meio do documento “*Non-Clinical Engineering Test and Recommended Labeling for Intravascular Stents and Associated Delivery Systems*” recomenda que seja realizado o teste de durabilidade do stent para o fluxo pulsátil e carga fisiológica que simula as condições de pressão do sangue no corpo humano.

Outra avaliação importante é a resistência desses stents à corrosão, que dependendo da amplitude desse processo pode comprometer totalmente as propriedades mecânicas do material. A corrosão é um processo de deterioração do material que produz alterações prejudiciais e indesejáveis nos elementos estruturais. Sendo o produto da corrosão um elemento diferente do material original, a liga acaba perdendo suas qualidades essenciais, tais como resistência mecânica, elasticidade, ductilidade, estética, etc.

1.2 Objetivos

1.2.1 Gerais

Desenvolver uma bancada experimental de fluxo pulsátil para simulação hidrodinâmica, com controle e monitoramento de pressão, temperatura e número de ciclos por minuto.

1.2.2 Específicos

- Desenvolver um subsistema de geração de fluxo pulsátil;
- Entender o comportamento de um fluido em circulação pulsátil com variações de temperatura e pressão;
- Desenvolver um subsistema de controle e monitoramento de dados confiável e que permita o monitoramento remoto;
- Desenvolver dispositivos que permitam o fluxo circular em sentido único em tubulações.

CAPÍTULO 2

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Stents

2.1.1 Estrutura e aplicação

Stent é um dispositivo médico que pode ser definido como um cilindro de metal ou polímero, geralmente em forma de rede, que é colocado no lúmen de um vaso anatômico (como uma artéria ou um duto biliar) com o objetivo de reabrir uma determinada passagem desse vaso que tenha sido total ou parcialmente obstruída, geralmente com o intuito de manter um normal fluxo do sangue (ver figuras 2.1 e 2.2).

Os stents coronários são estruturas tubulares confeccionadas com metal em forma de malha que têm a propriedade de se expandir, moldando-se ao vaso, em áreas submetidas à angioplastia com balão (Araújo et al., 1996).

O procedimento, da Figura 2.3, usado para a colocação do stent no local da obstrução é chamado de angioplastia, que consiste em introduzir um cateter-balão na veia pélvica do paciente fazendo o mesmo viajar pelos seus vasos sanguíneos até chegar ao local da obstrução. Ao chegar ao local o balão é inflado esmagando a placa de gordura e fazendo com o stent “cole” na parede interna da artéria assim impedindo que ela se feche.

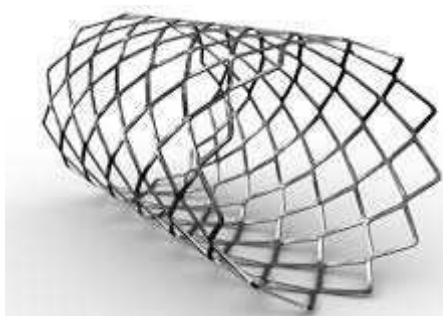


Figura 2.1 – Estrutura de um Stent coronário
Disponível em:
<<http://www.theatlantic.com/>>

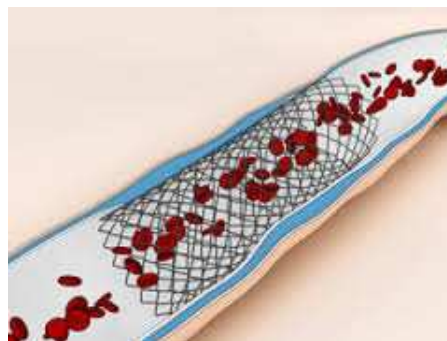


Figura 2.2 – Ilustração da aplicação do Stent numa artéria
Disponível em:
<<http://www.rsc.org/chemistryworld/2013/>>



Figura 2.3 – Procedimento de angioplastia com Stents
Disponível em:
<<http://www.infoescola.com/medicina/stent-cardiaco/>>

Antes do advento do stent utilizava-se apenas o balão que viajava pelos vasos sanguíneos até chegar ao local da obstrução, em seguida este era inflado reabrindo assim a artéria. Deve-se levar em consideração que mesmo quando estamos falando de diâmetros coronários (da ordem de 2,5 a 3,5mm) esse procedimento não é simples, pois o mesmo consiste em esmagar uma placa de gordura calcificada na parede da artéria o que geralmente causa um certo dano a mesma, dano esse que se traduz como um aumento do diâmetro externo da artéria, ver figura 2.4, assim há um esmagamento da placa de gordura mas também há uma deformação da própria artéria. Depois de um tempo percebeu-se que após realizado esse procedimento a parede da artéria tendia a se recuperar o que fazia com que a abertura do lúmen da mesma voltasse a um estado semelhante ao que se tinha antes do procedimento de angioplastia, assim era necessário fazer um novo procedimento de angioplastia. Esse processo recebe o nome de reestenose e geralmente ocorre nos 6 primeiros meses após o procedimento.

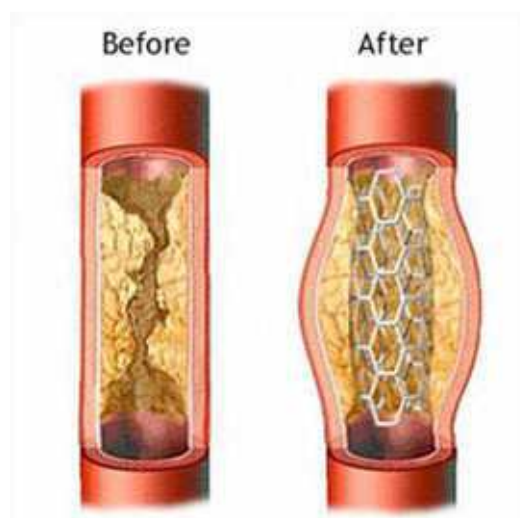


Figura 2.4 – Deformação da artéria após aplicação do Stent
Disponível em: <<http://ethicalnag.org/2010/09/29/cardiologists-implant-unnecessary-stents/>>

Uma das soluções para o problema foi a colocação do stent no local. Esse procedimento diminuiu de 40% para 25% as chances de ocorrer o fenômeno de Reestenose. Esses números são modestos se compararmos com os dos EUA onde é realizado mais de 1.000.000 de intervenções coronárias usando stents (Siqueira, 2011). Os dados apresentados consideram apenas aplicações coronárias, devendo também ser adicionado a esses números aplicações tais como tratar de constrições no esôfago, na uretra para manter a drenagem dos rins, entre outras.

Por esses motivos a introdução dos stents aos balões é tida, por muitos, como um dos maiores avanços da cardiologia de todos os tempos (Mehta e Khan, 2002 e Braunwald, 2003).

Mesmo se apresentando como um advento tão importante para a medicina moderna e com o crescimento acentuado nos últimos anos ainda há um longo caminho a ser percorrido, principalmente para o Brasil, onde só dominamos a técnica de concepção e fabricação de stents coronários, inteiramente nacionais, a partir de 2009. Atualmente, no Brasil, apenas uma empresa domina a tecnologia de fabricação desses produtos (Vasconcelos, 2010).

2.1.2 Durabilidade acelerada

Segundo o documento da FDA, (2010), o teste de durabilidade acelerada valida análises de fadiga e serve para avaliar falhas oriundas dos processos de abrasão, desgastes naturais e fraturas. Os ensaios de durabilidade acelerada podem ajudar a avaliar as condições do dispositivo identificando anomalias de fabricação que não foram observadas nos processos analíticos ou computacionais durante a fabricação.

A recomendação da FDA é que a duração dos testes de durabilidade dos stents seja o equivalente a dez anos de uso em tempo integral sob fluxo pulsátil e carga fisiológica que simula as condições de pressão do sangue do corpo (FDA, 2010).

Para avaliação do potencial de corrosão dos stents, eles devem estar em contato direto com o recipiente simulado sem a utilização de outros revestimentos, lubrificantes ou revestimentos de proteção, entre a prótese endovascular e o vaso de simulação. Para assegurar a medição do número total de partículas que poderiam potencialmente ser introduzidos na corrente sanguínea, no sistema de colocação do stent deverá ser inserido dentro do acessório de forma semelhante ao uso clínico e expandida até à pressão de ruptura nominal (para-balão endopróteses expansíveis) ou o diâmetro máximo marcado (por stents auto-expansível).

2.1.3 Norma ASTM 2477-07 - Standard Test Methods for in vitro Pulsatile Durability Testing of Vascular Stents

Esta norma de ensaio descreve o procedimento para determinar a durabilidade de stents vasculares de metal ou de liga. De acordo com a ASTM 2477-07, os testes devem ser realizados, expondo amostras à níveis distensão diametrais relevantes usando carga pulsátil hidrodinâmico. As amostras devem ser implantadas em um vaso artificial ou expandido antes do teste. Os métodos de ensaio descritos nessa norma têm como objetivo identificar falhas em stents vasculares, e estes devem incluir testes de pressão fisiológicas e testes de controle de diâmetro. Os ensaios previstos na ASTM 2477-07 não tratam os outros tipos de falha que podem surgir tais como flexão dinâmica, torção, extensão, esmagar, ou abrasão.

Para realização dos testes deve-se utilizar um aparelho de ensaio que possua um sistema de medição de pressão, dispositivos de medição de dimensões, um sistema de contagem de ciclo, e um sistema de controle de temperatura.

Os métodos de ensaios, segundo ASTM 2477-07, devem garantir a determinação da durabilidade de um stent vascular, expondo-o à distensões diametrais em níveis fisiologicamente relevantes por meio do carregamento pulsátil hidrodinâmico. Além das condições descritas anteriormente esse teste deve ser realizado em um stent implantado de maneira similar ao implante no corpo humano, no aparelho onde os testes serão realizados. A duração típica deste teste é equivalente a 10 anos de uso (a 72 batimentos por minuto), ou, pelo menos, 380 milhões de ciclos.

Outros aspectos importantes são estabelecidos na norma, como segue:

- O teste deve ser realizado nas piores condições: O stent deve ser submetido a todos os procedimentos pelos quais passaria caso o mesmo fosse realmente colocado em uma artéria humana, submetendo o mesmo a todos os esforços os quais o mesmo sofreria no seu deslocamento pelo corpo do paciente. Além de ser realizado em vários diâmetros e em quantidade suficiente de maneira que possa dar suporte a quaisquer afirmações com relação a sua confiabilidade, a menos que se possa afirmar qual o diâmetro e tamanho que confirmam as piores condições;
- Deve representar uma simulação da vida útil do stent: Submeter o stent a mesma quantidade de ciclos o qual o mesmo seria submetido caso fosse colocado em um ser humano. Para um caso comum que seria de uma pessoa que possui uma frequência de batimentos de 72 bpm (1.2Hz) em 10 anos, isso equivale a aproximadamente 380 milhões de ciclos;

- Deve apresentar controle de pressão: A pressão deve ser controlada durante todo o ensaio a fim de manter a mesma no intervalo de 80 – 160 mmHg, com capacidade de medição compatível com a frequência usada no teste;
- Deve apresentar controle de temperatura: Durante todo o ensaio a temperatura deve ser de $(37 \pm 2)^\circ\text{C}$;
- Deve apresentar sistema de medição de Compliance: O equipamento deve apresentar um sistema direto ou indireto para medição de deformação radial (Compliance) que seja compatível com a frequência utilizada no teste.

Como vemos, os ensaios a serem realizados em stents vasculares devem atender a critérios bem rigorosos para garantir a validação dos mesmos. Como toda norma, trata-se de um procedimento genérico para realização dos testes, no entanto para garantir o controle e monitoramento correto durante a realização do ensaio o profissional responsável deve fazer todos os registros e anotações necessárias, esses controles são conhecidos como protocolos de ensaios ou formulário de registros, podendo ser manuais ou eletrônicos.

2.1.4 Entendendo o Ciclo cardíaco

O ciclo cardíaco funciona com um circuito fechado com ciclo pulsátil. O coração é responsável por entregar o sangue oxigenado para todas as partes do corpo, e reciclar sangue oxigenado nos pulmões. O coração é uma bomba de quatro câmaras, dividido em duas partes, cada uma contendo um átrio e um ventrículo, como se mostra as Figuras abaixo.

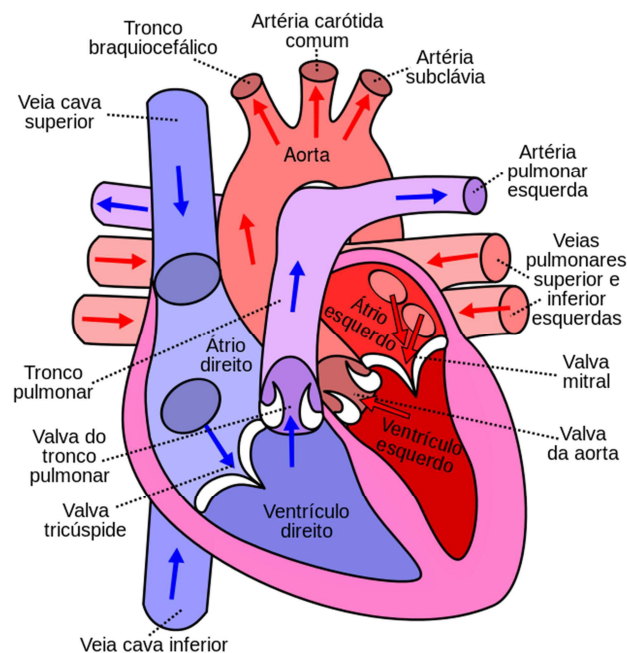


Figura 2.5 – Diagrama do coração humano
Disponível em: <http://pt.wikipedia.org/wiki/Átrio_direito/>

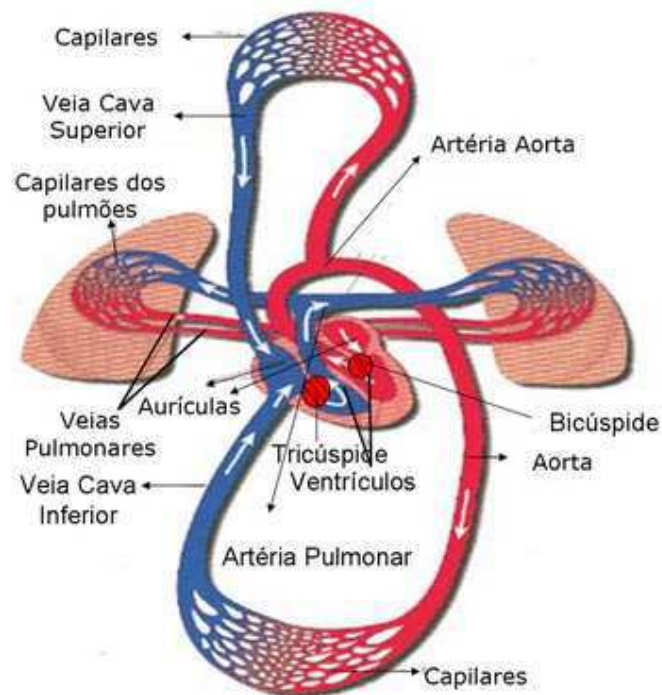


Figura 2.6 – Circulação sistêmica e pulmonar
Disponível em: <<http://cienciasreticencias.webnode.pt/>>

O átrio direito recebe sangue venoso (com pouco oxigênio) do corpo. O sangue viaja a partir do átrio direito para o ventrículo direito, onde é bombeado para os pulmões para receber oxigênio. O sangue oxigenado retorna dos pulmões pelo átrio esquerdo, e viaja para o ventrículo esquerdo. O ventrículo esquerdo bombeia o sangue oxigenado através da válvula aórtica, para o resto do corpo. O ventrículo esquerdo força o sangue através das artérias sistêmicas, capilares e veias, todo o caminho de volta para o átrio direito do coração. O fluxo de sangue sofre uma resistência, uma vez que tem que viajar através da rede de arteríolas e capilares. A pressão do ventrículo esquerdo para induzir o fluxo ultrapassa esta resistência. A aorta e as artérias principais não são estruturas rígidas, e, portanto exibem uma resposta elástica para o bombeamento de sangue do coração.

O ciclo cardíaco é tipicamente descrito em duas fases, a diástole ventricular, e a sístole ventricular. Durante a diástole ventricular, os ventrículos estão relaxados. Com os ventrículos relaxados, a sua pressão interna (pressão intraventricular) é reduzida. A pressão mais baixa faz com que o pulmonar (ventrículo direito) e aorta (ventrículo esquerdo) se fechem, em função de a pressão na artéria pulmonar e na aorta ser maior do que a pressão intraventricular. A pressão mais baixa abre as válvulas atrioventriculares e permite que o sangue flua para

dentro dos ventrículos do átrio. Os ventrículos expandem durante a diástole para acomodar o aumento do volume de sangue.

A sístole começa com a contração dos ventrículos. Uma vez que a pressão intraventricular é maior do que a pressão na artéria pulmonar e na aorta, as válvulas aórtica e pulmonar são forçadas a abrir, e o sangue flui para fora. A contração dos ventrículos e os aumentos de pressão intraventricular as válvulas atrioventriculares se fecham para evitar o refluxo.

A figura 2.7 mostra os gráficos de pressão e volume no ciclo cardíaco.

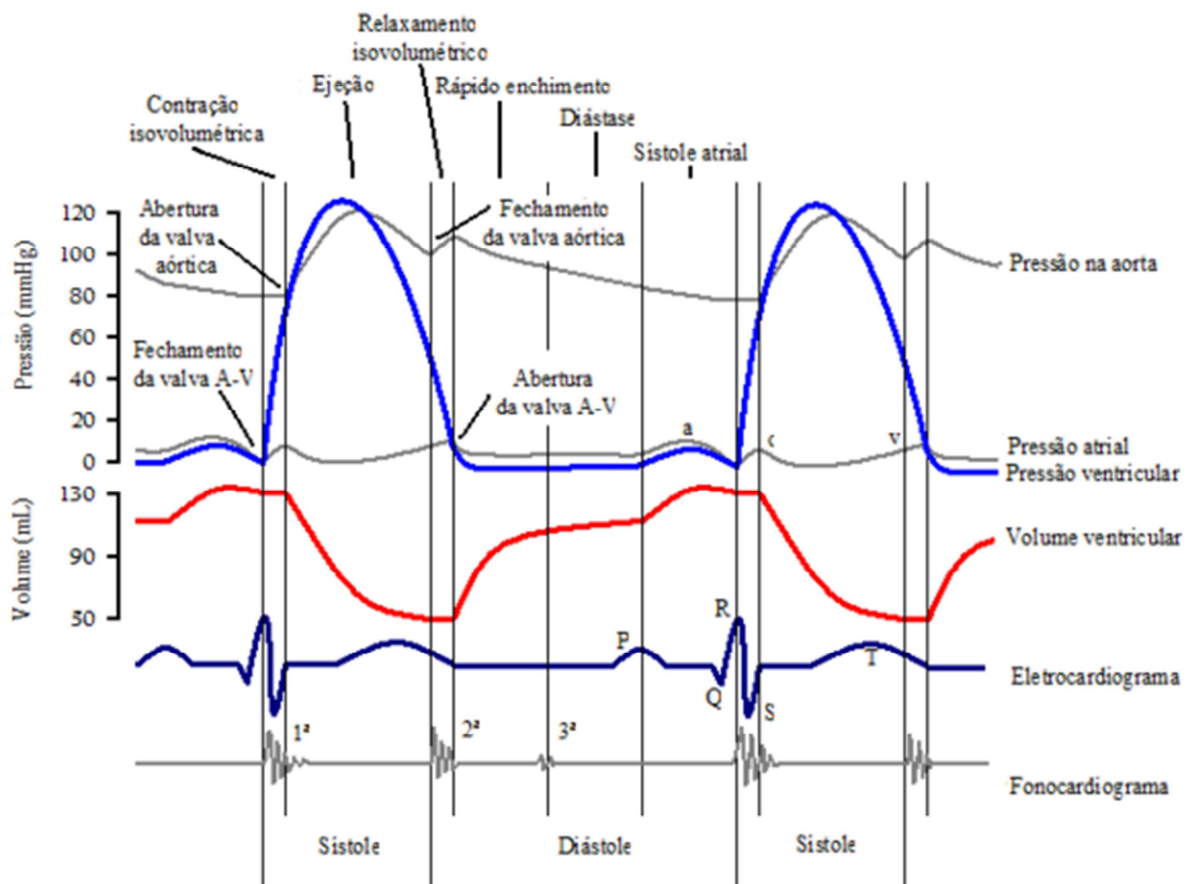


Figura 2.7 – Diagrama de Wiggers mostrando eventos do ciclo cardíaco
Disponível em: <https://pt.wikipedia.org/wiki/Ciclo_cardiaco/>

Durante a sístole, o volume do ventrículo esquerdo diminui, e existe fluxo através da válvula aórtica. Durante a diástole, há aumento do volume do ventrículo esquerdo com sangue do átrio, e a válvula aórtica se fecha. A pressão através da válvula aórtica pode também ser observado na Figura 2.7. Durante a sístole, a alta pressão no ventrículo abre a válvula aórtica, e, por conseguinte, a pressão aórtica é aproximadamente igual (pressão sistólica). Durante a diástole, no entanto, a válvula aórtica está fechada, a pressão do ventrículo esquerdo é muito

baixa, e mantém-se a aorta a uma pressão mais elevada (pressão diastólica). A diferença entre a pressão do ventrículo e a pressão na aorta, em ambos os lados da válvula aórtica, é denominado a pressão trans-valvular.

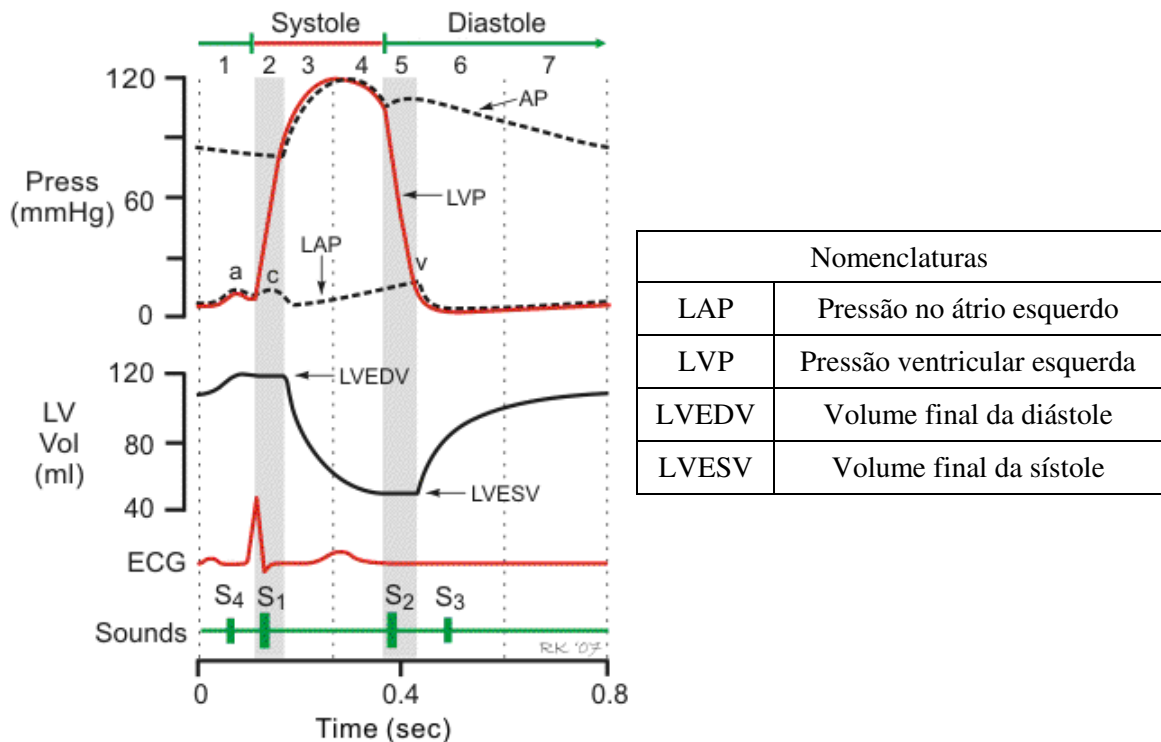


Figura 2.8 – Ciclo cardíaco

Disponível em: <<http://www.cvphysiology.com/Heart%20Disease/HD002b.htm>>

2.1.5 Sistema Pulsátil de bombeamento

Estudos mostraram diversas maneiras de produzir os movimentos necessários para geração de fluxo pulsátil. No entanto vamos nos ater as duas formas que apresentam características semelhantes e que produzem um resultado satisfatório, são elas:

- Por came-seguidor;
- Por excêntrico e biela.

Ambos fazem movimentar um pistão por meio de um volante incorporado ao sistema.

2.1.5.1 Came-seguidor

Trata-se de um mecanismo utilizado para transmitir um movimento a outro elemento denominado seguidor, ele é obrigado a manter contato com a superfície da came, em quaisquer que sejam as condições de funcionamento o came gira e faz com que o seguidor realize um movimento alternativo.

Como mostra a figura 2.9 o volante ou came não tem uma forma circular, em vez disso sua forma é determinada utilizando análises físicas tendo levando-se em conta a quantidade de força necessária e o deslocamento do pistão.

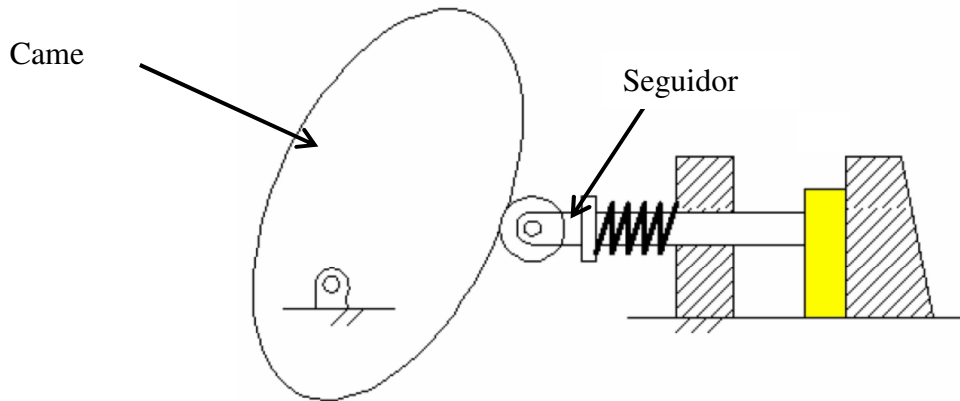


Figura 2.9 – Esquema de um sistema de Came

As cames se classificam em três grandes grupos:

- Lineares - figura 2.10. a);
- De disco - figuras 2.10. b) a f);
- Cilíndricas - figuras 2.10. g) e h).

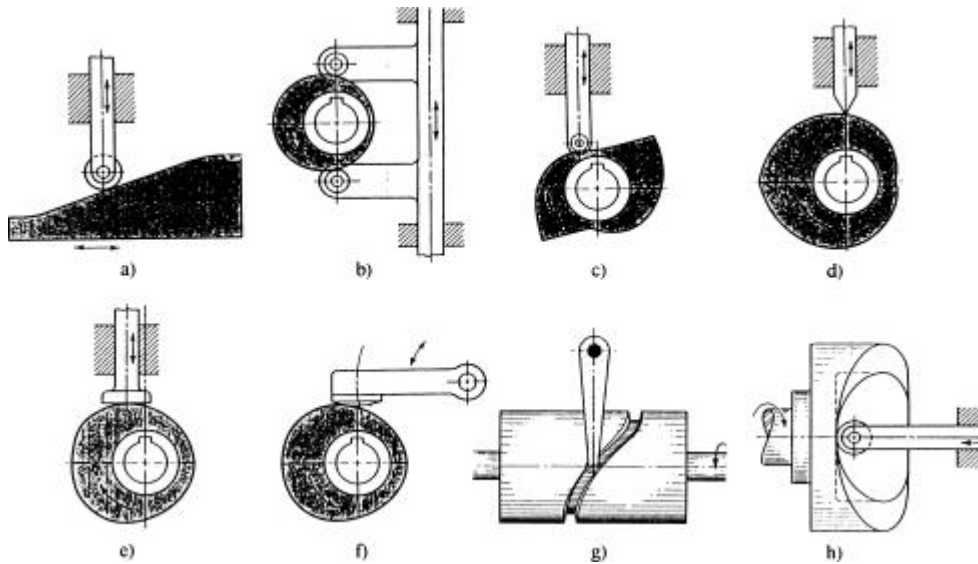


Figura 2.10 – Modelos de cames

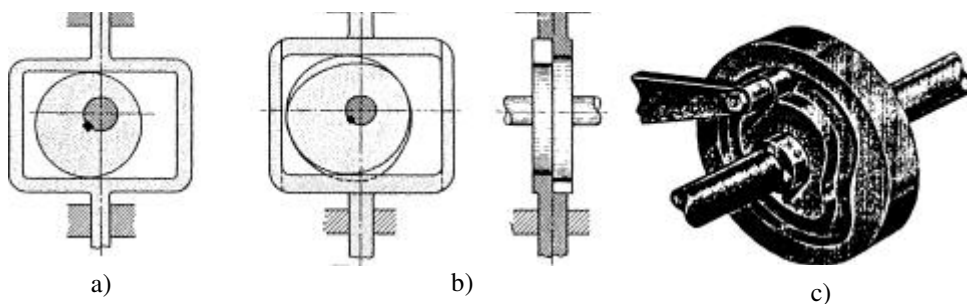


Figura 2.11 – Geometria da came

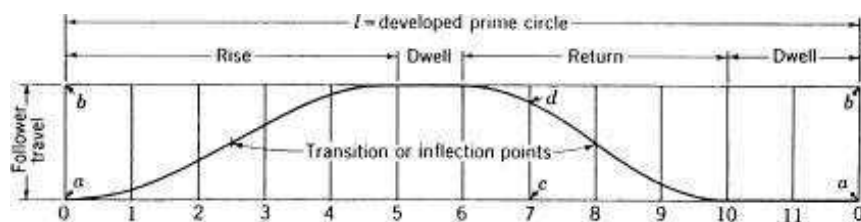


Figura 2.12 – Diagrama de uma came

Em geral as cames tem uma forma oval com diferentes tipos de pequenas dobras ou côncavos. A sua forma com curvas oval e côncava permite um movimento com pausas, semelhante ao que acontece com o coração humano. Este sistema é considerado muito perto a forma como o coração bombeia o sangue. Com esse subsistema é possível obter controle sobre a quantidade de rotações da came e por sua vez do número de pulsos, por meio da potencia do motor.

Embora o sistema came-seguidor pareça ser uma boa opção de simular o coração humano, ele tem suas desvantagens. Um dos problemas é a fricção entre o seguidor e a superfície externa da came. Uma vez que o seguidor segue o caminho do excêntrico, causando atrito podendo ocorrer uma ligeira alteração do caminho. Quando isto ocorre, a onda criada pelo contorno e o contato do seguidor pode ser alterada. Este sistema deve seguir muito rigorosas restrições de precisão caso contrário não irá produzir os resultados desejados.

O atrito pode ser um problema, especialmente em altas velocidades, porque o subsistema came-seguidor não se move de forma constante e uniforme, como necessário em altas velocidades mesmo utilizando lubrificação frequente, atritos irão ocorrer (Makoto et. Al., 2005).

Outro problema que pode ocorrer com o subsistema came-seguidor é que o desgaste do came causado pelo seguidor pode redistribuir a pressão exercida sobre o excêntrico. Basicamente, começa a ter um contorno que não é mais suave, mas sim irregular causando uma onda de fluxo imprecisa a ser produzido. (Anders et. Al., 1996)

Um terceiro problema com o subsistema came-seguidor é que o sistema assume uma velocidade constante no eixo de comando. No entanto, em altas velocidades, todos os sistemas de came-seguidor exibem alguma variação de velocidade do eixo de comando, o qual pode conduzir a imprecisões e distorções no seguidor. Portanto, com o came-seguidor deve-se realizar testes de eficácia do sistema a fim de identificar a velocidade máxima à qual o sistema ainda funciona adequadamente.

2.1.5.2 Excêntrico - Biela

A seguir apresentamos os conceitos e peculiaridades desse subsistema, pois este será utilizado como fonte de geração de fluxo pulsátil para nosso trabalho, por suas inúmeras vantagens.

Da mesma forma do subsistema came-seguidor esse permite converter o movimento rotativo contínuo de um eixo em um movimento alternativo linear. Também permite que o processo inverso: converter o movimento linear alternativo da biela para um eixo rotativo contínuo, que está ligado à manivela excêntrica.

Este mecanismo é o ponto de partida dos sistemas que utilizam o movimento de rotação de um eixo árvore para obter movimentos lineares alternativos ou angulares; mas também é possível para o oposto, produzir rotações a partir de movimentos lineares alternativos, ver figura 2.13.

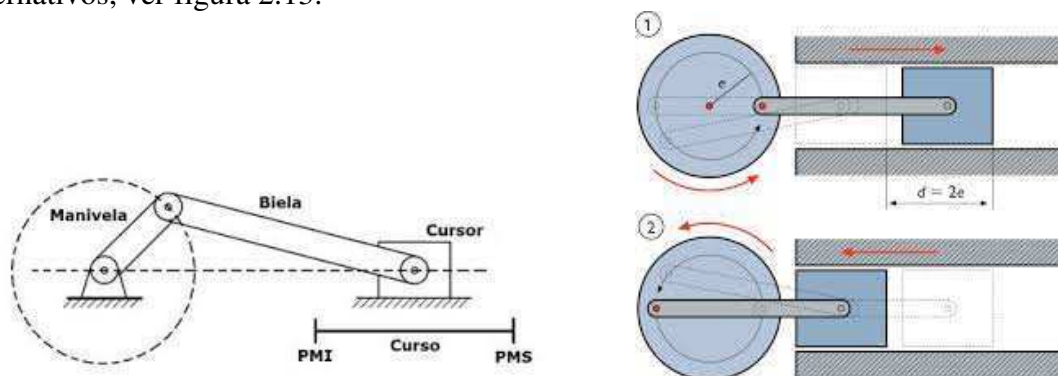


Figura 2.13 – Sistemas excêntrico-biela

O subsistema funciona da seguinte forma:

- O eixo tem um movimento de rotação transmitida à manivela, por um motor, por exemplo;
- O excêntrico, através da manivela, converte o movimento rotativo do eixo em movimento retilíneo alternativo;
- A biela está conectada a manivela por meio de um pino;
- No seu movimento circular, a manivela empurra a biela, que produz um movimento alternativo linear.

