

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PAMPA

RAFAEL MARTINS ALVES

**AUTOMATIZAÇÃO DE UM GUIA DE ENDOSCOPIA UTILIZANDO
CONTROLADOR PID**

**Bagé
2016**

RAFAEL MARTINS ALVES

**AUTOMATIZAÇÃO DE UM GUIA DE ENDOSCOPIA UTILIZANDO
CONTROLADOR PID**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Engenharia de Computação da Universidade Federal do Pampa, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia de Computação.

Orientador: Prof. Dr. Leandro Blass

Coorientador: Prof. Dr. Anderson Luís Jeske Bihain

**Bagé
2016**

Ficha catalográfica elaborada automaticamente com os dados fornecidos
pelo(a) autor(a) através do Módulo de Biblioteca do
Sistema GURI (Gestão Unificada de Recursos Institucionais) .

A474a Alves, Rafael

AUTOMATIZAÇÃO DE UM GUIA DE ENDOSCOPIA UTILIZANDO
CONTROLADOR PID / Rafael Alves.

73 p.

Trabalho de Conclusão de Curso(Graduação)-- Universidade
Federal do Pampa, ENGENHARIA DE COMPUTAÇÃO, 2016.

"Orientação: Leandro Blass".

1. Controlador PID. 2. Endoscópio. 3. Função de
transferência. 4. Automação. 5. Controle de Malha Fechada. I.
Título.

RAFAEL MARTINS ALVES

**AUTOMATIZAÇÃO DE UM GUIA DE ENDOSCOPIA UTILIZANDO
CONTROLADOR PID**

Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado ao Curso de Engenharia de
Computação da Universidade Federal do
Pampa, como requisito parcial para
obtenção do Título de Bacharel em
Engenharia de Computação.

Trabalho de Conclusão de Curso defendido e aprovado em: 25 de novembro de
2016.

Banca examinadora:

Prof. Dr. Anderson Luís Jeske Bihain
Coorientador
UNIPAMPA

Profª. Drª. Ana Paula Lüdtke Ferreira
UNIPAMPA

Prof. Dr. Martin Cruz Rodríguez Paz
UNIPAMPA

Dedico este trabalho a Deus e minha família.

AGRADECIMENTO

Aos orientadores Prof. Dr. Leandro Blass e Prof. Dr. Anderson Luís Jeske Bihain, ao pesquisador Dr. Jayender Jagadeesan do hospital *Brigham and Women* e aos professores e funcionários da Unipampa.

RESUMO

O endoscópio foi desenvolvido para examinar partes do corpo as quais não são possíveis de serem observadas com outros dispositivos. Hoje em dia, examinar partes do corpo é ainda a sua principal utilidade. No entanto, ao longo dos anos o endoscópio passou a ser usado em prevenção, diagnóstico de doenças e em operações clínicas, exigindo alta precisão desses instrumentos. Diferente dos endoscópios convencionais, foi desenvolvido pelo hospital *Brigham and Women* um novo modelo de endoscópio operado por campo magnético gerado por aparelho de ressonância magnética. O desafio dos pesquisadores desse hospital é controlá-lo remotamente. Deste modo é proposto neste trabalho um método que utiliza controlador proporcional-integral-derivativo (controlador PID) para o controle do endoscópio a distância. As sequências metodológicas utilizadas nesse projeto foram: modelagem matemática do endoscópio, implementação do controlador PID, integração do *hardware*, teste de um sinal de meia onda senoidal no protótipo e simulação do controle de *feedback*. Os resultados obtidos foram: descrição da dinâmica do endoscópio para um sistema de uma única entrada e uma única saída através da função de transferência, simulações da função de transferência ajustada, resultados experimentais de dois ganhos PIDs para a resposta de uma função de meia onda senoidal e o programa do guia de endoscopia com o controlador PID. Com base nos resultados apresentados, pode-se concluir que o método proposto operou de forma bem sucedida o controle do endoscópio.

Palavras-Chave: controlador PID, endoscópio, função de transferência, automação, retroalimentação, controle de malha fechada, QT *framework*.

ABSTRACT

The endoscope was created to look at parts of the body that were not able to be seen with other devices. This is still the main reason for using the endoscope, however over the years its functionality has increased such as prevention, diagnosis and treatment diseases, requiring a higher precision in this instrument. Unlike the conventional endoscopes, it was developed by Brigham and Women's Hospital a new endoscope model actuated by the magnetic forces generated by the magnetic field of the magnetic resonance imaging (MRI) scanner. The challenge for the researchers is to control it remotely. This project aims developing a method using proportional–integral–derivative controller (PID control) to automate the endoscope guidance. The methodology sequences utilized in this project were: mathematical modeling of the endoscope, implementing PID controller, integrating a hardware case, testing a sinusoidal half wave signal in the prototype and simulating the feedback control. The results obtained were: description of the endoscope dynamics for single-input multiple-output (SISO) system by transfer function, simulations of the adjusted transfer function, experimental results of two PIDs gains for the response of a sinusoidal half wave function and endoscopy guide program with PID controller. Based on the presented results, it can be concluded that the proposed method successfully operated endoscope control.

Keywords: PID control, automating an endoscope, transfer function, endoscope, feedback control, QT framework.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Gastroscoopia convencional.	18
Figura 2 - Cápsula endoscópica.	19
Figura 3 - Ilustração do endoscópio do presente trabalho. Esse endoscópio apresenta duas bobinas em um campo magnético.	20
Figura 4: Diagrama em blocos de sistema de controle de malha aberta.	21
Figura 5: Diagrama em blocos de sistema de controle de malha fechada.	21
Figura 6 - Estrutura da biblioteca OpenIGTLink e um exemplo de código.	28
Figura 7 – Imagem da placa Sensoray modelo 826.	29
Figura 8 - O sistema EndoScout instalado em uma sala de ressonância magnética.	30
Figura 9 - LSC 30/2 (Controlador linear servo) é um 4-Q-Amplificador linear servo utilizado para controlar atuadores de corrente contínua de até 50W.	31
Figura 10 - Fluxograma das sequências metodológicas para a automação do endoscópio.	32
Figura 11 – O endoscópio do presente trabalho apresenta duas bobinas em sua superfície.	33
Figura 12 - Coordenadas esféricas.	36
Figura 13 - Movimento do caso um que ocorre no plano zy.	37
Figura 14 – Movimento do endoscópio do caso dois que ocorre no plano zx.	38
Figura 15 - Diagrama de casos de uso do guia de endoscopia com controle PID. ...	44
Figura 16 - Diagrama de sequência do controlador do guia de endoscopia.	48
Figura 17 - Diagrama de atividade para iniciar o cálculo do controlador PID.	49
Figura 18 – Diagrama do sistema de controle do guia de endoscopia.	50
Figura 19 – <i>Print</i> da janela principal do programa do guia de endoscopia.	50
Figura 20 - Conexões entre os objetos do programa.	51
Figura 21 - Janelas do usuário para a entrada do <i>setpoint</i>	53
Figura 22 - Janela do usuário com informações sobre o cálculo do controlador PID.	58
Figura 23 - Saída do controlador PID.	59
Figura 24 - Vista frontal do gabinete do endoscópio.	60
Figura 25 - Sala de ressonância magnética que foram realizados os experimentos, localizada no hospital BWH em Boston-MA nos EUA.	61

Figura 26: Ângulos do endoscópio para os PIDs 1 e 2 para a resposta a função meia onda senoidal com a frequência de 0,05Hz e amplitude de 20 graus.	62
Figura 27 - Simulação do endoscópio através do Matlab/Simulink para a função degrau dos casos um e dois.....	65
Figura 28 - Respostas experimentais e simuladas dos PID 1 e PID 2. Realizado o controle de malha fechada para o sinal de meia onda senoidal de amplitude de 20,00° e frequência de 0,05Hz.	65
Figura 29 - Respostas experimentais e simuladas do ajuste para o PID 1 e PID 2. Realizado o controle de malha fechada para o sinal de meia onda senoidal de amplitude de 20,00° e frequência de 0,05Hz.	67

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Efeito de aumentar os ganhos K_P , K_I e K_D a resposta ao degrau.....	24
Tabela 2 - Propriedades de mecânica de torção em um oscilador harmônico.....	39
Tabela 3 - Tabela de prioridade de requisitos.....	41
Tabela 4 - Tabela de risco de requisitos.....	41
Tabela 5 - Requisitos funcionais.....	42
Tabela 6 - Requisitos não funcionais.....	43
Tabela 7 - Descrição do caso de uso "Calcular controlador PID".....	44
Tabela 8 - Descrição do caso de uso "Inserir constantes PID".....	45
Tabela 9 - Descrição do caso de uso "Escolher a função SP".....	45
Tabela 10 - Descrição do caso de uso "Capturar dados analógico".....	46
Tabela 11 - Descrição do caso de uso "Receber informações do MPV".....	46
Tabela 12 - Descrição do caso de uso "Gerar relatório".....	47
Tabela 13: Ganhos do controlador PID para resposta a entrada função senoidal para dois experimentos.....	61
Tabela 14 - Parâmetros do modelo.....	64

