



TRABALHO DE GRADUAÇÃO

PROJETO E FABRICAÇÃO DE UMA BOMBA
DE INJEÇÃO MÉDICA PARA USO EM
NEUROANGIOGRAFIA 4D

Eduardo Moura Cirilo Rocha

Brasília, Dezembro de 2017



ENGENHARIA
MECATRÔNICA
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

UNIVERSIDADE DE BRASILIA
Faculdade de Tecnologia
Curso de Graduação em Engenharia de Controle e Automação

TRABALHO DE GRADUAÇÃO

**PROJETO E FABRICAÇÃO DE UMA BOMBA
DE INJEÇÃO MÉDICA PARA USO EM
NEUROANGIOGRAFIA 4D**

Eduardo Moura Cirilo Rocha

*Relatório submetido como requisito parcial para obtenção
do grau de Engenheiro de Controle e Automação*

Banca Examinadora

Prof. Guilherme C. de Carvalho, ENM/UnB _____
Orientador

Prof. Fulano de Tal 2, ENM/UnB _____
Examinador interno

Prof. Fulano de Tal 3, ENM/USP _____
Examinador interno

Brasília, Dezembro de 2017

FICHA CATALOGRÁFICA

ROCHA, EDUARDO MOURA CIRILO

Projeto e Fabricação de uma Bomba de Injeção Médica para Uso em Neuroangiografia 4D, [Distrito Federal] 2017.

xvii, 25p., 297 mm (FT/UnB, Engenheiro, Controle e Automação, 2017).

Trabalho de Graduação - Universidade de Brasília. Faculdade de Tecnologia.

1. Bomba de Injeção Médica
3. Engenharia Biomédica

2. Automação de Sistemas
4. Neuroangiografia

I. Mecatrônica/FT/UnB

II. Título (série)

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

ROCHA, E. M. C., 2017. *Projeto e Fabricação de uma Bomba de Injeção Médica para Uso em Neuroangiografia 4D*. Trabalho de Graduação em Engenharia de Controle e Automação, Publicação FT.TG-nº , Faculdade de Tecnologia, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 25p.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Eduardo Moura Cirilo Rocha.

TÍTULO DO TRABALHO DE GRADUAÇÃO: Projeto e Fabricação de uma Bomba de Injeção Médica para Uso em Neuroangiografia 4D.

GRAU: Engenheiro ANO: 2017

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias deste Trabalho de Graduação e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desse Trabalho de Graduação pode ser reproduzida sem autorização por escrito do autor.

Eduardo Moura Cirilo Rocha

SHVP, rua 12, cond. 151/1, casa 23
CEP 72007-650 - Taguatinga - DF - Brasil

Dedicatória

Dedicatória do autor 1

Eduardo Moura Cirilo Rocha

Agradecimentos

A inclusão desta seção de agradecimentos é opcional e fica à critério do(s) autor(es), que caso deseje(em) inclui-la deverá(ao) utilizar este espaço, seguindo está formatação.

Eduardo Moura Cirilo Rocha

RESUMO

O trabalho consiste do projeto e fabricação de uma bomba de injeção automatizada para a injeção de contraste radiopaco em neuroangiografia 4D. A máquina foi construída para uso no departamento de física médica no Wisconsin Institute for Medical Research (WIMR). O controle do injetor ocorre através de um Controlador Lógico Programável (CLP) com tela LCD touch, na qual a interface de usuário programada é exibida. Encoders de alta resolução foram acoplados a dois atuadores lineares elétricos DC presentes no injetor, que junto a sensores ópticos dão retorno da posição dos atuadores ao controlador. Acoplou-se também sensores de pressão para garantir que a pressão de injeção nunca ultrapasse uma pressão máxima definida pelo usuário. Implementou-se diversos perfis de injeção onde o fluxo de fluidos pode seguir sinais senoidais, ondas quadradas, sinais de simulação de fluxo sanguíneo, sinais de ruído branco e sinais de frequência variada. Inúmeros testes foram realizados no WIMR para garantir o funcionamento correto do injetor. Uma documentação detalhada foi escrita para dar suporte ao usuário e facilitar possíveis alterações na máquina.

ABSTRACT

The same as above, in english.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO	1
1.2 DEFINIÇÃO E OBJETIVOS DO PROBLEMA	1
1.3 APRESENTAÇÃO DO MANUSCRITO	1
2 PROJETO MECÂNICO	2
2.1 INTRODUÇÃO	2
2.2 DIAGRAMA DE ARQUITETURA DA MÁQUINA	2
2.3 TUBOS MÉDICOS, SERINGAS E AGENTES DE CONTRASTE	2
2.4 ATUADORES LINEARES	4
2.5 MONTAGEM DOS ATUADORES E SERINGAS	5
2.6 FIXAÇÃO DOS SENSORES	8
2.7 CARRINHO	9
3 PROJETO DE AUTOMAÇÃO	12
3.1 INTRODUÇÃO	12
3.2 METODOLOGIA	12
3.3 MODELAGEM DO SISTEMA	12
3.3.1 MODELAGEM EM MÁQUINA DE ESTADOS FINITA	12
3.3.2 MODELAGEM EM REDE DE PETRI	13
3.3.3 SIMULAÇÕES DA REDE DE PETRI	15
3.4 MODELAGEM DOS PERFIS DE INJEÇÃO	16
3.5 ESCOLHA DOS SENSORES	16
3.5.1 ESCOLHA DOS ENCODERS	16
3.6 ESCOLHA DO CONTROLADOR E SEUS MÓDULOS	17
3.7 DIAGRAMAS ELÉTRICOS	17
3.8 TELA DE SUPERVISÓRIO E INTERFACE DE USUÁRIO	17
3.9 CONTROLE DOS ATUADORES	17
4 PROGRAMAÇÃO DO CONTROLADOR	18
4.1 INTRODUÇÃO	18
4.2 ORGANIZAÇÃO DO PROJETO	18
4.3 DETALHAMENTO DOS PROGRAMAS	18

4.4	CONTROLE DE VELOCIDADE DOS ATUADORES.....	18
5	RESULTADOS EXPERIMENTAIS	19
5.1	INTRODUÇÃO	19
5.2	AVALIAÇÃO DO ALGORITMO DE RESOLUÇÃO DA EQUAÇÃO ALGÉBRICA DE RICCATI	19
6	CONCLUSÕES	21
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS		22
ANEXOS.....		23
I	DIAGRAMAS ESQUEMÁTICOS	24
II	DESCRIÇÃO DO CONTEÚDO DO CD	25