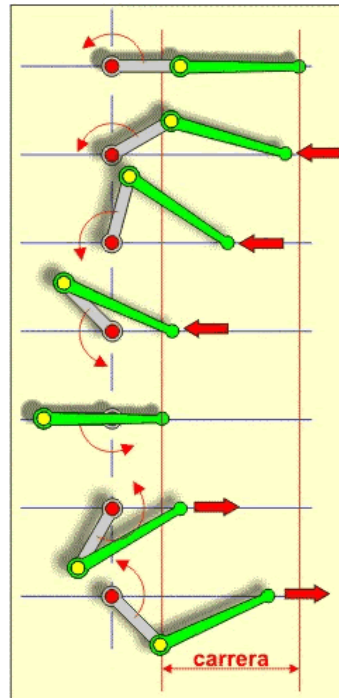


Figura 2.14 – Detalhe da conversão do movimento rotativo em linear pelo subsistema excêntrico-biela
Disponível em: <<https://concurso.cnice.mec.es/cnice2006/material107/mecanismos/>>

O trajeto percorrido pela biela é linear, mas a orientação do corpo da haste muda ao longo do percurso. Este apresenta um pequeno inconveniente pode ser ultrapassado através da adição de outros dispositivos (por exemplo, um pistão).

O comprimento do braço da manivela determina o curso, ou seja, o comprimento do deslocamento gerado pelo sistema. Esse comprimento pode definido como sendo a diferença entre o ponto morto superior – PMS (máximo) e o ponto morto inferior - PSI(mínimo), como mostra a figura 2.13.

Este sistema é similar ao mecanismo da maioria dos carros. Ele difere do sistema de came-seguidor em que o êmbolo está diretamente ligado ao came por meio de um eixo de ligação. Por conseguinte, o próprio excêntrico não tem um formato oval, mas sim uma forma circular.

O subsistema de excêntrico-biela oferece vantagens na medida em que os problemas de atrito, presentes no subsistema came-seguidor, não existem. Nesse subsistema um êmbolo está diretamente ligado a um volante, existindo apenas atrito na camisa do pistão e nos elementos de ligação da biela, mas isso pode ser facilmente resolvido com uso de um bom lubrificante de longa duração. Uma segunda vantagem é que o sistema excêntrico-biela permite o controle do fluxo a partir do controle da rotação do motor e por meio da distância do excêntrico, ou seja, variando a medida entre o eixo do motor e a conexão com a biela. Isto permite um controle mais preciso do sistema.

Como pode ser visto na Figura 2.15 abaixo, há algumas variáveis, tais como ângulos e comprimentos que deve ser calculado a fim de obter um bom funcionamento do sistema.

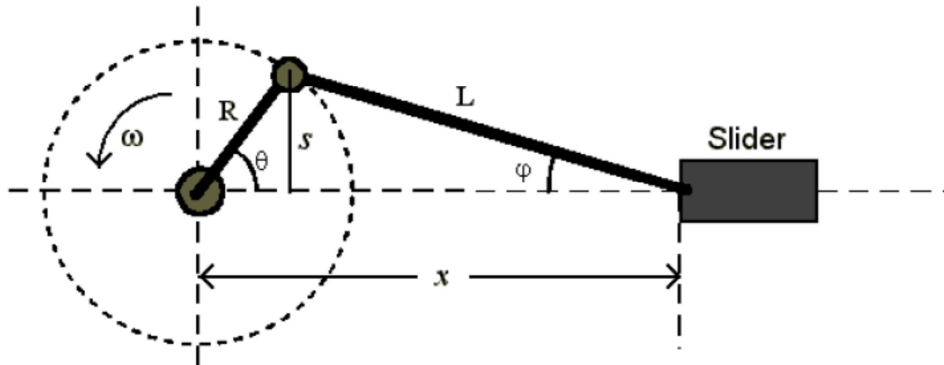


Figura 2.15 – Mecanismo do subsistema excêntrico-biela

Uma das desvantagens desse sistema é que a cabeça de êmbolo e a biela devem ter um posicionamento perfeito, de modo que haja espaço suficiente para a manivela se mover se interferir no movimento do volante. Esse problema pode ser superado por meios de cálculos matemáticos, equações [1] e [2]. Os cálculos devem considerar que espaço seja suficiente para que a biela não entre em contato com a parede da cabeça do pistão, causando assim uma hesitação ou pausa no movimento do sistema de fluido (Corbo et al., 1999).

$$\cos(\varphi) = \sqrt{1 - \left(\frac{R}{L} \operatorname{sen}\theta\right)^2} \quad (1)$$

$$x = \left[R + \frac{R^2}{4L}\right] - R \left[\cos\theta + \frac{R}{4L} \cos\theta\right] \quad (2)$$

Uma segunda desvantagem é que com o sistema em constante movimento, a onda produzida é uma onda senoidal normal, o que diverge da onda senoidal do corpo humano. Para superar este problema, o sistema excêntrico-biela deve ser controlado por um motor.

2.1.5.3 Atuador linear

É um dispositivo que converte trabalho em energia, com a função de exercer força, deslocando uma carga em uma trajetória linear. Seu movimento pode ser obtido de várias formas como, por exemplo, acionamento elétrico, pneumático, hidráulico, eletromagnético, etc. Existem diversos princípios de funcionamento e aplicações. Alguns exemplos são apresentados nas figuras a seguir.

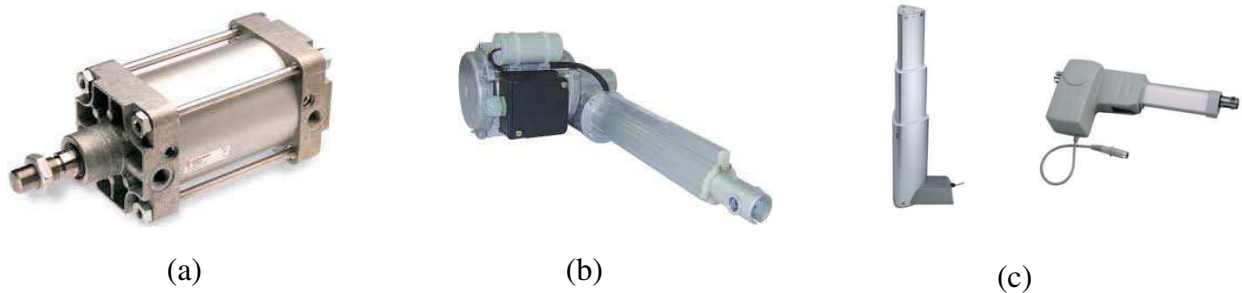


Figura 2.16 – Atuadores lineares

A figura 2.15 (a) apresenta um atuador linear pneumático, comumente conhecido com cilindro pneumático, que é acionado por ar comprimido gerado em um compressor que desloca uma determinada quantidade de ar por tubulações e válvulas até chegar ao cilindro fazendo a haste avançar ou recuar.

As figuras 2.16 (b) e (c) apresentam atuadores lineares por acionamento elétrico. No caso da (b) a corrente elétrica aciona o motor que por sua vez movimenta um sistema de engrenagens que fazem a haste do cilindro avançar e recuar. Na figura 2.16(c) o avanço e recuo da haste do atuador são obtidos por eletromagnetismo.

Em todos os casos os atuadores lineares são utilizados para transferir movimentos lineares em diversas situações e aplicações, como por exemplo na indústria farmacêutica na seleção de medicamentos, nos sistemas de transportes e em aplicações de reabilitação.

2.1.6 Trabalhos de Fluxo Pulsátil

2.1.6.1 Projeto de um sistema de bombeamento de fluxo pulsátil para experimentação cardiovascular PVI – Universidade de Victoria – Canadá

Ryan Truant (2007) da faculdade de engenharia mecânica da universidade de Victoria (Canadá) projetou um sistema de bombeamento pulsátil cujo objetivo de estudar os fluxos de fluido experimentais através de uma válvula cardíaca mecânica. Sua pesquisa tem como foco comprovar que o fluxo de fluido através da válvula cardíaca mecânica ocorre a uma taxa de fluxo constante, e o equipamento de PIV capta os dados de fluxo.

Esse trabalho foi de muita relevância para nossa pesquisa, pois as informações e discussões nele abordado serviram de referencia para o entendimento e algumas definições. O projeto conceitual proposto pelo Ryan é apresentado na figura abaixo.

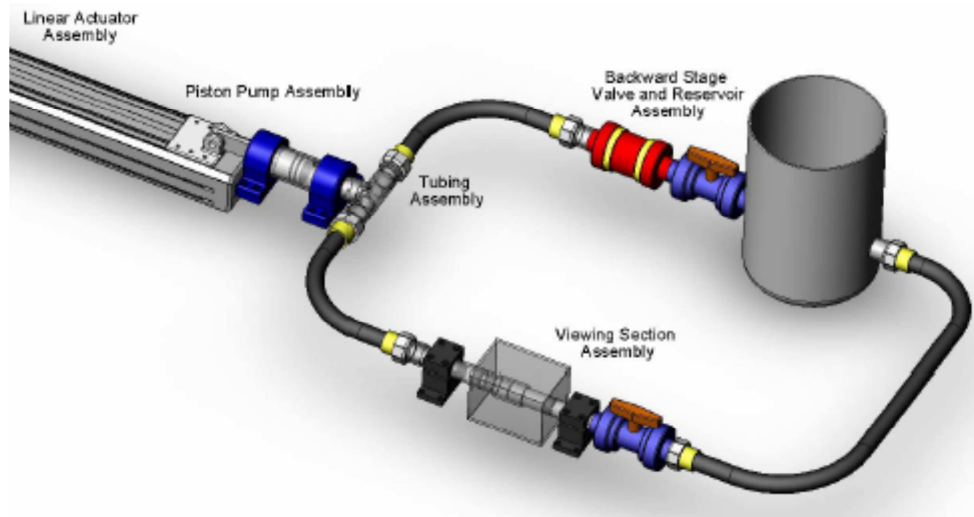


Figura 2.17 – Sistema de bombeamento pulsátil de Ryan Truant (2007)

O sistema de fluxo pulsátil proposto poderá ser usado como um aparelho para a experimentação de válvulas cardíacas mecânicas e servirá para entender as características do fluxo do fluido, simulando o ciclo cardíaco. O ciclo cardíaco é um sistema pulsátil de malha fechada, com diversos débitos e pressões na válvula aórtica.

Um conceito de um sistema de bombeamento pulsátil foi então apresentado como o próximo passo em direção a uma solução final. Mais uma vez, as características necessárias do sistema, que incluem a taxa de fluxo e a pressão na válvula cardíaca mecânica, foram efetivamente demonstradas no trabalho. Como um passo final, um projeto de concepção de um sistema pulsátil foi apresentado, incluindo a descrição dos principais componentes envolvidos.

2.1.6.2 Desenvolvimento de um gerador de fluxo pulsátil e Análise de Propagação de ondas em vasos sanguíneos para a implementação na detecção precoce Arterial - Faculdade Worcester Polytechnic Institute – Massachusetts – USA (2007)

O objetivo deste trabalho foi projetar um gerador de fluxo pulsátil para a análise da propagação de ondas em vasos sanguíneos para aplicação na detecção precoce da doença arterial. Nesse caso exige-se o desenvolvimento de um sistema que possa replicar uma onda de pulso (fluxo pulsátil) dentro de um fluido fisiológico a uma velocidade de 60 rpm ou 1Hz,

enquanto, ao mesmo tempo que oferece a possibilidade de alterar a morfologia de forma de onda para corresponder a diferentes locais da árvore arterial. A fim de garantir que o nosso projeto satisfizesse o nosso objeto que era necessário desenvolver uma metodologia de validação que nos permita comparar os resultados obtidos a partir do sistema para aqueles encontrados na literatura.

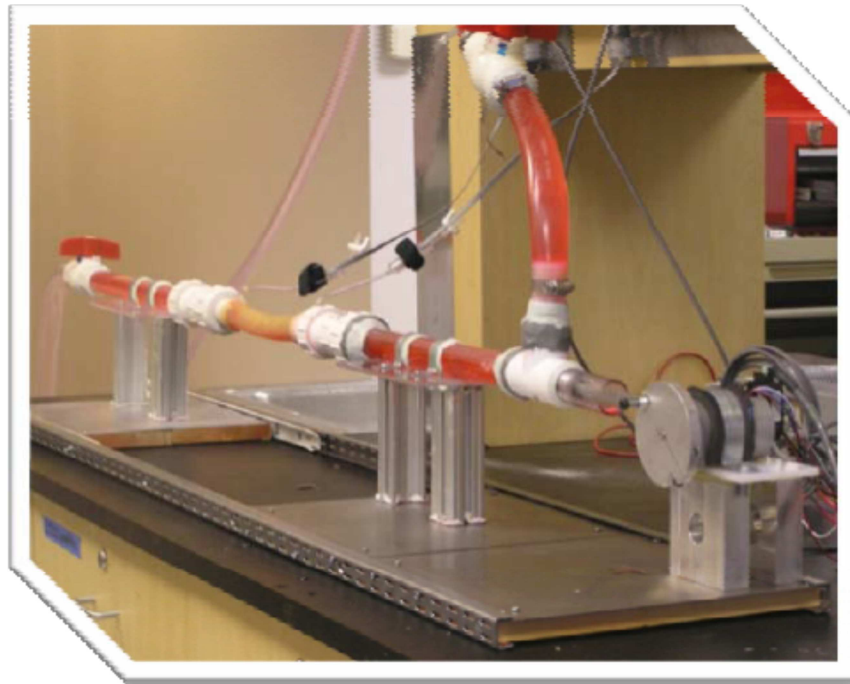


Figura 2.18 – Sistema de bombeamento pulsátil da faculdade de Worcester (2007)

O grupo de pesquisa desse trabalho considerou um sucesso o desenvolvimento de um gerador de fluxo pulsátil que poderia criar ondas de pressão arterial fisiológicas. O dispositivo de controle de movimento inseridas no sistema permitiu ao grupo a variabilidade necessária para imitar formas de onda de pressão correspondentes a vários locais na árvore arterial. Além disso, foi capaz de concluir que através de análise estatística realizada em alturas de amplitude harmônicas, ondas de pressão que os observados nos modelos de oclusão utilizados foram diferente do que os modelos de rigidez normais dentro de um nível de confiança de 90%.

E por fim concluiu-se que a aquisição destes dados são relevantes e validam ainda mais o sucesso do trabalho na construção de uma gerador fluxo pulsátil totalmente funcional capaz de simular formas de onda de pressão fisiológicas.

2.1.6.3 Sistema de fluxo para bombeamento forma de ondas fisiológicas – Universidade da Califórnia – USA

William Tsai (2010) propôs em seu trabalho o desenvolvimento de um sistema de bombeamento de fluxo pulsátil é desenvolvido para replicar as formas de onda de fluxo com uma precisão razoável para experimentos e simulação de fluxos sanguíneos fisiológicos em vários pontos no corpo. O sistema divide a tarefa de geração de forma de onda de fluxo entre duas bombas: uma bomba a engrenagem gera a componente contínuo e uma bomba de pistão gera a componente oscilatório. O sistema é acionado por dois servos controladores programáveis. O sistema foi testado com sucesso em experimentos de fluxo vascular onde senoidais, carótidas, e fluxo coronariano formas de onda são replicados.

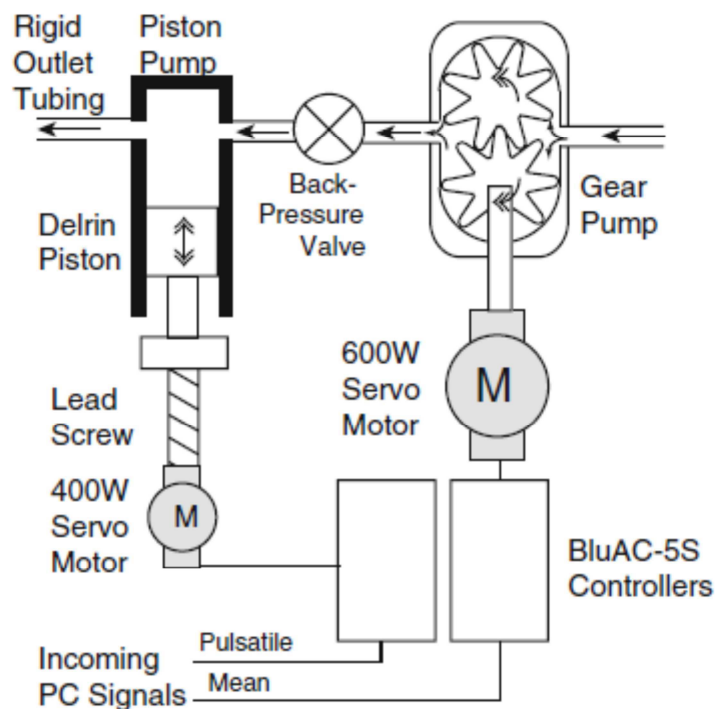


Figura 2.19 – Sistema de bombeamento pulsátil de Willian Tsai (2010)

Uma série de testes foi realizada para avaliar o desempenho do sistema de bombeamento. O sistema de resposta de frequência é determinado através da medição da amplitude de saída (isto é, taxa de fluxo) para uma forma de onda senoidal de amplitude fixa com uma frequência que varia entre 1 e 8 Hz. A precisão e repetitividade do sistema são testadas por medição da taxa de fluxo de saída de uma forma de onda senoidal, bem como uma forma de onda e carótidas coronariana medida.

2.1.6.4 Projeto de um modelo mecânico para fluxo pulsátil aortico - Faculdade Worcester Polytechnic Institute – Canadá (2007)

Esse trabalho tem com objetivo o desenvolvimento de um método para a detecção de fase aterosclerose precoce. O estudo incidirá especificamente sobre a viabilidade não invasiva de detectar placas através de pressão arterial e análise do fluxo. A pesquisa foi desenvolvida pelos pesquisadores Joseph Guzman, Lisa Novoson, Koren Roach e Matthew Rosi da faculdade de Worcester.

A concepção do modelo mecânico dependia da forma de onda de taxa de fluxo produzido pelo fluxo de sangue na aorta abdominal. Na produção da curva de fluxo, era importante que a captura de design harmônicos suficientes da curva de interpretar corretamente qualquer alteração na resposta de frequência em uma artéria doente.

O fluxo físico do modelo mecânico foi produzido por uma bomba de pistão e came. As dimensões para a forma da came foram calculadas com base na curva de fluxo abdominal. A curva foi digitalizado e importado para o software DynaCam.

O sistema de bomba de água consistiu de uma cabeça de pistão apertado com um O-ring ligada a um seguidor. O seguidor foi mola para manter contato com o veio de rotação. O cam foi desenhado para rodar a 60 rpm, o equivalente a uma frequência cardíaca de 60 bpm.

Há várias conclusões distintas que podem ser extraídas deste projeto. A primeira é que é possível observar mudanças significativas nos dados de pressão nas artérias que apresentam grandes bloqueios. Isto também implica que as técnicas utilizadas para detectar estes tipos de bloqueios não seriam clinicamente úteis. No momento em que as mudanças na pressão pode ser detectado de forma não invasiva, a doença já faria presente em sintomas como dor no peito, acidente vascular cerebral, embolia, ou possivelmente até mesmo a morte.

Outra conclusão foi a análise estatística das curvas de pressão, mostraram que bloqueios mínimos e médios podem ser detectado com base em mudanças no fluxo. Esta conclusão que implica uma técnica não invasiva pode ser capaz de detectar obstruções mínimas ou médias com base em leituras de pressão.

CAPÍTULO 3

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Metodologia de projetos

O projeto de um dispositivo é um processo especializado para resolução de problemas. Nesse trabalho o processo se desenvolveu através de uma série de etapas principais e uma sequência cronológica.

Na figura 3.1 está esquematizada a metodologia de projeto e suas principais etapas.

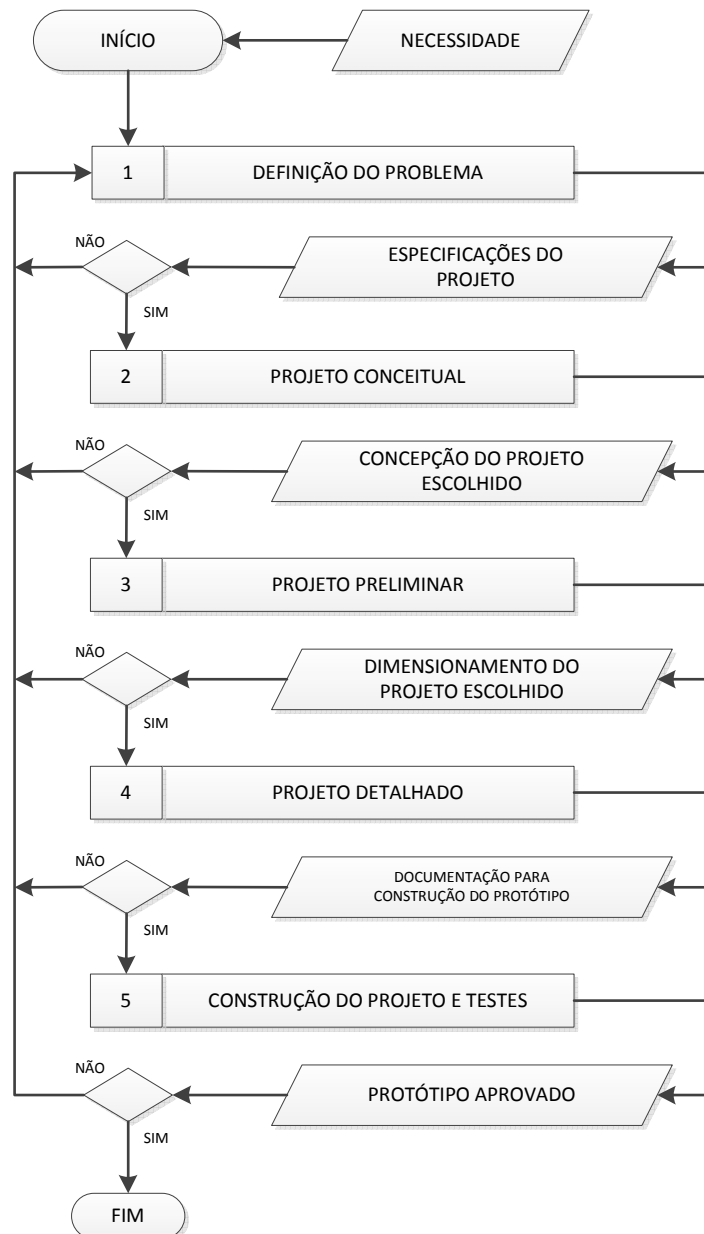


Figura 3.1 – Fluxograma de metodologia de projeto adotada

- Definição do Problema (Projeto Informacional): é a interpretação e a limitação dos requisitos disponíveis de forma clara e objetiva. Para tanto, reuniram-se todas as possíveis informações necessárias ao desenvolvimento do trabalho. Foi realizada uma pesquisa buscando informações referentes aos requisitos do projeto do dispositivo a ser desenvolvido.

As fontes de informação foram: levantamento bibliográfico em revistas e livros especializados; levantamento de equipamentos já existentes focalizando os aspectos funcionais e de projeto;

- Projeto Conceitual: busca-se apresentar na forma de croquis, diagramas, desenhos esquemáticos a visualização da(s) ideia(s) que melhor atendem a demanda de projeto;
- Projeto Preliminar: busca-se estabelecer materiais e espessuras que resistam aos esforços solicitados em conformidade
- Projeto Detalhado: com os processos de fabricação e as normas vigentes no país, quanto à segurança operacional e a confiabilidade do produto, detalhando a documentação para a construção do protótipo;
- Construção do Protótipo: faz-se uso dos recursos disponíveis em termos de fabricação e montagem, para a obtenção da forma física estabelecida e dimensionada nas fases anteriores;
- Teste de Validação: para saber se atende às especificações de projeto e, conseqüentemente, a demanda inicial.

Nesse trabalho todas as etapas de desenvolvimento do projeto foram realizadas. Os desenhos e modelamento foram feitos nos softwares SolidWorks 2013 e Inventor 2015.

CAPÍTULO 4

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 Projeto informacional da bancada experimental de fluxo pulsátil

Foi definido como objetivo dessa dissertação o projeto e a construção de uma bancada experimental de fluxo pulsátil para ensaios em stens vasculares. A bancada deve atender a alguns requisitos estabelecidos na literatura e em normas para garantir a confiabilidade dos ensaios realizados. Os requisitos estão estabelecidos na norma ASTM 2477 e no documento da FDA - *Non-Clinical Engineering Test and Recommended Labeling for Intravascular Stents and Associated Delivery Systems* e mencionados em 2.1.

4.1.1 Norma ASTM 2477 - Standard Test Methods for in vitro Pulsatile Durability Testing of Vascular Stents

Como descrito em 2.1.3 essa norma estabelece os procedimentos para realização de ensaios em stents definindo os requisitos e características do ensaio. Esses requisitos servem para balizar a construção do dispositivo de ensaio.

Os requisitos de referencia para estruturação da bancada são os seguintes:

- temperatura: $37\pm 2^{\circ}\text{C}$;
- Sistema em fluxo pulsátil;
- pressão: entre 80 e 160 mmHg;
- Materiais biocompatíveis;
- Número de ciclos por minuto: 72bpm;

Outras informações sobre a norma ASTM 2477 estão descritas em 2.1.3.

4.1.2 Requisitos técnicos e definições para o projeto

Para projetar um sistema em fluxo pulsátil, em princípio devemos entender algumas questões chaves, como segue:

- Fluxo e sentido único – A taxa de fluxo através da válvula de retenção é variável e o tempo de fechamento da mesma é muito importante para garantir que a perda de pressão no momento de retorno do fluxo seja mínima.

- Características da pressão - Durante a diástole quando a válvula cardíaca é fechada, existe uma pressão trans-valvular. A pressão no lado ventricular é muito baixa, enquanto que o lado da aorta permanece na pressão diastólica superior. Em sístole, a pressão é mais elevada, e aproximadamente a mesma em ambos os lados da válvula;
- Resistência do fluxo - Fluxo a jusante da válvula oferece resistência, o que se traduz em um aumento da pressão necessário para propagar o fluxo;
- Temperatura – A temperatura deve girar em torno de 37° e deve ser mantida nesses parâmetros para garantir as características do fluido.

Essa pesquisa abordará a concepção de um dispositivo eficaz para simular o funcionamento cardíaco considerando os fatores mencionados anteriormente. Dessa forma o sistema deverá considerar:

- a) Fluxo pulsátil com bombeamento cíclico;
- b) Válvula unidirecional;
- c) Controle de temperatura;
- d) Controle de pressão;
- e) Controle do número de ciclos por minuto.

Após a conclusão do projeto informacional, foi iniciado a concepção da bancada experimental de fluxo pulsátil. O projeto conceitual foi caracterizado pelo estudo de livros, normas, vídeos, artigos e teses onde foram analisadas as informações mais relevantes e convergência ao objetivo desse trabalho.

A falta de detalhamento e informações superficiais foi evidenciada em todos os trabalhos pesquisados, o que nos obriga a pesquisar e conceber diferentes soluções para a bancada.

A partir dos estudos realizados, é possível perceber que para o projeto de uma bancada de fluxo pulsátil para ensaios em stents, é de grande importância analisar os seguintes subsistemas que deverão compor a mesma:

1. Subsistema estrutural da bancada;
2. Subsistema gerador de pulso;
3. Subsistema tubulações e reservatório;
4. Subsistema instrumentação e controle.

4.2 Projeto conceitual e preliminar de uma bancada experimental de fluxo pulsátil

Trataremos nesse capítulo dos projetos conceitual e preliminar, pois entendemos que ambos caminharão durante toda pesquisa bem alinhados e os ajustes necessários serão abordados caso a caso.

Concepção do sistema de fluxo pulsátil

O esquema de funcionamento do sistema de fluxo pulsátil desenvolvido nesse trabalho é apresentado na Figura 4.4 a seguir. Como no ciclo cardíaco, esse é um sistema em malha fechada.

Como mostrado na Figura 4.1 o sistema é composto de dois estágios, um de avanço e outro de retorno. O primeiro estágio ocorre quando o êmbolo do pistão se movimenta para frente e o segundo quando se movimenta para trás.

A sístole é simulada quando o êmbolo do pistão se movimenta para frente, e o fluido circula para frente, no estágio de avanço, a partir de êmbolo do pistão para o reservatório de fluido. Diástole é simulada quando o pistão se desloca para trás, e o fluido circula para trás, no estágio de retorno, a partir do reservatório de fluido para a bomba de pistão.

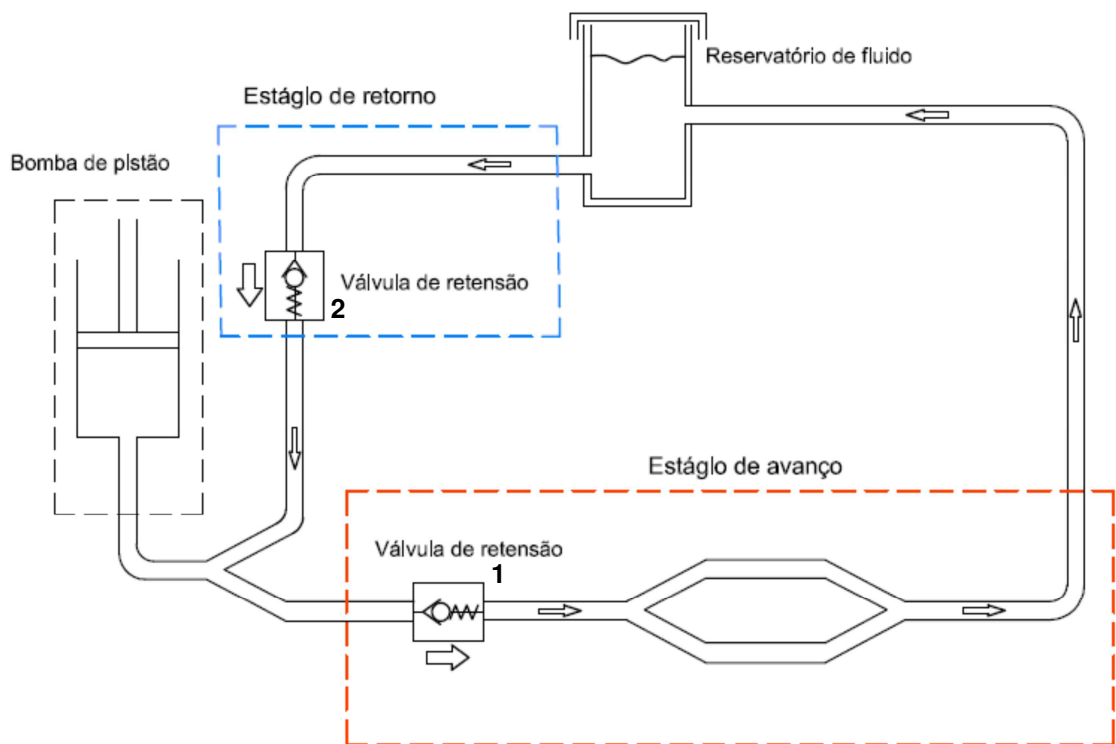


Figura 4.1 – Sistema de bombeamento pulsátil

Durante o estágio de avanço, a pressão no êmbolo do pistão é maior devido a massa do fluido no reservatório. Nesse estágio o fluido é conduzido, da câmara interna do pistão, por meios das mangueiras passando pela válvula de retenção 1, até o reservatório. A válvula de retenção 2 se fecha nesse estágio, permitindo o retorno do fluido ao reservatório apenas pela conexão de avanço.

Durante o estágio de retorno, a pressão no êmbolo do pistão é menor pelo motivo exposto no parágrafo anterior. Nesse estágio o fluido é conduzido, do reservatório, por meio das mangueiras passando pela válvula de retenção 2 até a câmara interna do pistão. A válvula 1 se fecha nesse estágio, permitindo o retorno do fluido ao reservatório apenas pela conexão de retorno.

A velocidade de fluxo é determinada pelo movimento do pistão. Conforme o experimento a realizar, é necessário determinar a taxa de fluxo (Vazão) desejada em função do tempo. Essa informação, para nosso experimento, pode ser obtida observando o volume do ventrículo esquerdo ao longo do tempo durante um ciclo cardíaco (ver Figura 2.8).

A taxa de fluxo através da válvula aórtica é determinada por diferenciação do volume em relação ao tempo durante a fase sistólica.

$$Q = \frac{\partial}{\partial t}(\mathcal{V}), \text{ onde } Q \text{ é a taxa de fluxo (Vazão) do fluido e } \mathcal{V} \text{ é o volume.}$$

Para o ciclo cardíaco a vazão depende das necessidades teciduais e é determinada em função da frequência cardíaca (FC) e do volume ejetado em cada sístole (VS) (www.biomania.com.br, 2015).

Para um adulto em repouso, por exemplo, temos:

$$FC = 72 \text{ bpm}$$

$$VS = 70 \text{ ml}$$

$$Q = FC \times VS$$

$$Q = 72 \times 70 = 5040 \text{ ml/min}$$

Subsistema estrutural da bancada

A estrutura da bancada de fluxo pulsátil corresponde a um chassi, onde todos os outros subsistemas são acoplados. Dessa forma, a estrutura deve ser rígida, para que não sofra nenhum dano ou vibre durante os ensaios, influenciando negativamente os resultados dos ensaios. Além da rigidez, deve ser leve e permitir a regulagem e de fácil montagem.