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

PID - Proporcional-Integral-Derivativo

SMA - *Shape-Memory Alloy*

PI - *Proportional-Integral*

LQR - Regulador Quadrático Linear

MIMO - *Multiple-Input Multiple-Output*

MSDN - *Microsoft Development Network*

APIs - Interfaces para Programação de Aplicações

IGT - *Image-Guided Therapy*

UDP - *User Datagram Protocol*

MHSA - Movimento Harmônico Simples Amortecido

SISO – *Single Input Single Output*

SP - *SetPoint*

MPV - Variável de Processo Medida

UML - *Unified Modeling Language*

PV - Variável de Processo

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	14
1.1	Motivação	14
1.2	Objetivos.....	15
1.2.1	Específicos	15
1.3	Trabalhos correlatos.....	16
1.4	Estrutura do trabalho.....	17
2	CONCEITOS GERAIS E REVISÃO DE LITERATURA.....	18
2.1	Endoscopia.....	18
2.2	Sistemas de controle	20
2.2.1	Sistema de malha aberta	20
2.2.2	Sistemas de malha fechada (controle com realimentação)	21
2.2.3	Sistemas controlados por computador	22
2.2.4	Controlador PID.....	23
2.2.5	Modelagem matemática.....	24
2.3	Implementação do controlador PID em <i>software</i>	25
2.3.1	Sistema de tempo real	25
2.3.1.1	Temporizador multimídia	26
2.3.2	Ferramenta de desenvolvimento - Qt <i>framework</i>	27
2.3.3	Protocolo de comunicação - OpenIGTLink.....	28
2.3.4	Placa multifuncional I/O – Sensoray modelo 826.....	29
2.3.5	Rastreador EndoScout	29
2.3.6	Amplificador linear LSC 30/2	31
3	METODOLOGIA E IMPLEMENTAÇÃO DO PROJETO.....	32
3.1	Modelagem matemática do endoscópio	32
3.1.1	Descrição física do endoscópio	33
3.1.2	Controle das bobinas	35
3.1.3	Função de transferência.....	39
3.2	Implementação do controlador PID em <i>software</i>	40
3.2.1	Elicitação de requisitos	40
3.2.2	Requisitos funcionais	41
3.2.3	Requisitos não funcionais	42
3.2.4	Casos de uso.....	43
3.2.5	Diagrama de sequência	47

3.2.6	Diagrama de atividade	49
3.2.7	Implementação do controlador	49
3.2.7.1	Entradas do controlador PID	53
3.2.7.2	Controlador PID.....	56
3.2.7.3	Saída do controlador PID	58
3.2.7.4	Conversão e Restrições	59
3.3	Integração do <i>hardware</i>	59
3.4	Teste do protótipo.....	60
3.4.1	Atrasos.....	63
3.5	Simulação do controle de malha fechada.....	63
3.5.1	Ajuste da função de transferência.....	66
4	CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS.....	68
	REFERÊNCIAS.....	70
	ANEXOS	73

1 INTRODUÇÃO

Ao longo do tempo, a necessidade de estudar o corpo humano tornou-se essencial para o tratamento de diferentes tipos de doenças. Por esta razão, muitas técnicas têm sido desenvolvidas para a análise do corpo humano. Através do conhecimento obtido e métodos desenvolvidos, milhares de pessoas se beneficiaram destes procedimentos, o que melhorou a expectativa de vida de muitos pacientes. Uma das técnicas desenvolvidas para explorar o corpo humano é a endoscopia. A endoscopia consiste na inserção de um dispositivo dentro do corpo humano, através do esôfago, possibilitando gravar imagens que possam ajudar a o diagnóstico do paciente. Os procedimentos endoscópicos mais comuns são avaliar o esôfago, estômago e porções do intestino. (REILINK; STRAMIGIOLI; MISRA, 2010).

A endoscopia pode ser aplicada para avaliar a rigidez da estrutura superficial dos órgãos, método esse chamado de elastografia. Esse método permite um diagnóstico das intensidades de lesões cancerosas, como por exemplo, benignas e malignas. Através deste parâmetro é possível determinar a melhor medicação para o tratamento das lesões (GORUNESCU, 2007).

Nos últimos anos a endoscopia tem avançado substancialmente, permitindo que algumas formas de cirurgia possam ser realizadas utilizando o endoscópio; isto permite que a cirurgia seja menos invasiva (GORUNESCU, 2007).

Durante o uso do aparelho de endoscopia, deve-se ter sempre precaução, por isso aconselha-se que durante uma operação clínica o operador do endoscópio esteja muito atento em sua tarefa para assegurar a segurança do paciente, de modo que o operador não perfure revestimentos do esôfago, estômago ou intestino acidentalmente (KANG; HYUN, 2013). Assim a operação do endoscópio torna-se um processo de alto risco. Devido a essas questões, se faz necessário o estudo de técnicas para criação de endoscópio mais seguro para a operação e análise de pacientes. Este projeto propõe um método para a automatização de um guia de endoscopia, deste modo contribuindo para o aperfeiçoamento de equipamentos de engenharia biomédica.

1.1 Motivação

Durante um procedimento de endoscopia convencional, o médico segura a extremidade do endoscópio que contém as rodas de controle, e usa essas rodas

para orientar a ponta do endoscópio. A ponta contém uma câmera e uma fonte de luz que permite que o médico investigue o sistema gastrointestinal por meio de um monitor (REILINK; STRAMIGIOLI; MISRA, 2010).

Diferente dos endoscópios convencionais, foi desenvolvido pelo hospital *Brigham and Women* um novo modelo de endoscópio operado por campo magnético gerado a partir de aparelhos de ressonância magnética. O desafio dos pesquisadores desse hospital é controlá-lo remotamente. Deste modo, é proposto neste trabalho um método que utiliza controlador proporcional-integral-derivativo (controlador PID) para permitir o uso do endoscópio de forma controlável a distância.

1.2 Objetivos

O objetivo geral deste projeto é a automatização de um guia de endoscopia utilizando controlador Proporcional-Integral-Derivativo (PID) para a operação remota, potencialmente permitindo que o endoscópio automatizado possa ter melhor precisão e segurança nas intervenções clínicas para os testes de movimentação propostos no trabalho.

1.2.1 Específicos

Mais detalhadamente, cabe destacar os seguintes objetivos específicos:

- a) Determinar um modelo matemático para representar a planta do sistema, através de uma função de transferência;
- b) Implementar o controlador PID em software com uma interface de comunicação entre o operador e o controlador;
- c) Desenvolvimento/suporte na manutenção do gabinete para o hardware;
- d) Executar o controlador PID com o endoscópio;
- e) Ajustar o modelo matemático baseando-se na resposta experimental;
- f) Simular nos softwares Matlab/Simulink a função de transferência (planta do sistema) com o controlador PID;
- g) Discussão dos resultados do modelo matemático e a resposta experimental do endoscópio.

1.3 Trabalhos correlatos

Para o desenvolvimento desta pesquisa foram estudados alguns trabalhos, a fim de auxiliar a construção do conhecimento sobre o tema. A seguir são descritos três trabalhos relacionados à presente pesquisa.

Li e Li (2011) desenvolveram a modelagem dinâmica e a implementação do controlador PID em um quadricóptero. Primeiro foram descritos a arquitetura do quadricóptero e a análise do modelo dinâmico; então, baseado no controlador PID, foi desenvolvido um controlador na qual ajuda a regular a posição e a orientação do quadricóptero. O modelo dinâmico foi implementado para simulação no Matlab/Simulink, os parâmetros do controlador PID foram obtidos de acordo com o resultado da simulação. Finalmente, o quadricóptero foi desenvolvido fisicamente e construído com o controlador PID. Os resultados do experimento do vôo mostraram que o controlador PID foi robusto para estabilizar o quadricóptero.

Jayender et al. (2007), descreveram um novo modelo de *Shape-Memory Alloy* (SMA), que são materiais metálicos que têm a capacidade de, depois de serem sujeitos a deformações, voltar ao seu estado inicial como resultado do aumento de temperatura, aumento de pressão ou outras condições de tensão. O modelo é usado para desenvolver dois esquemas de controle de tensão em um atuador SMA. O primeiro esquema de controle descreve um controlador Proporcional-Integral (PI), os ganhos dos quais são obtidos por meio de otimização de Regulador Quadrático Linear (LQR). O segundo esquema de controle é um controlador de *H-Infinity Loop Shaping*, o controlador minimiza o efeito das dinâmicas não modeladas em altas frequências. Os resultados da simulação e do experimento mostram o controle rápido e preciso do atuador SMA para seu controle.

KÓSA et al. (2008) propuseram um mecanismo para locomover uma cápsula endoscópica que usa os campos magnéticos de uma máquina de ressonância magnética. A força de propulsão é produzida por uma cauda de locomoção contendo feixes ondulante consistindo de três bobinas em uma fileira. KÓSA et al. (2008) desenvolveram um modelo teórico para prever ondas senoidais produzidas pelo feixe ondulante usando o modelo de viga de Euler-Bernoulli e o sistema *Multiple-Input Multiple-Output* (MIMO). Um estudo de validação com uma única bobina demonstrou que o modelo teórico e numérico prediz bem o mecanismo de locomoção proposto.

1.4 Estrutura do trabalho

Este trabalho está organizado em quatro capítulos: no Capítulo 1 são apresentados a introdução e motivação deste trabalho bem como os objetivos e trabalhos correlatos. No Capítulo 2 são abordados os conceitos gerais e revisão bibliográfica, considerações teóricas importantes para o desenvolvimento do trabalho. No terceiro capítulo são apresentadas metodologia e implementação do projeto, sendo descrito como foi desenvolvido o trabalho desde a modelagem matemática até o experimento com o protótipo. No último capítulo são expostos as conclusões e os trabalhos futuros.

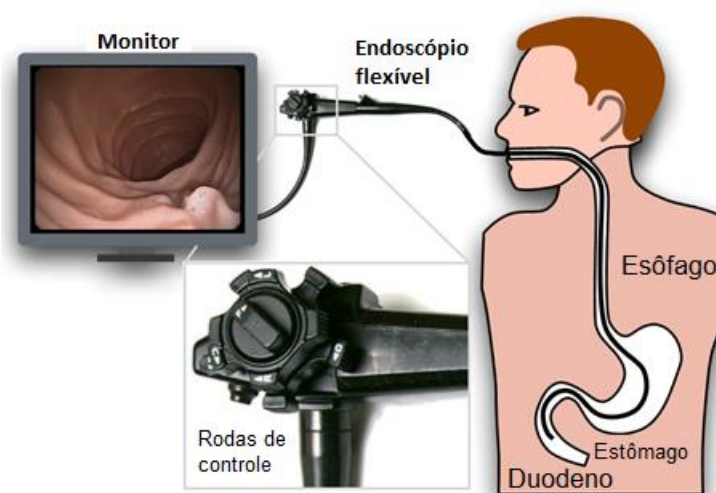
2 CONCEITOS GERAIS E REVISÃO DE LITERATURA

Este capítulo apresenta a revisão bibliográfica construída para o desenvolvimento deste trabalho. São esboçados os conceitos relacionados com as técnicas médicas minimamente invasivas e sistemas de controle. Em seguida, são realizados estudos sobre conceitos relacionados aos sistemas em tempo real. No final do capítulo, são descritas as ferramentas que foram utilizadas para o desenvolvimento do controlador PID.