LISTA DE FIGURAS

2.1	Diagrama de arquitetura da máquina.	3
2.2	Atuadores lineares montados à máquina.	5
2.3	Fixação das seringas à placa de alumínio.	5
2.4	Atuadores e seringas fixados à base de alumínio.	6
2.5	Conector do atuador ao êmbolo da seringa.	7
2.6	Conexão do tipo Clevis entre o atuador e o conector ao êmbolo da seringa.	7
2.7	Montagem de um sensor de limite de posição óptico.	8
2.8	Foto da tampa do atuador linear dentro do Micro-CT escâner.	9
2.9	Estruturas impressas para conexão dos encoders.	9
2.10	Cart adapted to carry the Power Injector.	10
2.11	Parte de dentro da cabine do carrinho.	11
2.12	Porta da cabine do carrinho.	11
2.13	Fixação do injetor no carrinho.	11
3.1	Automato do funcionamento simplificado do sistema.	13
3.2	Rede de Petri projetada em nível de implementação.	15
3.3	Rede de Petri projetada em nível de implementação.	16
3.4	Encoder do modelo 847T-DM26-RQ50000 da fabricante Allen-Bradley.	17

LISTA DE TABELAS

2.1	Tabela de forças a serem aplicadas pelo atuador	4
3.1	Descrição dos simbolos do autômato da figura 3.1.	14
5.1	Tempos de execução em segundos para diferentes máquinas	19

LISTA DE SÍMBOLOS

Símbolos Latinos

A	Área	$[m^2]$
C_p	Calor específico a pressão constante	$[kJ/kg.K]$
h	Entalpia específica	$[kJ/kg]$
\dot{m}	Vazão mássica	$[kg/s]$
T	Temperatura	$[^\circ C]$
U	Coeficiente global de transferência de calor	$[W/m^2.K]$

Símbolos Gregos

α	Difusividade térmica	$[m^2/s]$
Δ	Variação entre duas grandezas similares	
ρ	Densidade	$[m^3/kg]$

Grupos Adimensionais

Nu	Número de Nusselt
Re	Número de Reynolds

Subscritos

amb	ambiente
ext	externo
in	entrada
ex	saída

Sobrescritos

.	Variação temporal
$-$	Valor médio

Siglas

ABNT Associação Brasileira de Normas Técnicas

Capítulo 1

Introdução

Este capítulo apresenta a principal motivação do trabalho de graduação. Os objetivos são claramente apresentados, visando assim satisfazer um conjunto de características prescritas para este trabalho. Por fim, o manuscrito é apresentado. (Este resumo é opcional)

1.1 Contextualização

Em geral, na introdução que é feita a contextualização do trabalho. Aspectos importantes tais como motivação e relevância do tema escolhido devem ficar claros.

1.2 Definição e objetivos do problema

Aqui o problema é definido, deve-se deixar claro quais são os objetivos do projeto.ZZ

1.3 Apresentação do manuscrito

No capítulo ?? é feita uma revisão bibliográfica sobre o tema de estudo. Em seguida, o capítulo 2 descreve a metodologia empregada no desenvolvimento do projeto. Resultados experimentais são discutidos no capítulo 5, seguido das conclusões no capítulo 6. Os anexos contém material complementar.

Capítulo 2

Projeto Mecânico

2.1 Introdução

Esse capítulo consiste da descrição do projeto mecânico do sistema. Conforme as especificações de projeto e com base no protótipo já construído em [1], fez-se um diagrama com os principais componentes do sistema. Em seguida, detalha-se a escolha de cada um desses componentes de forma a se satisfazer os requisitos de funcionamento da máquina. Finalmente, detalha-se a construção da Máquina.

2.2 Diagrama de Arquitetura da Máquina

A arquitetura da máquina pode ser vista no diagrama da figura 2.1. A máquina pode ser dividida em dois sub-sistemas principais, o sub-sistema de controle e o sub-sistema dos atuadores lineares com as seringas. Os atuadores lineares e as seringas foram montados em uma estrutura de alumínio forte o suficiente para suportar os esforços aplicados pelos atuadores durante a operação da máquina. O primeiro protótipo construído em [1] foi feito em madeira e apresentou problemas de deformação na estrutura. A saída das seringas são ligadas a tubulações médicas, que são responsáveis por transportar os fluidos injetados até os cateteres.

O sub-sistema de controle é descrito no capítulo Projeto de Automação e encontra-se dentro da cabine do carrinho onde o injetor foi montado. Como pode ser visto no diagrama, utilizou-se encoders incrementais e sensores de limite ópticos para fornecer o retorno de posição dos atuadores para o sistema de controle. Utilizou-se também transdutores de pressão ligados às seringas para o controle da pressão no sistema.

2.3 Tubos Médicos, Seringas e Agentes de Contraste

Tubos médicos, seringas e cateteres foram fornecidos pelo departamento de imagens médicas do WIMR. É importante garantir que projeto da máquina seja totalmente compatível com esses