No projeto informacional estudado as soluções propostas não fazem referência a estrutura da bancada, logo com base na literatura de engenharia de estruturas e nos requisitos apresentados anteriormente definimos que a bancada deveria ser construída em alumínio com uma estrutura de cantoneira de perfil “L”, ver figura 4.2.

Essa estrutura foi projetada com travessas para dar rigidez a bancada, porém facilmente desmontável por parafusos, porcas e arruelas de pressão. No ponto onde será fixado o subsistema gerador de pulso a estrutura foi reforçada com cantoneiras para diminuir o efeito de vibração causado pelo movimento do subsistema gerador de pulso.

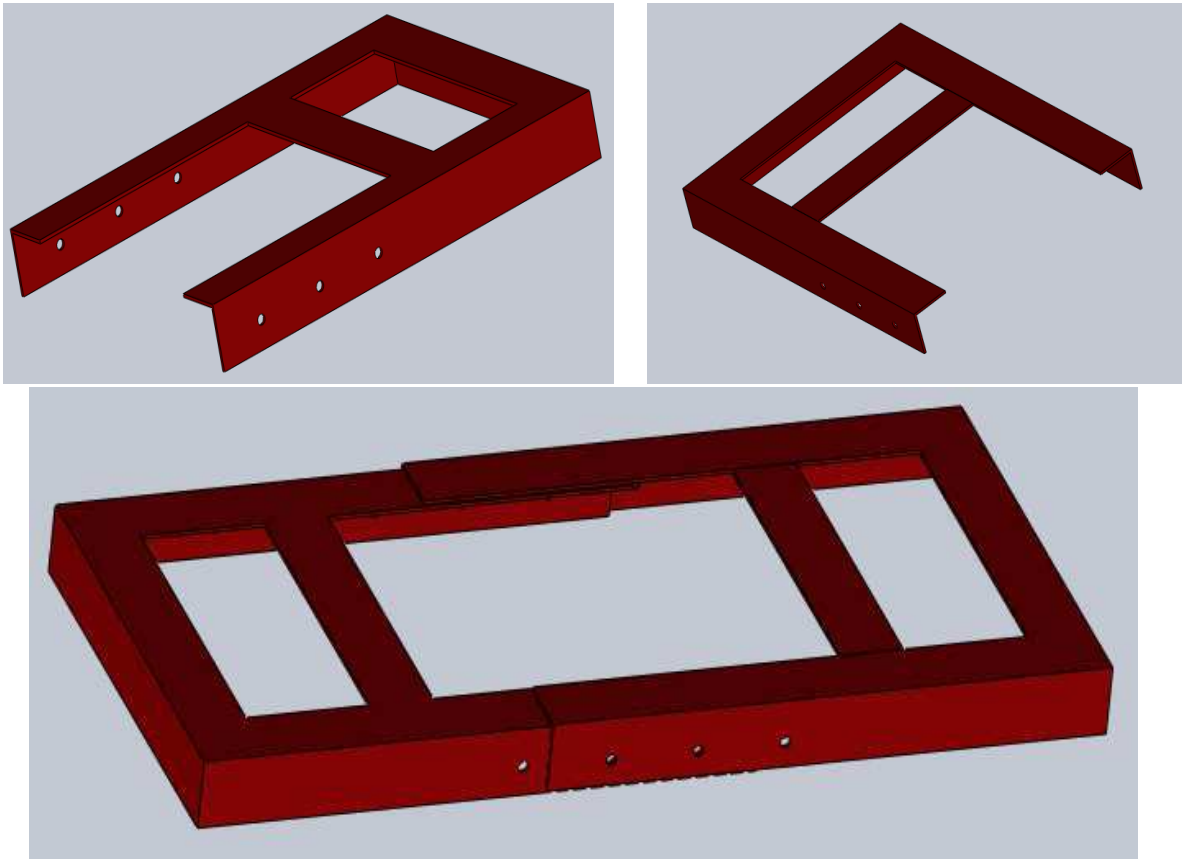


Figura 4.2 – Subsistema Estrutural da bancada

Subsistema gerador de pulso

O subsistema gerador de pulso é composto pelos seguintes elementos:

- Excêntrico;
- Biela;
- Pistão;
- Motor elétrico

Esse subsistema é responsável pelo fluxo pulsátil da bancada. Esse conjunto de elementos/componentes deve ter seu funcionamento harmônico e em pleno sincronismo para garantir o movimento adequado do fluido durante todo o ensaio.

A transformação do movimento rotativo do motor em movimentos retilíneo alternativo do pistão é obtido por meio do sistema excêntrico-biela. A distância do ponto de articulação da biela para o centro do motor é muito importante, pois esse valor tem influência direta no curso do atuador linear, ou seja, o comprimento L deslocado pelo êmbolo do pistão no movimento de avanço e retorno é definido pela distância de excentricidade e , como mostrado na figura 2.13, que por sua vez influencia no volume do fluido deslocado a cada movimento.

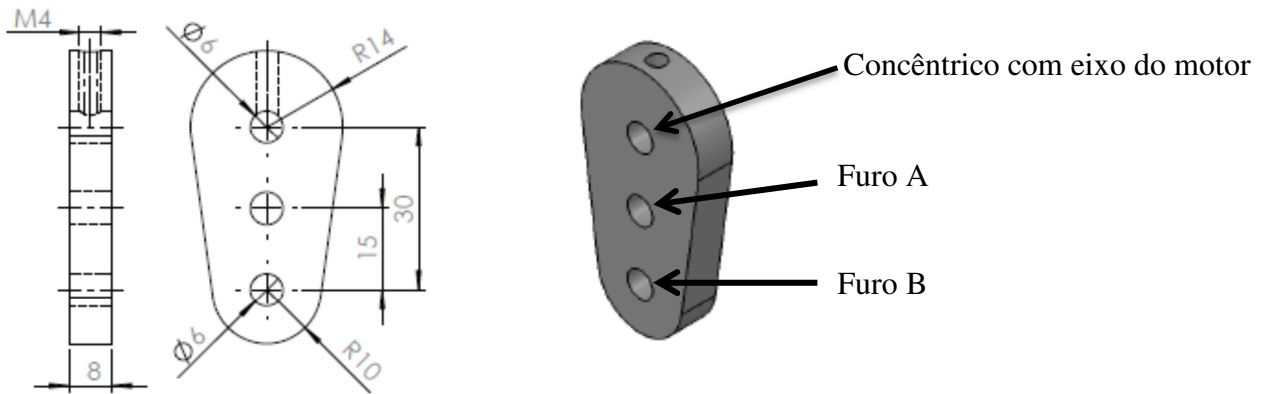


Figura 4.3 – Projeto do excêntrico usado na bancada

Para nosso experimento definimos duas distâncias da excentricidade e , ver figura 4.3, são elas:

$$e_1 = 15\text{mm}$$

$$e_2 = 30\text{mm}$$

Produzindo, respectivamente, um comprimento L de 30mm e 60mm. Esse comprimento L chamamos de curso do pistão.

A biela é responsável por transmitir o movimento do excêntrico para o êmbolo do pistão. Suas dimensões foram definidas considerando o volume da câmara do pistão e curso do mesmo. Foi utilizado aço ABNT 1020 para fabricação do corpo e buchas de bronze nos pontos de articulação. A utilização do bronze fosforoso se justifica porque nesses pontos de articulação serão produzidos movimentos contínuos de rotação e o atrito constante entre o pino de articulação e o furo da biela poderiam gerar travamento do sistema, desgastes prematuros das partes e esforços demasiados no motor.

A figura 4.4 apresenta os detalhes construtivos da biela e na figura 4.5 é apresentada a montagem desses elementos.

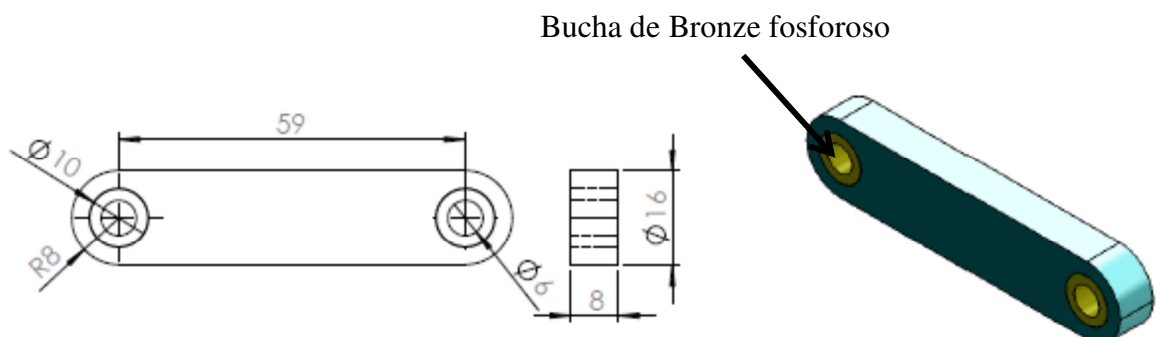


Figura 4.4 – Projeto da biela usada na bancada

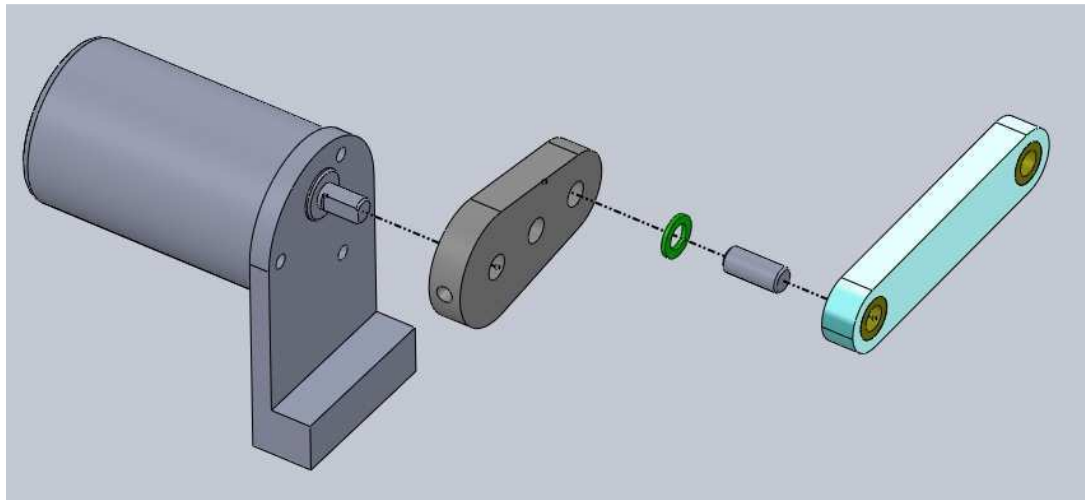


Figura 4.5 – Vista explodida da montagem do excêntrico-biela

O atuador linear é outro elemento importante do subsistema gerador de pulso. Ele é responsável, juntamente com o excêntrico, pelo volume de fluido deslocado no sistema. Dessa forma o dimensionamento do atuador linear deve levar em consideração alguns fatores que serão abordados no capítulo 4.4. A Figura 4.6 apresenta o projeto conceitual e preliminar do pistão, também é apresentado na tabela 4.1 a lista de partes desse elemento.

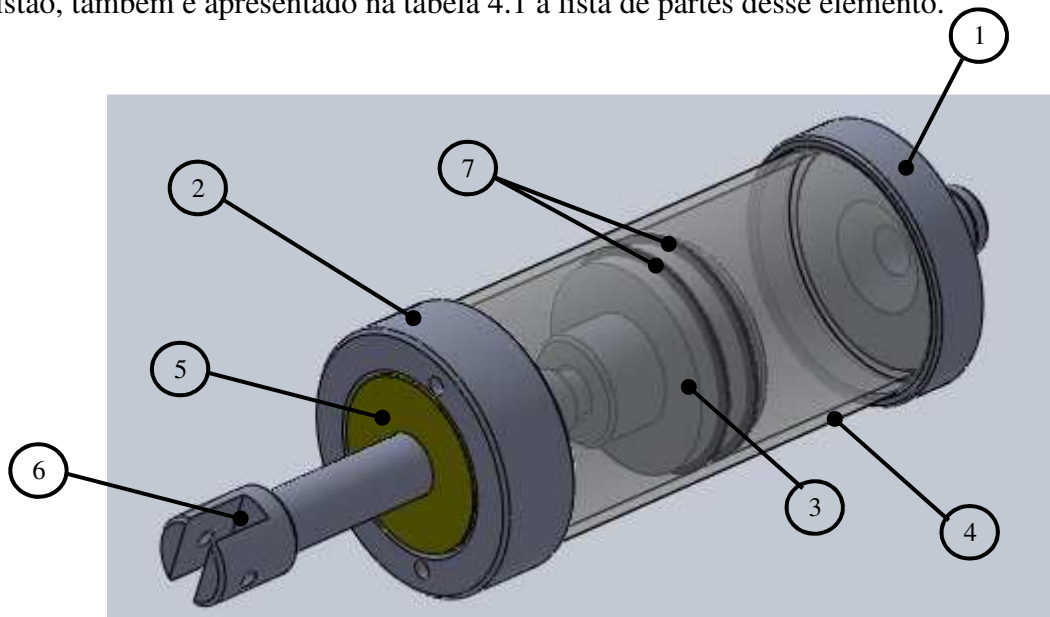


Figura 4.6 – Atuador linear - Pistão

Item	Nomenclatura	Quant.
1	Tampa dianteira	1
2	Tampa traseira	1
3	Êmbolo	1
4	Camisa	1
5	Bucha de fricção	1
6	Eixo central	1
7	Aneis de vedação – O’ring	2

Tabela 4.1 – Lista de partes do atuador linear

A tabela 4.2 apresenta um resumo das características e dados do subsistema gerador de pulso usado nesse projeto.

e (mm)	L (cm)	V cm ³	τ (kgf.cm)
15	30	59,8	7,77
30	60	120	15,55

Tabela 4.2 – Dados gerados pelo subsistema gerador de pulso

O movimento linear alternativo do sistema tem origem em um motor elétrico que transmite o movimento de rotação para o conjunto excêntrico-biela que o transforma em movimento retilíneo alternativo.

O motor utilizado nesse projeto é o de corrente contínua de estrutura compacta, porém com as características exigidas para o funcionamento nas condições do projeto. O motor deve atender as seguintes condições:

- Rotação entre 40 e 110 rpm;
- Torque em carga máxima de 15 kgf.cm;

A rotação do motor é variável e controlada por meio de um potenciômetro, essa função permite durante os testes, alterar o número de ciclo por minuto. Diante disso o motor selecionado deveria garantir que mesmo com a variação de tensão e , por conseguinte de rotação não poderia implicar numa diminuição brusca do torque. Em geral o número de ciclos de uma pessoa em repouso é em média de 72 por minuto, o que significa que funcionando durante 24 horas o número de ciclos do ensaio será de 103.680 ciclos.

Sabemos que a pressão máxima do sistema deverá ser de 190 mmHg e o pistão tem uma área transversal de 19,94 cm², isso nos permitiu determinar o torque mínimo necessário no motor para fazer deslocar o volume de água pelo sistema.

Tem-se que:

$$P = \frac{F}{A}, \quad (3)$$

onde P é a pressão do sistema, F a força necessária para deslocar o volume de fluido e A a área do pistão.

$$0,26 \frac{\text{kgf}}{\text{cm}^2} = \frac{F}{19,94 \text{cm}^2}, \text{ logo a força é de } 5,18 \text{ kgf}$$

Como sabemos o torque τ é definido pela relação:

$$\tau = \frac{d}{dt}(r \times P) = \frac{dr}{dt} \times P + r \times \frac{dP}{dt} \quad (4)$$

Pela segunda lei de Newton:

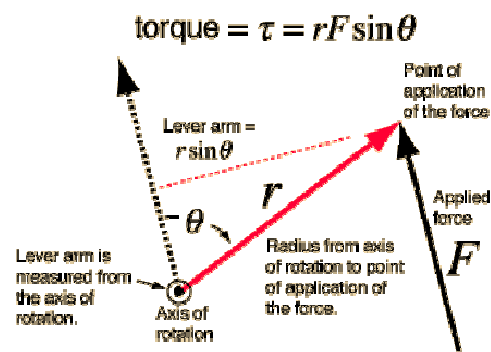
$$\frac{dP}{dt} = F \quad (5)$$

Como $\frac{dr}{dt} = v$, e a velocidade tem a mesma direção do momento temos:

$v \times P = 0$, logo:

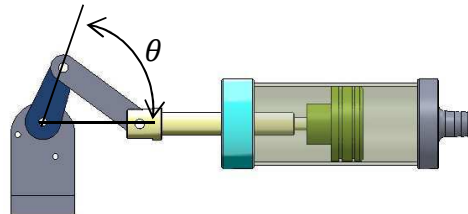
$\tau = r \times F$, do produto vetorial em módulo temos que:

$|\tau| = |r||F|\sin\theta$, sendo θ o ângulo entre o braço do torque e a força aplicada.



Vamos analisar o nosso sistema de geração de pulso e obtermos o torque necessário para o motor.

De acordo com a figura 2.15 e considerando as relações conhecidas obtemos os seguintes valores:

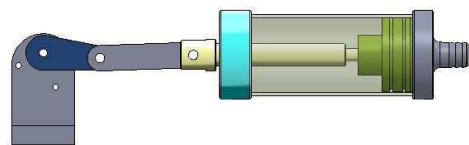
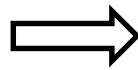


Para $\theta = 0$

$r = e = 3\text{cm}$

$F = 5,18 \text{ kgf}$

$\tau = 3 \times 5,18 \cdot \text{sen}(0) = 0$

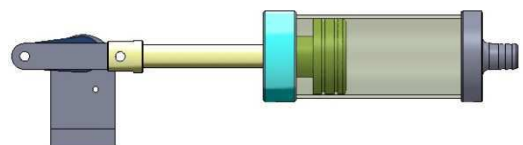


Para $\theta = 90^\circ$

$\tau = 3 \times 5,18 \cdot \text{sen}(90) = 15,55 \text{ kgf.cm}$

Para $\theta = 180^\circ$

$\tau = 0$



Para $\theta = 270^\circ$

$$\tau = 3 \times 6,18 \cdot \text{sen}(270) = \mathbf{15,55 \text{ kgf.cm}}$$

Para $\theta = 270^\circ$ e $\theta = 90^\circ$

$$\mathbf{r = e = 1,5 \text{ cm}}$$

$$\tau = 1,5 \times 5,18 \cdot \text{sen}(90) = \mathbf{7,77 \text{ kgf.cm}}$$

Então concluímos que o mínimo torque do necessário para fazer deslocar o volume de fluido no sistema é de 15,5 kgf.cm.

Subsistema tubulações e reservatório

Para garantir que a circulação do fluido percorra todo o caminho em sentido único e sem pressões elevadas em determinados pontos do sistema as mangueiras foram distribuídas escalonadamente saindo do pistão com um diâmetro de 16 mm para um diâmetro de 5mm nos pontos de ensaios. A figura 4.10 (b) mostra o escalonamento com os diâmetros internos das mangueiras.

Considerando o subsistema gerador de pulso da bancada regulado para 72 bpm e as informações já discutidas anteriormente, podemos calcular a velocidade do fluido em cada estrangulamento na tubulação. A equação abaixo nos fornece o valor da vazão do pistão conhecendo FC = numero de batimentos por minuto e o volume do pistão que já vimos anteriormente.

$$\mathbf{\text{Para } e = 3 \text{ cm}}$$

$$\mathbf{V = VS = 120 \text{ cm}^3}$$

$$\mathbf{FC = 72 \text{ bpm}}$$

$$\mathbf{Q = FC \times VS = 8.640 \text{ cm}^3/\text{min}}$$

Como a velocidade do fluido é razão entre a vazão e a área dos tubos podemos assim calcular as velocidades em cada ponto do sistema.

$$V = \frac{Q}{A} \tag{6}$$

Para \varnothing interno = 16 mm (Mangueira)
 $A = 2 \text{ cm}^2$

Logo,

$$V = \frac{8.640}{2} = 4.320 \text{ cm}/\text{min} = 2,6 \text{ km}/\text{h} \tag{7}$$

Usando a mesmo princípio calculamos para outras condições como mostra a tabela 4.3.

e (mm)	\varnothing interno (mm)	bpm	Q (cm^3/min)	V (km/h)
15	16	72	4.305,6	1,3
	10	72	4.305,6	3,3
	5	72	4.305,6	13,2
30	16	72	8.640	2,6
	10	72	8.640	6,6
	5	72	8.640	26,5

Tabela 4.3 – Cálculo para determinação da vazão e velocidade do fluido

O reservatório tem como objetivo garantir o abastecimento de fluido durante todo ciclo e também será o local onde ocorrerá o controle da variável temperatura e da pressão inicial do sistema, logo o projeto do reservatório deve contemplar uma entrada e saída de fluido, ter volume suficiente para manter o sistema abastecido, ter meio para aquecimento do fluido e um ponto para pressurizar o sistema quando necessário. Dessa forma o reservatório foi projetado pensando nessas necessidades e também na resistência e biocompatibilidade do material. A Figura 4.7 (a) mostra o projeto conceitual do reservatório.

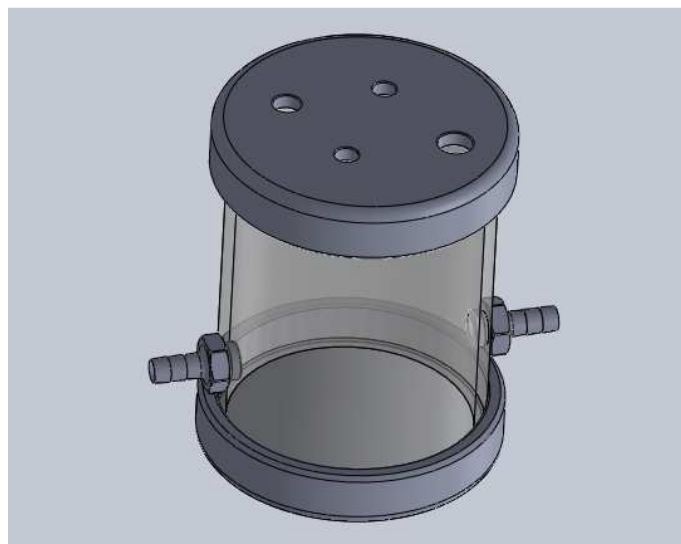


Figura 4.7(a) – Projeto conceitual do reservatório

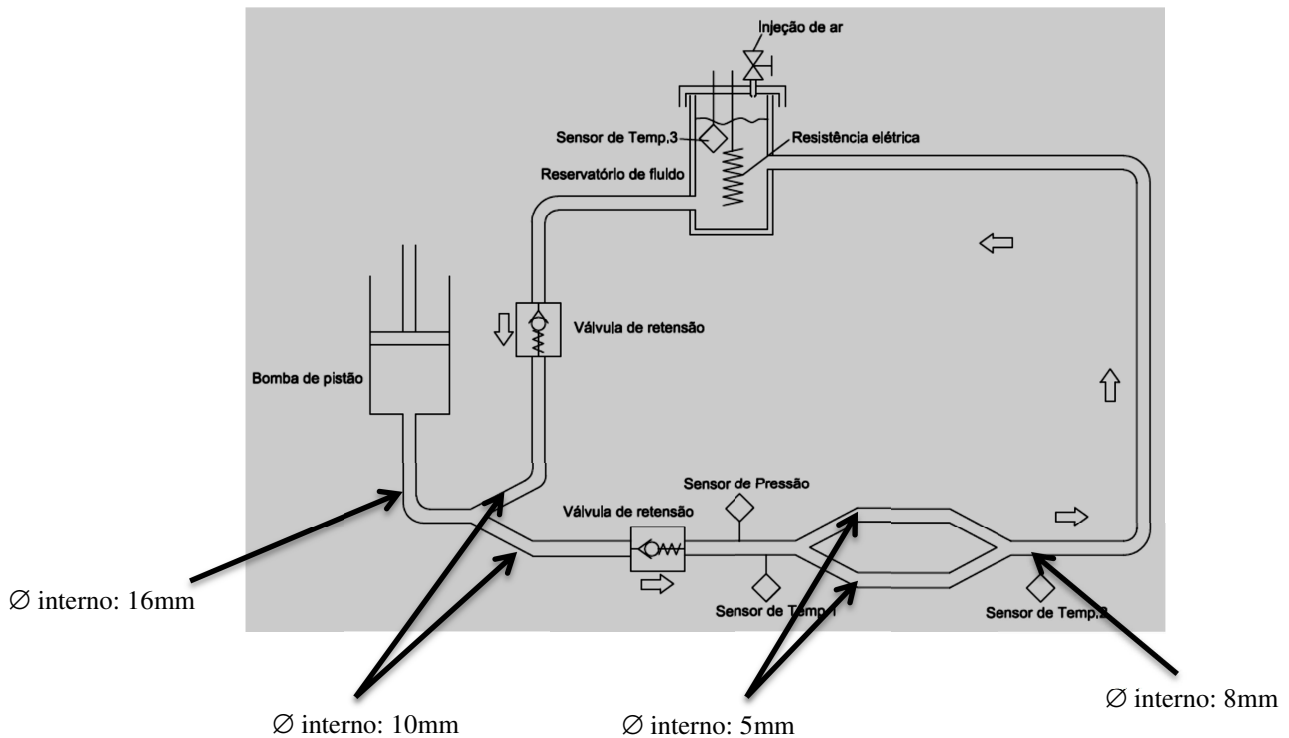


Figura 4.7(b) – Projeto conceitual da tubulação

Subsistema instrumentação e controle

Como mencionado em 2.2 para ensaios em stents a temperatura do fluido deve ser de $37^{\circ}\text{C} \pm 0,2^{\circ}\text{C}$, ou seja, o sistema projetado deve garantir que durante todo ensaio a temperatura mínima do fluido será de 35°C e a máxima de 39°C . Esse controle exige a presença de sensores de temperatura e de um sistema de processamento de sinais que é responsável por receber os sinais dos elementos de emissão, processar e enviar um comando.

As pressões do fluido durante os testes em stents devem estar entre 80 e 160 mmHg o que equivale a 8kPa e 24kPa. Para tanto devemos usar sensores capaz de registrar as pressões máximas e mínimas e com capacidade de leituras inferior a 0,5s uma vez que a sístole ocorre em aproximadamente 0,4s.

O monitoramento de batimentos cardíacos também dever ser realizado de forma precisa e simultânea com as demais variáveis, sendo assim foi projetado um sistema de contagem do numero de ciclos do motor. Essa contagem é feita por meio de um emissor de sinal laser que conta cada vez que a biela passa cortando o sinal.

Para garantir o monitoramento um programa capaz de se comunicar com o sistema eletrônico e apresentar as informações lidas simultaneamente foram projetados. Esse sistema também deve ser capaz de armazenar todos os dados gerados durante o funcionamento da

bancada. A Figura 4.8 e 4.9 mostram o projeto de localização dos sensores e a tela inicial do software de monitoramento.

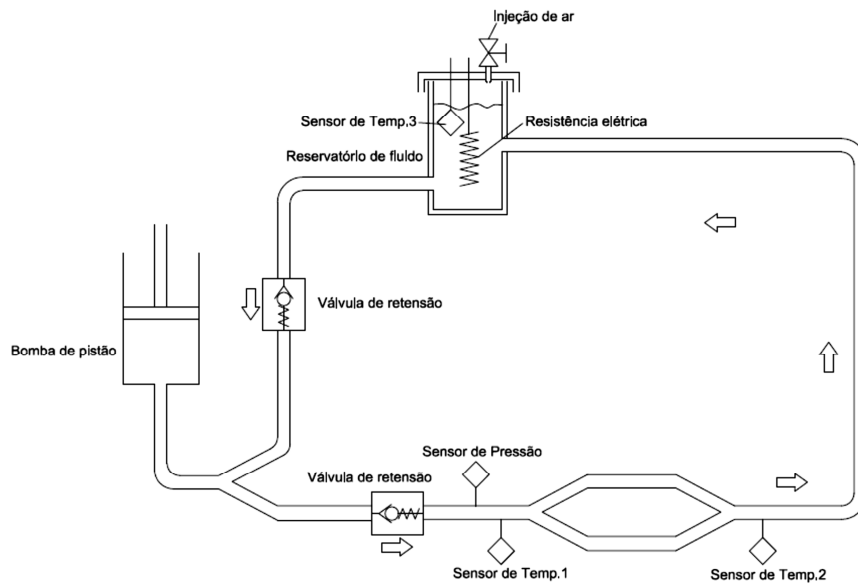


Figura 4.8 – Esquema de localização dos sensores

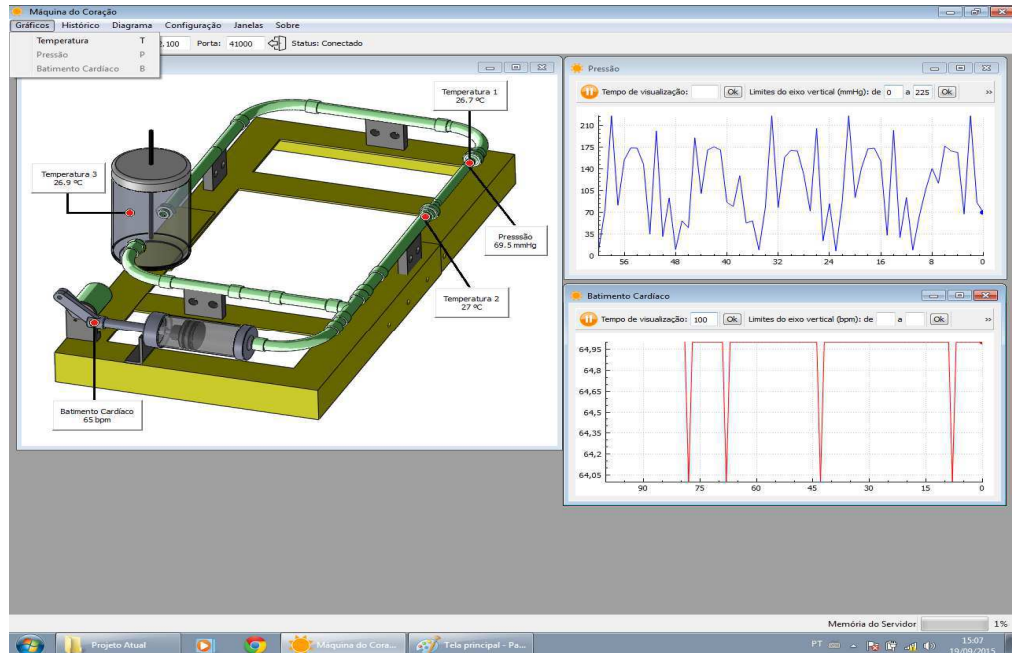


Figura 4.9 – Interface do software de monitoramento

4.3 Projeto detalhado de uma bancada experimental de fluxo pulsátil

O projeto detalhado para fabricação da bancada experimental de fluxo pulsátil desenvolvido nessa pesquisa que contempla de desenhos, dimensões e especificações dos materiais pode ser consultado no ANEXO A.

4.4 Fabricação e montagem da instrumentação de uma bancada experimental de fluxo pulsátil

Estrutura da bancada

Após o projeto preliminar com o dimensionamento de todos os subsistemas e o projeto detalhado com os respectivos desenhos e instruções de fabricação, foi iniciado o processo de fabricação da bancada experimental de fluxo pulsátil. Para a fabricação do equipamento, contamos com o apoio dos laboratórios e oficinas do SENAI Stenio Lopes localizado no bairro da Prata em Campina Grande, Centro de Inovação e Tecnologia Industria - CITI localizado distrito industrial de Campina Grande, da empresa SUNA Engenharia que nos apoiou na instrumentação da bancada, também localizada em Campina Grande e do Dr. Basílio Serrano, médico cardiologista, que financiou o projeto da bancada e os dados gerados poderão ser usados em sua tese de doutorado.

Os projetos mecânicos detalhados da bancada foram repassados para o SENAI com todos os desenhos e indicações de fabricação dos subsistemas, onde a instituição se comprometeu a seguir todas as recomendações do projetista. Sobre a instrumentação da bancada foi realizado várias reuniões com o representante da empresa SUNA Engenharia onde foram repassados os requisitos necessários para o sistema e definido a forma e funcionamento da eletrônica da bancada.

Durante o período de fabricação e instrumentação, foi realizado o acompanhamento da evolução do equipamento nas empresas com registro de fotos, como pode ser visto nas figuras a seguir.

As figuras 4.10 e 4.11 mostram a estrutura da bancada que foi construída em alumínio com perfil “L” de 50mm e espessura da parede de 3mm, junto com alguns acessórios e suportes do pistão e motor. Nesta etapa, faltava a montagem dos subsistemas na estrutura da bancada.



Figura 4.10 – Estrutura da bancada em cantoneira de alumínio – Perfil “L”



Figura 4.11 – Suporte do pistão e motor

Excêntrico-biela

Pelas vantagens já mencionadas anteriormente, escolhemos o excêntrico-biela como fonte geradora de pulso desse trabalho. Foi utilizado aço ABNT1020 e bronze fosforoso para fabricação do excêntrico e usinado em máquinas convencionais. Para essa etapa de fabricação contamos com o apoio dos laboratórios do SENAI Stenio Lopes e do SENAI CITI, que disponibilizou sua equipe e infraestrutura para nos auxiliar na fabricação das peças.

O projeto para fabricação do excêntrico-biela foi concebido considerando fatores como volume do fluido a ser introduzido no sistema a cada ciclo e as forças necessárias para deslocar o volume de fluido no sistema.

De fabricação simples, o excêntrico foi definido com uma geometria de modo a permitir a alterar o volume de fluido bombeado, ou seja, foram projetadas duas distâncias excêntricas em relação ao eixo de giro do motor como mostra a figura 4.12.