2.1 Endoscopia

Endoscopia é um procedimento médico minimamente invasivo para examinar as cavidades internas do corpo. Os procedimentos comuns incluem a gastroscopia, que é a inspeção do esôfago e o estômago por meio da boca conforme é mostrado na Figura 1, e a colonoscopia, que envolve a inspeção do cólon a partir do reto. Durante a endoscopia, o médico segura a extremidade do endoscópio que contém as rodas de controle, e usa essas rodas para orientar a ponta do endoscópio. A ponta contém uma câmera e uma fonte de luz que permite que o médico investigue o sistema gastrointestinal por meio de um monitor (REILINK; STRAMIGIOLI; MISRA, 2010).

Figura 1 - Gastroscopia convencional.



Fonte: (REILINK; STRAMIGIOLI; MISRA, 2010) [alterada].

Novas técnicas de endoscopia têm sido desenvolvidas nos últimos anos, como por exemplo a cápsula endoscópica, ilustrada na Figura 2. Esta técnica é uma

forma menos onerosa de análise, capaz de capturar imagens de todo o intestino delgado. Primeiramente, o paciente deve engolir a cápsula do tamanho de uma pílula que contém uma pequena câmara e fonte de luz. Imagens da cápsula são enviadas a um dispositivo com antena ligado ao corpo do paciente. Quando finalizado este procedimento, que dura em torno de oito horas, as imagens gravadas são transferidas para um computador, para visualização e diagnóstico pelo médico (OLYMPUS, 2015).

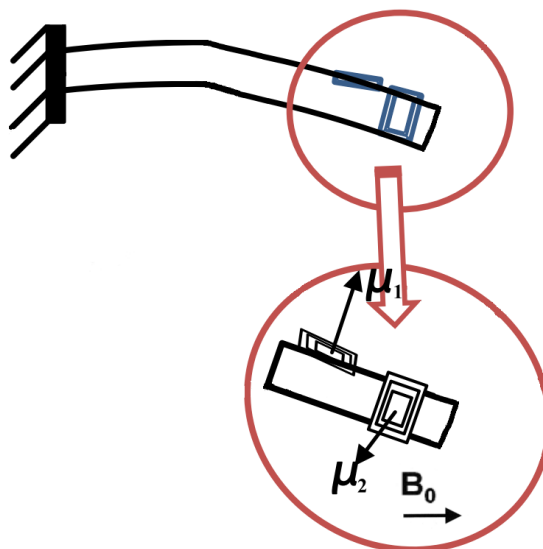
Figura 2 - Cápsula endoscópica.



Fonte: (OLYMPUS, 2015).

O endoscópio deste trabalho utiliza como atuador as forças magnéticas geradas pela interação entre o campo magnético do aparelho de ressonância magnética e os momentos magnéticos das bobinas em torno do endoscópio. Por meio do controle da corrente que passa pelas bobinas, são gerados momentos magnéticos com maior ou menor amplitude assim inclinando a ponta do endoscópio. O endoscópio com sua extremidade fixada na sua base é imersa em um campo magnético, como ilustrado na Figura 3.

Figura 3 - Ilustração do endoscópio do presente trabalho. Esse endoscópio apresenta duas bobinas em um campo magnético.



Fonte: Próprio Autor, 2016.

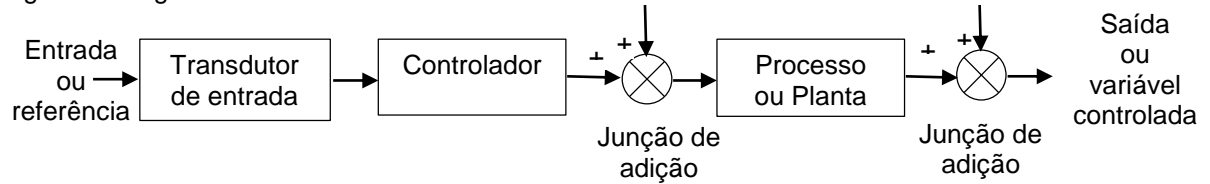
2.2 Sistemas de controle

Um sistema de controle consiste em subsistemas e processos (ou plantas) construídas com o objetivo de se obter uma saída desejada com desempenho desejado, para uma entrada específica fornecida (NISE, 2009, p. 2). Nesse capítulo serão discutidos conceitos relacionados ao sistema de controle: sistemas de malha aberta, sistemas de malha fechada e modelagem matemática.

2.2.1 Sistema de malha aberta

Um sistema de malha aberta genérico é mostrado na Figura 4. Ele começa com um subsistema denominado transdutor de entrada, é um dispositivo que transforma um tipo de energia em outro utilizando para isso um elemento sensor. O controlador aciona um processo ou uma planta. A entrada algumas vezes é chamada de referência, enquanto a saída pode ser chamada de variável controlada. Outros sinais, como as perturbações, são mostrados superpostos às saídas do controlador e do processo através de uma junção de adição, a perturbação ocorre no sistema real e não apenas no modelo, a qual fornece a soma algébrica dos seus sinais de entrada utilizando os sinais associados (NISE, 2009, p. 7).

Figura 4: Diagrama em blocos de sistema de controle de malha aberta.



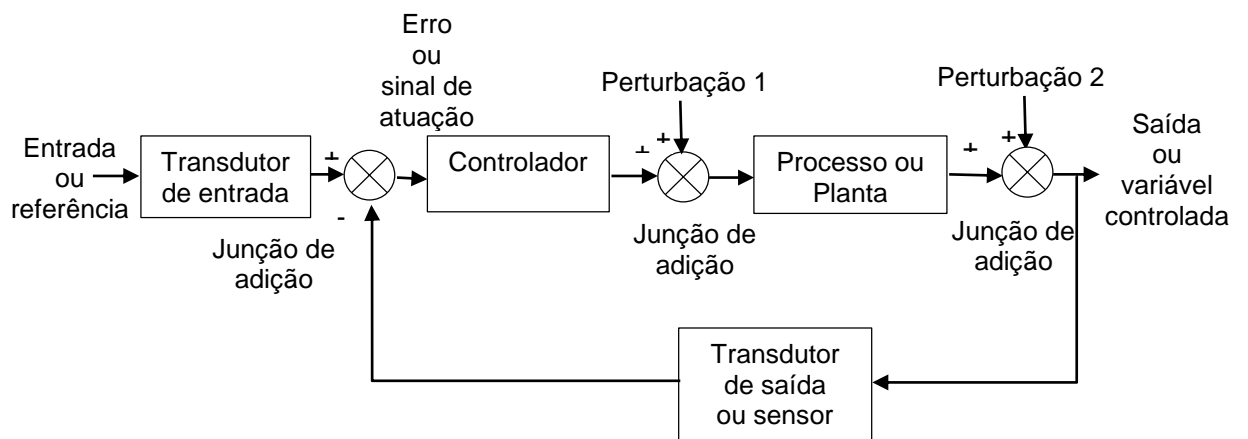
Fonte: (NISE, 2009, p. 7).

Um exemplo de sistemas de malha aberta são os sistemas mecânicos constituídos de massa, mola e amortecedor com uma força constante posicionando a massa. Quanto maior a força, maior o deslocamento. A posição do sistema será alterada pela perturbação, como uma força adicional, a qual não será detectada nem corrigida pelo sistema (NISE, 2009, p. 7).

2.2.2 Sistemas de malha fechada (controle com realimentação)

As desvantagens dos sistemas de malha aberta, como a sensibilidade às perturbações e a falta de habilidade para corrigi-las, podem ser superadas nos sistemas de malha fechada. A arquitetura genérica de um sistema de malha fechada é mostrada na Figura 5.

Figura 5: Diagrama em blocos de sistema de controle de malha fechada.



Fonte: (NISE, 2009, p. 7).

O controle de malha fechada está presente em diversos sistemas de controle como controle biológico e controle industrial. Um exemplo de malha fechada em que motoristas de carro têm se deparado, é o controle de velocidade em uma inclinação. Quando se dirige um carro e a inclinação da estrada começa a aumentar, a velocidade do carro começa a diminuir. Normalmente o motorista detecta isso olhando para o velocímetro e aplica um pouco mais de pressão sobre o pedal do acelerador para aumentar a taxa de combustível, consequentemente aumentando a velocidade do carro para o nível anterior. O motorista detecta por meio do velocímetro a diferença entre as velocidades desejada e a efetiva (o erro). Quando o erro é positivo, isto significa que a velocidade atual é menor do que a velocidade desejada, assim o motorista pressiona mais o pedal do acelerador; se o erro for negativo, isto significa que a velocidade atual é maior do que a velocidade desejada (como por exemplo, descendo um morro), então o motorista diminui a entrada de combustível e o carro diminui a velocidade. O controle de cruzeiro (controlador de velocidade) no carro faz esse controle da mesma forma, mas automaticamente (ANTSACLIS, 2011, p. 6).

Neste projeto, o mecanismo de controle de malha fechada realiza a inclinação do endoscópio, e periodicamente é realizada a medição dessa inclinação por meio de um sensor, então verificado o erro existente e corrigindo-o. Muitas iterações ocorrem durante o mecanismo de controle de malha fechada. Em cada iteração, o erro é calculado entre o ângulo desejado e o ângulo medido. Por conseguinte, o controlador tenta minimizar o erro em cada iteração.

2.2.3 Sistemas controlados por computador

Em muitos sistemas modernos, o controlador (ou compensador) é um computador digital. A vantagem da utilização de um computador é que muitas malhas podem ser controladas ou compensadas pela mesma máquina usando o compartilhamento de tempo (em inglês *time sharing*). Além disso, quaisquer ajustes nos parâmetros do compensador necessário para fornecer uma resposta desejada podem ser realizados por meio de alterações no programa ao invés de mudanças nos dispositivos físicos. O computador também pode realizar funções de supervisão, como a execução de muitas aplicações solicitadas (NISE, 2009, p. 8).