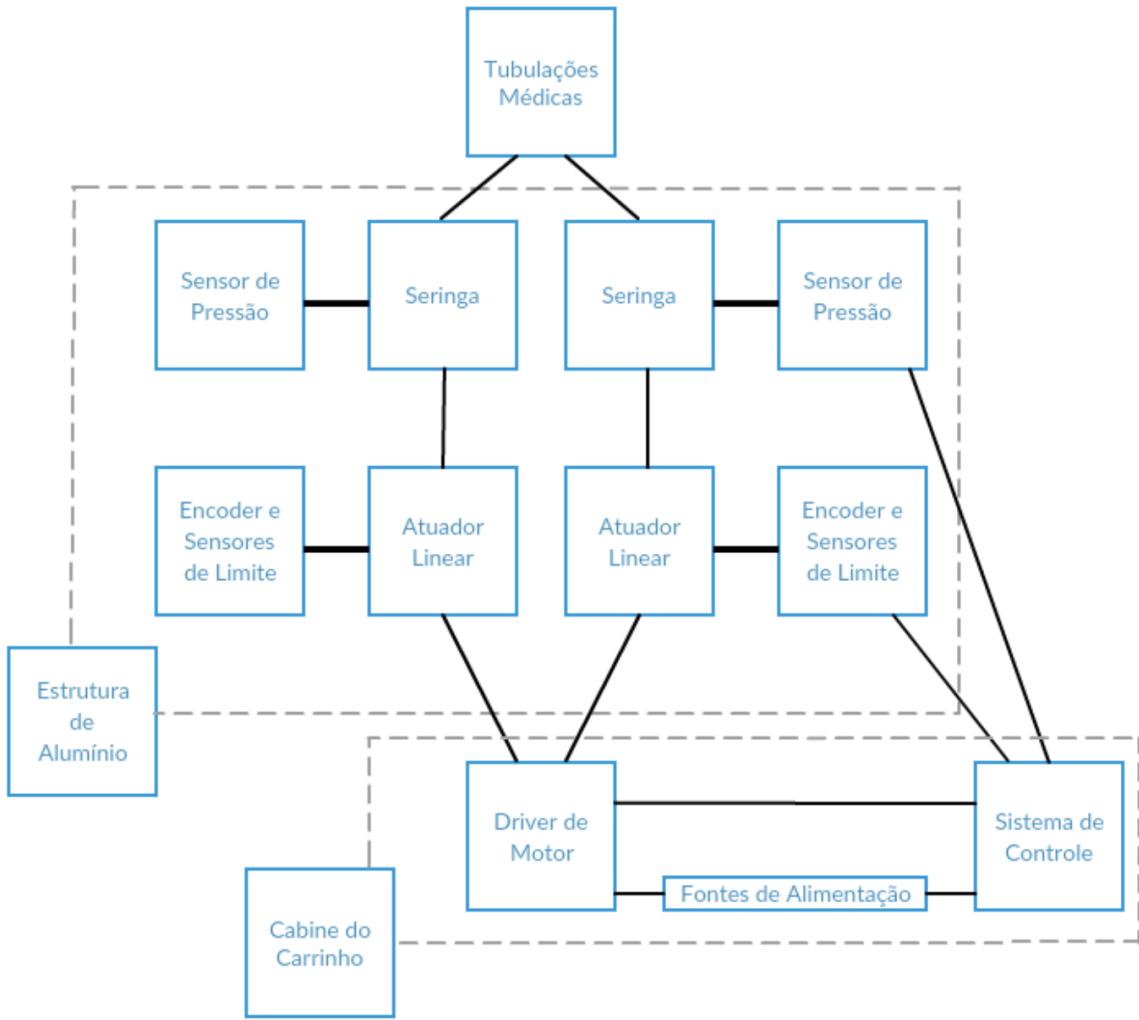


Figura 2.1: Diagrama de arquitetura da máquina.

componentes.

Cateter é um tubo fino que pode ser inserido dentro de vasos sanguíneos para o acesso a instrumentos cirúrgicos e para a injeção ou drenagem de fluídos. Para a neuroangiografia, utilizam-se cateteres coronários, que possuem diâmetro interno de 0.038 polegadas. Os tubos médicos utilizados são feitos de material de poliuretano, que é altamente flexível, e possui diâmetro interno de 1.8 milímetro. [2]

As seringas utilizadas possuem 40 milímetro de diâmetro interno e 150 mililitro de capacidade. Os êmbolos das seringas são separáveis e necessitam de um conector especial para se conectarem aos atuadores.

O principal agente de contraste a ser utilizado é Omnipaque (Iohexol) com uma concentração de 300 miligramas de iodo por mililitro. À temperatura ambiente de 20º C, a viscosidade dinâmica do Iohexol é 0,0116 Pascal segundos [3]. Quando uma concentração menor é desejada, o contraste é misturado com uma solução salina, diminuindo assim a viscosidade dinâmica da mistura. À temperatura de 20º C, a viscosidade dinâmica da solução salina de uso médico médio, 0,9 moles

de NaCl por quilograma, tem uma viscosidade dinâmica de 0,001 Pascal segundos [4]. Ambas as substâncias apresentam densidade próxima da densidade da água.

Para o projeto da máquina, é essencial que se saiba os parâmetros de injeções normalmente utilizados. Dois neuro-cirurgiões foram consultados em [1] sobre parâmetros típicos de injeção. O primeiro consultado foi o Dr. David Niemann, professor associado de cirurgia neurológica na Faculdade de Medicina e Saúde Pública da Universidade de Wisconsin. Ele disse que a taxa de fluxo para neuroangiografia 4D normalmente é em torno de 3 mililitros por segundo para um volume de 36 mililitros. Em seguida, consultou-se o Dr. Charlie Strother. Ele disse que, apesar de as máquinas comerciais disponíveis serem capazes de realizar injeções com fluxos maiores, a taxa de fluxo mais relevante é perto de 10 mililitros ao longo de um período de 5 segundos.

2.4 Atuadores Lineares

Para a escolha dos atuadores lineares a serem utilizados, precisa-se saber qual é a velocidade de operação e a força a ser aplicada pelo atuador. Considerando as propriedades dos fluidos a serem injetados e do sistema de injeção, as forças máximas a serem aplicadas pelos atuadores para diferentes valores de fluxo foram calculadas em [1] através de um algoritmo de Matlab que aplica a equação de Hagen-Poiseuille. Esse algoritmo determina a força necessária a ser aplicada no êmbolo da seringa para gerar uma taxa de fluxo desejada. Considerando os parâmetros de injeções fornecidos pelos doutores Charlie Strother e David Niemann, definiu-se 5 mililitros por segundo como a máxima taxa de fluxo necessária. Alguns valores calculados para a força a ser aplicada podem ser vistos na tabela 2.1, onde a coluna do centro corresponde a uma mistura meio-a-meio de solução salina e solução de contraste.

	Mistura de 50%	100% de solução de contraste
Força para 1 mL/s	178N	810N
Força para 3 mL/s	498N	2402N
Força para 5 mL/s	827N	4003N

Tabela 2.1: Tabela de forças a serem aplicadas pelo atuador

Assim, a força máxima a ser aplicada pelo atuador é de aproximadamente 4000 Newtons. Como há muitas possíveis fontes de erro nos cálculos, como a variação das viscosidades dinâmicas dos fluidos com a variação da temperatura e perdas de energia no sistema serem diferentes das encontradas na literatura, deve-se selecionar um atuador capaz de fornecer uma força maior do que a calculada.

Optou-se pela utilização de atuadores lineares eletro-mecânicos, onde um motor elétrico gera movimento rotativo que é convertido em linear através de um parafuso e engrenagens [5]. Considerando todos os requisitos, escolheu-se o atuador linear modelo ppa24-58b65-12nhlx da linha Electrak da empresa Thompson Linear Inc., que doou os atuadores para o projeto. Esse modelo requer uma tensão de entrada de 24 Volts DC, possui uma capacidade de carga dinâmica de 6672 N (1500 lbf), não possui freio e possui curso de deslocamento de 12 polegadas. Os atuadores pode

ser visto na figura 2.2, onde estão montados à máquina.



Figura 2.2: Atuadores lineares montados à máquina.

2.5 Montagem dos Atuadores e Seringas

Uma parte importante do projeto mecânico é garantir que as seringas e os atuadores estejam bem conectados à placa de alumínio para que não se movam quando o injetor entrar em uso. O protótipo feito em [1] teve problemas com a deformação da seringa, pois elas tendiam a se dobrar na entrada do êmbolo durante a injeção. Isso fez com que elas se movessem com o atuador. Para resolver este problema, foi decidido usar três blocos de suporte de alumínio para fixar a seringa na placa de alumínio, como mostrado na figura 2.3. Dois deles com orifícios cilíndricos cercam a entrada do êmbolo e o outro com o orifício em forma de cone abraça a frente das seringas. Esta estrutura garante que as seringas permaneçam em posição fixa durante as fases de injeção e enchimento.