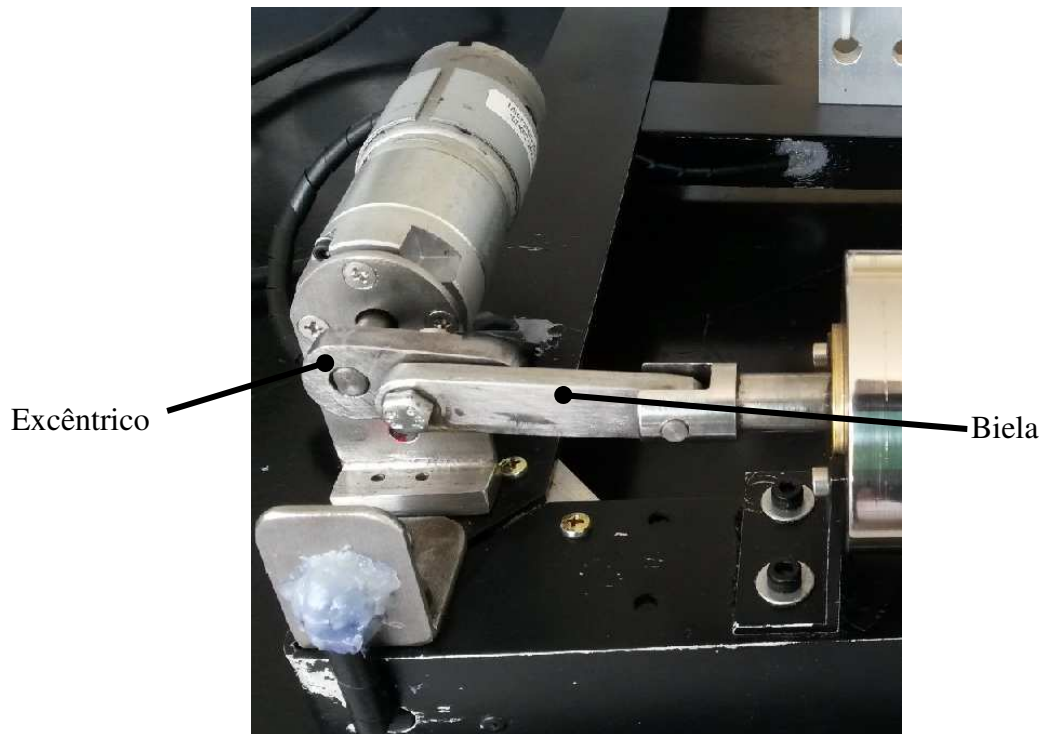


Figura 4.12 – Montagem Excêntrico-biela

Atuador linear para bombeamento - Pistão

Alguns requisitos foram estudados para definição do projeto do atuador linear do sistema. É importante considerar e analisar algumas questões sobre a pressão, volume e taxa de fluxo durante o funcionamento do sistema.

Os fatores que afetam a pressão no sistema incluem a taxa de fluxo, a altura do reservatório de fluido, e as perdas de carga devidas ao atrito e outras perdas menores. Neste sistema, o controle das pressões pode ser obtido, definindo uma altura apropriada do reservatório de fluido, ajustando as válvulas reguláveis e bombeando ar para o reservatório que se encontra fechado.

Para uma bomba de êmbolo, a velocidade do pistão pode ser determinada a partir de uma vazão conhecida, com base na conservação da massa para fluidos incompressíveis.

$V_{pist\tilde{a}o} = \frac{Q}{A_{pist\tilde{a}o}}$, onde $V_{pist\tilde{a}o}$ é a velocidade do fluido e A é a área do pistão.

O volume total do fluido bombeado para fora pelo êmbolo durante o estágio de avanço, deve ser igual ao que é aspirado pelo êmbolo durante o estágio de retorno. Esse fato é comprovado verificando que o êmbolo do pistão, a cada ciclo, volta ao ponto de partida.

Dessa forma o comprimento percorrido pelo êmbolo do pistão, também, pode ser obtido como uma função do volume total deslocado na metade de um ciclo (a partir de t_0 a $t_{1/2}$), e a área de corte transversal da camisa do pistão, $A_{pist\tilde{a}o}$. Daqui por diante chamaremos esse comprimento de curso do pistão.

$$L = \frac{1}{A_{pist\tilde{a}o}} \int_{t_0}^{t_{1/2}} Q dt \quad (8)$$

Devidos às boas propriedades mecânicas, boa soldabilidade, trabalhabilidade a frio e resistência à corrosão optamos em utilizar na construção do pistão o aço inoxidável austenítico 316. Além de ter um baixo coeficiente de atrito quando usinado adequadamente também não permitirá a contaminação do fluido durante os testes.

O dimensionamento do pistão foi definido considerando o volume necessário de fluido a ser deslocado durante os ciclos e a força para realizar o movimento pulsátil do sistema. Como mostrado na Figura 2.8 o volume de sangue no coração varia entre 42 e 120 ml, logo para fazer deslocar o volume máximo de fluido o pistão foi dimensionado para um volume de 120ml. Como sabemos o volume \forall pode ser obtido pela relação:

$\forall = A.L$, onde A é a área da camisa do pistão e L é curso durante o movimento do êmbolo, ver figura 2.13.

Assim,

$$120 = A.L$$

$$120 = r^2 \cdot \pi \cdot L$$

$$r = \sqrt{\frac{120}{\pi \cdot L}} \quad (9)$$

O comprimento L é definido pela distância entre o centro de rotação do excêntrico até a articulação da biela. No nosso caso optamos em configurar o sistema para dois estágios do pistão que produzirão volumes distintos como veremos a seguir.

Observe que o comprimento $L = 2.e$, como mostrado na Figura 2.13, logo conhecemos o volume \forall e o comprimento L .

Para $e = 30\text{mm} = 3\text{cm}$ temos:

$$r = \sqrt{\frac{120}{\pi \cdot 6}} = 2,52\text{cm} \quad (10)$$

Assim o diâmetro interno do pistão é de 50,4mm e é constante. A variação do volume poderá ser obtida variando a excentricidade e .

Usando o mesmo princípio, para $e = 15\text{mm}$ o volume deslocado durante os ciclos será de $V = 59,8\text{ml}$

Com os dados calculados foi feito o projeto detalhado do pistão composto pelas seguintes partes: Camisa, Tampas traseira e dianteira, bucha de fricção, eixo central, anéis O'ring e êmbolo.

Para a seleção do material do êmbolo consideramos que deveria ser usado um material leve, de baixo coeficiente de atrito, de boa resistência mecânica e biocompatível. Após algumas pesquisas optamos por usar o Teflon ou PTFE. O PTFE é amplamente utilizado em todos os segmentos da indústria devido às suas propriedades, como segue na tabela 4.4.

- Inércia química;
- Excelente resistência térmica, com temperatura de serviço de 260 °C;
- Baixo coeficiente de atrito;
- Excelentes propriedades elétricas.

Propriedades Mecânicas	Unidade	Valor	Método de ensaio
Densidade	g / cm ³	2,14 - 2,2	DIN 53479
Resistência a ruptura	dN / mm ²	200 - 350	DIN 53455
Alongamento até ruptura	%	200 - 400	DIN 53455
Tensão de Alongamento 10%	dN / mm ²	110 - 120	DIN 53455
Módulo E de tração	dN / mm ²	7500	DIN 53457
Módulo de Cisalhamento	dN / mm ²	2700	DIN 53457
Resistência à compressão	---	---	DIN 53454E
Limite de escoamento 1%	dN / mm ²	100	---
Limite de escoamento 10%	dN / mm ²	185	---
Tensão limite de flexão	dN / mm ²	180 - 200	DIN 53452
Resistência à flexão	dN / mm ²	Sem ruptura	DIN 53452
Resistência ao impacto	10 dN . mm / mm ²	Sem ruptura	DIN 53453
Resistência ao impacto com entalhe	dN.mm / mm ²	160	DIN 53453

Tabela 4.4 – Propriedades mecânicas do PTFE
Disponível em: <[http:// www.hipermetal.com.br](http://www.hipermetal.com.br)>

Os anéis de vedação utilizados no êmbolo foram adquiridos no comércio local e são fabricados de silicone. Devido às propriedades únicas do silicone, como não-tóxico, inodoro, resistência de alta temperatura (-55°C a 230°C) os Anéis O'ring de silicone é largamente utilizado nas indústrias, principalmente de alimentos e processos médicos.

As figuras 4.13 a 4.15 mostram a fabricação das partes do atuador linear – pistão. Os materiais de fabricação do atuador linear estão expostos na tabela 4.5.



Figura 4.13 – Fabricação do êmbolo do Pistão

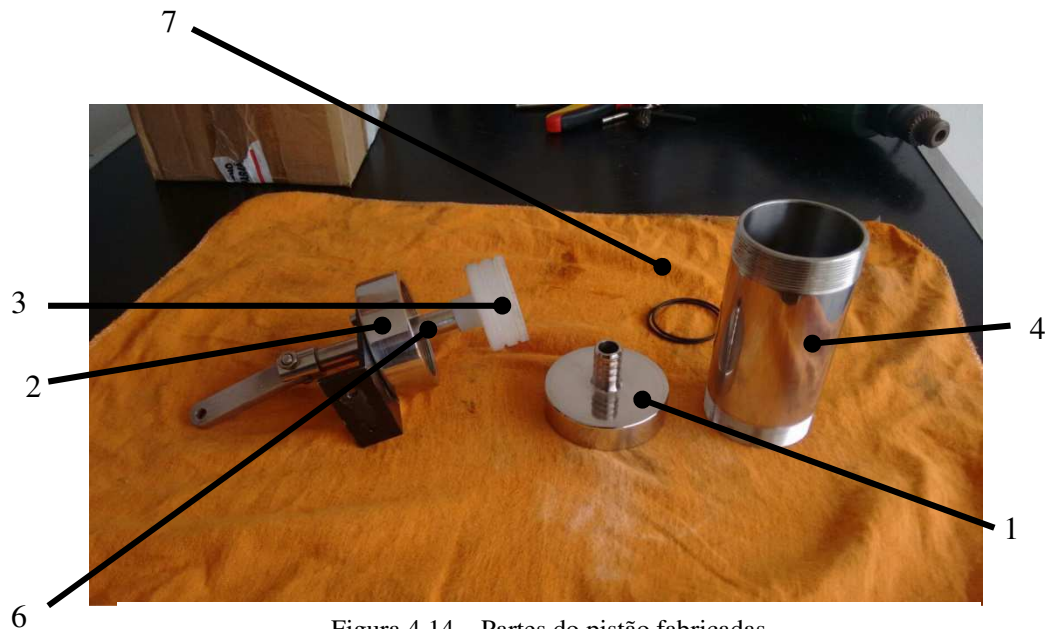


Figura 4.14 – Partes do pistão fabricadas

Item	Nomenclatura	Quant.	Material de fabricação
1	Tampa dianteira	1	Aço inoxidável 316
2	Tampa traseira	1	Aço inoxidável 316
3	Êmbolo	1	Politetrafluorcarbono - PTFE
4	Camisa	1	Aço inoxidável 316
5	Bucha de fricção	1	Bronze fosforoso
6	Eixo central	1	Aço ABNT 1020
7	Aneis de vedação – O’ring	2	Silicone

Tabela 4.5 – Lista de partes e materiais do pistão



Tabela 4.15 – Atuador linear montado

Motor elétrico

O motor elétrico utilizado no projeto apresenta uma rotação máxima de 112 rpm. Para permitir variações de rotação em atendimento a norma ASTM 2477 (frequência de 1,2Hz) e para possibilitar outras análises foi instalado um potenciômetro, dessa forma o número de ciclos por minuto é variável podendo ir de 56 a 112 por minuto sem perda de torque no motor.

A uma frequência de 1,2Hz, equivalente a 72bpm, o sistema produzirá em uma hora de funcionamento 4.320 batimentos. Em 24 horas 103.680.

Aumentando o número de ciclos para 110 por minuto, o sistema produzirá em uma hora de funcionamento 6.600 ciclos por minuto. Em 24 horas 158.400 ciclos. A ASTM 2477-7 estabelece um número de ciclos de 380 milhões para ensaios em stents o que daria aproximadamente 1.040.000 ciclos por dia. A bancada proposta nesse trabalho produzirá, funcionando em carga máxima, 158.000 ciclos por dia.

Alguns modelos de motores existentes no mercado nacional foram estudados e apresentamos o resultado na tabela abaixo.

Item	Modelo	Fornecedor	Tensão	Rotação vazio (rpm)	Torque (kgf.cm)
1	Micro redutor planetário	Microred	24vdc	112	15,6
2	MR 710-115	Motron	24vdc	115	8,5
3	AK55H/12-R100	Neoyama	12vdc	100	23
4	MR 101 -140MPT	Action Technology	12vdc	143	7,1
5	AK55/06 PF	Akyama	24vdc	350	6,0

Tabela 4.6 – Lista de motores vdc analisados

Após analisar as características dos motores pesquisados e as condições necessárias para o funcionamento do sistema optamos pelo modelo Micro redutor planetário – 107-KR2, ver Figura 4.16. O fator preponderante para a escolha, além das características técnicas e a assistência técnica garantida pelo fornecedor, foi a relação custo x benefício.

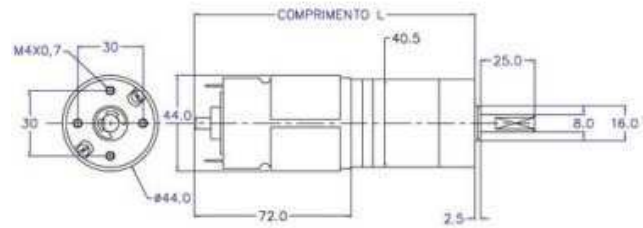


Figura 4.16 – Micro redutor planetário

A figura 4.17 mostra a montagem do subsistema de geração de pulso com seus respectivos elementos. Os detalhes sobre materiais e dimensões estão disponíveis no projeto detalhado.



Figura 4.17 – Subsistema gerador de pulso

Tubulação e Reservatório

Esse subsistema é composto pelos seguintes componentes:

- Tubulações;
- Reservatório;

Tubulações

As tubulações são componentes importantes do sistema e para o projeto foi considerado os seguintes fatores:

- material de fabricação;
- dimensionamento;
- facilidade de conexões;
- flexibilidade;

O material da tubulação deve atender as condições exigidas no projeto, nesse caso devem ter boa resistência à temperatura, ser biocompatível e não tóxicas.

Após estudos optou-se em utilizar os modelos das mangueiras de silicone usados na medicina, dessa forma garantimos que as condições já citadas anteriormente sejam atendidas.

Além da questão do material essas mangueiras atendem os requisitos de flexibilidade e facilidade de conexões uma vez que já existem diversos tipos e modelos de conectores usados pela medicina, como mostra a figura 4.18.



(a)



(b)

Figura 4.18 – Mangueiras e conectores

Reservatório

O reservatório foi dimensionado de modo a permitir um volume de fluido suficiente para manter o sistema abastecido durante todo o ciclo como também para colocação de sensores de temperatura e um sistema de aquecimento do fluido, ver Figura 4.23.

Para aquecimento do fluido foi utilizado uma resistência elétrica, ver figura 4.20, cujo controle ocorre fornecendo mais ou menos potência de forma automática de acordo com os parâmetros do controlador de temperatura, ou seja, a temperatura do fluido será mantida dentro de uma faixa pré-estabelecida, quando a temperatura se aproximar do limite superior o sistema diminui a potência na resistência elétrica. Da mesma forma que ocorre no limite inferior.

O reservatório foi fabricado de um tubo de acrílico com diâmetro interno de 105 mm e uma altura de 150mm. Essas dimensões dão ao reservatório um volume interno de aproximadamente 1.300 cm^3 .

Um “colchão de ar” entre o fluido líquido deverá existir para que seja possível o movimento do fluido no interior do reservatório, como mostrado na Figura 4.19. Esse movimento ocorre a cada ciclo e o volume deslocado é igual ao volume no interior do pistão, e provoca uma diferença H entre a altura do fluido no reservatório como mostrado na figura 4.21.

Além disso, esse colchão de ar permitirá que a pressão inicial possa ser aumentada. A pressão inicial deve ser em torno de 60mm/Hg e pode ser obtida injetando ar no reservatório com fluido.

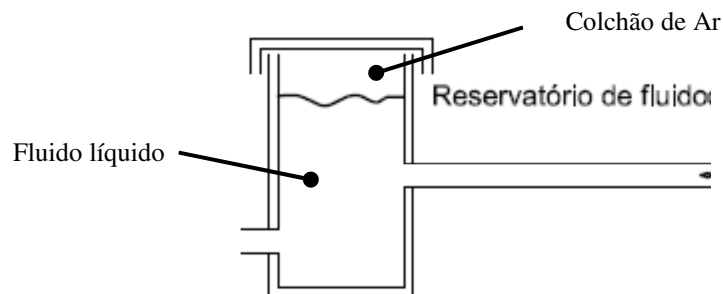


Figura 4.19 – Ilustração do reservatório

A injeção de ar no reservatório é conseguida por meio de uma bomba manual, a mesma utilizada nos esfigmomanômetros, aparelhos para verificação de pressão arterial como mostrado na figura 4.20.

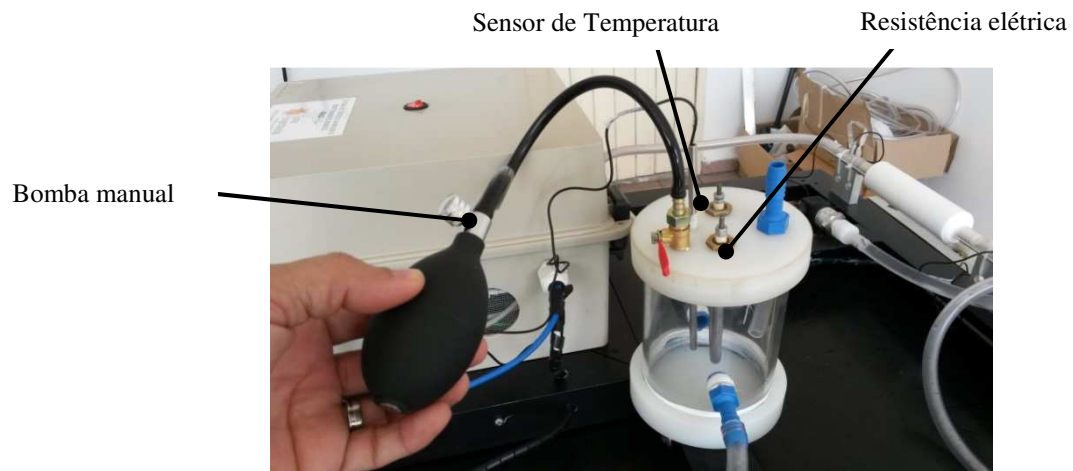


Figura 4.20 – Bombeamento de ar para o reservatório de fluido

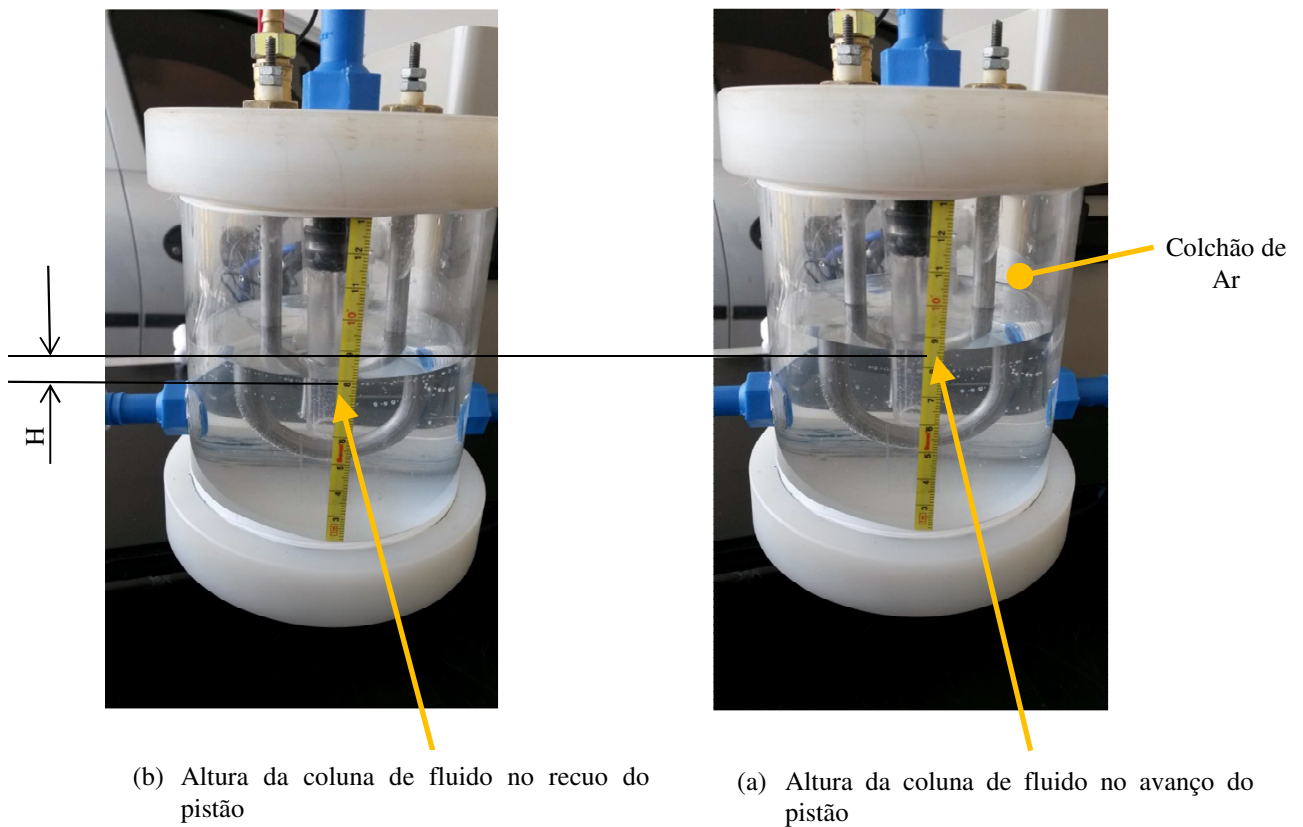


Figura 4.21 – Movimento do fluido durante o ciclo completo

Válvulas unidirecionais

As válvulas unidirecionais, também conhecidas como válvulas de retenção, são responsáveis pelo sentido de fluxo único. Elas permitem a passagem de fluido em apenas um sentido, caso haja fluxo no sentido contrário o sistema interno fecha impedindo a passagem do fluido (ver Figura 4.22). Essas válvulas são pontos de estrangulamento no sistema, logo precisam ser dimensionadas de modo que o fluxo em seu interior não seja estrangulado a ponto de aumentar a pressão nas mangueiras ou travar o sistema.

Inicialmente foi desenvolvido e fabricado duas válvulas de retenção com a geometria mostrada na figura 4.23. Essas válvulas tiveram que ser substituídas, pois não apresentaram bom desempenho, como explicado em 4.5.1

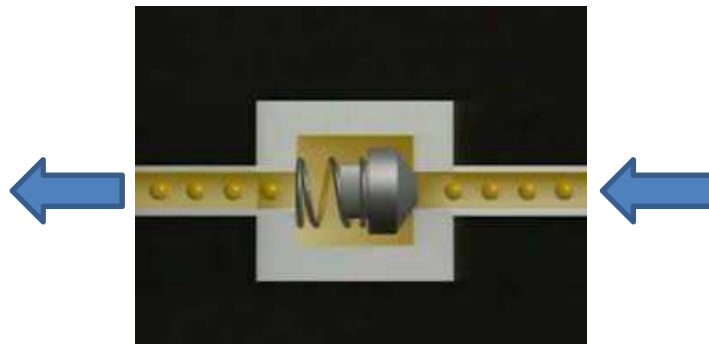


Figura 4.22 – Esquema de uma válvula de retenção

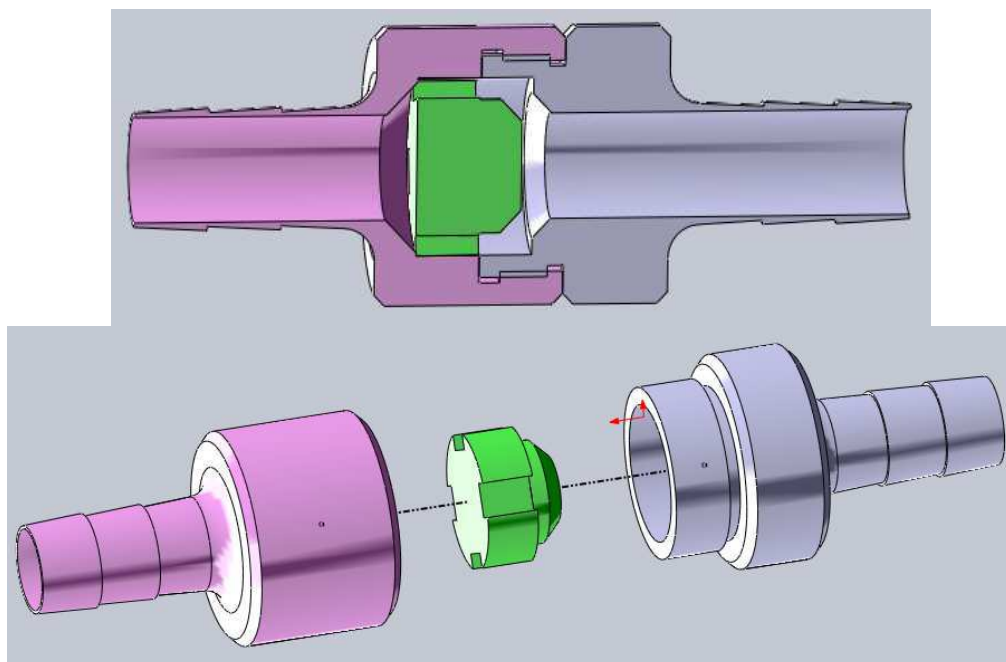


Figura 4.23 – Vista explodida da válvula de retenção desenvolvida

Instrumentação e controle

Em parceria com a empresa SUNA Engenharia foi desenvolvido um sistema de controle e monitoramento dos dados gerados na bancada. Esse sistema permite a aquisição dos dados de temperatura, pressão e número de ciclos por minuto de todo o sistema.

Para instrumentação da bancada foram utilizados sensores de temperatura, sensor de pressão, sistema de contagem de ciclos que serão abordados a seguir.

Monitoramento de temperatura do sistema

Para atender as exigências do projeto foi utilizado como elemento de sinal sensores de temperatura, como mostrado na Figura 4.8. Os sensores de temperatura estão localizados em três pontos do sistema, um antes do ponto de ensaio (Sensor 1) para verificar a temperatura do fluido antes do contato com a amostra, outro após o ponto de ensaio (Sensor 2) para verificar a temperatura do fluido após o contato com a amostra. O terceiro sensor de temperatura está posicionado dentro do reservatório (Sensor 3).

As termorresistências possuem um fio de platina ou níquel enrolado na forma helicoidal e encapsulado hermeticamente em um bulbo de cerâmica ou vidro.

Os sensores de temperatura usados nesse projeto são do tipo termorresistência de platina classe B, Figura 4.24, e apresenta as seguintes especificações:

Faixa de temperatura: -50 a 70°C;

Limites de erros: $\pm 0,30 + (0,005.t)^{\circ}\text{C}$;

As termorresistências de platina tem uma curva padronizada, conforme a norma alemã DIN-IEC 751-1985, e tem como característica uma resistência de 100Ω a 0°C.

A equação matemática que rege a variação da resistência em função da temperatura chama-se de equação Callendar-Van Dusen:

Para o range -200 a 0°C a equação de variação da resistência é:

$$R_t = R_0[1 + At + Bt^2 + Ct^3(t - 100)]$$

Para o range 0 a 850°C

$$R_t = R_0(1 + At + Bt^2),$$

Onde: R_t = resistência na temperatura T

R_0 = resistência a 0°C

T = temperatura em °C

A, B e C = Coeficientes definidos pela calibração



Figura 4.24 – Sensor de temperatura - termorresistência

Para verificar e avaliar as características metrológicas dos sensores de temperatura e sua capacidade reproduzir resultados confiáveis, realizamos a calibração dos mesmos. Essa calibração ocorreu utilizando um termômetro de mercúrio padrão e um conversor elétrico de resistência. O processo de calibração é bem simples.

Em um recipiente com água são imersos o termômetro de mercúrio e o sensor de temperatura. Conectando os fios do sensor ao leitor de resistividade é possível verificar as resistências dos mesmos a cada ponto de medição no termômetro de mercúrio. Por exemplo:

A 17,5°C no termômetro de mercúrio, o sensor apresentou uma leitura de 341Ω. A 30°C, o sensor apresentou uma leitura de 670 Ω e assim por diante, de modo que se levantou a curva de calibração de cada sensor, ver Figuras 4.25 a 4.27.

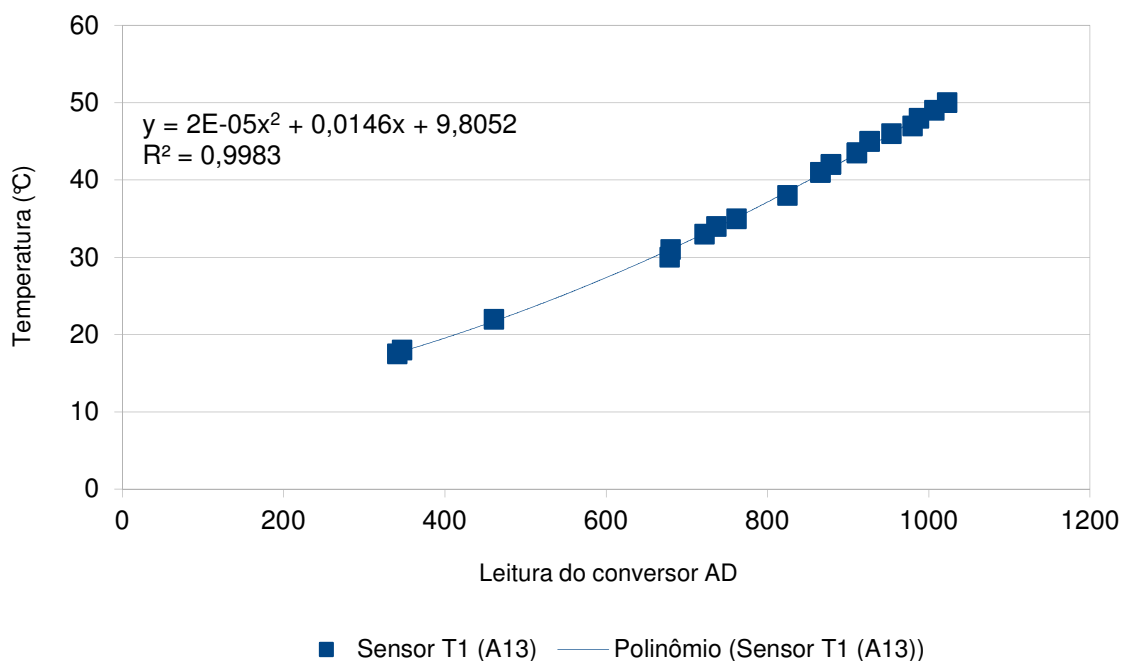


Figura 4.25 – Curva de calibração do sensor T1

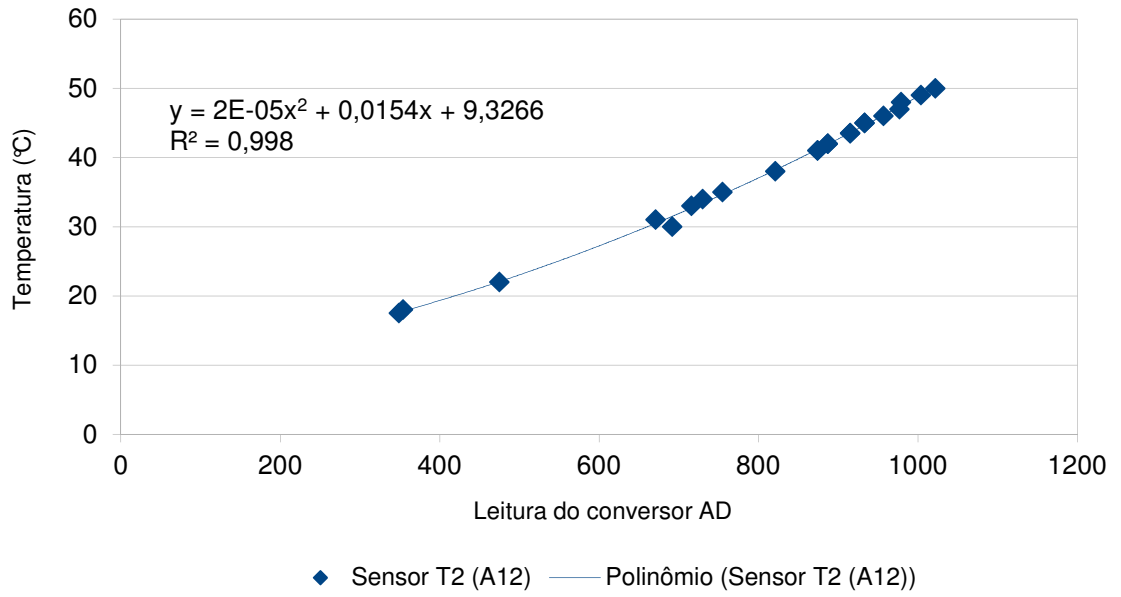


Figura 4.26 – Curva de calibração do sensor T2

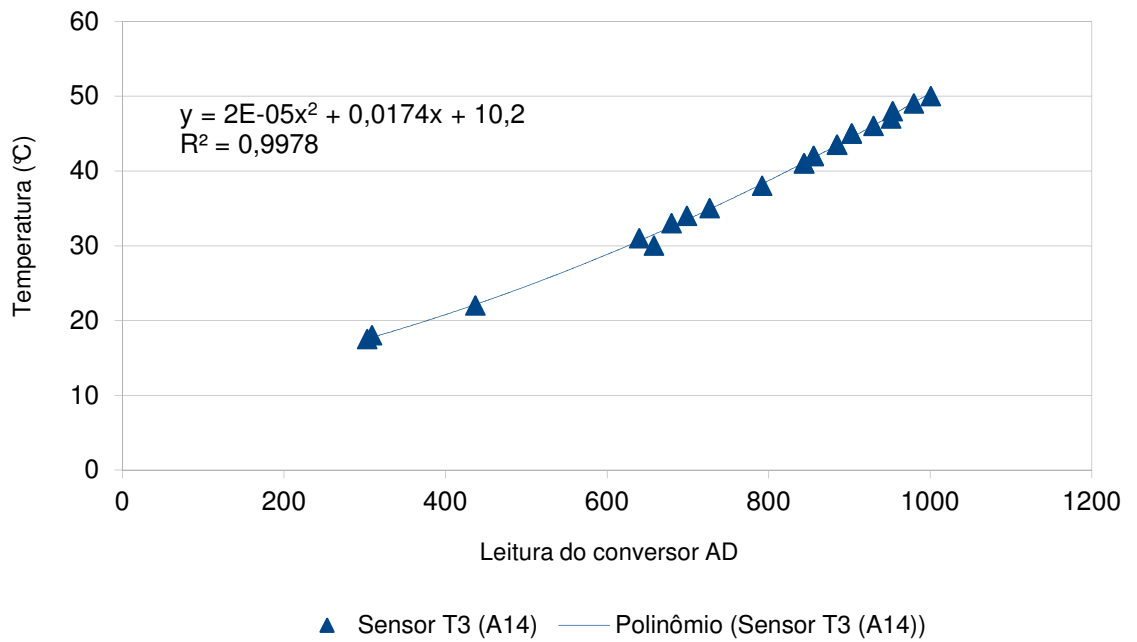


Figura 4.27 – Curva de calibração do sensor T3

Monitoramento da pressão do sistema

Para monitoramento da pressão na bancada optamos por usar um transdutor de pressão, também chamado de sensor de pressão, por ser um dispositivo compacto, preciso em leituras de baixa pressão e permite leituras de pressões diferenciais. O transmissor de pressão utilizado na bancada de fluxo pulsátil apresenta as seguintes características técnicas:

Fabricante	Range (bar)	Tensão de alimentação (Vcc)	Tensão de saída (Vcc)	Precisão
Velki	0 a 0,3	13 a 28 Vcc	0 a 5 Vcc	0,25% FE

Tabela 4.7 – Dados Técnicos do transmissor de pressão

Esses sensores funcionam basicamente convertendo a pressão recebida em sinal elétrico analógico. A conversão de pressão em um sinal elétrico é alcançada pela deformação física dos sensores de tensão ligados ao diafragma do transdutor de pressão e conectados em uma configuração de ponte de Wheatstone. A pressão aplicada ao transdutor produz uma deflexão do diafragma, que causa deformação aos sensores. A deformação produzirá uma alteração de resistência elétrica proporcional à pressão. Na Figura 4.28 mostra o transmissor de pressão usado na bancada.