2.2.4 Controlador PID

Muitos processos industriais são controlados usando controlador PID. SKOGESTAD (2001, p. 1, tradução nossa) diz que “controlador PID é de longe o algoritmo de controle mais utilizado na indústria de processo”. A popularidade do controlador PID pode ser atribuída, em parte, para o seu bom desempenho em uma ampla gama de condições de funcionamento e, em parte, à sua simplicidade funcional que permite engenheiros sintonizá-los de uma forma simples e direta. Para implementar o controlador PID, três ganhos devem ser determinados, o ganho proporcional, denotado por K_p , o ganho integral, denotado por K_I e o ganho derivativo denotado por K_D . (DORF; BISHOP, 2010, p. 482 e 483).

O ganho proporcional (K_p) torna-se o sistema mais rápido, mas deve-se tomar cuidado para não torná-lo instável. Uma vez que P foi definido para obter uma resposta rápida desejada, o termo integral (K_I) é aumentado a fim de parar as oscilações. O termo integral reduz o erro de regime estacionário, mas aumenta o sobre-sinal. Um certo valor de sobre-sinal é sempre necessário para um sistema rápido de modo que possa responder às mudanças imediatamente. O termo integral é novamente ajustado para atingir um mínimo erro de regime estacionário. Uma vez que o P e I foram definidos para que o sistema de controle seja rápido com o erro de regime estacionário mínimo e constante. Aumentar o termo da derivada diminui o sobre-sinal (K_D), aumentando o ganho, mantendo a estabilidade e ainda fazendo com que o sistema seja altamente sensível ao ruído. Muitas vezes, os engenheiros têm a necessidade de fazer a compensação de uma característica de um sistema de controle para melhorar outro, e assim atender às suas necessidades (GRAHAM C. GOODWIN, STEFAN F. GRAEBE, 2000).

Existem diversos métodos disponíveis para determinar valores aceitáveis dos ganhos PID. O processo de determinar os ganhos é muitas vezes chamado sintonia do PID (*PID tuning*). Uma abordagem comum de ajuste é usar métodos de ajuste manual do PID, em que os ganhos do controle PID são obtidos por tentativa e erro e com a análise analítica mínima, utilizando respostas ao degrau obtido por meio de simulação. Em alguns casos, os ganhos são obtidos com testes reais dos sistemas e

decididos com base em observações e experiências. (DORF; BISHOP, 2010, p. 483).

A Tabela 1 descreve em termos gerais o efeito de aumentar K_p , K_I e K_D . O tempo de subida (em inglês *rise time*) é o tempo necessário para o sinal de saída variar de 10% a 90% (sistemas sobreamortecidos) ou de 0% a 100% (sistemas subamortecidos) do valor final. Sobre-sinal (em inglês *overshoot*) é a diferença entre o valor máximo de pico atingido e o valor final em percentual do valor final. Tempo de estabilidade (em inglês *settling time*) é o tempo gasto para o sinal acomodar na faixa de $\pm 2\%$ a $\pm 5\%$ do valor final. Erro em regime mede a capacidade de sistemas de acompanhar sinais em regime permanente (PALHARES, 2013).

Tabela 1 - Efeito de aumentar os ganhos K_p , K_I e K_D a resposta ao degrau.

Ganho PID	Tempo de Subida	Sobre-sinal	Tempo de Estabilidade	Erro em Regime
Aumentando K_p	Diminui	Aumenta	Pequena Alteração	Diminui
Aumentando K_I	Diminui	Aumenta	Aumenta	Elimina
Aumentando K_D	Pequena Alteração	Diminui	Diminui	Pequena Alteração

Fonte: (GONSIOROSKI, 2009)

2.2.5 Modelagem matemática

A modelagem matemática é a área do conhecimento que estuda maneiras de construir e implementar modelos (matemáticos) de sistemas reais. Há várias formas de classificar técnicas de modelagem. Uma das técnicas agrupa os métodos em três categorias denominadas modelagem caixa branca, modelagem caixa preta e modelagem caixa cinza (AGUIRRE, 2007, p. 36).

Na modelagem caixa branca é necessário conhecer bem o sistema em estudo bem como as leis físicas que descrevem o sistema a ser modelado. Infelizmente, devido ao conhecimento do sistema a ser modelado e ao tempo necessário para modelar um sistema partindo do equacionamento dos fenômenos envolvidos, nem sempre é viável seguir esse procedimento (AGUIRRE, 2007, p. 36).

Técnicas alternativas à modelagem caixa branca são estudadas, uma das características dessas técnicas é que pouco ou nenhum conhecimento prévio do sistema é necessário, tais métodos são também referidos como modelagem (ou

identificação) caixa preta ou modelagem empírica. A motivação para o estudo de técnicas de identificação de sistemas surge do fato que frequentemente não se conhecem as equações envolvidas no funcionamento de um determinado sistema ou elas são conhecidas, mas seria impraticável, por limitações de tempo e recursos, levantar tais equações e estimar seus respectivos parâmetros (AGUIRRE, 2007, p. 36).

A categoria de técnicas que pode ser colocada entre a modelagem física e a identificação caixa preta é chamada identificação caixa cinza. As técnicas desse grupo caracterizam-se por usar informação auxiliar, que não se encontra no conjunto de dados utilizados durante a identificação. Existem métodos de identificação caixa cinza mais “claros”, que usam mais informações auxiliares, e mais “escuros” que não usam tanta informações (AGUIRRE, 2007, p. 36).

Dois fatos devem sempre estar presentes ao modelo matemático. Em primeiro lugar, o modelo desenvolvido para um determinado sistema é apenas uma representação aproximada. Em segundo lugar, o modelo é uma aproximação de apenas algumas características do sistema real. Em outras palavras, pretender desenvolver um modelo que contenha muitas das características do sistema real é algo normalmente inatingível (AGUIRRE, 2007, p. 52).

A fim de desenvolver modelos aproximados, fazem-se considerações simplificadoras. Uma consideração frequentemente feita é a de se supor que o sistema sendo modelado comporta-se de forma aproximadamente linear. Tal suposição é normalmente verificada observando-se o comportamento de um sistema numa faixa relativamente estreita de operação (AGUIRRE, 2007, p. 53).

2.3 Implementação do controlador PID em *software*

Neste tópico são abordados conceitos relacionados a implementação do controlador PID em *software* como sistema de tempo real, *frameworks* e *hardwares* utilizados.

2.3.1 Sistema de tempo real

O tempo é o fator mais importante em quaisquer aplicações em tempo real, onde algumas aplicações devem reagir em um período definido previamente. Nessa

situação aplicações necessitam de uma plataforma que a restrição de tempo seja adequada a elas (MURIKIPUDI; PRAKASH; VIGNESWARAN, 2015, p. 1).

Sistemas de tempo real são classificados em dois tipos: sistemas *hard real-time* e sistemas *soft real time*. Sistemas *hard real-time* significa que ele deve completar a tarefa dentro do período de prazo caso contrário seu cálculo é inútil. Esses sistemas são usados quando a sua falta pode causar dados irreparáveis. O construtor do sistema deve ser responsável por escolher um sistema operacional que pode suportar e agendar estes trabalhos em relação aos seus critérios de tempo de modo que nenhum prazo seja perdido (*deadline*). Sistemas *soft real time* exigem menos garantias de desempenho do sistema operacional. (MURIKIPUDI; PRAKASH; VIGNESWARAN, 2015, p. 1).

Enquanto perdas de *deadline* são toleradas em sistemas de *soft real time*, eles são obviamente indesejáveis e a qualidade e desempenho do sistema podem ser afetados negativamente se as tarefas perdem os *deadlines* frequentemente (SRINIVASAN; ANDERSON, 2003, p. 1).

Neste trabalho, a implementação do controlador PID em tempo real foi realizado em C++ junto com o *framework* QT baseado no sistema operacional Windows que é *soft real time*. A plataforma Windows oferece a biblioteca temporizador multimídia que garante a precisão máxima de 1ms. Além da garantia de precisão, as funções implementadas utilizando esta biblioteca têm o nível de prioridade crítica favorecendo a fila de prioridade para esses processos.

2.3.1.1 Temporizador multimídia

Temporizador multimídia (*multimedia timer*) é um temporizador (*timer*) fornecido pela *Microsoft Development Network* (MSDN), utilizado para disparar processos na plataforma Windows com precisão máxima de até 1ms.

Thread é um pequeno programa que trabalha como um subsistema, sendo uma forma de um processo se autodividir em duas ou mais tarefas. Multimídia *timer* roda a sua própria *thread* quando é chamada a função *CALLBACK* para o nível de prioridade *TIME_CRITICAL* (a mais alta prioridade para executar *threads* em sistema Windows sob modo de usuário). O Windows reserva a mais alta prioridade para manter o sistema. Se um conflito entre as *threads* ocorrem, o sistema operacional pode se tornar instável. No entanto, esta possibilidade pode ser reduzida se o

computador é exclusivamente dedicado para controle de apenas operações específicas (LEE; MAVROIDIS, 2001).

A principal função para criar a *thread* de *multimídia timer* é o `timeSetEvent`. A função `timeSetEvent` faz com que execute uma função especificada com uma certa frequência. Depois de ativado o evento, é chamada a função *callback* com as configurações específicas para o evento (“timeSetEvent function”, 2015). Os parâmetros da função `timeSetEvent` são:

- **msInterval**: Intervalo das chamadas de eventos em milissegundos;
- **wTimerRes**: Precisão das chamadas de evento em milissegundos. Uma precisão de zero indica que eventos periódicos devem ocorrer com a maior precisão possível. Para reduzir a sobrecarga do sistema, deve usar o valor máximo apropriado a aplicação;
- **lpTimeProc**: Ponteiro para uma função *callback* para ser chamado periodicamente;
- **dwUser**: Dados informados pelo usuário para a função *callback*;
- **fuEvent**: Modo de expiração de evento.