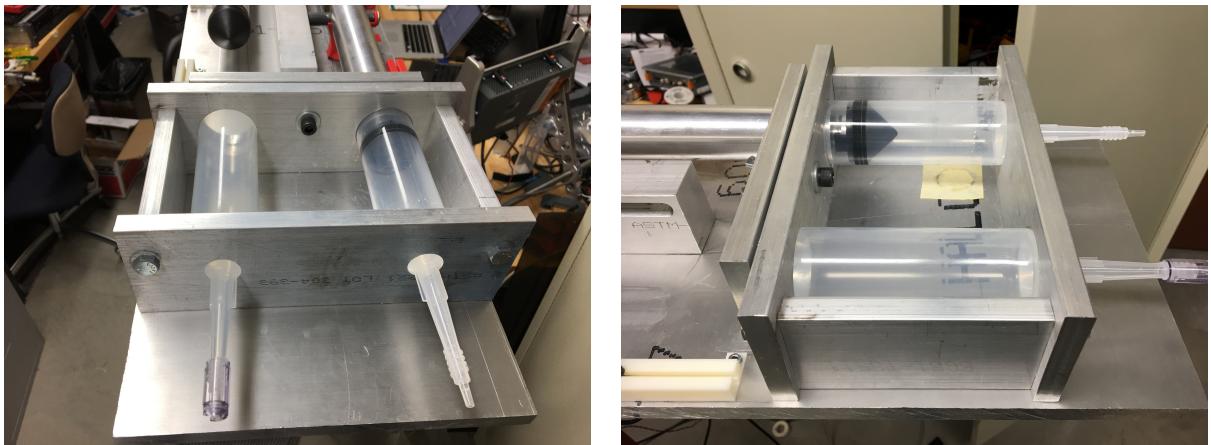


Figura 2.3: Fixação das seringas à placa de alumínio.

Os atuadores lineares utilizados possuem pinos na parte traseira que podem ser usados para fixação. Por isso, foi decidido fixá-los em dois pontos, nesses pinos traseiros e com um bloco de alumínio com furos cilíndricos na parte dianteira do atuador. A fixação pode ser vista na figura 2.2. Ambas as estruturas, as montagens dos atuadores e das seringas, foram fixadas na mesma placa de alumínio. Para garantir que eles estejam alinhados, foram feitas ranhuras na placa ao invés de furos. Permitindo assim o movimento das estruturas na direção perpendicular à direção da injeção para o alinhamento durante a montagem. A estrutura completa pode ser vista na figura 2.4.



Figura 2.4: Atuadores e seringas fixados à base de alumínio.

Os tubos dos atuadores lineares são muito grossos para entrarem nas seringas, de modo que foi projetado um conector entre as extremidades dos atuadores lineares e os êmbolos das seringas. Um entalhe foi usinado na extremidade desses conectores para conectar-los de forma rígida aos êmbolos das seringas. Os atuadores lineares são unidos aos conectores por meio de conexão clevis, onde foi usado um pino de aço para unir as duas partes. Para se garantir uma conexão firme, os orifícios dos conectores foram deslocados a 0,01 polegadas de distância dos furos dos atuadores. Foi feito um chanfro nos pinos de aço e as peças foram montadas com o uso de um martelo de borracha. Os conectores e as conexões do tipo clevis podem ser vistos nas figuras 2.5 e 2.6.

Um problema enfrentado era que os tubos de extensão dos atuadores costumavam girar, fazendo com que o movimento rotacional gerado pelo motor elétrico não fosse totalmente convertido em movimento linear. Por isso, foi projetada uma estrutura que pode ser anexada aos pinos das conexões do tipo clevis para evitar a rotação indesejada. Essas estruturas foram impressas usando as impressoras 3D do departamento de engenharia mecânica da UW. Elas também podem ser vistas nas figuras 2.5 e 2.6.



Figura 2.5: Conector do atuador ao êmbolo da seringa.

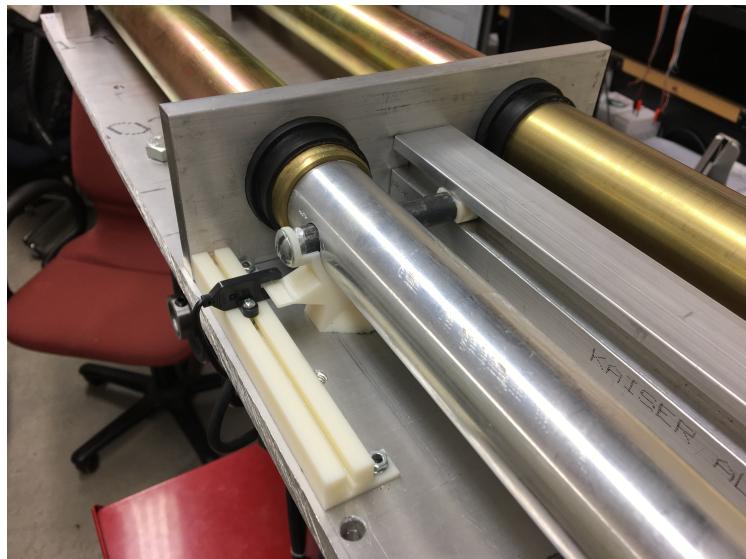


Figura 2.6: Conexão do tipo Clevis entre o atuador e o conector ao êmbolo da seringa.

Todas as peças de alumínio e aço foram usinadas nos tornos e fresas CNC da oficina do Colégio de Engenharia da UW.

2.6 Fixação dos Sensores

Os sensores a serem fixados são os sensores de limite ópticos e os encoders. Os sensores de pressão já possuem conectores que podem ser ligados diretamente a tubulação médica na saída da seringa.

Optou-se por fixar os sensores de limite por meio de ranhura em T, permitindo o movimento dos sensores na direção de injeção para ajuste da posição dos sensores. As estruturas com ranhura em T foram impressas por uma impressora 3D. A fixação de um dos sensores pode ser vista na figura 2.7. Acrescentou-se uma aba para o acionamento dos sensores na estrutura ligada ao pino de aço, conforme pode ser visto na figura 2.6.

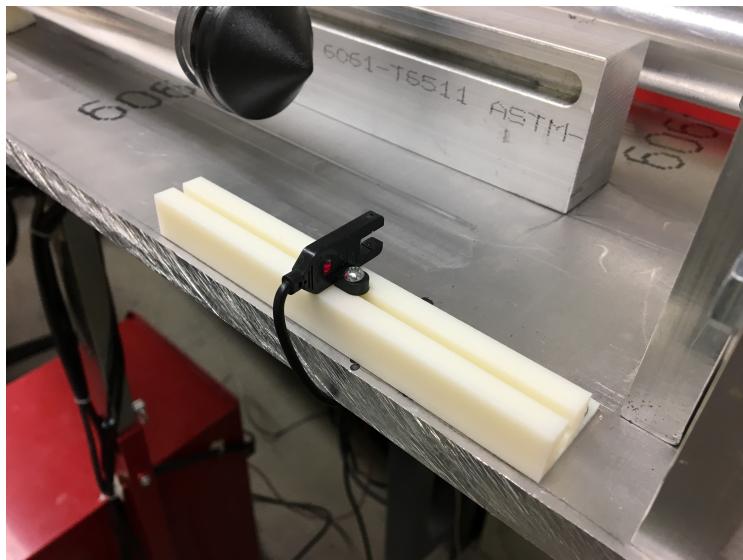


Figura 2.7: Montagem de um sensor de limite de posição óptico.