O transmissor de pressão estará conectado na tubulação da bancada em contato direto com o fluido e registrará qualquer variação de pressão percebida no fluido.

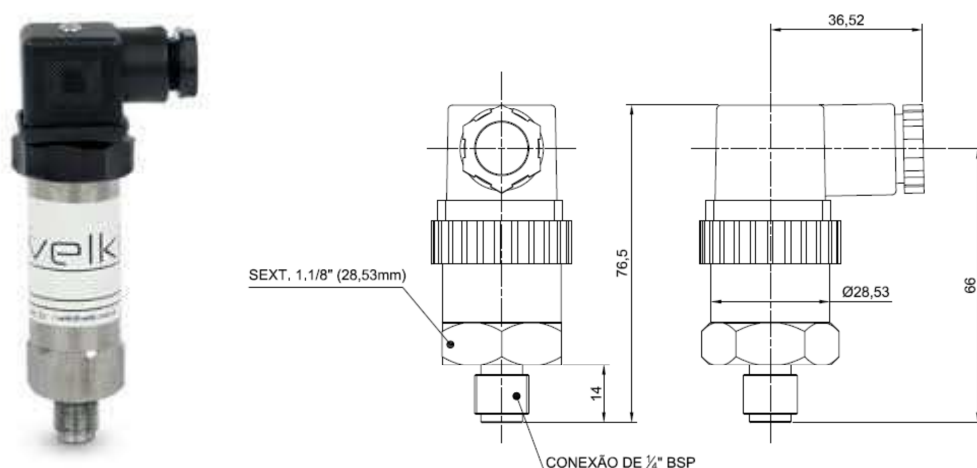


Figura 4.28 – Transmissor/sensor de pressão

Para garantir a confiabilidade das medições de pressão realizamos a calibração do transmissor de pressão. Para essa atividade contamos com o apoio do laboratório de

calibração do SENAI da Paraíba. A calibração foi realizada pelo método de comparação onde o transmissor foi conectado no sistema de calibração juntamente com um manômetro padrão calibrado. A pressão foi zerada no manômetro padrão e a leitura de tensão feita no transmissor. O transmissor foi alimentado por uma fonte de tensão e as leituras foram feitas com um multímetro de precisão em Volt e convertidas em bar.

Os resultados da calibração estão na tabela 4.8.

Valor Convencional - Padrão (bar)	Valor medido (Volts)	Valor medido (bar)	Erro (bar)
0,0	0,00	0,000	0,000
0,03	0,58	0,340	0,040
0,06	1,02	0,061	0,001
0,09	1,50	0,090	0,000
0,12	2,01	0,121	0,001
0,15	2,48	0,149	-0,001
0,20	3,36	0,202	0,002
0,30	5,10	0,306	0,006

Tabela 4.8 – Dados da calibração do transmissor de pressão

Monitoramento do número de ciclos por minuto

O número de batimentos cardíacos será simulado na bancada por meio de um sistema que conta o numero de voltas dadas pelo motor. Essa leitura é feita por um laser posicionado próximo ao motor de modo que cada rotação completa é identificada pelo laser. O laser faz o papel do sensor de batimento cardíaco, o mesmo permanece ligado todo o tempo emitindo luz sobre um sensor receptor que está ligado ao microcontrolador por um drive. Sempre que o laser for interrompido pela passagem da biela quando da rotação do motor, o microcontrolador contará um pulso, com a repetição desse pulso no tempo é calculado como frequência do batimento.

A figura 4.29 mostra a localização do emissor laser usado para simular a frequência de batimentos.

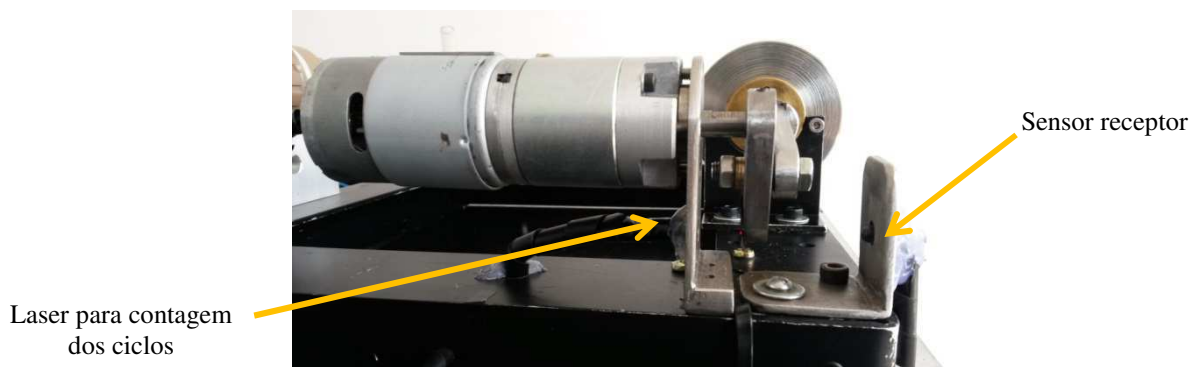


Figura 4.29 – Sistema de contagem de ciclos

Comunicação, monitoramento e aquisição de dados

Os sensores de temperatura usados por serem do tipo termorresistência é necessário um "drive" para conversão da resistência (KOhm) em um sinal de tensão de 0 a 5V. Então a temperatura modifica o valor da termorresistência que altera o valor de tensão que chega ao micro controlador. No microcontrolador o sinal analógico de tensão (0 a 5V) é convertido em digital pelo conversor A/D (analógico digital) de 10 bits, ou seja o valor de tensão máximo (5V) é dividido em 1023 intervalos. Com esse sinal lido, o valor é inserido na equação de calibração para transformar essa grandeza elétrica em temperatura.

Para o sinal de pressão, não é necessário um drive, pois o fabricante disponibilizou um drive no próprio sensor, desta forma o sinal de saída varia de 0 a 5V. Esse sinal é ligado diretamente o microcontrolador para ser digitalizado e convertido em valor de pressão.

Um arduíno foi usado para receber os sinais dos sensores de pressão e temperatura. Ele é uma plataforma física de computação de código aberto baseado em uma simples placa microcontroladora, e um ambiente de desenvolvimento para escrever o código para a placa. A linguagem de programação do arduíno é uma implementação do Wiring, uma plataforma computacional física semelhante, que é baseada no ambiente multimídia de programação Processing.

Os dados recebidos e processados no arduíno são enviados para um equipamento chamado Raspberry Pi onde são armazenados localmente em um cartão de memória e disponibilizado via rede de computadores.

O monitoramento simultâneo das informações durante o funcionamento da bancada pode ser feita em um computador através de um software que se comunica com o Raspberry Pi e apresenta no monitor os valores de temperatura, pressão e batimentos além dos gráfico que são gerados simultaneamente, ver Figura 4.30.

Todo o sistema de monitoramento foi desenvolvido para permitir o controle dos dados por meio de um software que denominado de MaC, em linguagem de programação C++. O software se comunica com o sistema de controle da bancada por meio do Raspberry através de uma rede local LAN ou mundial WAN. Isso significa que o monitoramento pode ser acompanhado à distancia, em ambiente virtual em local diferente de onde está sendo realizado os ensaios, ver Figura 4.30.

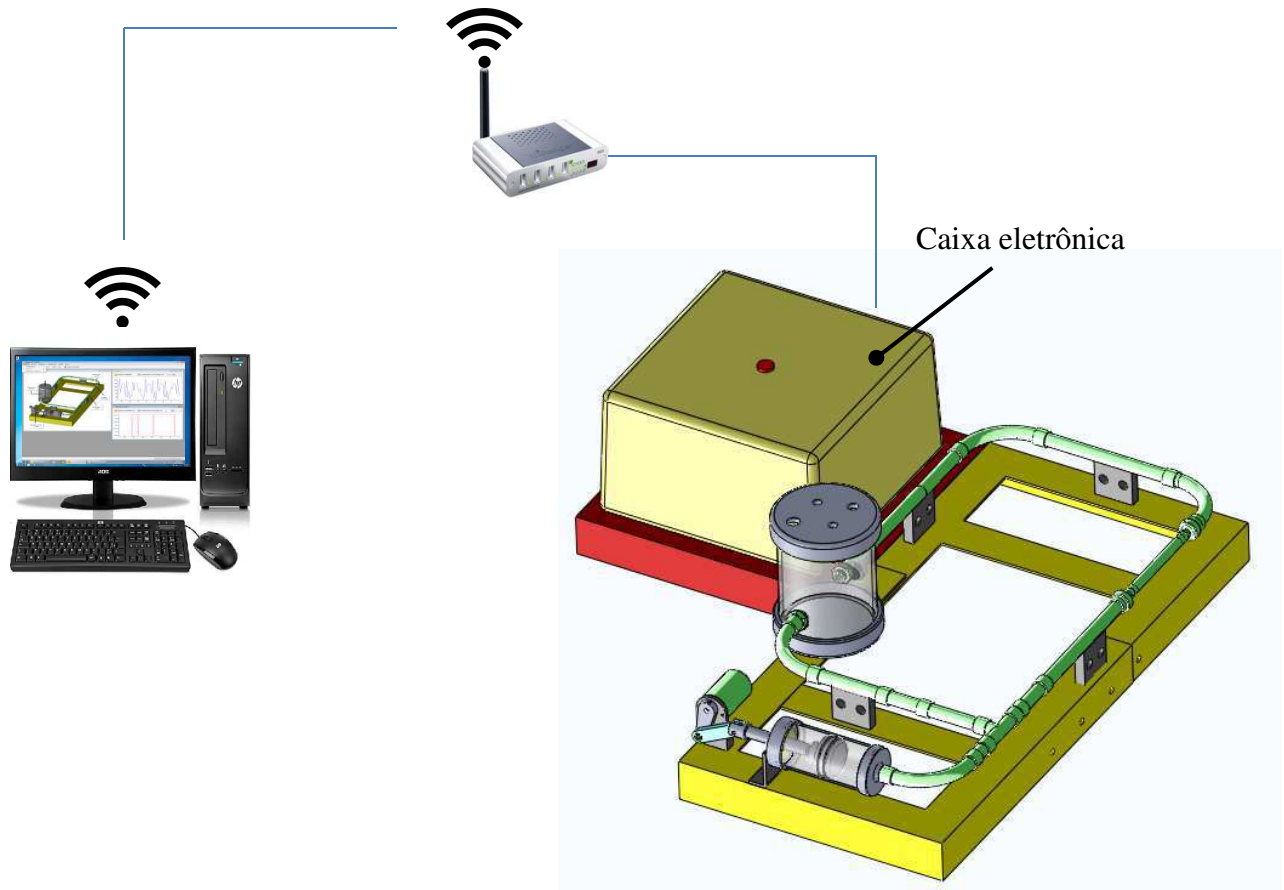


Figura 4.30 – Comunicação entre a bancada e o software de monitoramento

Para acessar o software e acompanhar os ensaios, basta abrir o programa que apresenta uma tela inicial como mostrado na Figura 4.31. Nessa tela é mostrado os valores lidos nos sensores conforme sua localização na imagem da bancada.

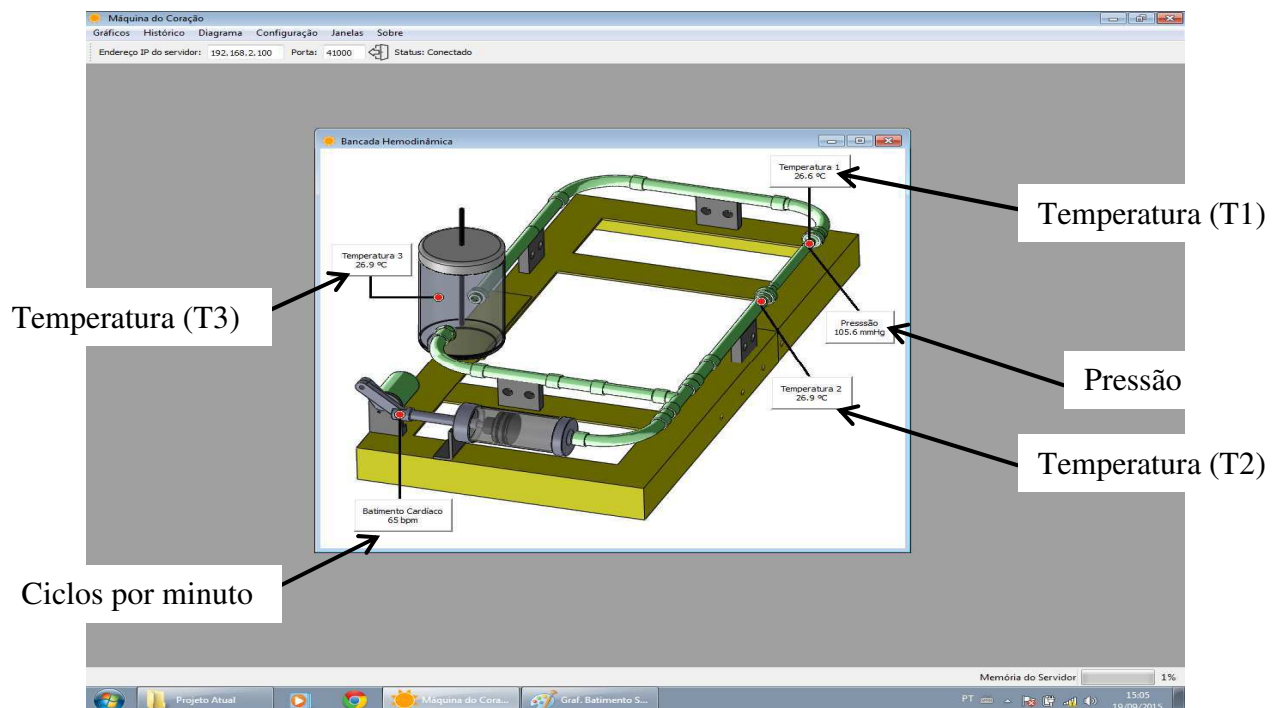


Figura 4.31 – Tela inicial do programa

No Menu “Gráfico” podem ser acessadas as telas dos gráficos de pressão, temperatura e batimentos por minuto, como mostra a Figura 4.32.

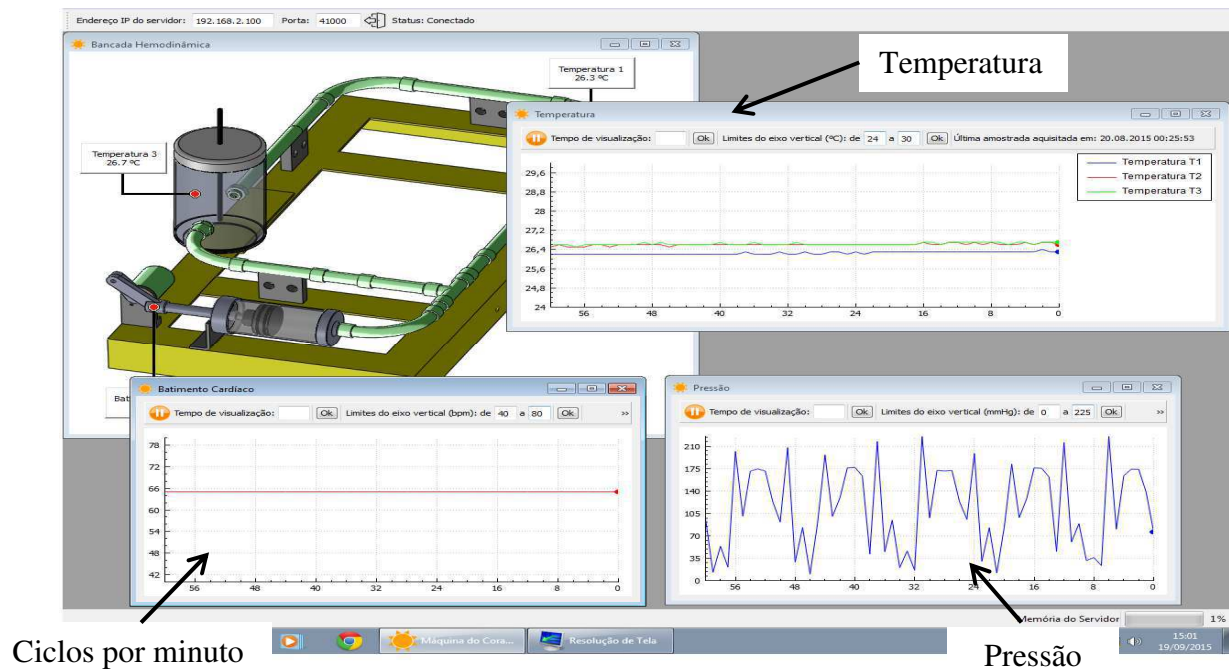


Figura 4.32 – Tela do software com os gráficos

As Figuras 4.33 a 4.34 mostram a montagem do sistema de instrumentação eletrônica e controle.



Figura 4.33 – Montagem da placa de circuito eletrônico

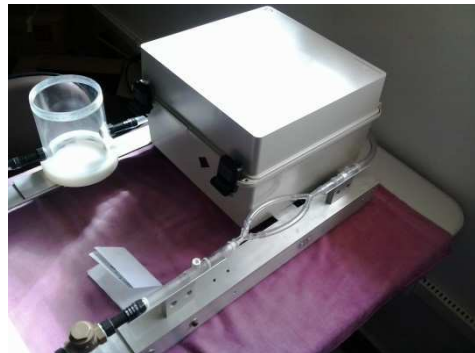


Figura 4.34 – Montagem do sistema eletrônico na caixa de proteção

4.5 Testes na bancada de fluxo pulsátil

4.5.1 Testes Preliminares

Vazamentos

O primeiro teste com fluido, água, a bancada apresentou alguns vazamentos nas conexões e mangueiras e precisaram ser totalmente eliminados uma vez que com vazamento seria impossível manter a pressão estável do sistema. Nas conexões esses vazamentos foram eliminados substituindo algumas conexões e em alguns casos com a colocação de fita de PTFE.

Vazão e fluxo em sentido único

As primeiras válvulas usadas na bancada influenciaram na pressão do sistema. A vazão das válvulas era inferior a vazão do próprio fluxo bombeado pelo pistão. Essas válvulas possuíam um assento plano para tubulações de $\frac{1}{2}$ " (Ver figura 4.35). Isso provocava um aumento de pressão no fluido e forçava o sistema gerador de pulso.

Foi realizado a substituição das válvulas de retenção, por uma que apresenta uma vazão maior que a do próprio sistema, utilizamos nesse caso as válvulas de $\frac{3}{4}$ " e com o tipo de fechamento diferente do modelo anterior, assento esférico (ver Figura 4.36). Esse assento possibilita melhor vedação e o tempo de resposta no fechamento é menor.

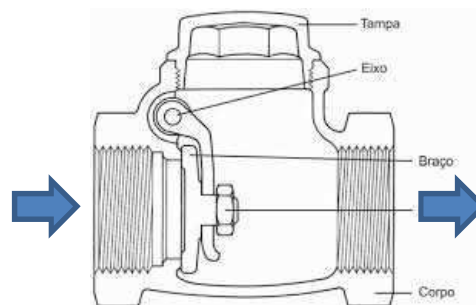


Figura 4.35 – Válvula de retenção com assento plano

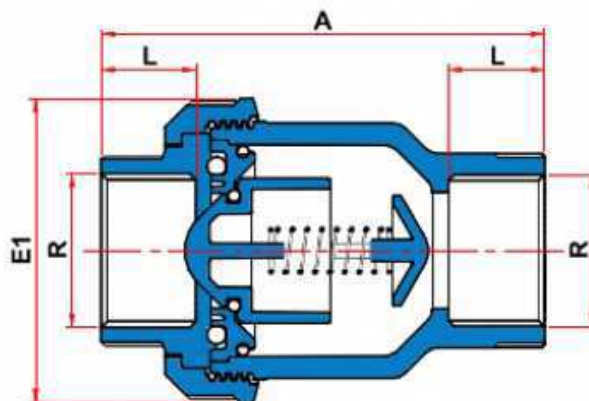


Figura 4.36 – Válvula de retenção com assento esférico

Estrutura da bancada

O movimento do sistema gerador de pulsos provocou vibrações inesperadas, sobretudo em frequências elevadas. A estrutura onde se encontra fixado o motor e o atuador linear se flexiona a cada ciclo podendo causar uma deformação por fadiga na estrutura de cantoneira. Esse problema foi minimizado colocando uma nervura na parte inferior da bancada nos pontos de maior vibração.

4.5.2 Testes do sistema

Esses testes foram realizados com o objetivo de avaliar o comportamento do sistema mecânico como um todo, o fluxo do fluido nas mangueiras e no reservatório como também avaliar o sistema de monitoramento e aquisição de dados.

Foram utilizados os seguintes parâmetros:

Fluido: água a temperatura ambiente

Reservatório: aberto – sistema despressurizado

Tempo de ensaio: 15 min em cada ciclo

Ciclos por minuto: 50 e 60 bpm

Os gráficos a seguir mostram o resultado dos testes para ciclos de 50 bpm e 60 bpm.

De modo geral a bancada apresentou um comportamento satisfatório durante todo o ensaio com uma uniformidade na rotação do motor sem variações significativas no número de ciclos, como também sem aquecimentos anormais. Percebemos que o movimento do êmbolo do pistão fez com que o conjunto inteiro do pistão se deslocasse para cima e para baixo podendo provocar o rompimento do mancal de sustentação e travar o movimento do êmbolo. Esse problema foi minimizado com a colocação de um suporte na parte anterior do pistão mantendo-o mais estável.

Após reiniciar, o sistema se normalizou, porém esse problema se repetiu algumas vezes. Depois de uma análise detalhada observamos que por algum motivo a porta virtual era modificada e a comunicação entre a eletrônica e o computador era perdido. Esse problema foi resolvido com a separação de fios e cabos de dados que num determinado ponto havia um cruzamento entre os fios de alimentação do motor e o cabo de dados.

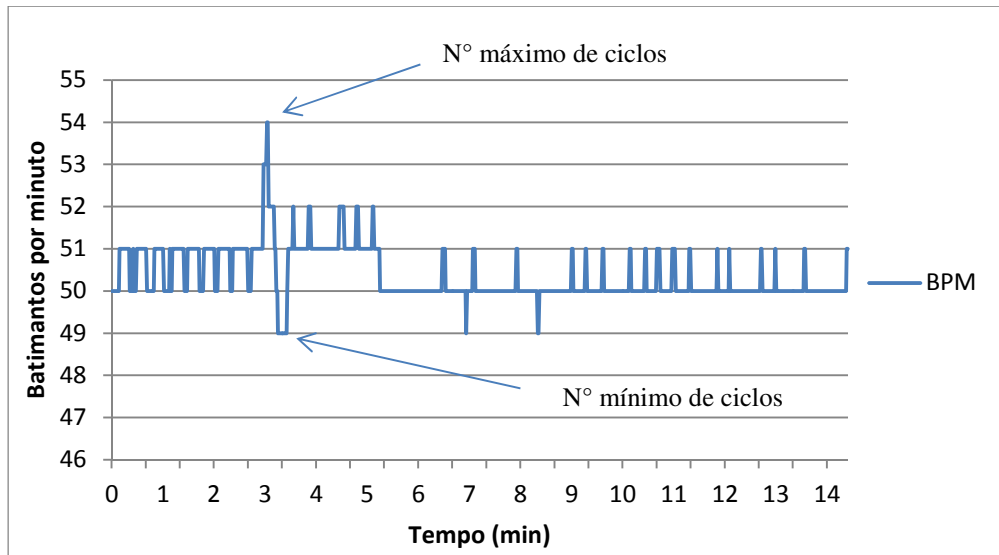


Figura 4.37 – Gráfico do ciclo de batimentos por minuto (50 bpm)

A Figura 4.37 apresenta o ciclo de batimentos por minuto que durante o ensaio variou entre 50 e 52 bpm salvo em alguns pontos onde houve uma variação maior (49 e 54 bpm). Essa variação foi em função da instabilidade do laser responsável pela leitura do movimento motor que foi resolvido facilmente fixando de forma mais firme o leitor de pulsos.

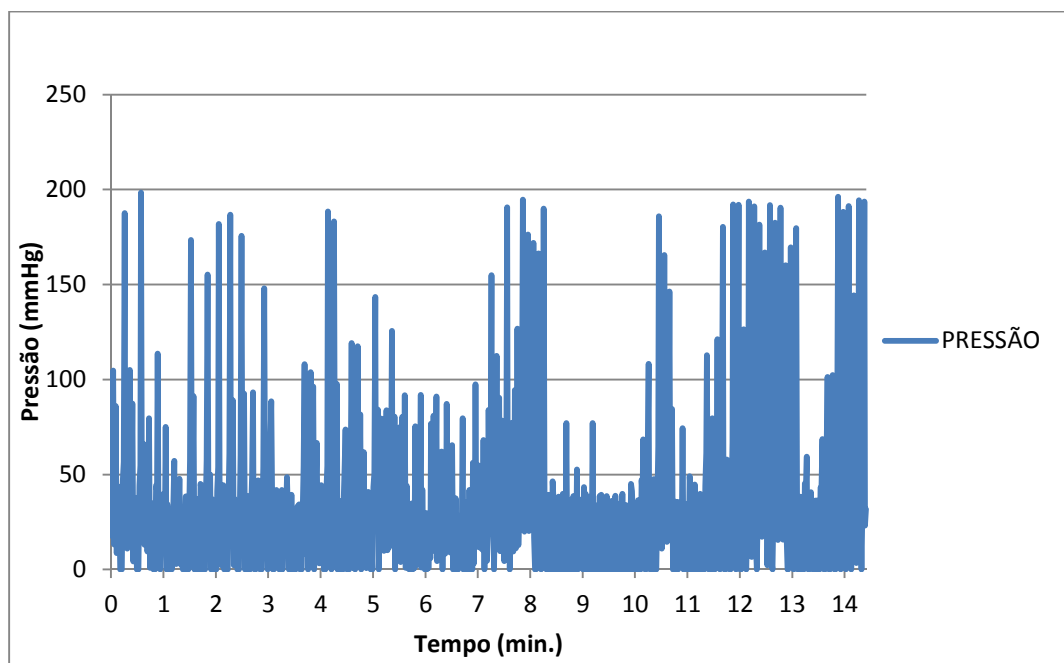


Figura 4.38 – Gráfico da pressão do fluido para 50 bpm

A Figura 4.38 mostra o gráfico da pressão do fluido durante o ensaio com uma variação muito grande indo de 0 a 200mmHg e sem apresentar comportamento cíclico. Esse fato se deve a dois fatores o primeiro é em função de o reservatório estar aberto, ou seja, sem uma

pressão inicial no fluido. Com isso há uma força exercida pela pressão atmosférica sobre a coluna de água que se movimenta para cima e para baixo provocando uma oscilação na pressão sobre o fluido. O outro fator é que durante o movimento de retorno do pistão gera-se um vácuo na tubulação fazendo com que contribua pela oscilação na pressão. Esse vácuo será eliminado com a vedação do reservatório e a regulagem de uma pressão inicial.

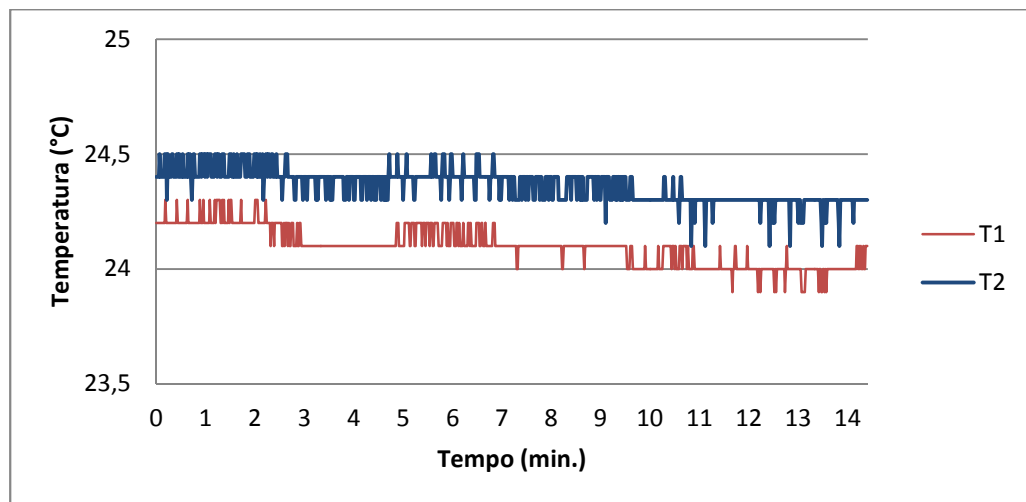


Figura 4.39 – Gráfico das temperaturas (T1 e T2) do fluido para 50 bpm

A Figura 4.39 mostra a variação de temperatura durante o ensaio, os sensores T1 e T2 estão posicionados antes (sensor 1) e depois (sensor 2) do corpo de prova a ensaiar. A variação da temperatura verificada, de 23,9°C para 24,3°C no sensor 1 e de 24,2°C para 24,5°C no sensor 2 é aceitável considerando que a precisão dos instrumentos é de 0,6°C, ou seja, a amplitude das leituras é de 0,6°C e os valores obtidos estão dentro dessa tolerância. Essa constatação valida os sensores de temperatura e sua aplicação na bancada.

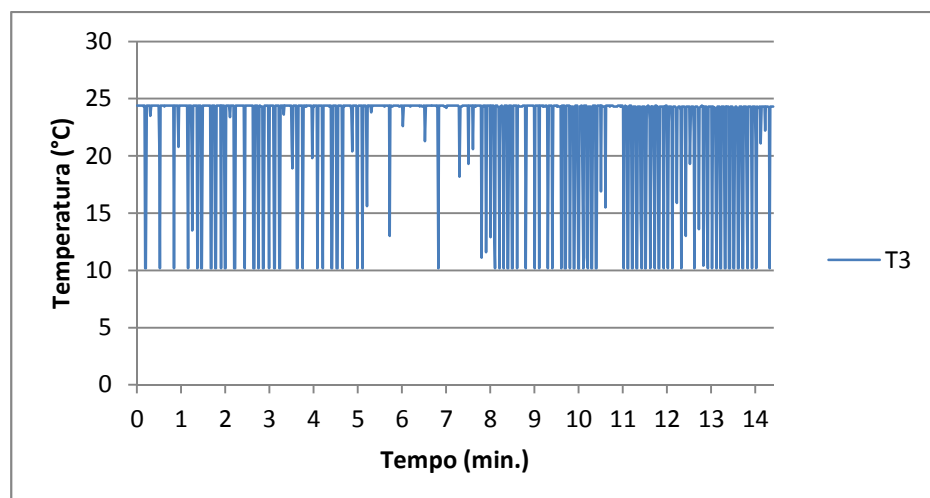


Figura 4.40 – Gráfico da temperatura (T3) do fluido para 50 bpm

No sensor T3 que se encontra posicionado no reservatório, apresentou um comportamento como mostra a figura 4.40. Uma variação brusca de temperatura em curto espaço de tempo ficou registrada, porém essa variação não ocorreu de fato com o fluido pois as condições do ensaio foram as mesmas e os sensores T1 e T2 não registraram essa variação brusca observada no sensor T3. Esse fato ocorreu pelo seguinte motivo, os sensores de pressão e temperatura estão conectados no mesmo arduino que possui apenas um conversor digital como relatado anteriormente o movimento de recuo do pistão gera vácuo que é observado no sensor de pressão como tensão negativa. Esse sinal de tensão negativa está provocando um erro de leitura no sensor T3. Esse problema será resolvido a partir do momento em que fecharmos o reservatório e pressurizar o sistema.