2.3.2 Ferramenta de desenvolvimento - Qt *framework*

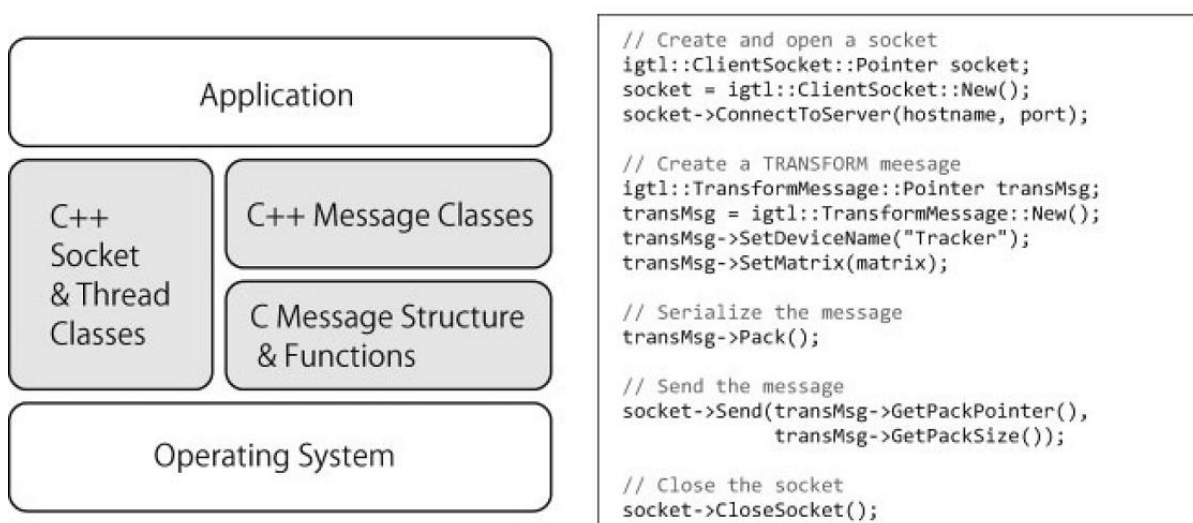
O Qt é um framework consolidado e bem documentado para aplicação de diferentes plataformas, que vem sendo desenvolvido desde o início de 1990. O Qt suporta uma ampla variedade de Interfaces para Programação de Aplicações (APIs), *widgets* e ferramentas que rodam na maioria das plataformas de software comercial, incluindo Mac OS X, Linux e Windows. Exemplos de aplicações *desktop* desenvolvidas com Qt incluem Adobe Photoshop *Elements*, Google Earth, Skype e o ambiente *desktop* KDE para o sistema operacional Linux. Além disso, Qt tem sido usado em vários dispositivos embarcados e aplicações, incluindo telefones celulares, PDAs, receptores de GPS e *players* de mídia portáteis. (MIKKONEN; TAIVALSAARI; TERHO, 2009, p. 2, 3).

2.3.3 Protocolo de comunicação - OpenIGTLink

OpenIGTLink é um protocolo aberto e extensível de rede *peer-to-peer* para *Image-Guided Therapy* (IGT). Este protocolo surgiu através de uma colaboração de acadêmicos, clínicos e parceiros industriais no desenvolvimento de um sistema robótico. O protocolo OpenIGTLink foi concebido para ser utilizado na camada de aplicação do protocolo TCP/IP, permitindo que desenvolvedores implementem o protocolo para outros modelos de rede, tais como o *User Datagram Protocol* (UDP) (TOKUDA et al., 2009, p. 3).

A Figura 6 mostra a estrutura da biblioteca OpenIGTLink (ao lado esquerdo da Figura 6) e um exemplo de código para enviar dados (TRANSFORM) usando classes de mensagem em C++ e classe socket (ao lado direito da Figura 6). No nível mais baixo da estrutura, as mensagens são definidas como estruturas em C com várias funções para serialização de mensagem. Na parte de cima da estrutura e da função, são construídas classes de mensagem em C++ para proporcionar um acesso extensível às mensagens em OpenIGTLink. Como mostrado no exemplo, a classe de mensagem tem várias funções de acesso para definir os parâmetros do cabeçalho da mensagem e do corpo da mensagem, e uma função para serializar a mensagem (TOKUDA et al., 2009, p. 15).

Figura 6 - Estrutura da biblioteca OpenIGTLink e um exemplo de código.

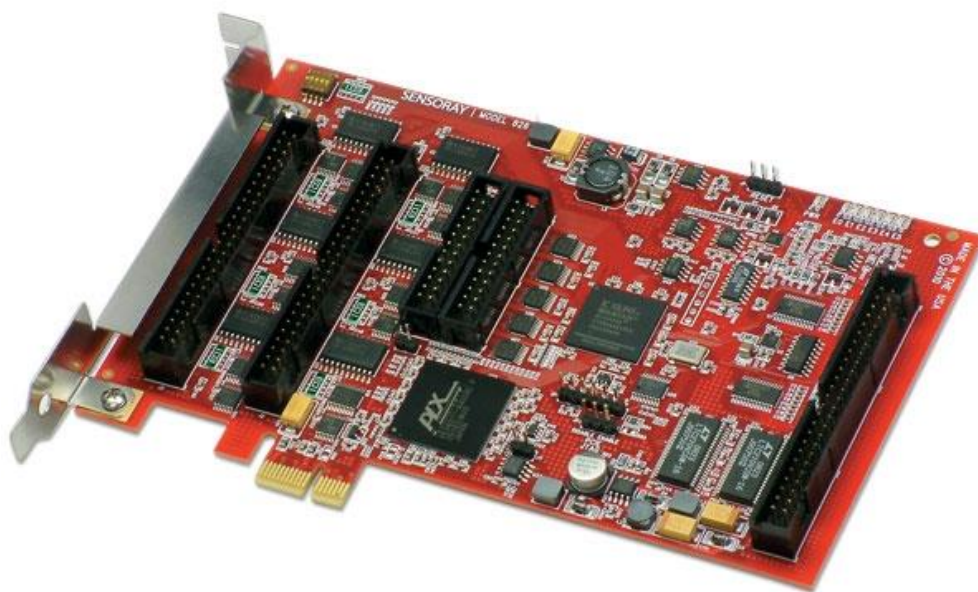


Fonte: (TOKUDA et al., 2009, p. 15).

2.3.4 Placa multifuncional I/O – Sensoray modelo 826

Sensoray modelo 826 é um sistema de entrada e saída digital analógico em uma placa PCI Express. A placa Sensoray modelo 826 é mostrada na Figura 7. O modelo 826 tem 48 entradas/saídas digitais com detecção de borda, dezesseis entradas/saídas analógica de 16 bits, oito saídas analógicas de 16 bits, seis contadores de 32 bits e um *watchdog timer*. O tamanho compacto e a abundância de recursos o torna ideal para aplicações de medição e controle. O fabricante oferece API (Interfaces para Programação de Aplicações) que ajuda a acelerar o desenvolvimento. Foi escolhida essa placa devido ao seus recursos e à facilidade de operá-la (“Model 826 | Multifunction Analog/Digital I/O”, 2015).

Figura 7 – Imagem da placa Sensoray modelo 826.



Fonte: (“Model 826 | Multifunction Analog/Digital I/O”, 2015).

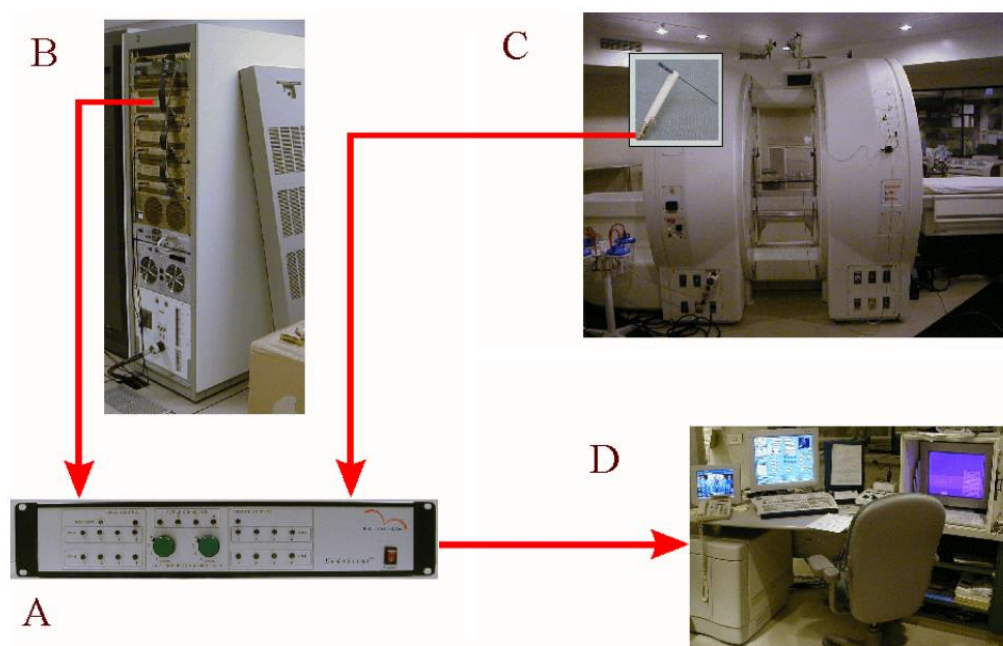
2.3.5 Rastreador EndoScout

O sensor de coordenadas e de ângulos da empresa Robin Medical, o EndoScout, baseia-se na orientação espacial do mecanismo de ressonância magnética. Quase todos os sistemas de rastreamento existentes são compostos de sensores e campos de referência, por exemplo, campos eletromagnéticos. Esses sistemas requerem uma complexa integração mecânica e eletromagnética dos

aparelhos de rastreamento no escâner. O EndoScout é diferente desses sistemas de rastreamento, pois usa os campos gerados pela máquina de ressonância magnética como os campos de referência para o rastreamento. Esta característica oferece vantagens, como o sistema de rastreamento poder ser facilmente implementado em qualquer equipamento de ressonância magnética, sem a necessidade de integração mecânica e sem limitações de compatibilidade eletromagnética. Além disso, como o mesmo fenômeno físico é usado para reconstruir a imagem de ressonância magnética e para o rastreamento, que é realizado no mesmo sistema de coordenadas da imagem, não havendo a necessidade de alinhamento de coordenada. O EndoScout fornece em tempo real, seis graus de liberdades nos dados de rastreamento para cada sensor que são três coordenadas e três orientações de ângulos (Anexo A - Características do sistema EndoScout) (ROBIN MEDICAL, 2015).