A fixação dos encoders foi mais complexa. Decidiu-se conectar os encoders a um pino branco que sai da caixa de engrenagens do atuador. Para acessar esse pino, foi preciso remover a tampa de metal do atuador. Assim, optou-se por projetar uma estrutura de fixação para os encoders capaz de substituir a tampa dos atuadores. Notou-se também que esse pino branco apresenta um pequeno desalinhamento de rotação em relação ao seu centro, o que pode causar problemas para o encoder. Por isso, acoplou-se um compensador de desalinhamento à conexão.

Para o projeto da estrutura de fixação, a tampa do atuador foi escaneada por um sistema de Micro-CT escâner Metrotom 800, do fabricante Zeiss Industrial Metrology. Uma foto da peça dentro do escâner pode ser vista na figura 2.8. Com base no arquivo do tipo stl gerado, criou-se um modelo para a nova tampa no programa SolidWorks. As estruturas impressas podem ser vistas na figura 2.9, onde também pode ser visto o conector do encoder que compensa o desalinhamento do pino branco.

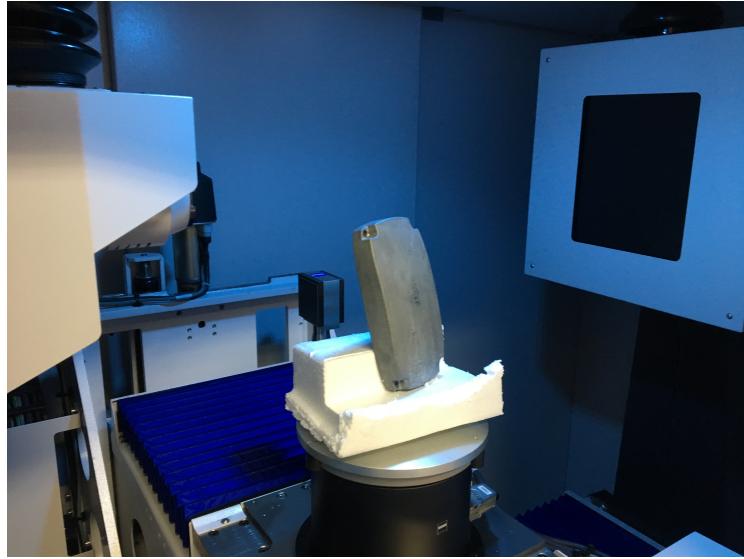


Figura 2.8: Foto da tampa do atuador linear dentro do Micro-CT escâner.

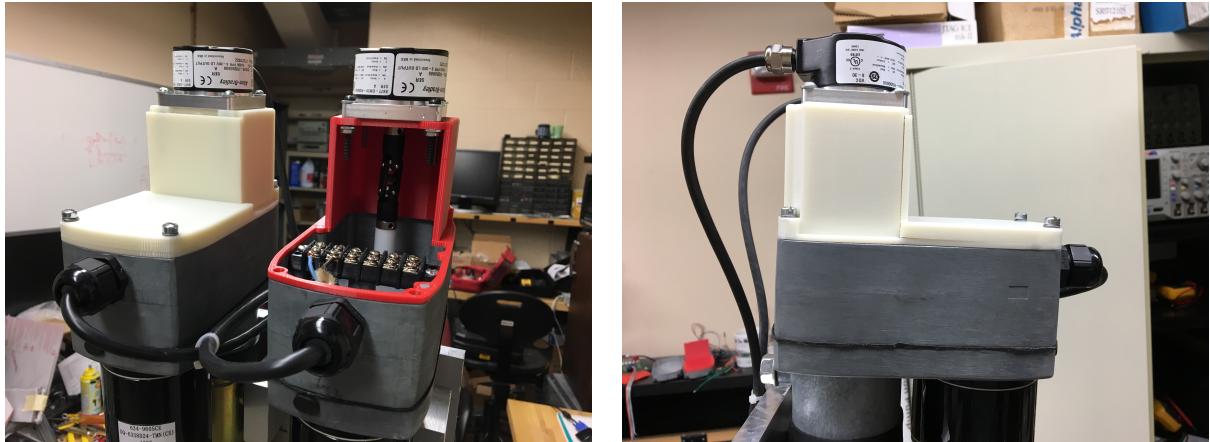


Figura 2.9: Estruturas impressas para conexão dos encoders.

2.7 Carrinho

Finalmente, conforme determinado pelos requisitos de projeto, montou-se toda a estrutura em um carrinho. Comprou-se e adaptou-se um carrinho de ferramentas do modelo Excel TC304C-Red 31-Inch Steel Tool Cart. O carrinho comprado sem as adaptações feitas pode ser visto na figura 2.10b e o sistema final pode ser visto na figura 2.10a.

As adaptações mais importantes feitas para o carrinho foram:

- As gavetas foram retiradas para dar mais espaço para dentro da cabine, como pode ser visto na figura 2.11;
- A mesa de ferramentas foi removida para dar espaço para a base de alumínio;



(a) Carrinho após as adaptações feitas.



(b) Carrinho comprado sem as adaptações.

Figura 2.10: Cart adapted to carry the Power Injector.

- Fortaleceu-se o encaixe das rodas ao carrinho pela adição de um bloco de alumínio, pois o carrinho ficou muito pesado após a adição da base de alumínio;
- A coluna central que segura a base de alumínio foi parafusada à cabine do carrinho, pois ela havia ficado instável após a fixação da base alumínio, como pode ser visto na figura 2.11;
- Foram feitos buracos na parte traseira da cabine para o roteamento de fios;
- Foram feitos furos na porta da cabine, onde colocou-se o fusível, a porta de alimentação e o interruptor de alimentação do sistema, como pode ser visto na figura 2.12;
- Os componentes eletrônicos foram parafusados dentro da cabine. As fontes de alimentação na gaveta de baixo, e os cartões do CLP e o amplificador que alimenta os atuadores na gaveta de cima, como pode ser visto na figura 2.11.

Conforme especificado nos requerimentos da máquina, as seringas devem apontar para baixo durante a injeção e para cima durante o processo de remoção de bolhas. Assim, optou-se por colocar rolamentos na fixação da base de alumínio ao carrinho, permitindo que as seringas possam ficar nas duas posições necessárias. Para facilitar o giro da estrutura, os rolamentos foram fixados entre o centro de massa do injetor com os atuadores completamente retraídos e com os atuadores completamente estendidos. Usinou-se uma peça de aço para a conexão entre os rolamentos. A fixação pode ser vista na figura 2.13.

Desenhos mecânicos das peças usinadas estão em anexo ao fim do relatório.



Figura 2.11: Parte de dentro da cabine do carrinho.



Figura 2.12: Porta da cabine do carrinho.