As Figuras 4.41 a 4.43 apresentam os gráficos de bpm, pressão e temperatura para 60 ciclos por minuto, realizados nas mesmas condições do ensaio descrito anteriormente e apresentados nas Figuras de 4.37 a 4.40.

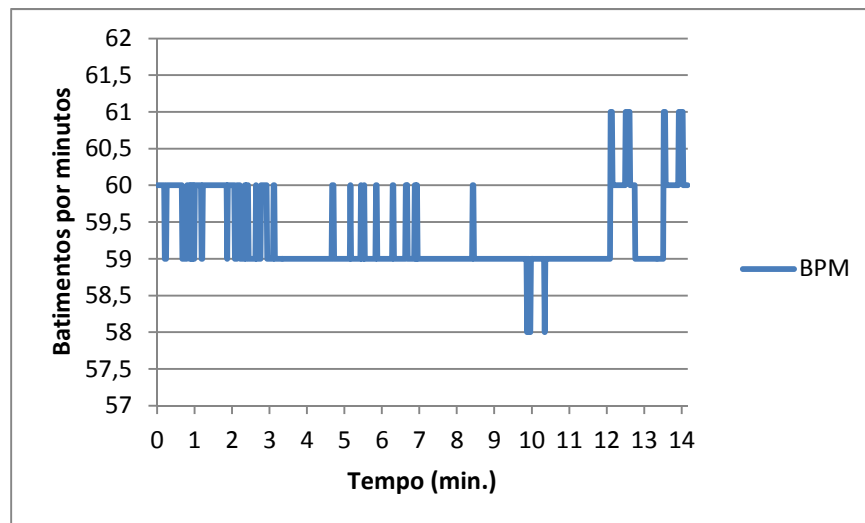


Figura 4.41 – Gráfico do ciclo de batimentos por minuto (60 bpm)

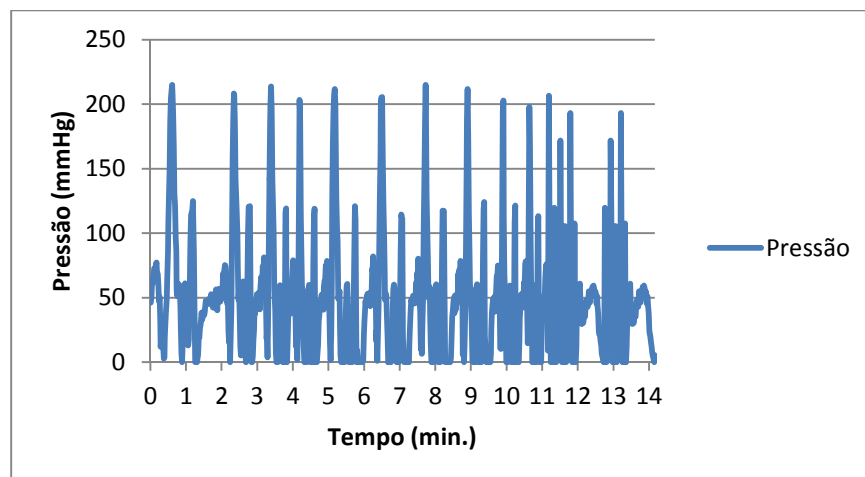


Figura 4.42 – Gráfico da pressão do fluido para 60 bpm

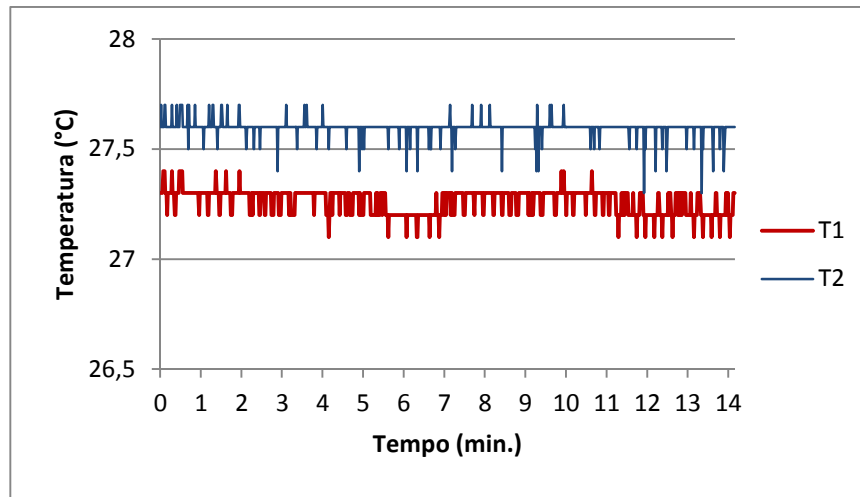


Figura 4.43 – Gráfico das temperaturas (T1 e T2) do fluido para 60 bpm

Os testes iniciais realizados cujos resultados foram apresentados nessa seção tiveram seus objetivos atingidos, pois conseguimos avaliar o comportamento da bancada em sua estrutura física, o fluxo do fluido circulando de forma sequencial e pulsátil, sensores funcionando a contento e o sistema de monitoramento e aquisição de dados. Os resultados mostram o bom funcionamento e dentro das expectativas esperadas. O sistema de monitoramento e aquisição de dados apresentou em alguns momentos inconsistências, mas foram sanadas com apoio da empresa SUNA Engenharia.

4.5.3 Teste do sistema com corpo de prova

Após os testes iniciais de funcionamento da bancada realizamos ensaios por um período mais longo em duas amostras de titânio em forma de disco conforme Figura 4.28. O objetivo é avaliar o comportamento de todos os subsistemas quando submetidos a períodos mais longos.

Parâmetros do teste:

Fluido: Água com sal numa proporção de 3,5g de sal por litro de água

Reservatório: aberto – sistema despressurizado

Tempo de ensaio: 3 horas por amostra

Ciclos por minuto: 50 bpm

Amostra 1: Ti 28N6 – Forma de disco com diâmetro de 12mm e 1mm de espessura

Amostra 2: Ti 27N6 – Forma de disco com diâmetro de 12mm e 1mm de espessura



Figura 4.44 – Corpo de prova (Ti 28 N6)

Para esse teste foi utilizado um suporte de corpo de prova desenvolvido especificamente para esse fim. O disco, corpo de prova, foi inserido no suporte de modo que o fluxo de fluido ocorresse na face do disco. Ver figura 4.45.

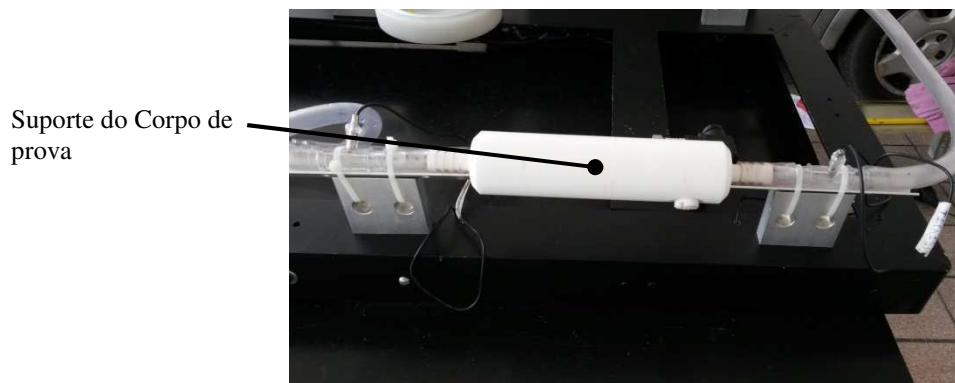


Figura 4.45 – Suporte do Corpo de prova

Foram analisadas duas amostras em forma de disco onde o fluido, água com sal, circulou por um período de 3 horas por amostra, o que significa que cada amostra foi submetida a 9.000 ciclos, totalizando 18.000 ciclos realizados pela bancada.

Durante o ensaio podemos avaliar, também, a monitoramento remoto da bancada. Esse monitoramento remoto ocorreu com o software Team Viewer instalados em dois computadores, um onde o sistema de dados da bancada está instalado e outro a uma distância de aproximadamente 2km do local de testes. Esse resultado foi um sucesso e foi possível acompanhar todo o ensaio à distância, monitorando os dados e gráficos gerados.

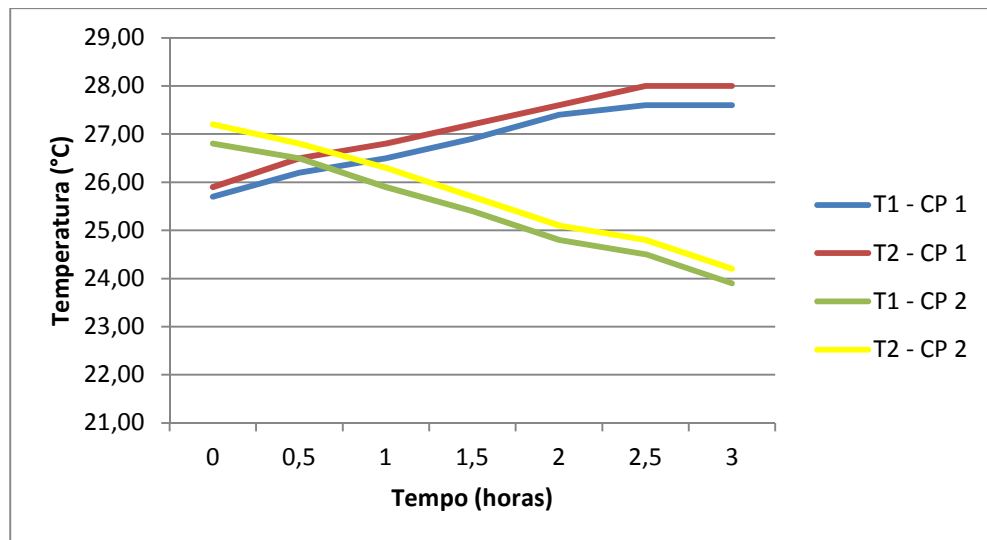


Figura 4.46 – Gráfico da temperatura do fluido – Corpo de prova 1 e 2

Os resultados dos ensaios mostraram o bom desempenho da bancada. O comportamento do número de ciclos por minuto foi satisfatório apresentado uma variação de apenas 3 bpm em 3 horas. Com relação a temperatura o gráfico da Figura 4.46 apresenta relação entre T1 e T2 inferior a precisão do instrumento. A diferença das temperaturas entre CP 1 e CP 2 deve-se a temperatura ambiente ter diminuído entre o primeiro ensaio que iniciou as 10:00 e o segundo que iniciou as 16:00.

4.5.4 Teste do sistema pressurizado

Foram realizados testes com a tampa do reservatório lacrada, ou seja, com o sistema pressurizado, o que permitiu analisar o comportamento das variáveis de pressão e temperatura durante o funcionamento da bancada nessa condição. Para garantir o bom funcionamento do fluxo existe um volume de ar dentro do reservatório como mostrado na Figura 4.24, que permite o movimento da coluna de água quando do avanço e recuo do pistão. Para vedação do reservatório foi utilizado um anel de borracha de seção retangular entre a tampa e o copo do reservatório.

Para pressurizar o sistema foi utilizado uma bomba manual conectado a tampa do reservatório com mostrado na Figura 4.47 e bombear ar para seu interior. Ao inserir ar no reservatório deve-se observar a posição da coluna do fluido dentro dele, essa coluna deve estar na posição inferior, ou seja, quando o pistão estiver no PMI. Dessa forma quando o fluido subir, irá pressionar o volume de ar gerando uma pressão máxima quando o pistão estiver no PMS e uma pressão mínima quando em seu PMI. Esse movimento se repete de

forma sequencial durante todo ensaio. É fundamental que não haja vazamentos no sistema. O volume de água deslocado é igual ao volume deslocado pelo pistão.

Durante o bombeamento de ar para o interior do reservatório foi observado no software a leitura da pressão e quando atingido a pressão de 50 mmHg fechou-se imediatamente a válvula de passagem, ficando dessa forma o sistema pressurizado. Esse valor, portanto é o valor mínimo do fluido, pois quando do movimento do pistão o fluido sobe comprimindo a ar que por sua vez pressiona o volume de fluido.

Esse ensaio foi realizado com água por um tempo de 30 min e 60 bpm.



Bomba manual

Válvula de passagem

Figura 4.47 – Sistema de pressurização do reservatório

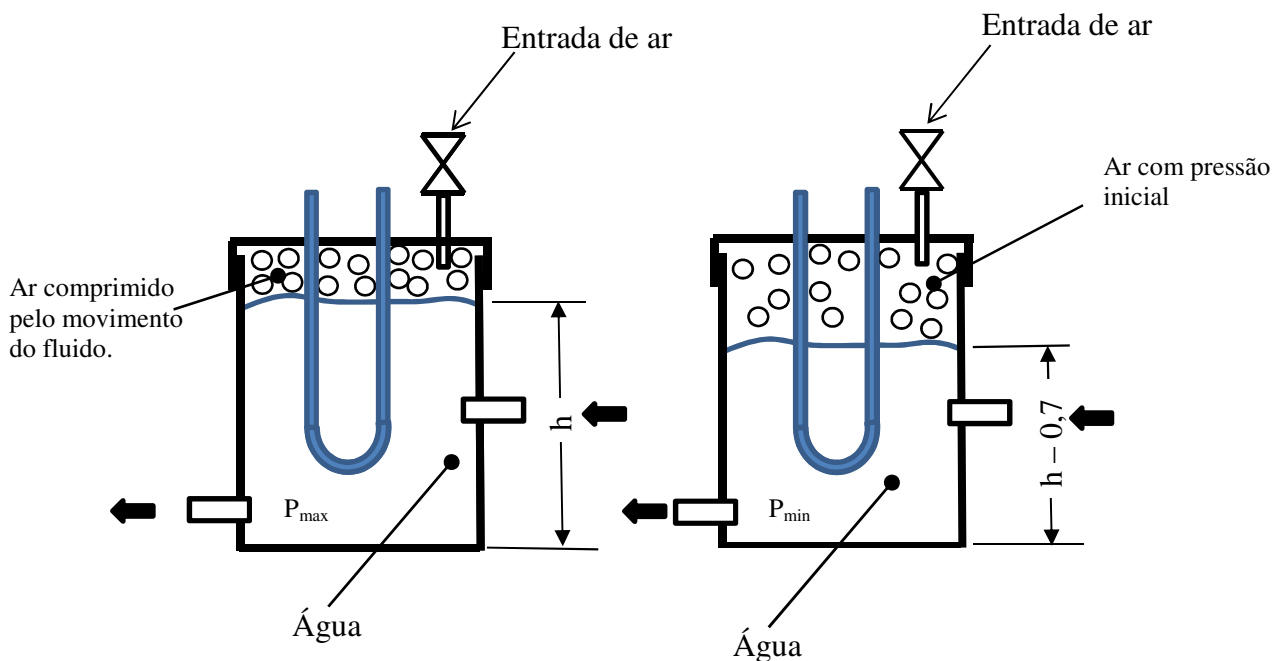


Figura 4.48 – Esquema do comportamento da pressão do ar dentro do reservatório

Com o sistema pressurizado foi realizado testes e os resultados do comportamento da pressão são apresentados na figura 4.49.

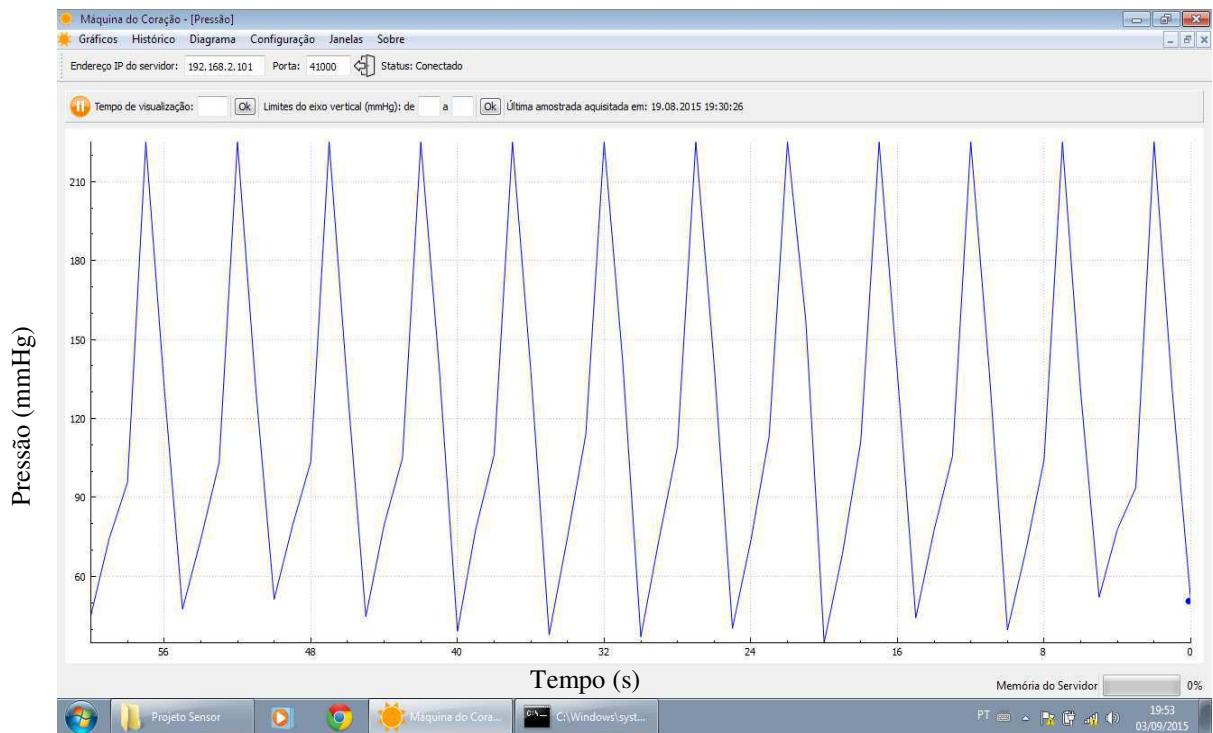


Figura 4.49 – Gráfico da pressão em função do tempo para o sistema pressurizado

A pressão apresenta um comportamento periódico com período de 5s. A pressão mínima registrada foi de 52mmHg e a máxima 215mmHg. Esse comportamento cíclico prova a uniformidade do sistema em repetir os resultados, fator importante para utilização do sistema em ensaios com stents com pulsação como o coração.

Durante esses testes avaliamos o processo de aquecimentos do fluido. Nosso objetivo foi se certificar de que o sistema de aquecimento e a capacidade de permanecer com a temperatura do fluido no intervalo de 35°C a 39°C como previsto na ASTM 2477-07.

O aquecimento do fluido acontece por meio de uma resistência elétrica colocada dentro do reservatório. O sistema está programado acionar (ligar) a resistência quando a temperatura do fluido estiver decrescendo com tendência a ficar abaixo do valor mínimo e desligar quando estiver crescendo com tendência de superar o valor máximo. O set de pressão pode ser ajustado pelo operador.

A Figura 4.50 mostra o funcionamento do sistema de aquecimento. A temperatura cresce no reservatório (T3) da temperatura ambiente se mantém no Setpoint pré-definido do sistema. Nitidamente percebe-se uma estabilidade no sistema de aquecimento do fluido mantendo a temperatura dentro dos limites necessários para cada ensaio.

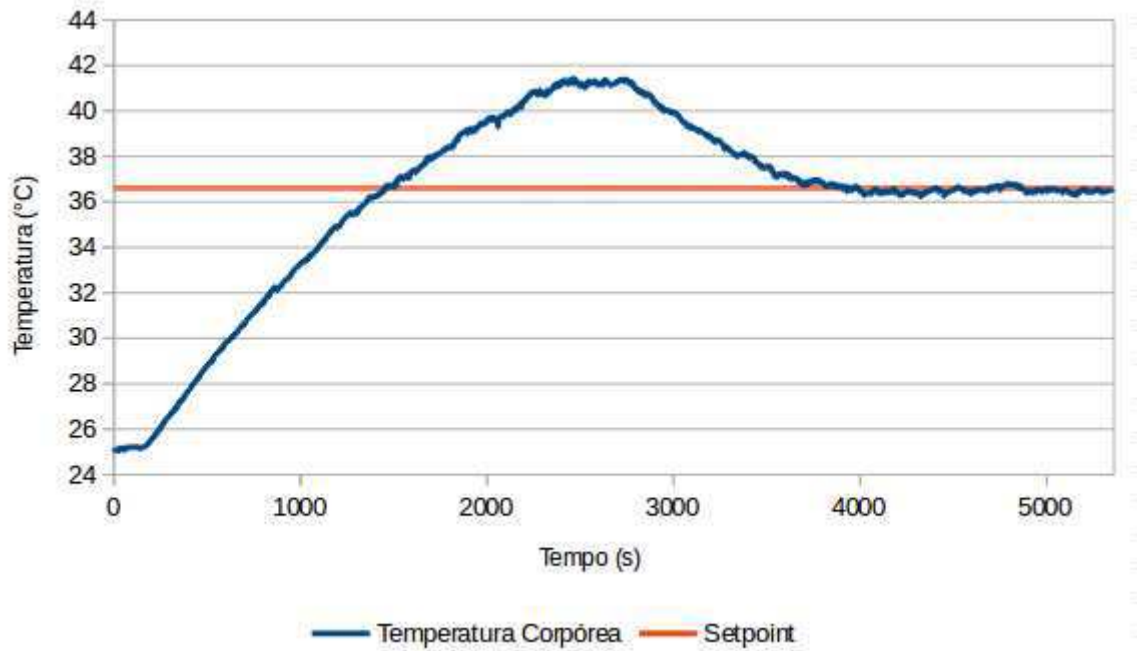


Figura 4.50 – Gráfico da temperatura em função do tempo para o sistema pressurizado

4.5.5 Teste do sistema pressurizado com stent

O teste com stent foi realizado para avaliar o comportamento da bancada também nessas condições. As condições do ensaio foram as seguintes:

- Fluido: Água a temperatura ambiente
- Ciclos por minuto: 65bpm
- Sistema pressurizado
- Pressão inferior: 30 mmHg
- Pressão superior: 225mmHg
- Tempo do ensaio: 2h

Dados da amostra:

- Amostra: Stent periférico expansível por balão, ver Figuras 4.51 e 4.52.
- Fabricante: Biotronik
- Dimensões:
 - Diâmetro nominal: 6 mm
 - Comprimento: 38 mm



Figura 4.51 – Embalagem do Stent utilizado no ensaio com os dados técnicos

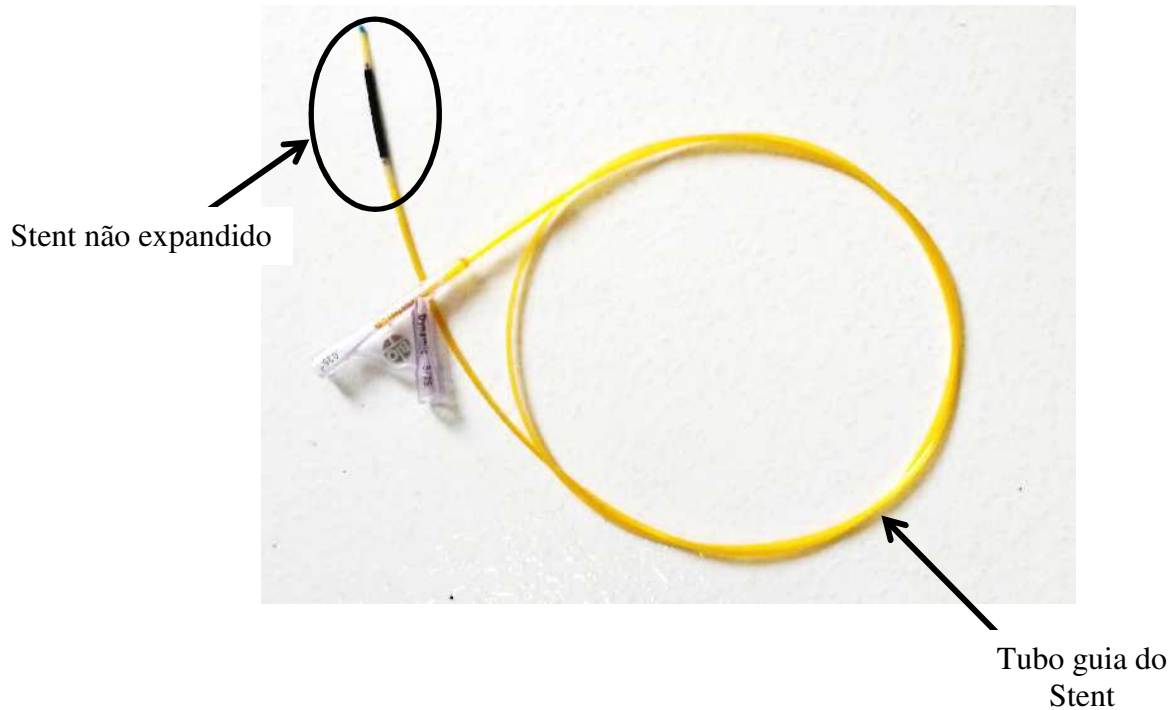


Figura 4.52 – Stent no suporte – Não expandido

O Stent foi inserido no tubo da bancada utilizando seus acessórios de implante, como normalmente é colocado nas artérias humanas, ou seja, foi introduzido no tubo 1, como mostrado na Figura 4.53, e inflado o balão com ar comprimido. Em seguida foi retirado os acessórios e o Stent ficou posicionado na mangueira, ver Figura 4.54.

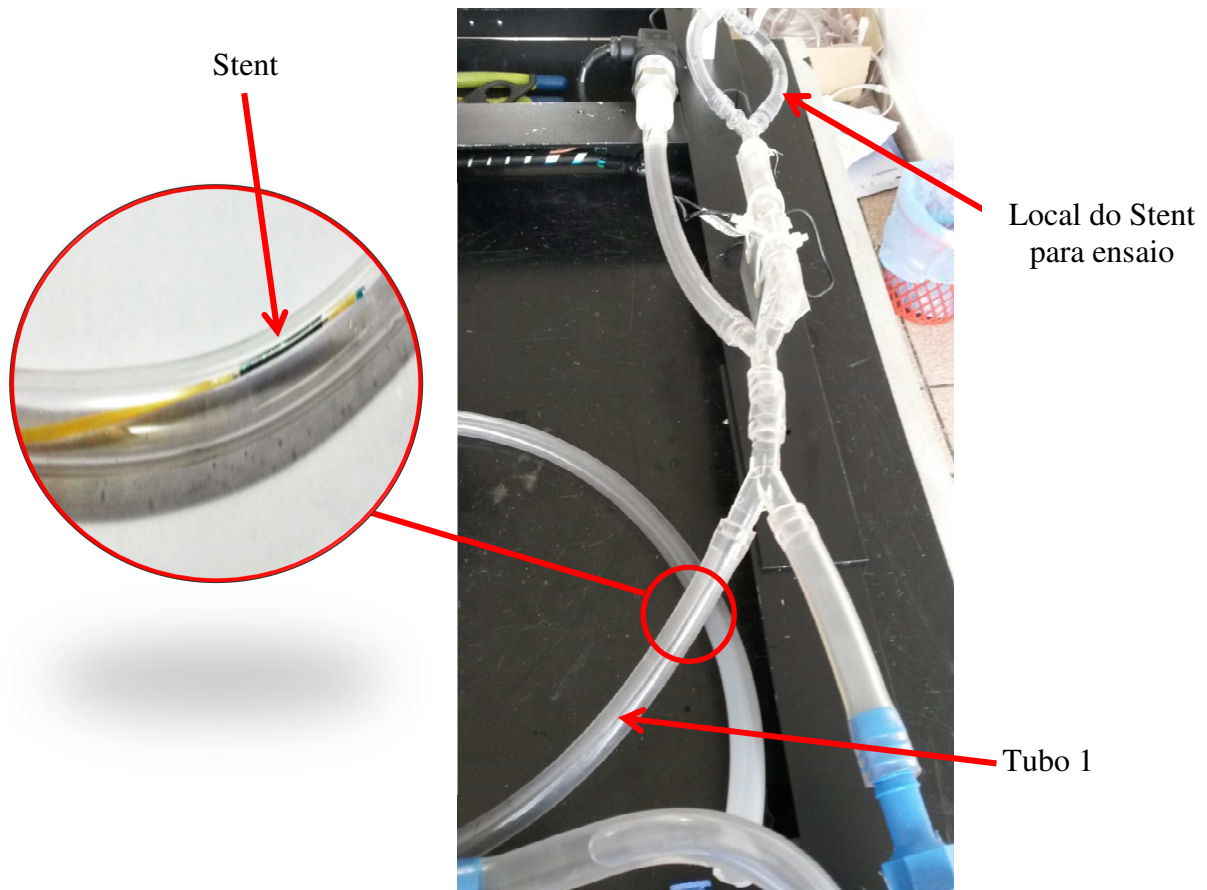


Figura 4.53 – Inserção do Stent no tubo



Figura 4.54 – Stent inserido no tubo - Expandido

O ensaio foi realizado durante duas horas com 65 ciclos por minuto resultando num total de 7.800 ciclos durante todo o ensaio.

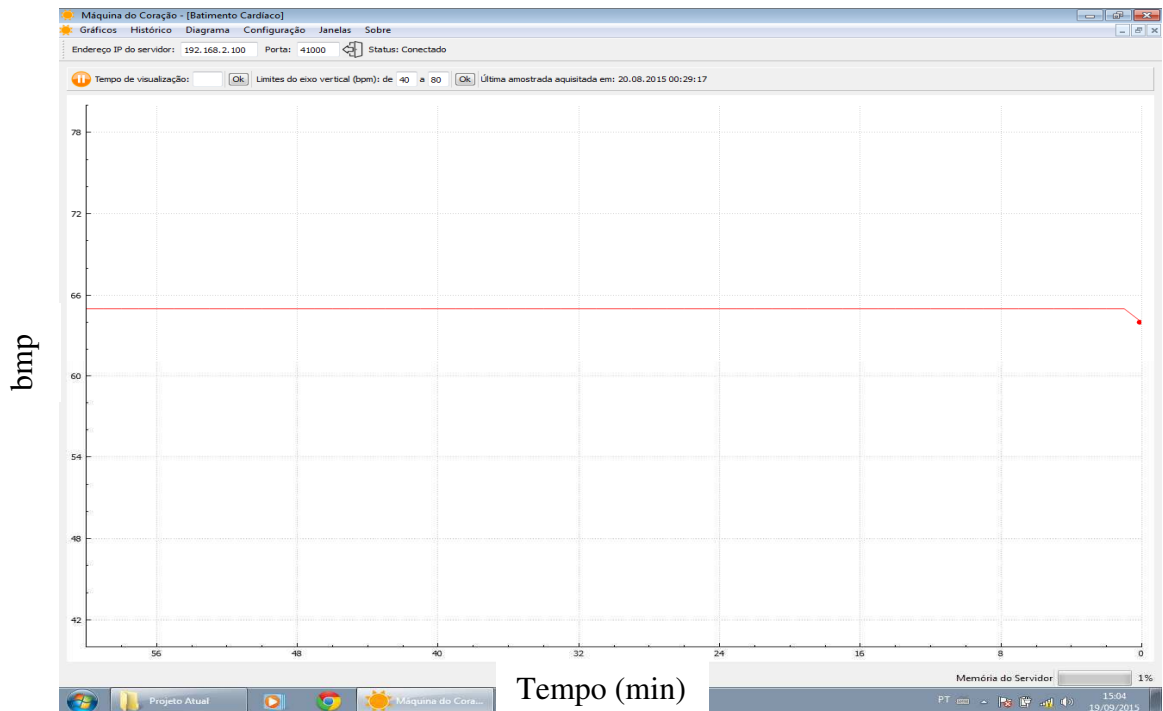


Figura 4.55 – Gráfico do batimentos por minuto

A Figura 4.55 mostra a estabilidade do sistema para os ciclos por minuto. Durante todo o ensaio a variação nos batimentos por minuto foi mínima, mantendo-se em 65 ± 1 ciclo/min.