A Figura 8 mostra o sistema EndoScout instalado, o sincronizador (A) do EndoScout obtém os sinais do campo magnético a partir do subsistema (B) e sinais de um sensor de rastreamento (C). Ao comparar os sinais medidos com o campo magnético, o EndoScout calcula a posição e orientação atual do sensor. O EndoScout recebe a posição e orientação através da rede local (D) (ROBIN MEDICAL, 2015).

Figura 8 - O sistema EndoScout instalado em uma sala de ressonância magnética.

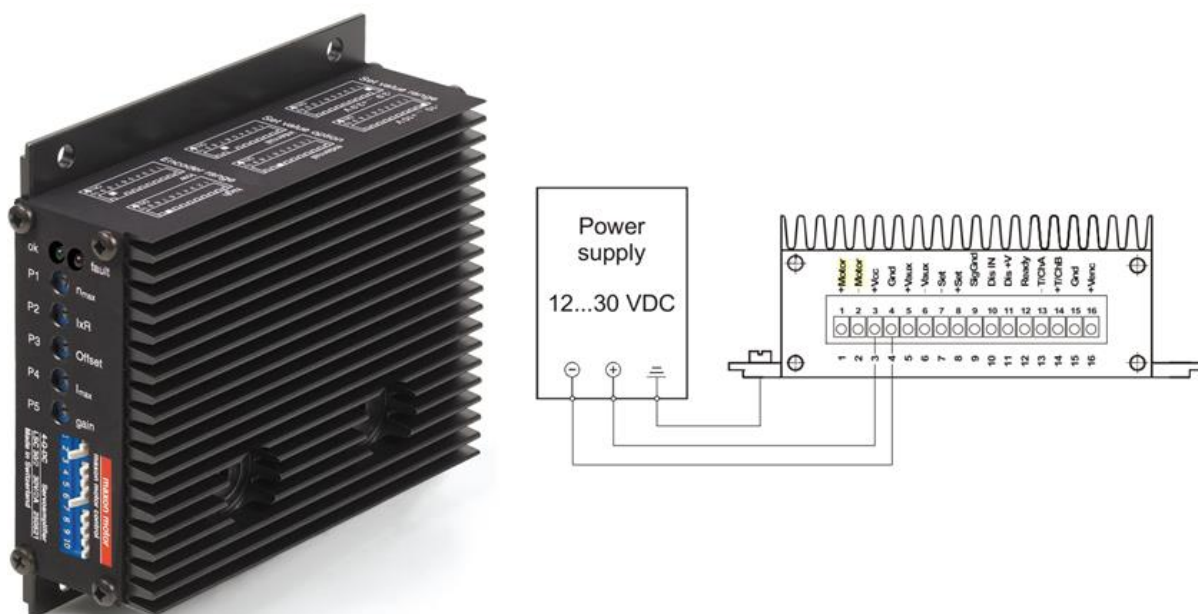


2.3.6 Amplificador linear LSC 30/2

O LSC 30/2 (amplificador linear) é um 4-Q-Amplificador linear servo utilizado para controlar atuadores de corrente contínua de até 50W. O amplificador permite regular tensão e controlar corrente (MOTOR, 2010).

O amplificador pode ser alimentado com tensão contínua entre 12 e 30 VDC, já a tensão de saída máxima é de 25V. Logo, com uma potência de 50W de saída, o amplificador suporta uma corrente máxima de 2A. A entrada para o controle do amplificador pode ser configurada entre os níveis de -10V e +10V ou -3,9V e +3,9V. Para configurar o nível de tensão de controle, seletores são dispostos no amplificador como é representado a na Figura 9.

Figura 9 - LSC 30/2 (Controlador linear servo) é um 4-Q-Amplificador linear servo utilizado para controlar atuadores de corrente contínua de até 50W.

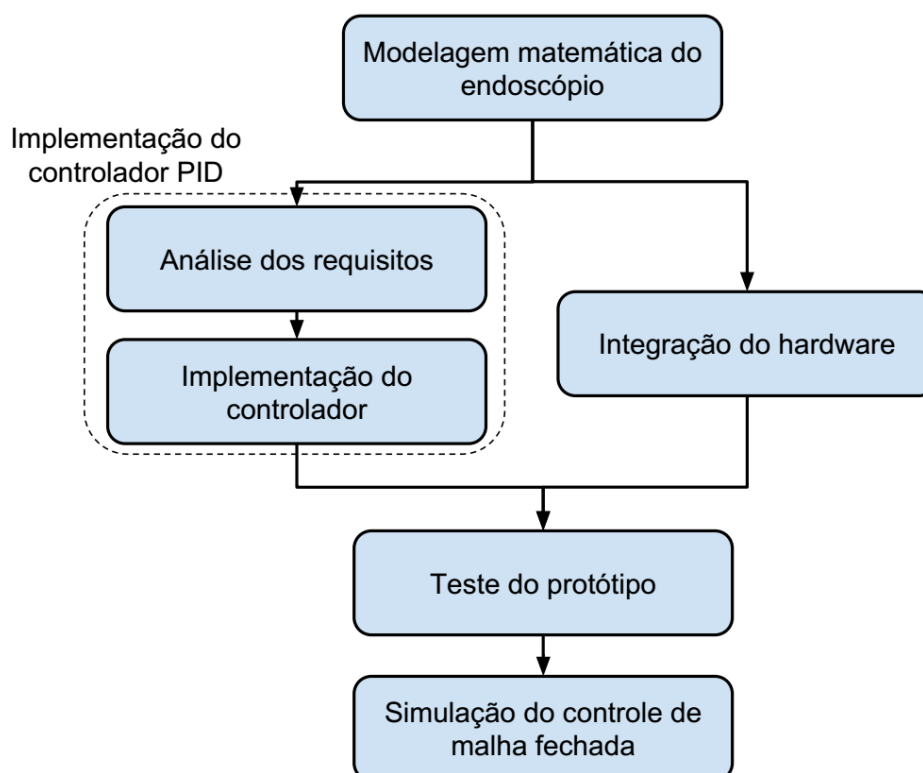


Fonte: (MOTOR, 2010).

3 METODOLOGIA E IMPLEMENTAÇÃO DO PROJETO

A sequência metodológica utilizada para a modelagem deste projeto é mostrada na Figura 10. Neste capítulo será detalhada cada etapa do desenvolvimento do projeto.

Figura 10 - Fluxograma das sequências metodológicas para a automação do endoscópio.



Fonte: Próprio Autor, 2016.

3.1 Modelagem matemática do endoscópio

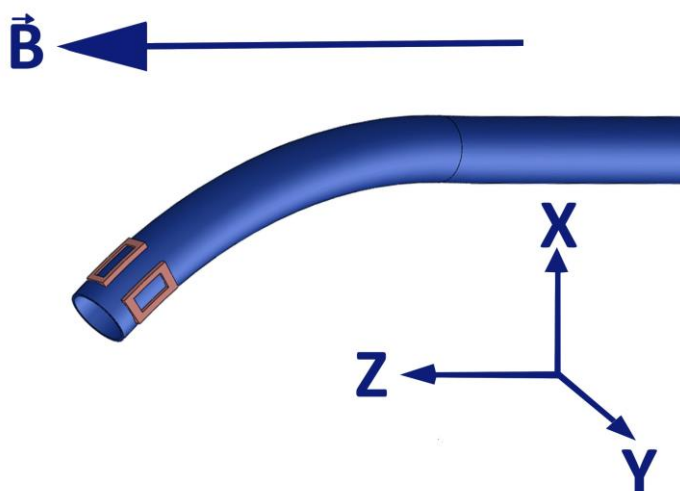
A modelagem matemática do endoscópio é a modelagem do sistema dinâmico em termos matemáticos e análise das características dinâmicas. Um modelo matemático de um sistema dinâmico é definido como um conjunto de equações que representa a dinâmica do sistema com precisão, ou, pelo menos, relativamente bem. (KATSUHIKO OGATA; OGATA, 1970, p. 13).

Modelos matemáticos de sistema físico são elementos importantes para o projeto e análise de sistemas de controle. O comportamento dinâmico é geralmente descrito por equações diferenciais ordinárias. (DORF; BISHOP, 2010, p. 49)

Por meio da modelagem, é possível determinar o comportamento do endoscópio, tais como a corrente elétrica necessária para inclinar o aparelho. Para simplificação do problema o endoscópio deste trabalho poderá inclinar-se na horizontal ou na vertical.

O endoscópio ilustrado na Figura 11 tem na sua superfície duas bobinas perpendiculares uma à outra. Quando é aplicada corrente elétrica nas bobinas, elas geram vetores de momento magnético dipolar. Enquanto as bobinas estão dentro do campo magnético, a interação entre os vetores do campo magnético e o vetor de momento magnético gera um torque que força o vetor de momento magnético alinhar na mesma direção do campo magnético. Os autores Resnick e Halliday (2009a, p. 221) afirma que “uma bobina percorrida por corrente sofre um torque ao ser submetida a um campo magnético” que pode ser aplicada a regra da mão direita para determinar a direção do vetor normal à superfície.

Figura 11 – O endoscópio do presente trabalho apresenta duas bobinas em sua superfície.



Fonte: Próprio Autor, 2016.