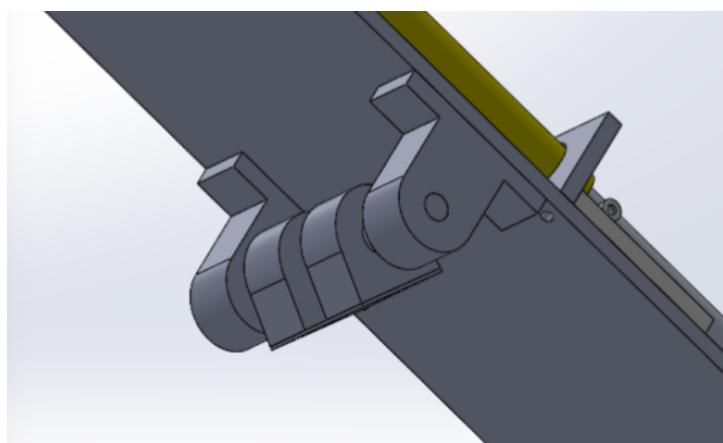


Figura 2.13: Fixação do injetor no carrinho.

Capítulo 3

Projeto de Automação

3.1 Introdução

Na introdução deverá ser feita uma descrição geral da metodologia que foi seguida para o desenvolvimento. A seguir, é feita a descrição do sistema desenvolvido.

Deve-se ressaltar que equações fazem parte do texto, devendo receber pontuação apropriada e ser numerada. Alguns exemplos são mostrados na seção ??.

3.2 Metodologia

O projeto de automação

3.3 Modelagem do Sistema

Primeiramente, modelou-se o comportamento do sistema em uma Máquina de Estados Finita (autômato), de forma a se obter uma descrição simples de como a máquina opera. Em seguida, detalhou-se mais a modelagem por meio de uma rede de Petri, onde alcançou-se um nível de implementação. A rede de Petri obtida foi simulada para a verificação de que ela atende corretamente aos requisitos do projeto.

3.3.1 Modelagem em Máquina de Estados Finita

A partir da descrição e dos requisitos de projeto, modelou-se o comportamento do sistema com apenas um eixo (um atuador e uma seringa) por meio de um autômato. O intuito do desenvolvimento desse autômato foi para se obter uma melhor compreensão do funcionamento da máquina. O autômato desenvolvido pode ser visto na figura 3.1 e as descrições dos símbolos usados para estados e transições podem ser vistos na tabela 3.1. Por o autômato ser simples, pode-se ver

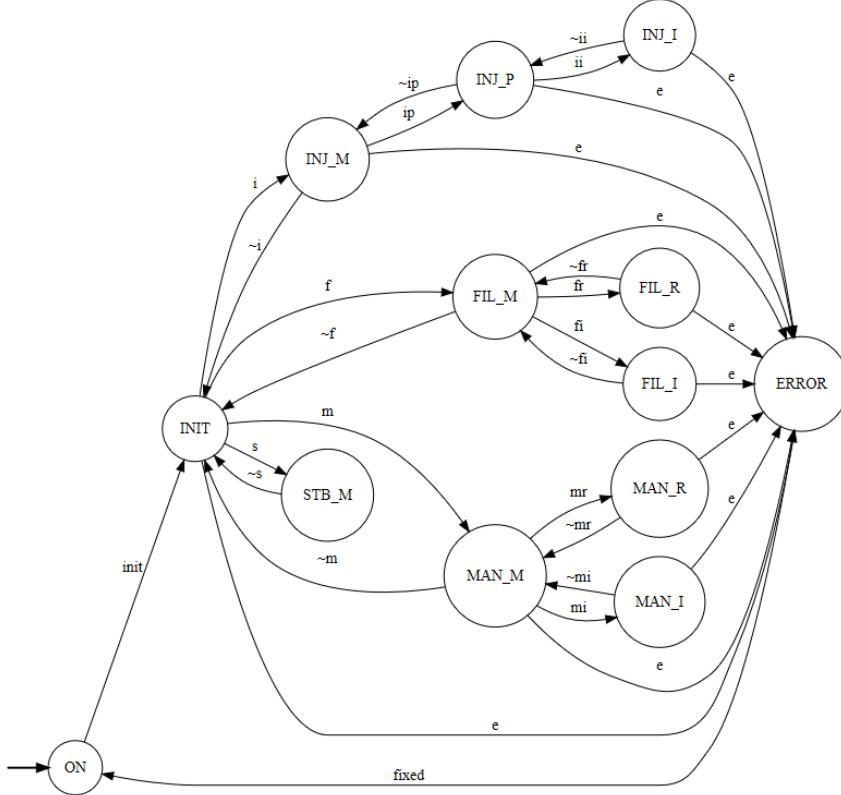


Figura 3.1: Automato do funcionamento simplificado do sistema.

claramente que ele não apresenta estados bloqueantes, *dead-locks* ou *live-locks*, sem a necessidade do uso de ferramentas mais complexas ou de programas de simulação. [6]

Considerando que a máquina entra no estado inicial ao ser ligada, a primeira ação que deve ocorrer é a inicialização da máquina (evento init), que indica que a máquina está pronta para realizar operações. Após ser inicializado, o sistema deve ser capaz de entrar nos diferentes modos de operação. Ao entrar em um modo de operação específico, o sistema deve ser capaz de mover o êmbolo da seringa de acordo com as restrições desse modo. Também adicionou-se um estado que representa a ocorrência de um erro durante a operação da máquina (estado ERROR), como, por exemplo, a pressão máxima da seringa ser excedida.

3.3.2 Modelagem em rede de Petri

Pode ser visto no autômato da figura que o usuário nunca poderia alcançar os modos de operação sem que os dois eixos fossem inicializados primeiro. No entanto, para fins de desenvolvimento, é desejável que esses modos sejam acessíveis sem o procedimento de inicialização ou com a inicialização de apenas um dos eixos. Então, foi decidido alterar os autômatos para permitir que isso acontecesse, mas com a restrição de nunca mover o êmbolo de um eixo se esse eixo não for inicializado (exceto no procedimento de inicialização). Tais mudanças e o detalhamento dos processos tornariam o autômato muito grande e complexo, por isso foi decidido modelar o sistema com uma rede Petri.