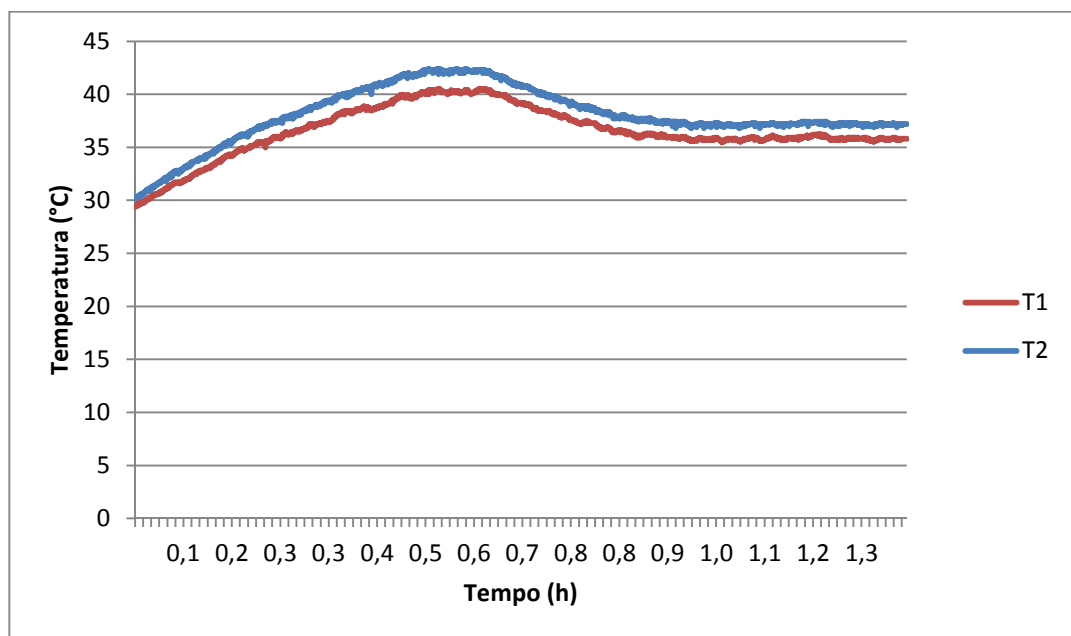


Figura 4.56 – Gráfico da temperatura em função do tempo para o ensaio com Stent

O sistema de aquecimento funcionou adequadamente nesse ensaio apresentando o comportamento da Figura 4.56. O aquecimento do fluido do reservatório, como já abordado anteriormente, foi feito por meio de uma resistência elétrica instalada dentro do reservatório. O fluido aqueceu gradativamente até 42°C e em seguida decresceu até atingir a temperatura

do Set point de regulação do sistema de $36,6^{\circ}\text{C}$. A partir daí se manteve nos parâmetros estabelecidos com uma variação entre $35,5^{\circ}\text{C}$ e $37,2^{\circ}\text{C}$. Como prever a norma ASTM 2477-7 a temperatura para análises em Stents deve ser de $37^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$, logo o sistema de aquecimento da bancada está atendendo o critério temperatura.

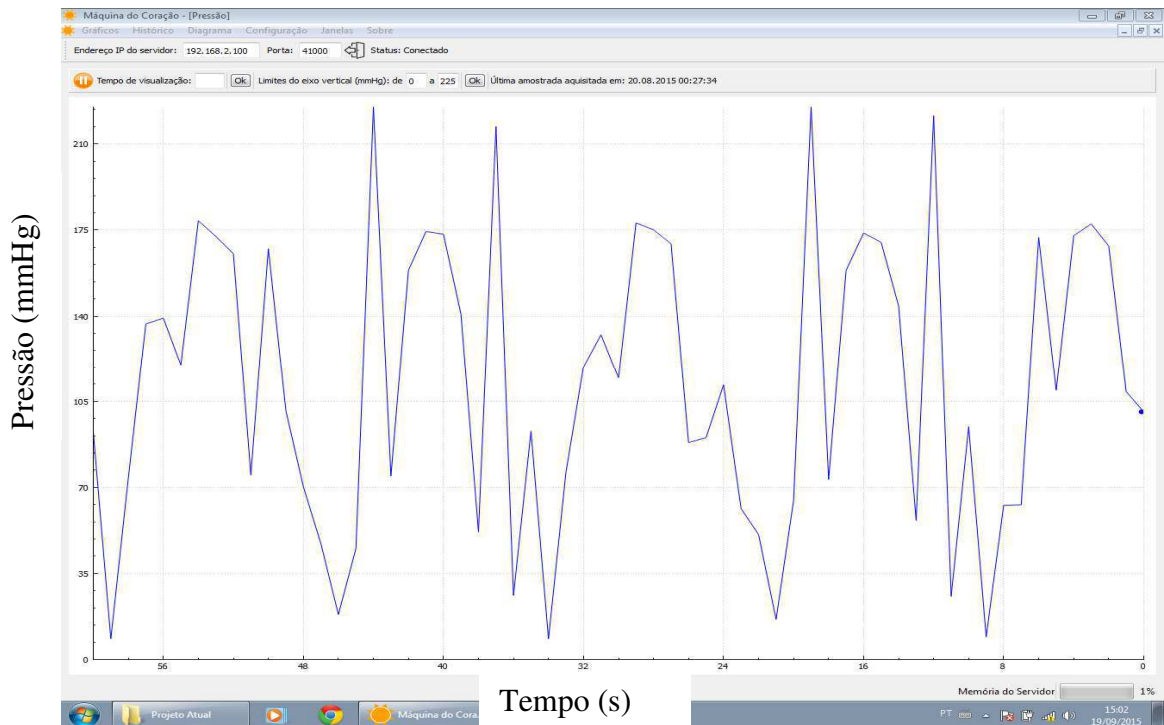


Figura 4.57 – Gráfico da pressão em função do tempo para ensaio em Stent

O sistema não apresentou uma uniformidade nos dados da pressão durante o ensaio. Conforme apresentado no gráfico da Figura 4.57, o comportamento da pressão foi inconstante com tendência periódica. A pressão variou de 30 mmHg a 225mmHg com valores intermediários aleatórios.

Como vimos na Figura 2.8 à sístole e diástole ocorrem em aproximadamente 0,8 segundos, ou seja, para avaliar se o sistema reproduz o ciclo cardíaco no item pressão, é necessário que o sistema de aquisição de dados realize leituras a cada 0,4 s aproximadamente, quando ocorre a sístole. O sistema de aquisição de dados utilizado na bancada tem configuração mínima de 1s para as leituras.

Dessa forma não podemos concluir que o sistema proposto reproduz o ciclo cardíaco no item pressão, uma vez que o gráfico gerado no ensaio mostra dados coletados a cada 1 segundo.

CAPÍTULO 5

5 CONCLUSÕES E SUGESTÕES

5.1 Conclusões

A partir dos resultados obtidos nesse trabalho conclui-se que:

- Foi possível o desenvolvimento de uma bancada experimental de fluxo pulsátil de baixo custo com controle de pressão, temperatura e batimentos por minuto, apresentando todos os dados técnicos e especificações;
- Foi possível o desenvolvimento de um sistema de instrumentação e controle da bancada, com uma interface didática e de fácil operação;
- Foi possível de desenvolver uma bancada versátil que pode ser configurada para diversas outras situações de ensaios fazendo apenas pequenas adequações, como por exemplo, a utilização do fluxo contínuo fazendo apenas a substituição do gerador de pulso por um sistema de geração contínuo;
- A válvula de retenção desenvolvida não funcionou adequadamente devido a baixa vazão e a velocidade de fechamento ser inferior a necessária, sendo dessa forma utilizado um modelo comercial;
- A estrutura da bancada foi subdimensionada com relação aos esforços atuantes de tal forma que foi necessário o reforço da mesma;
- Foi possível desenvolver um software de monitoramento capaz de coletar dados de pressão, temperatura e número de ciclos por minuto, que permite também a geração de gráficos simultaneamente ao funcionamento da bancada, podendo ser acompanhado remotamente via internet em locais distantes da realização dos testes;
- Foi possível simular ciclos pulsátil com variação de pressão entre 25mmHg a 225mmHg em 6 horas de testes;
- O comportamento do número de ciclos por minuto foi satisfatório apresentando apenas uma variação de 1bpm em 6 horas de testes;
- Durante o ensaio na bancada experimental desenvolvida o sistema de aquecimento funcionou adequadamente apresentando uma variação entre 36°C a 38°C.

5.2 Sugestões de trabalhos futuros

- Melhorar estrutura da bancada dando mais robustez para minimizar os efeitos de vibrações, sobretudo em ensaios com frequências elevadas;
- Melhorar o sistema de aquecimento do fluido podendo posicioná-lo totalmente imerso no fluido;
- Substituir/adequar o sistema de aquisição de dados por um capaz de fazer leituras a cada 0,4 segundo.
- Inserir um sistema direto ou indireto para medição de deformação radial (Compliance) que seja compatível com a frequência utilizada nos testes;

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

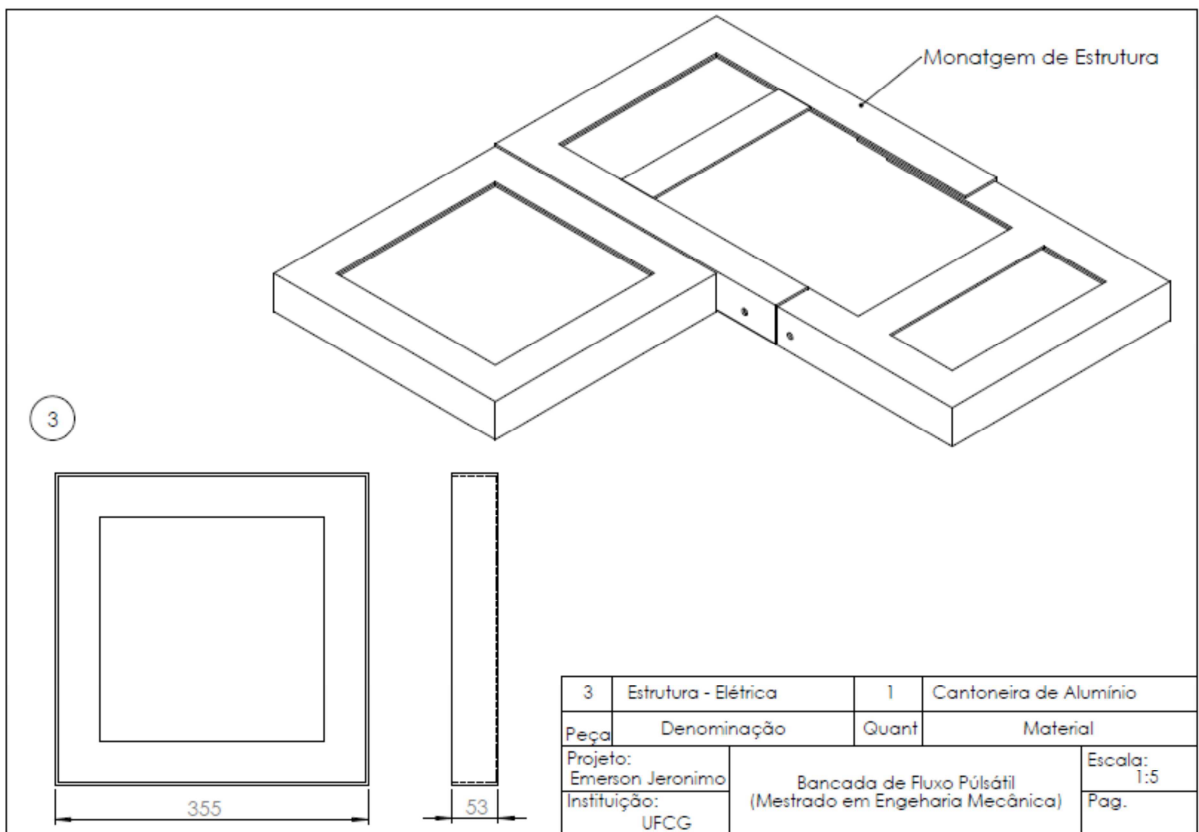
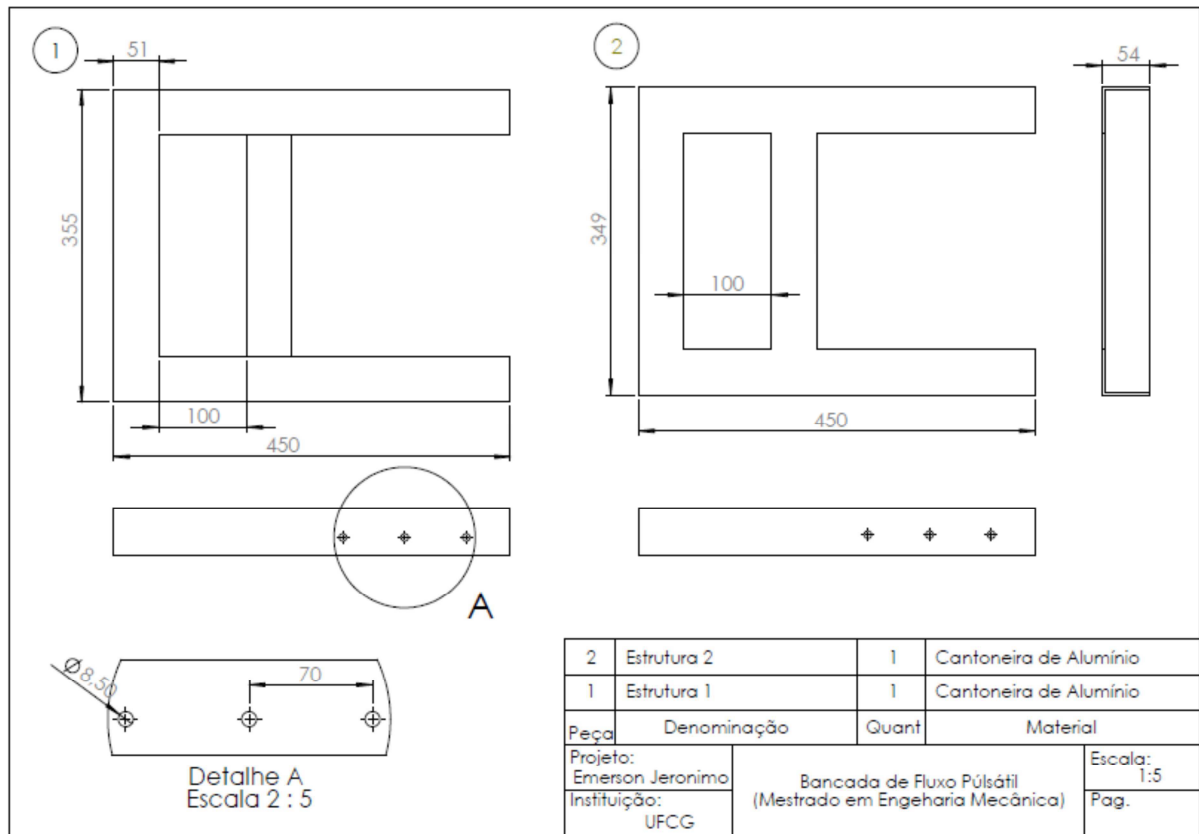
- AMERICAN HEART ASSOCIATION. **Heart Disease and Stroke Statistics 2010 Update**. Dallas, TX. American Heart Association. Disponível em:
http://www.americanheart.org/downloadable/heart/1265665152970DS3241%20HeartStrokeUpdate_2010.pdf
- BAVRY AA, KUMBHANI DJ, RASSI AN, BHATT DL, ASKARI AT. **Benefit of early invasive therapy in acute coronary syndromes: a meta-analysis of contemporary randomized clinical trials**. J Am Coll Cardiol. 2006;48(7):1319-25. 94
- BRAUN. **Manual de Instruções do Stent Coronário Montado em Cateter Balão Expansível COROFLEX**, versão 06/2007.
- BRAUNWALD, E. THE SIMON DACK LECTURE: **Cardiology: the past, the present, and the future**. J Am Coll Cardiol. 2003; 42: 2031-41.
- CONTI, J. C., STROPE, E. R., ROHDE, D. R. AND GREISLER, H. P., **A New Technique to Determine Vascular Compliance *In Vivo***, National Heart Lung and Blood Institute Contractors Meeting. Louisville, KY, 1989.
- CONTI, J.C.; STROPE, E.R.; PRICE, K.S.; GOLDENBERG, L.M., **The High Frequency Testing of Vascular Grafts and Vascular Stents: Influence of Sample Dimensions of Maximum Allowable Frequency**. In: Rocky Mountain Bioengineering Symposium, 1999. Biomedical Science Instrumentation, 35 1999, p.339-346.
- FDA, 2010. Guidance for Industry and FDA Staff - Non-Clinical Engineering Tests and Recommended Labeling for Intravascular Stents and Associated Delivery Systems.**
- ASTM 2477-7. **Standard Test Methods for in vitro Pulsatile Durability Testing of Vascular Stents**
- GONZA, E. R., MASON, W. F., MARBLE, A. E., and others, **Necessity for Elastic Properties in Synthetic Arterial Grafts**. Can. J. Surg., 17, 176-179 (1974).
- GOW, B. S., **An Electrical Caliper for the Measurement of Pulsatile Arterial Diameter In Vivo**. J. Appl. Physiol, 21, 1122 (1960).

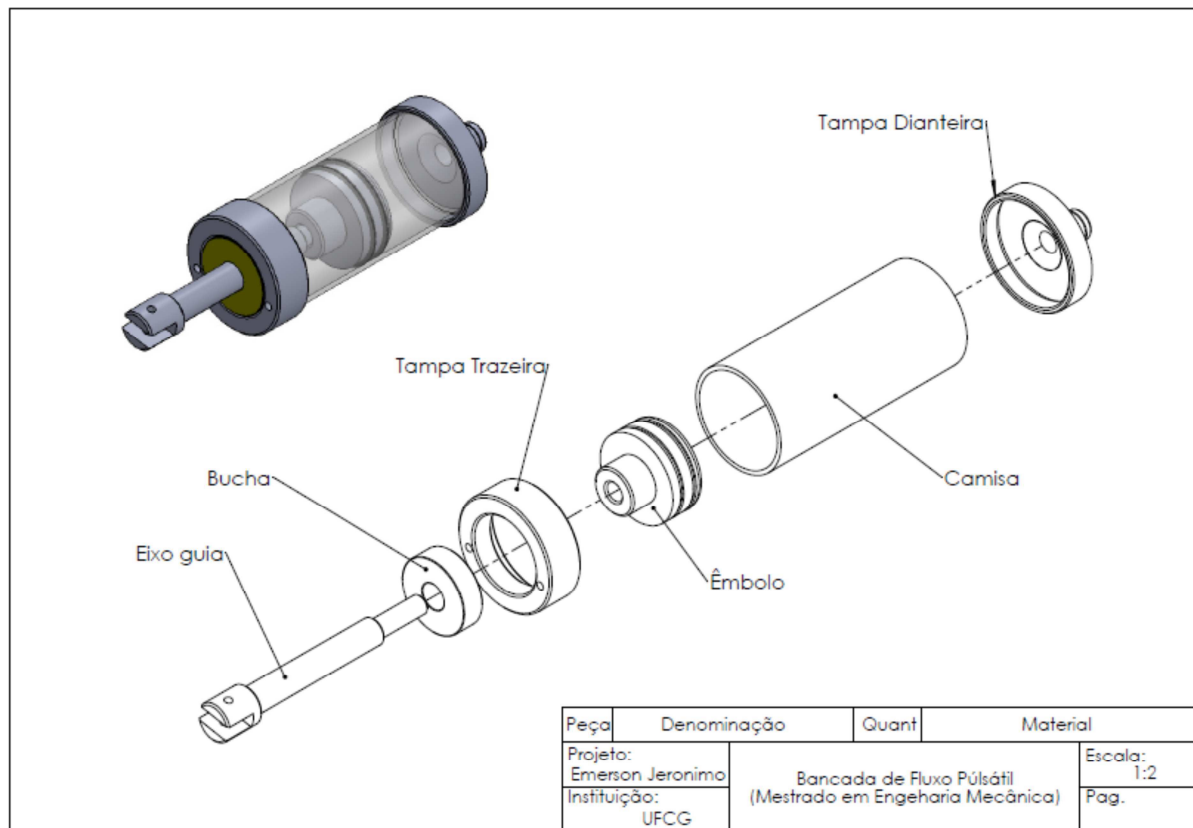
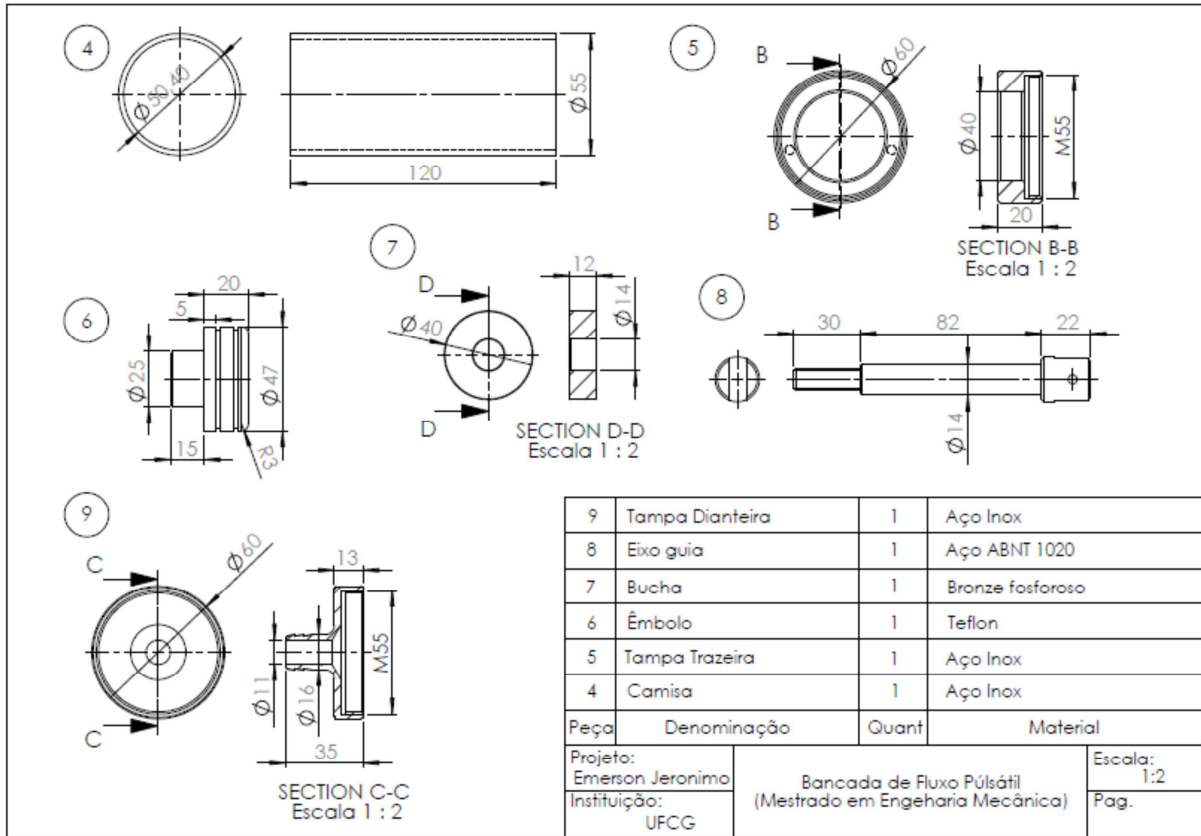
- GUPTA, R.; JOSEPHS, T.A.; MANJIKIAN, J.; UCHENDU, W.C., **Development of a Pulsatile Flow Generator and Analysis of Wave Propagation in Blood Vessels for Implementation in the Early Detection of Arterial Disease**, 2007. 115f. A Major Qualifying Project Report (Degree of Bachelor of Science), WORCESTER POLYTECHNIC INSTITUTE, Worcester, MA United States, 2007
- GUZMAN, J.; NOVOSOM, L.; ROACH, K.; ROSI, M., **Design of a Mechanical Model for Pulsatile Aortic Flow**, 2007. 80f. A Major Qualifying Project Report (Degree of Bachelor of Science), WORCESTER POLYTECHNIC INSTITUTE, Worcester, MA United States, 2007.
- INTAGLIETTA, M. AND TOMPKINS, W. R., **On-Line Measurement of Microvascular Dimensions by Television Microscopy**. *J. Appl. Physiol.*, 32, 546-551 (1972).
- INTELLECTUAL PROPERTY DEPARTMENT., DENVER - CO, Benjamin McCloskey, Craig Weinberg, Steven Weinberg. **Fatigue Testing System for Prosthetic Devices**. G08B 21/00, G01M 3/00. US n°US 2010/0225478 A1. 5 mar. 2010; 9 set. 2010. Patent Application Publication.
- LI, JIANJUN; LUO, QIYI; XIE, ZHIYONG; LI, YU; ZENG, YANJUN. **Fatigue life analysis and experimental verification of coronary stent**. *Springer Japan*, Heart and Vessels, 2010. Disponível em:
<<http://www.springerlink.com/content/1250qh5112340301/fulltext.pdf>>. Acesso em: 22 jun. 2015.
- MEHTA, SR, CANNON, CP, FOX, KA, WALLENTIN R, BODEN WE, SPACEK R, et al. **Routine vs selective invasive strategies in patients with acute coronary syndromes: a collaborative meta-analysis of randomized trials**. *JAMA*. 2005;293(23):2908-17.
- MICHAEL R. MORENO, JAMES E. MOORE., MINNEAPOLIS – MN. **Method and Apparatus for Vascular Durability and Fatigue Testing**. G01N 3/26. US n°US2008/0134763 A1. 22 set. 2004; 12 jun. 2008. Patent Application Publication.
- MINISTÉRIO DA SAÚDE/SVS. **Sistema de Informações de Mortalidade (SIM) e IBGE**. Disponível em <http://tabnet.datasus.gov.br/CGI/idb2006/matriz.htm>

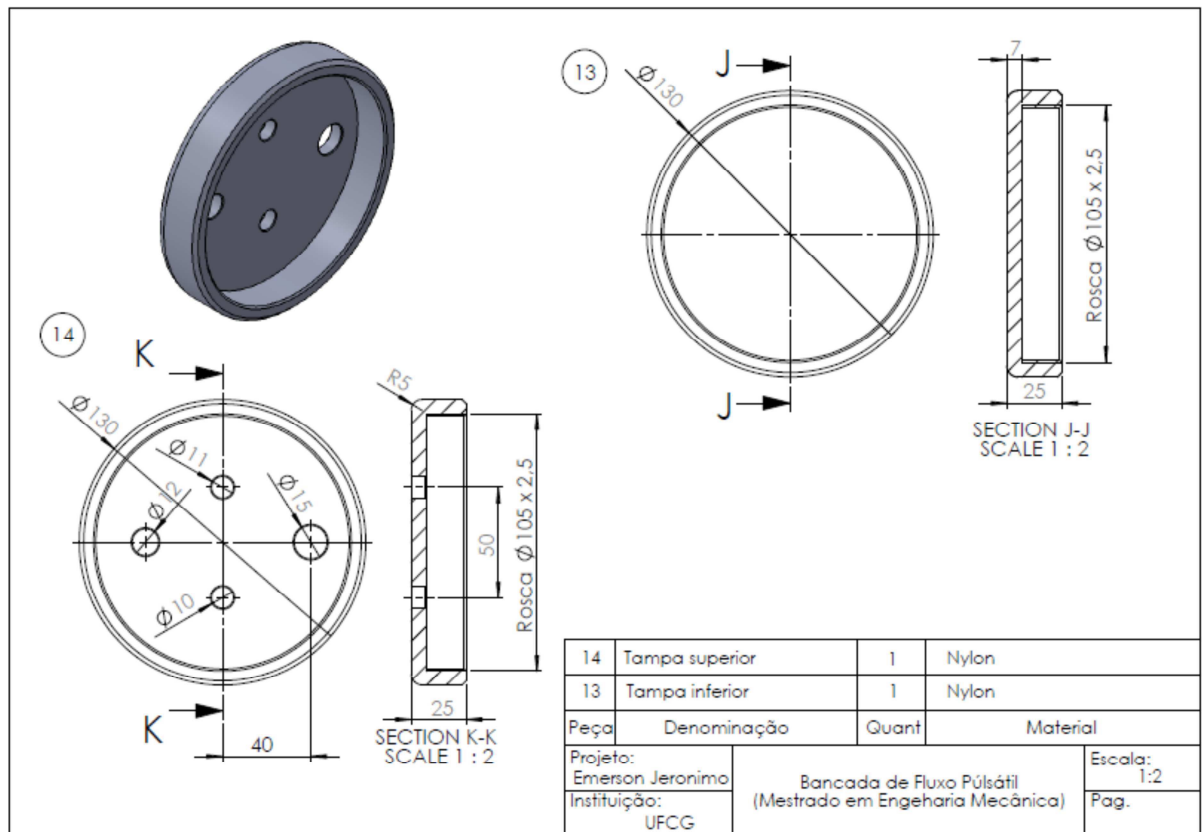
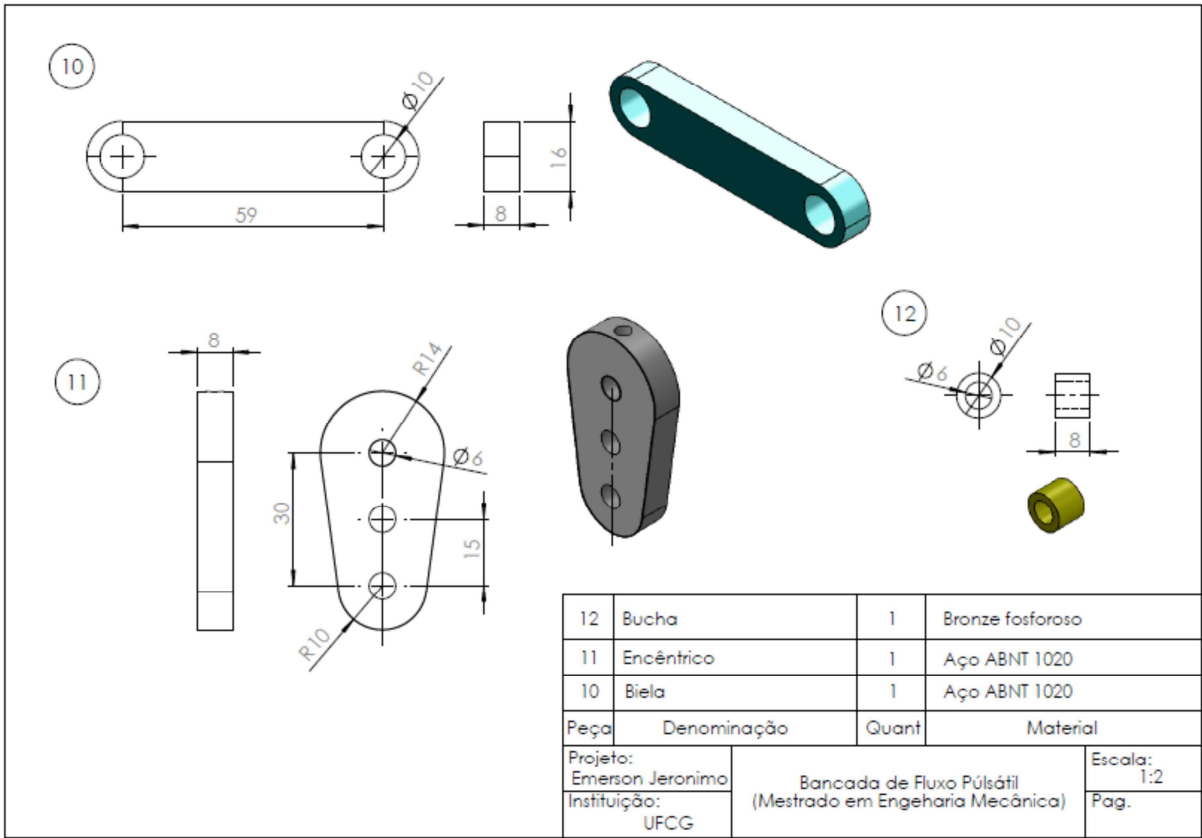
- SOUZA, B. V. “**Dispositivos Médicos: Uma análise de similares de implantes cardiovasculares (STENTS)**”, 2009, Trabalho de Diplomação (Graduação em Engenharia de Materiais), Universidade Federal do Rio Grande do Sul, RS.
- TSAI, W.; SAVAS, Ö., **Flow pumping system for physiological waveforms.** *MEDICAL & BIOLOGICAL ENGINEERING & COMPUTING.* Springer, 2010.
- VASCONCELOS, Y., **Primeiro stent produzido no país para corrigir estreitamento em artérias ganha mercado.** Revista Pesquisa FAPESP, São Paulo, v.01, n.173, p. 74-77, jul. 2010
- BODEN WE, O'ROURKE RA, TEO KK, HARTIGAN PM, MARON DJ, KOSTUK WJ. **Optimal medical therapy with or without PCI for stable coronary disease.** *N Engl J Med* 2007;356(15):1503-16.
- WALDEN , R., L'ITALIEN, G. J., MEGERMAN , J., AND ABBOTT , W. M., **Matched Elastic Properties and Successful Arterial Grafting.** *Arch. Surg.*, 115, 1166-1169 (1980).
- MEHTA, N.J., KHAN IA. **Cardiology's 10 greatest discoveries of the 20th century.** *Tex Heart Inst J.* 2002; 29: 164-71.
- WIEDERHIELM, C. A., **Continuous Recording of Arteriolar Dimensions with a Television Microscope.** *J . Appl. Physiol.*, 18, 1041-1042 (1963)
- WONG, P.; GRAVES, M.; LOMAS D., **Integrated physiological flow simulator and pulse sequence monitoring system for MRI.** *MEDICAL & BIOLOGICAL ENGINEERING & COMPUTING*, 2008. Disponível em:
<http://www.springerlink.com/content/34p556104742v221/fulltext.pdf> - Acesso em 23 abr. 2015