3.1.1 Descrição física do endoscópio

Quando uma corrente elétrica passa através da bobina, um momento magnético dipolo é gerado conforme a equação (1) (RESNICK; HALLIDAY, 2009a, p. 221). De acordo com Resnick e Halliday (2009, p. 221), a direção de $\vec{\mu}$ é a do vetor normal \vec{n} e, portanto, é dada pela regra da mão direita: quando os dedos da

mão direita apontam na direção da corrente na bobina o polegar estendido aponta na direção $\vec{\mu}$.

$$\mu = NiA \quad (1)$$

Em que μ é a magnitude do momento magnético, N é o número de espiras da bobina, i é a corrente que flui através da bobina e A é área limitada pelas espiras da bobina (RESNICK; HALLIDAY, 2009a, p. 221). A partir desta equação, com i em Ampère e A em metro quadrado, a unidade de $\vec{\mu}$ no SI é o Ampère metro quadrado ($A \cdot m^2$) (RESNICK; HALLIDAY, 2009a, p. 221).

As bobinas utilizadas neste trabalho têm um formato de retângulo, a área total do retângulo é dada pela equação (2).

$$A = ab \quad (2)$$

Onde A é a área do retângulo, a e b são os lados do retângulo. O torque induzido sobre o instrumento flexível quando é introduzida num campo magnético \vec{B} é dada pela equação (3) (RESNICK; HALLIDAY, 2009a, p. 221).

$$\tau = \mu B \sin \phi \quad (3)$$

Onde ϕ é o ângulo entre os vetores $\vec{\mu}$ e \vec{B} . Em forma vetorial, a equação (3) se torna a equação (4) (RESNICK; HALLIDAY, 2009a, p. 221).

$$\vec{\tau} = \vec{\mu} \times \vec{B} \quad (4)$$

De acordo com Resnick e Halliday (2009, p. 221), “Na presença de um campo magnético, um dipolo magnético possui uma energia potencial magnética que depende da orientação do momento dipolar em relação ao campo.” A energia potencial magnética para dipolo magnético é dada pela equação (5) (RESNICK; HALLIDAY, 2009a, p. 221).

$$U(\theta) = -\vec{\mu} \cdot \vec{B} \quad (5)$$

A energia de um dipolo magnético tem o menor valor possível ($= -\mu B \cos 0 = -\mu B$) quando o momento dipolar $\vec{\mu}$ está alinhado com o campo

magnético. Já a energia tem o maior valor ($= -\mu B \cos 180^\circ = +\mu B$) quando o momento dipolar e o campo magnético apontam em sentidos opostos. A energia potencial magnética U em joule e \vec{B} em tesla, a unidade de $\vec{\mu}$ pode ser joule por tesla (J/T) em vez do Ampère-metro quadrado. (RESNICK; HALLIDAY, 2009a, p. 221).

Quando um dipolo magnético é submetido a um torque (produzido por um "agente externo") gira de uma orientação inicial θ_i para uma orientação final θ_f o torque aplicado realiza um trabalho W_a sobre o dipolo. Caso o dipolo permanece em repouso antes e depois da mudança de orientação, o trabalho W_a é dado pela equação (6) (RESNICK; HALLIDAY, 2009a, p. 221).

$$W_a = U_f - U_i \quad (6)$$

Onde U_f e U_i são dadas pela equação (5).

O resultado do torque é o alinhamento do momento magnético na direção do campo magnético, para que a energia do dipolo magnético seja a menor possível. O torque ocasiona no instrumento a sua flexão e a torção. Ao considerar a flexibilidade do instrumento como uma mola flexível elástica, o ângulo de flexão do instrumento pode ser relacionado com o torque pela equação (7) (RESNICK; HALLIDAY, 2009b, p. 94), que é a forma angular da lei de Hooke.

$$\tau = -k\theta \quad (7)$$

3.1.2 Controle das bobinas

Uma vez que as bobinas estão colocadas normalmente na superfície do instrumento, o número de espiras das bobinas será constrangido a minimizar o seu tamanho. A intensidade do momento magnético gerado pelas bobinas deve ser significativamente maior do que a rigidez aplicada no material.

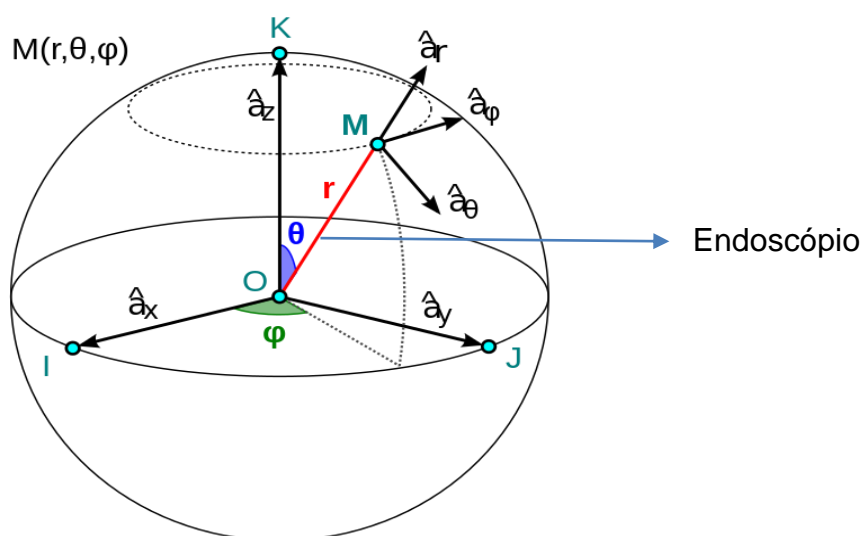
A magnitude de cada momento magnético pode ser determinada por meio da área da bobina, do número de espiras e da corrente que circula através da bobina. As magnitudes de cada momento magnético estão representadas nas equações (8) e (9).

$$|\vec{\mu}_1| = N_1 i_1 A_1 \quad (8)$$

$$|\vec{\mu}_2| = N_2 i_2 A_2 \quad (9)$$

Onde o endoscópio movimenta de forma esférica, como mostra a Figura 12, pode ser observado que esse movimento altera os ângulos theta (θ) e phi (ϕ) do endoscópio. O ângulo θ é o ângulo entre o eixo z e o endoscópio, já o ângulo ϕ é o ângulo da projeção do endoscópio no plano xy com o eixo x . Neste trabalho será controlado o ângulo θ , desta forma o ângulo ϕ será considerado constante durante o controle do ângulo θ . O conhecimento construído sobre o controle de um ângulo é importante para o entendimento do controle total do endoscópio em trabalhos futuros.

Figura 12 - Coordenadas esféricas.



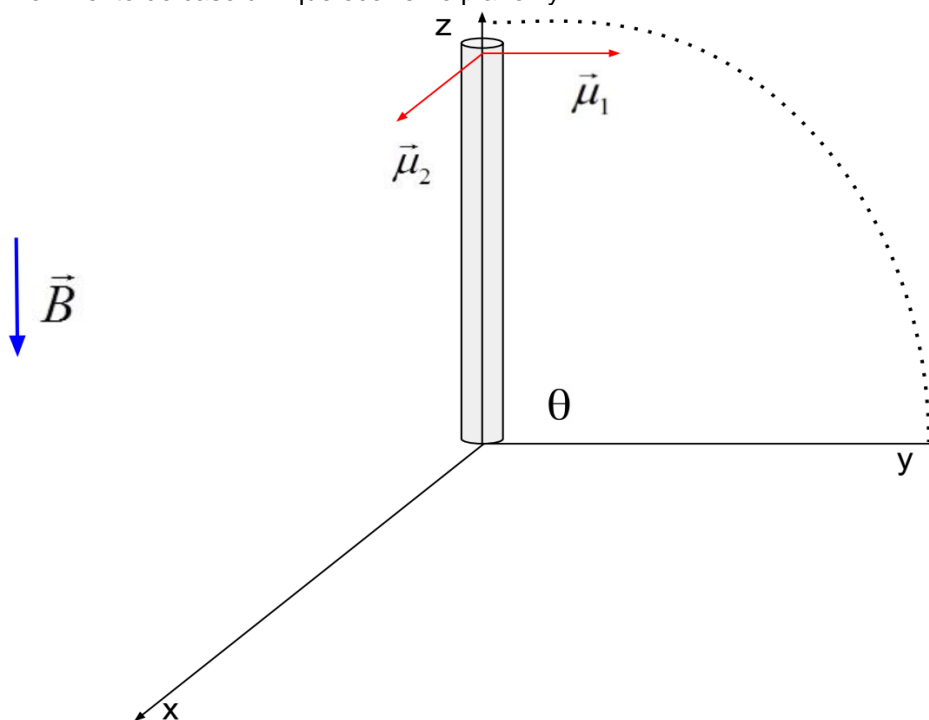
Fonte: "Coordenadas esféricas", 2013.

Na modelagem desenvolvida neste trabalho serão apresentados dois casos de movimentos do endoscópio. Nestes dois casos foram realizadas considerações simplificadoras, tais suposições é normalmente verificada observando-se o comportamento de um sistema numa faixa relativamente estreita de operação (AGUIRRE, 2007, p. 52). O conhecimento construído, assumindo as considerações simplificadoras, auxilia o entendimento do controle do endoscópio em outras faixas de operação para trabalhos futuros. Assim assumindo-se que:

- Para simplificar a modelagem, as bobinas não são operadas simultaneamente, ou seja, apenas uma bobina será selecionada pelo operador;
- Não haverá torção no eixo do endoscópio;
- O endoscópio inicia em paralelo com o eixo z e o campo magnético;
- A base do endoscópio será fixada para movimentar a extremidade do endoscópio.

No primeiro caso, o movimento do endoscópio acontece no plano zy como apresentado na Figura 13. Para ocorrer esse movimento, o momento magnético $\vec{\mu}_1$ deve ser diferente de zero já o momento magnético $\vec{\mu}_2$ deve ser igual a zero. Pode ser observado neste movimento que o ângulo ϕ se mantém constante em 90° , além disso, observa-se o alinhamento do momento magnético $\vec{\mu}_1$ com o campo magnético \vec{B} no aumento do ângulo θ .

Figura 13 - Movimento do caso um que ocorre no plano zy .