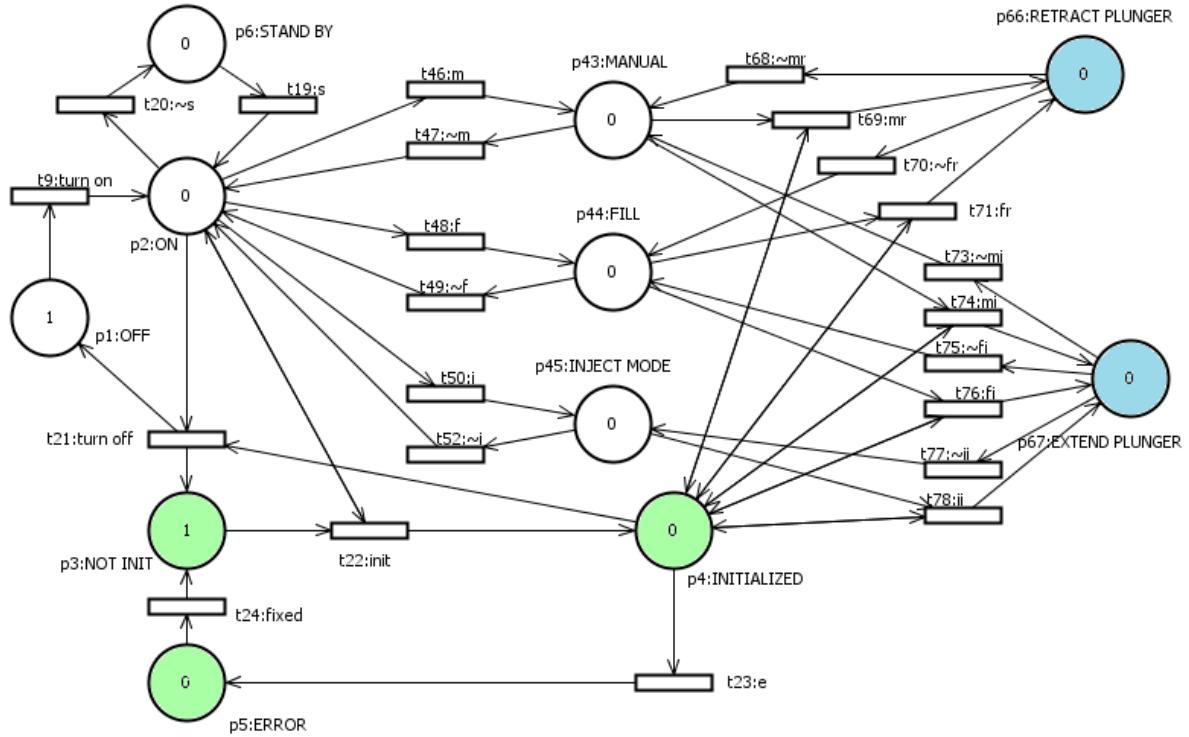
Símbolo	Descrição
ON	Máquina ligada, mas não inicializada
INIT	Máquina ligada e inicializada
STB_M	Em modo Stand by
INJ_M	Em modo de injeção com parâmetros não definidos
INJ_P	Em modo de injeção com parâmetros definidos
INJ_I	Injetando em modo de injeção
FIL_M	Em modo de enchimento
FIL_R	Retraining em modo de enchimento (enchendo)
FIL_I	Injetando em modo de enchimento
MAN_M	Em modo manual
MAN_R	Retraining em modo manual
MAN_I	Injetando em modo manual
ERROR	Estado de erro
init	Eixo inicializado
fixed	Erro foi corrigido
e	Erro ocorreu
x	Comando para ir para o modo x
~x	comando para sair do modo x
xr	Comando para retrair êmbolo no modo x
~xr	Comando para parar de retrair êmbolo no modo x
xi	Comando para injetar no modo x
~xi	Comando para parar de injetar no modo x
ip	Parâmetros de injeção foram definidos
~ip	Retornar para a definição de parâmetros

Tabela 3.1: Descrição dos símbolos do autômato da figura 3.1.

A rede de Petri projetada em nível de implementação para a máquina com um eixo com sua marcação inicial pode ser vista na figura 3.2. As descrições das transições são as mesmas da tabela 3.1. A implementação completa com dois eixos ocorre pela implementação dessa rede duas vezes, onde os lugares brancos das duas redes se sobreponem. Ou seja, o modo de operação dos eixos sempre é o mesmo, mas o estado de cada eixo pode ser diferente. Isso é útil para quando apenas um eixo da máquina está sendo utilizado.

Pode-se ver que sempre haverá uma ficha entre os lugares em verde e uma ficha fora desses lugares. A ficha entre os lugares em verde representa o estado dos eixos, representando se os eixos estão inicializados ou se ocorreu um erro no sistema. A ficha fora dos lugares em verde representa em qual modo de operação o sistema está. Observe que, se o eixo não for inicializado, a ficha fora dos lugares em verde não alcançará os lugares em azul, que representam os estados em que os êmbolos estão em movimento, conforme indicado anteriormente.

Vale ressaltar que, caso algum dos êmbolos esteja em movimento e ocorrer algum erro no sistema



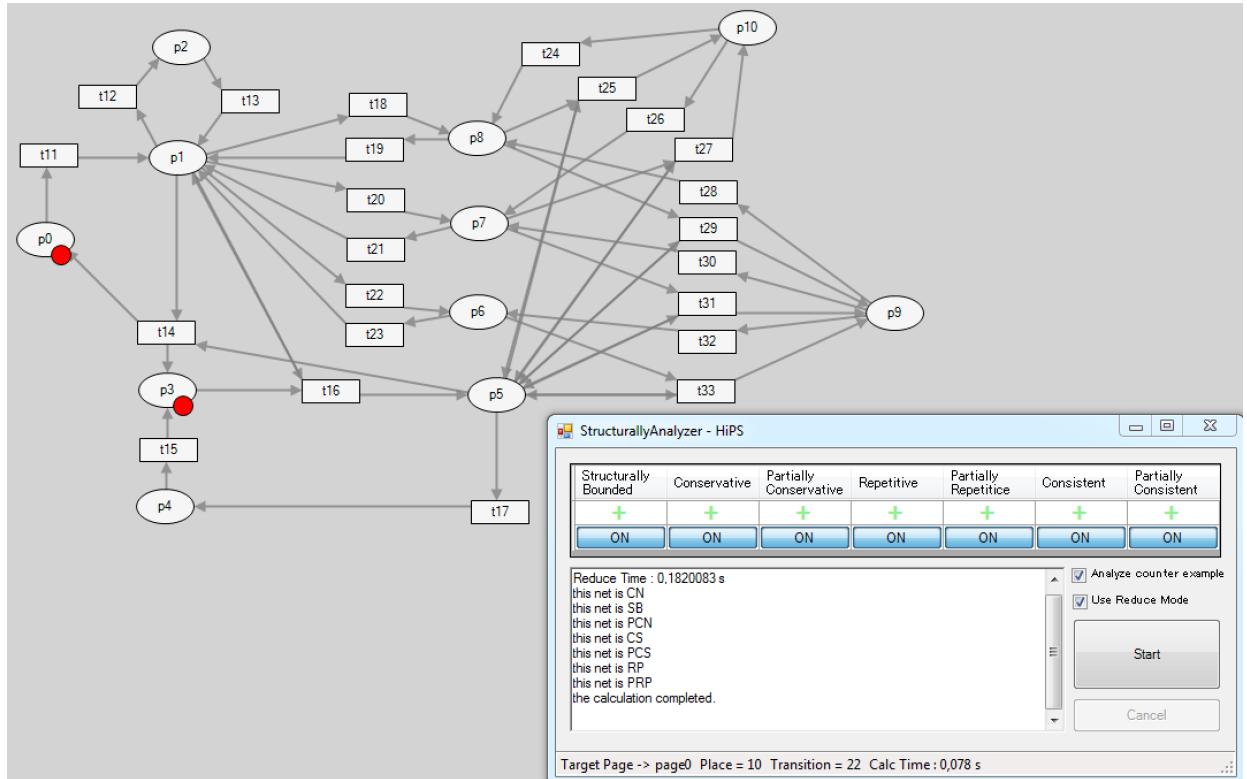


Figura 3.3: Rede de Petri projetada em nível de implementação.