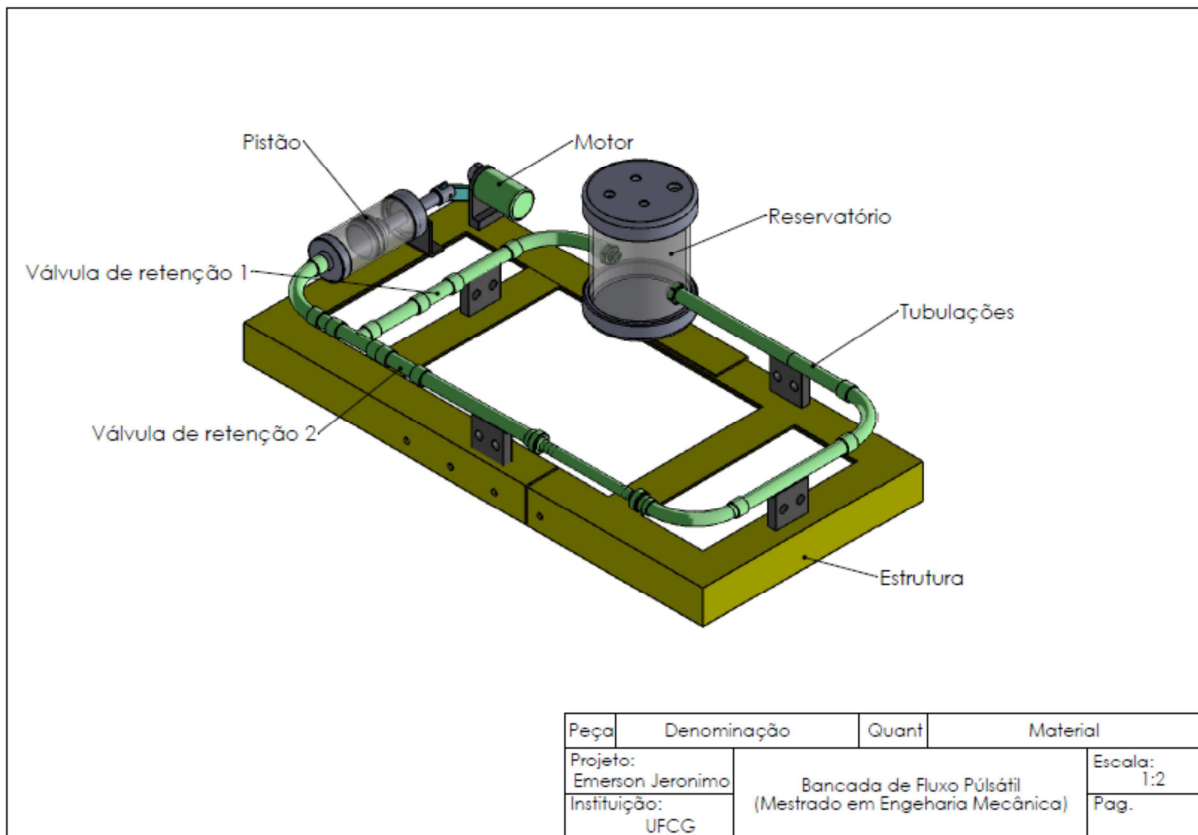
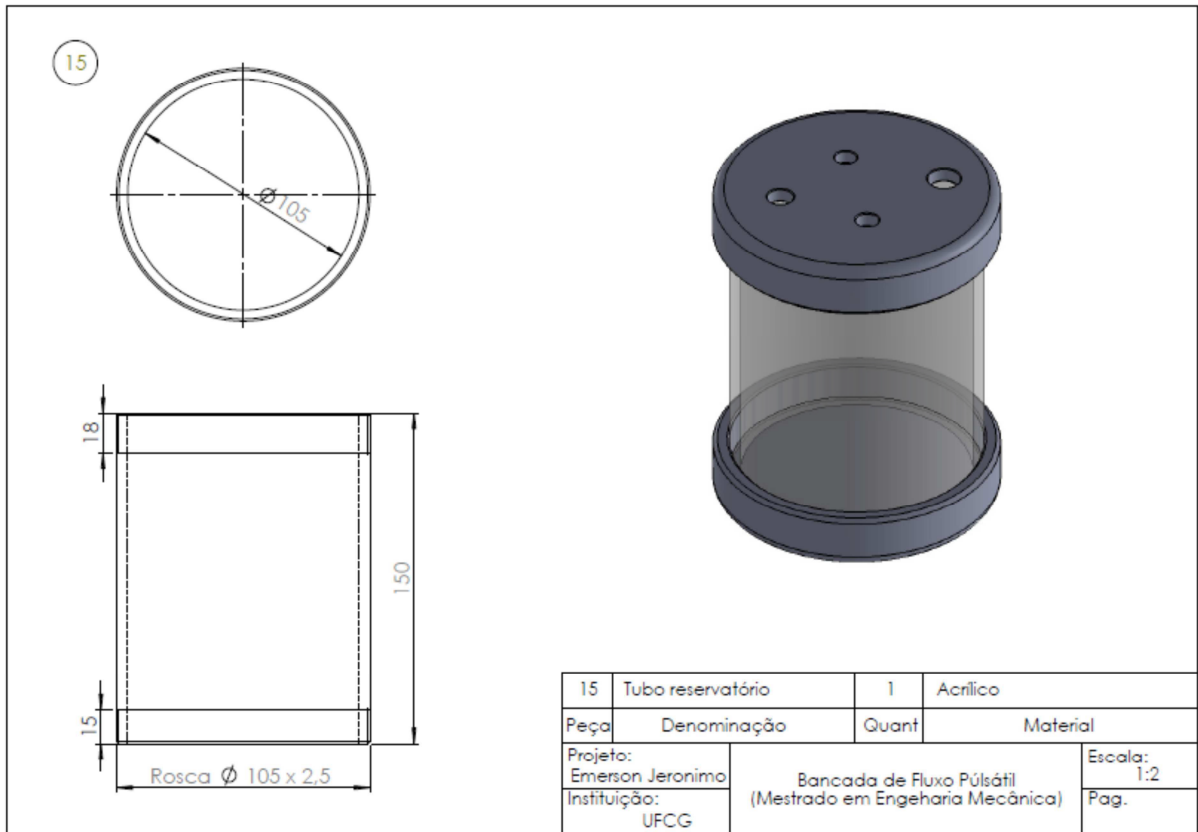
ANEXO A

Projeto detalhado da bancada experimental de fluxo pulsátil









ANEXO B

Informações técnicas dos materiais/componentes usados na bancada



Consulte Catálogo [clique aqui](#)

Cantoneiras Abas Iguais de Alumínio

Fornecida na liga 6063 T5

Clique e veja nossa tabela de opções

PERFIL nº	Dimensões mm		PESO (kg/m)	Dimensões polegadas	
	A	S		A	S
L-001	12,70	1,58	0,102	1/2	1/16
L-003	12,70	3,17	0,190	1/2	1/8
L-008	15,87	1,58	0,129	5/8	1/16
L-005	15,87	3,17	0,244	5/8	1/8
L-007	19,05	1,58	0,156	3/4	1/16
L-009	19,05	3,17	0,299	3/4	1/8
L-028	22,22	2,38	0,271	7/8	3/32
L-012	25,40	1,58	0,210	1	1/16
L-010	25,40	2,38	0,311	1	3/32
L-013	25,40	3,17	0,408	1	1/8
L-014	25,40	4,76	0,592	1	3/16
L-017	25,40	6,35	0,762	1	1/4
L-015	31,75	3,17	0,516	1 1/4	1/8
L-016	31,75	4,76	0,755	1 1/4	3/16
L-018	38,10	3,17	0,625	1 1/2	1/8
L-019	38,10	4,76	0,918	1 1/2	3/16
L-020	38,10	6,35	1,197	1 1/2	1/4
L-022	50,80	3,17	0,842	2	1/8
L-023	50,80	4,76	1,245	2	3/16
L-024	50,80	6,35	1,633	2	1/4
L-025	63,50	3,17	1,060	2 1/2	1/8
L-026	63,50	6,35	2,068	2 1/2	1/4
L-027	76,20	6,35	2,504	3	1/4
L-008	101,60	12,70	6,532	4	1/2



TEFLON

"Também conhecido como: PTFE e Politetrafluoretileno. "

Formas Disponíveis :

Chapas, Tarugos, Buchas, etc

Características :

O PTFE é amplamente utilizado em todos os segmentos da indústria devido às suas inigualáveis propriedades de :

- Inércia química;
- Excelente resistência térmica, com temperatura de serviço de 260 °C;
- Baixo coeficiente de atrito;
- Excelentes propriedades elétricas.

Mas, a crescente exigência de performance mecânica pela indústria, criou a necessidade de combinar as propriedades do PTFE às de cargas minerais e metálicas, visando elevar as propriedades mecânicas deste notável polímero; surgindo assim os materiais carregados em PTFE. Em geral, o uso de material carregado melhora a resistência do desgaste, reduz a taxa de fluência e deformação inicial, aumentando a dureza e a condutividade térmica, e diminui o coeficiente de expansão térmica.

Apesar de inúmeras cargas poderem ser incorporadas ao PTFE , a quase totalidade das exigências das aplicações são alcançadas em sete tipos de carga:

- Fibra de vidro.
- Carbono
- Grafite
- Bronze
- MoS₂
- Cerâmica
- CaF₂

As propriedades dos compostos estão extremamente relacionadas com a quantidade de carga incorporada.

Na Tabela 1, você encontrará esses valores para os mais comuns compostos carregados.

Em geral, a escolha de uma determinada carga é guiada por:

Fibra de Vidro	Pequenas fibras de sílica (SiO ₂) com 13 micra de diâmetro, que melhoram a resistência à fluência ("creep resistance") tanto em altas quanto em baixas temperaturas, aliadas a uma boa resistência ao desgaste e a resistência química notável, excetuando-se bases fortes e HF, boa estabilidade dimensional. As propriedades elétricas do PTFE são pouco afetadas. É comum encontrarmos problemas com descoloração de peças a partir de PTFE carregado com fibra de vidro (principalmente na parte externa de grandes tarugos ou lençóis de PTFE com fibra de vidro). A fibra de vidro usada nos compostos carregados de PTFE possui um tratamento especial que reduz esta descoloração.
Carbono	O carbono amorfo (croque de petróleo ou croque parcialmente grafitado) é uma das cargas mais inertes, excetuando-se ambientes oxidantes onde a fibra de vidro possui melhor performance. Aumenta a resistência ao desgaste na presença de água. Quando em combinação com grafite, constitui a melhor opção para anéis de pistão não-lubrificadas.
Fibra de carbono	A fibra de carbono em geral traz os mesmos benefícios que a fibra de vidro, ou seja, possui menos deformação à carga, maiores módulos de flexão e compressão, e uma maior dureza. Em geral uma quantidade menor de fibra de carbono irá produzir o mesmo efeito produzido por uma quantidade maior de fibra de vidro. Pode ser usado com bases fortes e HF, onde a fibra de vidro não é recomendada. Quando utilizados na mesma proporção, compostos de fibras de carbono terão melhor e menor expansão térmica que compostos de fibras de vidro, além de serem mais leves. É amplamente utilizada como assento deslizante ou anel de vedação, como, por exemplo, em bombas de água e amortecedores, respectivamente.
Grafite	É uma modificação cristalina do carbono com alta pureza, sintético e de formato irregular. Os carregados de grafite possuem um dos menores coeficientes de fricção, aliados a uma excelente resistência ao desgaste, principalmente contra metais nobres. Alia altas cargas à altas velocidades de contato, sendo ainda inerte quimicamente. Geralmente está combinando com outras cargas.

Bronze	<p>Liga de Cu/Su:9/1, que quando incorporada ao PTFE forma um composto com condutividade térmica e resistência à fluências superiores à maioria de outros compostos. Muito utilizado em sistemas hidráulicos bem como em pistas deslizantes de máquinas operatrizes.</p> <p>Não é indicado em aplicações elétricas.</p> <p>Alguns descoloração nas peças em bronze ocorre nos processos de sinterização sem nenhum impacto na qualidade da peça.</p>
MoS2	<p>Aumenta a dureza e rigidez do PTFE, aliado a uma redução da fricção, muito bom para aplicações elétricas, visto que pouco afeta as propriedades elétricas do PTFE.</p> <p>Boa inércia química, dissolvendo-se apenas em ácidos fortes e oxidantes.</p> <p>Esta carga é excelente para aplicações do tipo intermitente e suporta altas pressões, sendo o mais indicado para desgaste a seco.</p> <p>Geralmente é incorporado com outras cargas e sua concentração não ultrapassa 5%. Compostos em MoS2 necessitam cuidados especiais de fabricação.</p>
Cerâmica ou alumina (Al2O3)	<p>Geralmente utilizado para aplicações elétricas, pois é um excelente isolador elétrico. É um material bem duro, e a usinagem da peça acabada deve ser evitada.</p> <p>Peças de formato complicado devem ser feitas por moldagem isostática.</p>
Fluoreto de Cálcio (CaF2)	<p>É uma carga usada como alternativa a meios corrosivos que atacam a fibra de vidro como HF e bases fortes. Fluoreto de cálcio de alta pureza é também utilizado para aplicações elétricas.</p>
Pigmentos	<p>É possível pigmentar o PTFE com pigmentos inorgânicos que suportam temperaturas de 400 °C. Os pigmentos não trazem mudanças significativas nas propriedades do PTFE.</p>

TABELA 1

Carga	Vantagens	Desvantagens
Fibra de vidro	Resiste à oxidação, bom para meios ácidos, boas propriedades elétricas e estabilidade dimensional. Resina de uso geral	Atacada por bases fortes.
Carbono	Inerte, boa resistência ao desgaste a seco e com água. Boa condutividade térmica.	Ruim para meios oxidantes, baixa propriedades de tensão e alongação.
Grafite	Baixa fricção, inerte, melhora a resistência ao desgaste e fluência, melhor para contato com metais moles, geralmente incorporado com outras cargas.	Alto desgaste com metais duros.
Bronze	Resistência à compressão e dureza melhoradas, menor fluência, baixo desgaste e fricção, alta condutividade térmica e fácil de usar.	Baixa resistência química e condutor elétrico.
MoS2	Superfície dura, lubricidade, melhora o desgaste a fricção, suporta altas pressões, excelente em aplicações a vácuo, intermitentes e desgaste a seco.	Difícil de processar.
Cerâmica	Excelentes propriedades mecânicas e elétricas.	Difícil de ser usinado.
CaF2	Alternativa à fibra de vidro em ambientes alcalinos e HF. Bom para aplicações elétricas.	Checar se absorve umidade.

Propriedades Mecânicas	Unidade	Valor	Método de ensaio
Densidade	g / cm ³	2,14 - 2,2	DIN 53479
Resistência a ruptura	dN / mm ²	200 - 350	DIN 53455
Alongamento até ruptura	%	200 - 400	DIN 53455
Tensão de Alongamento 10%	dN / mm ²	110 - 120	DIN 53455
Módulo E de tração	dN / mm ²	7500	DIN 53457
Módulo de Cisalhamento	dN / mm ²	2700	DIN 53457
Resistência à compressão	---	---	DIN 53454E
Limite de escoamento 1%	dN / mm ²	100	---
Limite de escoamento 10%	dN / mm ²	185	---
Tensão limite de flexão	dN / mm ²	180 - 200	DIN 53452
Resistência à flexão	dN / mm ²	Sem ruptura	DIN 53452
Resistência ao impacto	10 dN . mm / mm ²	Sem ruptura	DIN 53453
Resistência ao impacto com entalhe	dN.mm / mm ²	160	DIN 53453

Coeficiente de flexão alternada	Carga alternada	>10 ⁸	DIN 53374
Dureza Shore	Shore D	55 - 59	DIN 53505
Coeficiente de atrito: PTFE / PTFE Seco	---	---	---
Estático		0,09	
Dinâmico		0,09	
PTFE / PTFE - Lubrificado com óleo		0,04 - 0,07	
PTFE / AÇO - Lubrificado com óleo		0,02 - 0,06	

Propriedades Físicas e Térmicas	Unidade	Valor	Método de ensaio
Absorção de água	%	nulo	---
Coeficiente linear de dilatação :			DIN 52328
20 - 100°C	K ⁻¹	16 . 10 ⁻⁵	
20 - 200°C	K ⁻¹	19,5 . 10 ⁻⁵	
20 - 300°C	K ⁻¹	25 . 10 ⁻⁵	
Calor específico	KJ / Kg . k	0,970	---
Condutividade térmica	W / m . k	0,23 - 0,47	DIN 52612
Campo de aplicação térmica	°C	-200 até +260	---
Ponto de fusão	°C	+327	---
Flamabilidade	---	nulo	---

Propriedades Elétricas	Unidade	Valor	Método de ensaio
Constante Dielétrica relativa de 50 – 10 ⁸ Hz	---	2,1	DIN 53483
Fator de perda dielétrica de 50 – 10 ⁸ Hz	---	0,3 0,7 . 10 ⁻⁴	DIN 53483
Rigidez Dielétrica	KV / mm	20 - 80	VDE 0303 Parte 2
Resistência transversal específica	Ω . cm	10 ¹⁸	DIN 53482
Resistência superficial	Ω	10 ¹⁷	DIN 53482
Resistência à corrente de fuga	---	KA3c	VDE 0303 Parte 1/9.64
Resistência ao arco elétrico	---	L4	VDE 0303 Parte 5

Propriedades Químicas

O PTFE é quase totalmente inerte. Somente é atacado por metais alcalinos líquidos, como também por algumas ligações de fluor sob pressão e temperaturas elevadas. Suporta temperaturas de -200°C até +260°C

Os dados acima foram retirados de catálogos de processadores e/ou fabricantes da matéria-prima, representando resultados obtidos em experiências, todavia não assumimos compromissos pelos mesmos.

3. APLICABILIDADE DO AÇO INOXIDÁVEL

3.1 - Aço Inoxidável Austenítico

Tipo	Aplicação
301	Fins estruturais; correias transportadoras; utensílios domésticos; ferragens; diafragmas; adornos de automóveis; equipamentos para transporte; aeronaves; ferragens para postes; fixadores (grampos, fechos, estojos); conjuntos estruturais onde alta resistência é exigida, em aeronaves, automóveis, caminhões e carrocerias, carros ferroviários.
304	Utensílios domésticos; fins estruturais; equipamentos para indústria química e naval; indústria farmacêutica; indústria têxtil; indústria de papel e celulose; refinaria de petróleo; permutadores de calor; válvulas e peças de tubulações; indústria frigorífica; instalações criogênicas; depósitos de cerveja; tanques de fermentação de cerveja; equipamentos para refino de produtos de milho; equipamentos para leiteria; cúpula para casa de reator de usina nuclear; tubos de vapor; condutores de águas pluviais; calhas.
304L	Tanques de pulverização de fertilizantes líquidos; tanques para estoque de massa de tomate; carros ferroviários e aplicações quando se faz necessário um teor de carbono menor que o tipo 304 para restringir a precipitação de carbonetos resultantes de operações de soldagem.
316	Peças que exigem alta resistência à corrosão localizada; equipamentos de indústrias químicas, farmacêuticas, têxteis, de petróleo, de papel e celulose, de borracha; peças e componentes diversos usados na construção naval; equipamentos criogênicos; cubas de fermentação; instrumentos cirúrgicos.
316L	Peças de válvulas; bombas; tanques; evaporadores e agitadores; equipamentos têxteis; condensadores; peças expostas à atmosfera marítima; adornos; tanques soldados para estocagem de produtos químicos e orgânicos; bandejas; revestimento para fornos de calcinação.

3.2 - Aço Inoxidável Ferrítico

409	Sistema de exaustão de veículos automotores; tanques de combustível; banco de capacitores.
430	Adornos de automóveis; calhas; máquinas de lavar roupa; revestimento da câmara de combustão para motores diesel; equipamentos para fabricação de ácido nítrico; fixadores; aquecedores; portas para cofres; moedas; pias e cubas; baixelas; utensílios domésticos; revestimentos de elevadores.

3.3 - Aço Inoxidável Martensítico

420	Cutelaria; instrumentos hospitalares, cirúrgicos e dentários; régua; medidores; engrenagens; eixos; pinos; rolamentos de esferas; disco de freio.
-----	---

5.3 - Propriedades Mecânicas Típicas (Na Condição Recozido)

5.3.1 - Aço Inoxidável Austenítico

Tipo	LR (MPa)	LE (MPa)	Alongamento(%)	Dureza (HRB)
301	770	280	60	85
304	588	294	55	80
304L	567	273	55	79
316	588	294	50	79
316L	567	294	50	79

5.3.2 - Aço Inoxidável Ferrítico

Tipo	LR (MPa)	LE (MPa)	Alongamento(%)	Dureza (HRB)
409	448	241	25	80
430	525	350	25	85

5.3.3 - Aço Inoxidável Martensítico

Tipo	LR (MPa)	LE (MPa)	Alongamento(%)	Dureza (HRB)
420	665	350	20	92

tubo Cirúrgico de Silicone - TAYLOR ®



Descrição:

- . Fabricado com silicone 100% puro
- . Cor Natural
- . Indicado pra laboratórios e hospitais
- . Parede interna lisa de espessura uniforme
- . Parede externa com resistência a tração, suportando várias esterilizações a gás óxido de etileno ou autoclave
- . Resistente a produtos químicos
- . Isento de aroma ou perfume
- . Embalagem com meadas de 15 metros

Código	Produto
200-S	200 - 03,00 x 05,00 mm peças c/ 15 metros Metro
201-S	201 - 04,00 x 08,00 mm peças c/ 15 metros Metro
202-S	202 - 05,00 x 10,00 mm peças c/ 15 metros Metro
203-S	203 - 06,00 x 10,00 mm peças c/ 15 metros Metro
204-S	204 - 06,00 x 12,00 mm peças c/ 15 metros Metro
205-S	205 - 08,00 x 11,50 mm peças c/ 15 metros Metro
206-S	206 - 08,00 x 12,80 mm peças c/ 15 metros Metro
207-S	207 - 08,00 x 14,00 mm peças c/ 15 metros Metro
210-S	210 - 12,00 x 18,50 mm peças c/ 15 metros Metro
Observ.(18)	▫ Embalagem de despacho: pacotes com meadas de 15 metros, preço por metro Metro

Válvula de Retenção

LINHA REGISTROS E VÁLVULAS

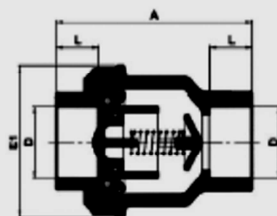
Localização no website Tigre:

Obra Predial ▶ Água Fria ▶ Registros e Válvulas ▶ VÁLVULA DE RETENÇÃO SOLDÁVEL/ROSCÁVEL

Função: Permitir a passagem de água em um só sentido;

Aplicações: Em tubulações de abastecimento de água em obras residenciais verticais e horizontais, obras comerciais e industriais.*

*consultar o Teletigre sobre os limites técnicos de aplicação nesse segmento.



VÁLVULA DE RETENÇÃO SOLDÁVEL

DN (mm)	25	32	40	50	60
A	87,9	99,5	118,6	138,2	165,1
E1	61	68	83	96	115
D	25	32	40	50	60
L	18,5	22	26	31	36

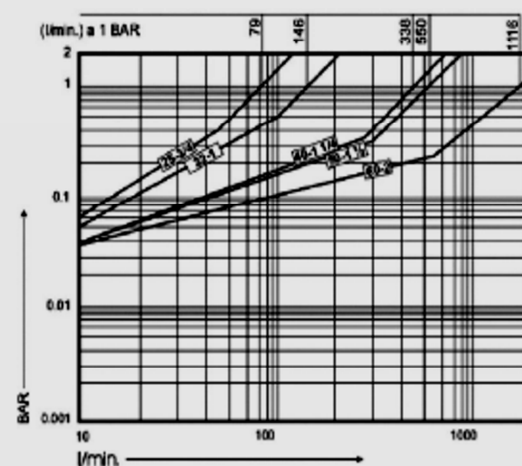
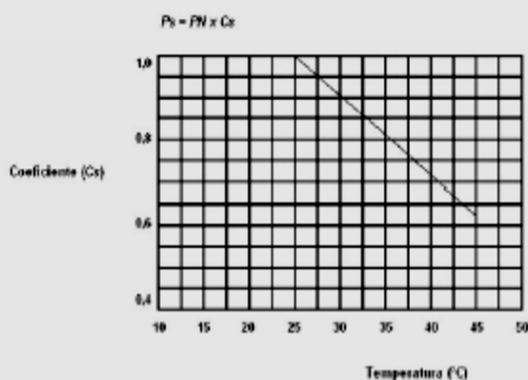
VÁLVULA DE RETENÇÃO ROSCÁVEL

DN (mm)	3/4	1	1.1/4	1.1/2	2
A	87,9	99,5	118,6	138,2	165,1
E1	61	68	83	96	115
D	3/4	1	1.1/4	1.1/2	2
L	18,5	22	26	31	36

JAN/2005

1. CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS:

- Válvula tipo UNIVERSAL: pode ser utilizada na posição vertical e horizontal;
- Pressão até 10kgf/cm² a temperatura de 20°C;
- Para outras condições de temperatura e pressão, consultar gráfico abaixo:



MICROREDUTOR PLANETÁRIO (Motor 107-KR)

Dados técnicos:

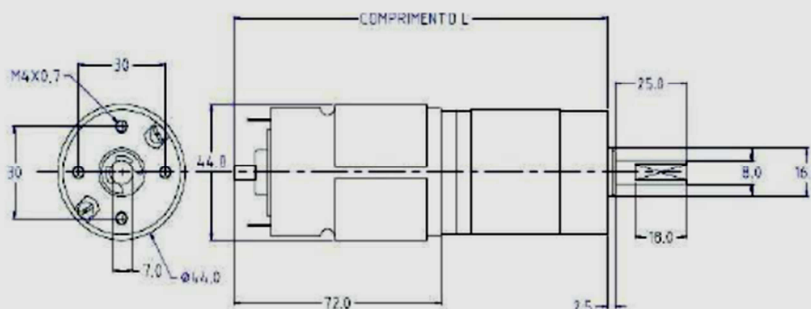
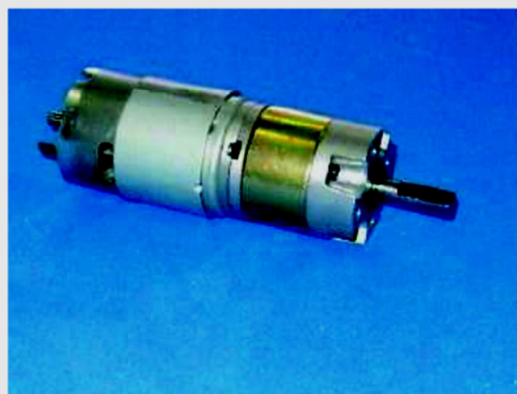
- Conjunto composto por um motor de corrente contínua e imãs permanentes e um redutor de velocidades.
- Caixa do redutor PLANETÁRIO.
- Pode ser montado com diferentes tamanhos de motor.
- Alimentação: corrente contínua, 12VDC ou 24VDC
- Mancais em bronze fosforoso sinterizado autolubrificantes.
- As engrenagens trabalham lubrificadas com graxa de sabão de lítio.
- Sentido de giro: bidirecional (horário ou anti-horário conforme polaridade).
- Para utilização intermitente.

Adaptações possíveis a pedido:

- Eixos com comprimento diferente.
- Motores diferentes.

Aplicações:

Plastificadoras, Equipamentos Eletrônicos, Equipamentos odontológicos, Agitadores, Giratórios, Homogeneizadores, Chocadeiras, Vibradores, Bombas, Skimmers, Dosadores, Cortadores, Iluminação, Bonecos animatrônicos, Etiquetadores, Esteiras...



COMPRIMENTO L:

PARA 1 ESTÁGIOS= 114 mm
 PARA 2 ESTÁGIOS= 122 mm
 PARA 3 ESTÁGIOS= 129 mm
 PARA 4 ESTÁGIOS= 137 mm
 PARA 5 ESTÁGIOS= 146 mm

TABELA DE ROTAÇÕES (RPM) E TORQUE(KGF.CM)

Microreductor Planetário com motor 107-KR2							
Redução	Estágios	12 VDC			24 VDC		
		Vazio	ME	Torque	Vazio	ME	Torque
5	1	425	350.8	1.13	850	701.6	2.23
21	2	101.19	83.52	4.25	202.38	167.05	8.41
25	2	85	70.16	5.06	170	140.32	10.02
88.2	3	24.09	19.89	16.07	48.19	39.77	31.8
105	3	20.24	16.7	19.14	40.48	33.41	37.86
125	3	17	14.03	22.78	34	28.06	45.07
370.44	4	5.74	4.73	60.76	11.47	9.47	120.21
441	4	4.82	3.98	72.34	9.64	7.95	143.11
525	4	4.05	3.34	86.11	8.1	6.68	170.37
625	4	3.4	2.81	102.52	6.8	5.61	202.82
1565.85	5	1.37	1.13	229.66	2.73	2.25	464.4
1852.2	5	1.15	0.95	273.43	2.29	1.89	540.95
2205	5	0.96	0.8	325.51	1.93	1.59	643.98
2625	5	0.81	0.67	387.51	1.62	1.34	766.65
3125	5	0.68	0.56	461.32	1.36	1.12	912.68

Vazio: rotação de saída em rpm do microreductor sem carga

ME: rotação de saída em rpm do microreductor à máxima eficiência

Torque: torque do motor em Kgf.cm à máxima eficiência

■ células sombreadas: o torque gerado pela redução excede o torque admissível limitado pela resistência das engrenagens (66kgf.cm)
 1kgf.cm= 1daN.cm=10N.cm=0,1Nm=1kp.cm

Motor 107-KR2

12V -ME=0.6A; bloqueado=4.2A

24V -ME=1.18A; bloqueado=5.5A

TRANSMISSOR DE PRESSÃO

Versões: IP65

Características:

- Mede pressão relativa ou absoluta.
- Faixas de pressão: 0...1000 bar.
- Construído de acordo com a diretiva 89/336/EEC para EMC.
- Proteção contra inversão de polaridade, contra curto circuito e contra sobretensão.
- Construção opcional para temperatura do fluido até 150 ou 300°C.
- Proteção opcional contra surtos por descargas elétricas.

Aplicações:

Instalação em máquinas.
 Controle de processos industriais.
 Refrigeração, ventilação, aquecimento e ar condicionado.
 Monitoração ambiental.
 Indústria alimentícia.
 Sistemas de testes e calibração.
 Hidráulica.
 Pneumática.
 Geração e transmissão de energia.



Transmissor de Pressão Mini

O transmissor de pressão da série industrial é um equipamento robusto e confiável que pode ser utilizado nas mais diversas aplicações. Apresenta fácil instalação e operação, uma vez que não há necessidade de efetuar qualquer tipo de ajuste: o sinal de saída já encontra-se configurado de fábrica. Dentre os diversos usos deste instrumento podemos citar: controle de processos industriais, saneamento, refrigeração, entre outras.

Princípio de Funcionamento:

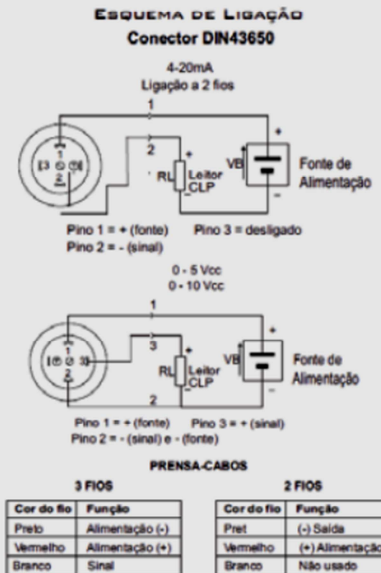
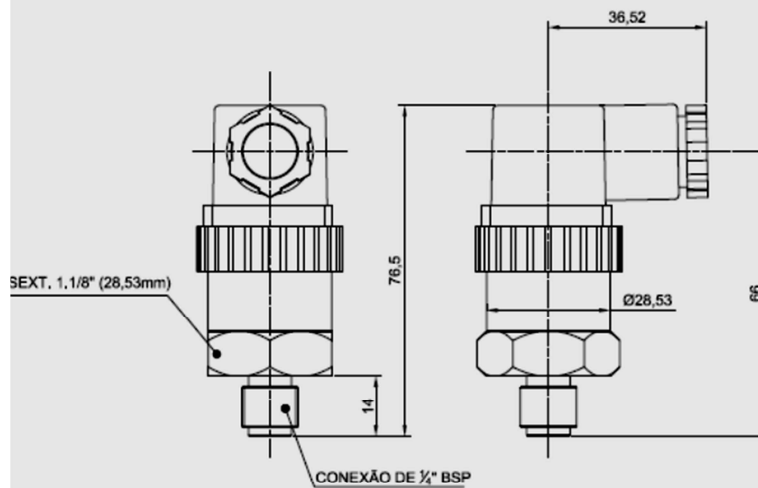
O transmissor de pressão (do tipo piezo-resistivo) mede a pressão do processo através de um elemento chamado diafragma. Este encontra-se em contato direto com o fluido e à medida que a pressão varia, o diafragma é pressionado com intensidade proporcional. Um pequeno sensor localizado na parte interna do diafragma converte a variação de pressão em uma variação proporcional de resistência elétrica. Um pequeno circuito eletrônico transforma esta informação em um sinal proporcional de corrente 4-20 mA ou tensão 0-10Vcc ou 0-5Vcc, que pode ser ligado a praticamente qualquer tipo de dispositivo de automação como CLPs, indicadores digitais, etc.

Vantagens:

- Faixa e saída sob encomenda.
- Possibilidade de calibração em qualquer valor de FE e qualquer unidade de pressão.
- Montagem compacta com invólucro em aço inoxidável.
- Montagem SMD - alta resistência à vibração.
- Grande variedade de conexão ao processo.
- Possibilidade de selo para alimentícia.
- Baixa histerese e vida útil prolongada.
- Elemento piezoresistivo.
- Imunidade a ruídos e interferências eletromagnéticas.
- Fabricação nacional.

TRANSMISSOR DE PRESSÃO

Versões: IP65



CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS

Tipo de sensor - Piezoresistivo

Precisão - +/-0.25%F.E.

Material em contato com o fluido - AISI 316

Temperatura de operação (fluido) - -55...120 °C (opcional -25...300 °C)

Temperatura de operação (ambiente) - 0...50 °C.

Grau de proteção - Conector DIN 43650 - IP65

Conexão ao processo - 1/4" ou 1/2" (NPT macho ou BSP macho). Outras sob consulta

Proteção elétrica - Contra inversão de polaridade na alimentação. Contra curto circuito no sinal (nos modelos 3 fios).

Ajustes de Zero e Span(opcional) - Ajustáveis 15%f.e.

Conexão elétrica - Conector DIN 43650 | Prensa Cabos.

Temperatura compensada - -10...85 °C.

Compatibilidade eletromagnética - Emissão standart genérica conforme EN 50081 - 1: 1992.

EN 55022:1995 - emissão Classe B.

Imunidade: EN 50082:1995.

EN 61000-4-2:1995 - descarga eletromagnética.

ENV50140:1993 e ENV50204:1995 - radiação de campo eletromagnético.

EN61000-4-4:1995 - Transientes rápidos.

ENV 50141:1993 - Radiofrequência conduzida.

EN61000-4-5:1995 - Surtos (opcional).