3.4 Modelagem dos Perfis de Injeção

3.5 Escolha dos Sensores

O sistema precisa de três tipos de sensores, transdutores de pressão, encoders e sensores ópticos.

3.5.1 Escolha dos encoders

De forma a garantir que a injeção ocorra de forma correta, o fluxo de injeção é monitorado por encoders incrementais, um para cada atuador. Esses encoders são acoplados a um pino que sai da caixa de engrenagem dos atuadores, que completa uma revolução para cada 0,2 polegadas movidas pelo atuador linear. Assim, é importante que se escolha um encoder que apresente resolução boa o suficiente para a realização do controle do atuador de forma satisfatória, mas que também não ultrapasse o limite de frequência de leitura do cartão da CLP ao qual estará conectado.

Sabendo que o diâmetro interno da seringa é de 40 mm, uma velocidade do atuador de 0,8 mm/s corresponde à um fluxo de 1 mL/s. Definindo um fluxo máximo de injeção de 15 mL/s, a velocidade máxima correspondente do atuador é de 12 mm/s. Assim, a resolução dos encoders deve ser tal que a frequência do sinal provindo deles quando o atuador move-se a 12 mm/s deve ser menor do que a frequência máxima de entrada dos cartões da CLP onde os encoders estão ligados.

Assim, essa relação pode ser descrita por

$$\frac{\text{Velocidade máxima}}{k} \times \text{Resolução do encoder} \leq \text{Frequência máxima do cartão}, \quad (3.1)$$

onde k é a relação de velocidade linear do atuador e velocidade rotacional do encoder de 5,08 mm/revolução. A maioria dos cartões disponibilizados possuem uma frequência máxima de entrada de 250 kHz. Para esses cartões, a resolução máxima que os encoders podem ter é de aproximadamente 100.000 pulsos por revolução.

Inicialmente, escolheu-se encoders de 5.000 pulsos por revolução. Logo percebeu-se que a resolução era muito baixa, onde a discretização dos gráficos de posição do atuador era muito evidente. Isso causou problemas para uma obtenção precisa da velocidade do atuador, resultando em um sistema de controle com respostas insatisfatórias. Por isso, resolveu-se mudar para os encoders do modelo 847T-DM26-RQ50000 da fabricante Allen-Bradley, que são de 50.000 pulsos por revolução e aceitam alimentação de 24 Volts com saída no mesmo nível da entrada [7]. O encoder escolhido pode ser visto na figura 3.4.



Figura 3.4: Encoder do modelo 847T-DM26-RQ50000 da fabricante Allen-Bradley.

3.6 Escolha do Controlador e Seus Módulos

3.7 Diagramas elétricos

3.8 Tela de Supervisório e Interface de Usuário

3.9 Controle dos Atuadores

Capítulo 4

Programação do Controlador

Resumo opcional.

4.1 Introdução

Na introdução deverá ser feita uma descrição geral da metodologia que foi seguida para o desenvolvimento. A seguir, é feita a descrição do sistema desenvolvido.

Deve-se ressaltar que equações fazem parte do texto, devendo receber pontuação apropriada e ser numerada. Alguns exemplos são mostrados na seção ??.

4.2 Organização do projeto

4.3 Detalhamento dos programas

4.4 Controle de velocidade dos atuadores

Capítulo 5

Resultados Experimentais

Resumo opcional.

5.1 Introdução

Na introdução deverá ser feita uma descrição geral dos experimentos realizados.

Para cada experimentação apresentada, descrever as condições de experimentação (e.g., instrumentos, ligações específicas, configurações dos programas), os resultados obtidos na forma de tabelas, curvas ou gráficos. Por fim, tão importante quando ter os resultados é a análise que se faz deles. Quando os resultados obtidos não forem como esperados, procurar justificar e/ou propor alteração na teoria de forma a justificá-los.

5.2 Avaliação do algoritmo de resolução da equação algébrica de Riccati

O algoritmo proposto para solução da equação algébrica de Riccati foi avaliado em diferentes máquinas. Os tempos de execução são mostrados na Tabela 5.1. Nesta tabela, os algoritmos propostos receberam a denominação *CH* para Chandrasekhar e *CH + LYAP* para Chandrasekhar com Lyapunov. As implementações foram feitas em linguagem *script* MATLAB.

Observa-se que o algoritmo *CH + LYAP* apresenta tempos de execução superiores com relação

Tabela 5.1: Tempos de execução em segundos para diferentes máquinas

Algoritmo	Laptop 1.8 GHz	Desktop PIII 850 MHz	Desktop MMX 233	Laptop 600 MHz
Matlab ARE	649,96	1.857,5	7.450,5	9.063,9
<i>CH</i>	259,44	606,4	2.436,5	2.588,5
<i>CH + LYAP</i>	357,86	952,9	3.689,2	3.875,0

ao algoritmo CH . Entretanto, era esperado que o algoritmo CH fosse mais rápido. Este resultado se justifica pelo fato de o algoritmo CH fazer uso de funções embutidas do MATLAB. Já o algoritmo $CH + LYAP$ faz uso também de funções *script* externas, aumentando bastante seu tempo computacional.

Capítulo 6

Conclusões

Este capítulo é em geral formado por: um breve resumo do que foi apresentado, conclusões mais pertinentes e propostas de trabalhos futuros.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] MCMAHON, W. et al. Final progress report on design of a medical injection pump for use with angiography. 2017.
- [2] DIGGERY, R. *Catheters: Types, applications and potential complications (medical devices and equipment)*. [S.l.]: Nova Science, 2012. ISBN 1621006301.
- [3] HEALTHCARE, G. *OMNIPAQUE Injection X-ray contrast medium*. 2008. https://www.old.health.gov.il/units/pharmacy/trufot/alonim/Rishum_2_293667716.pdf.
- [4] MACBETH. *Tabela de Viscosidade Cinemática e Dinâmica*. <http://macbeth.if.usp.br/~gusev/Viscosidade%20cinematica.pdf>.
- [5] SCLATER, N.; CHIRONIS, N. *Mechanisms and Mechanical Devices Sourcebook*. 3. ed. [S.l.]: McGraw-Hill Professional, 2001. ISBN 9780071361699,0071361693.
- [6] CASSANDRAS, C. G.; LAFORTUNE, S. *Introduction to Discrete Event Systems*. Secaucus, NJ, USA: Springer-Verlag New York, Inc., 2006. ISBN 0387333320.
- [7] AUTOMATION, R. *Installation Instructions - 847T 2 in. Diameter Solid Shaft Incremental Encoders*. <http://literature.rockwellautomation.com/idc/groups/literature/documents/in/847t-in001--en-p.pdf>.

ANEXOS

I. DIAGRAMAS ESQUEMÁTICOS

II. DESCRIÇÃO DO CONTEÚDO DO CD