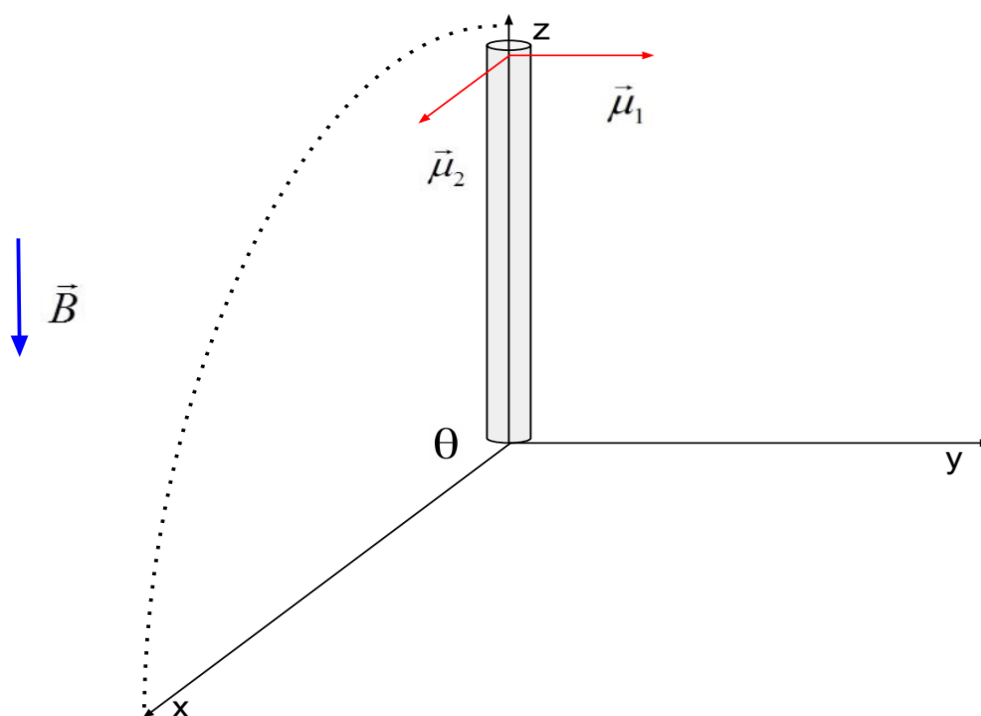
Fonte: Próprio Autor, 2016.

O módulo do torque entre o momento $\vec{\mu}_1$ e o campo magnético \vec{B} é representado na equação (10).

$$|\tau| = |\vec{\mu}_1| |\vec{B}| \cos \theta \quad (10)$$

No segundo caso, o movimento do endoscópio acontece no plano zx como é apresentado na Figura 14. Para ocorrer esse movimento, o momento magnético $\vec{\mu}_2$ deve ser diferente de zero já o momento magnético $\vec{\mu}_1$ deve ser igual a zero. Pode ser observado que o ângulo ϕ é igual a 0° para esse movimento, além disso, observa-se o alinhamento do momento magnético $\vec{\mu}_2$ com o campo magnético \vec{B} no aumento do ângulo θ .

Figura 14 – Movimento do endoscópio do caso dois que ocorre no plano zx .



Fonte: Próprio Autor, 2016.

O módulo do torque entre o momento $\vec{\mu}_2$ e o campo magnético \vec{B} é representado na equação (11).

$$|\tau| = |\vec{\mu}_2| |\vec{B}| \cos \theta \quad (11)$$

3.1.3 Função de transferência

A função de transferência de um sistema linear é definida como a razão entre a transformada de Laplace da variável de saída para a transformada de Laplace da grandeza de entrada, com todas as condições iniciais que se presumem serem iguais a zero (DORF; BISHOP, 2010, p. 65).

A equação para modelar o endoscópio utiliza o Movimento Harmônico Simples Amortecido (MHSA), esse é um sistema em que a posição do seu equilíbrio é deslocada através de uma força sobre o endoscópio, também é exercida uma força de arrasto oposta que elimina rapidamente o movimento. Neste projeto, o MHSA ocorre quando o endoscópio é flexionado. Como o endoscópio é forçado a dobrar-se, a mecânica de torção é utilizada neste projeto para modelar o endoscópio. São mostradas as propriedades de mecânica de torção em um oscilador harmônico na Tabela 2.

Tabela 2 - Propriedades de mecânica de torção em um oscilador harmônico.

Propriedades	Torção mecânica
Ângulo	θ
Velocidade angular	$d\theta/dt$
Momento de inércia	I
Constante de torção	μ_0
Atrito rotacional	Γ
Torque	$\mu(t)$

Fonte: MAEDA; HIRATA; NIGUCHI, 2013.

A equação (12) é obtida utilizando a equação para torção mecânica em um MHSA.

$$I \frac{d^2\theta}{dt} + \Gamma \frac{d\theta}{dt} + \mu_0\theta = |\vec{\tau}| \quad (12)$$

O torque da equação (12) pode ser igualado com os torques gerados pelos casos um e dois (equações (10) e (11)). A equação (13) mostra a equação de torção mecânica para o caso um.

$$I \frac{d^2\theta}{dt} + \Gamma \frac{d\theta}{dt} + \mu_0\theta = |\bar{\mu}_1| |\bar{B}| \cos \theta \quad (13)$$

A equação (14) mostra a equação de torção mecânica para o caso dois.

$$I \frac{d^2\theta}{dt} + \Gamma \frac{d\theta}{dt} + \mu_0\theta = |\bar{\mu}_2| |\bar{B}| \cos \theta \quad (14)$$

As equações (13) e (14) dependem apenas de uma corrente de entrada para efetivar a inclinação do endoscópio. Com a aplicação da corrente em uma das bobinas, apenas o ângulo θ será alterado. Esse sistema é caracterizado como *Single Input Single Output* (SISO), para esse tipo de sistema pode se determinar a sua função de transferência aplicando a transformada de Laplace na equação SISO. A função de transferência para os casos um e dois são apresentadas nas equações (15) e (16), respectivamente.

$$G(S) = \frac{\Theta(S)}{I_1(S)} = \frac{|\bar{B}| \cos(\theta_0) A_1 N_1}{IS^2 + \Gamma S + K} \quad (15)$$

$$G(S) = \frac{\Theta(S)}{I_2(S)} = \frac{|\bar{B}| \cos(\theta_0) A_2 N_2}{IS^2 + \Gamma S + K} \quad (16)$$

3.2 Implementação do controlador PID em software

Nesta seção serão descritos os processos de implementação do controlador PID em software como os requisitos do sistema e descrição sobre a programação do controlador.

3.2.1 Elicitação de requisitos

Elicitação de requisitos é um processo de obtenção dos requisitos de sistema através das observações de sistemas existentes e discussões com o usuário. Isso pode envolver o desenvolvimento de um ou mais modelos de sistema e protótipos. A

análise dos requisitos ajuda o analista a compreender o sistema a ser especificado (SOMMERVILLE, 2007).

3.2.2 Requisitos funcionais

Os requisitos funcionais de um sistema especificam o que o sistema deve fazer, em princípio. as especificações dos requisitos funcionais de um sistema devem ser completas e consistentes (SOMMERVILLE, 2007, p. 81).

Para definir a prioridade de qual atividade será executada foram criadas três tipos de prioridades que estão descritas na Tabela 3.

Tabela 3 - Tabela de prioridade de requisitos.

E – Essencial	Este tipo de requisito deve ser implementado para que o sistema funcione. A condição é essencial para o sucesso do projeto.
I – Importante	Sua não implementação afeta a satisfação do usuário, porém caso não seja implementado o sistema entra em funcionamento do mesmo modo.
D – Desejável	Este tipo de requisito não compromete o funcionamento do sistema.

Fonte: (MOBILAB, 2015, p. 8).

Foram definidas a porcentagem e a probabilidade de risco durante a implementação do requisito na Tabela 4. O risco pode desencadear eventos indesejáveis significativos, como não cumprimento da programação, orçamento de custo ultrapassado e probabilidade de enfrentar sérias dificuldades durante a implementação do requisito devido à falta de experiência no domínio e/ou nas tecnologias necessárias (MOBILAB, 2015).

Tabela 4 - Tabela de risco de requisitos.

A – Alto	Risco > 50%
M – Médio	Risco entre 10% e 50%
B – Baixo	Risco < 10%

Fonte: Próprio Autor, 2016.

Para o desenvolvimento da aplicação, foram definidos os requisitos funcionais conforme a Tabela 5.

Tabela 5 - Requisitos funcionais.

ID	REQUISITOS FUNCIONAIS	PRIORIDADE	RISCO
RF01	Calcular a saída do controlador PID a partir de suas entradas.	E	M
RF02	Interface para inserção das constantes PID pelo usuário do sistema.	I	M
RF03	Interface para escolha da função <i>SetPoint</i> (SP) pelo usuário do sistema (exemplos de funções: degrau e sinusoidal).	I	M
RF04	Capturar dados analógicos por meio da placa de aquisição de dados analógico como dados do SP(<i>SetPoint</i>).	E	A
RF05	Receber informações da Variável de Processo Medida (MPV) de um servidor que disponibiliza a medição do ângulo do endoscópio.	E	A
RF06	Gerar relatório com todas as informações manipuladas no programa tais como valores de SP(<i>SetPoint</i>) e da saída controlador PID.	D	B

Fonte: Próprio Autor, 2016.

3.2.3 Requisitos não funcionais

Os requisitos não funcionais são aqueles que não estão diretamente relacionados com às funções específicas fornecidas pelo sistema. Eles podem estar relacionados às propriedades emergentes do sistema, como confiabilidade, tempo de resposta e espaço de armazenamento (SOMMERVILLE, 2007, p. 82). Os requisitos não funcionais do sistema são apresentados na Tabela 6.

Tabela 6 - Requisitos não funcionais.

ID	REQUISITOS NÃO FUNCIONAIS	DESCRIÇÃO	PRIORIDADE	RISCO
RFN01	Tempo de resposta	O sistema deve ser executado em uma plataforma com o tempo de resposta estabelecida, para que o sistema tenha a qualidade e desempenho desejado. Este é um requisito de desempenho.	E	A
RFN02	O sistema deve ser ininterrupto	O sistema deve ser executado sem nenhuma interrupção durante a sua execução. Este é um requisito de desempenho.	E	A
RFN02	O sistema deve ter uma interface simples e objetiva	A partir da utilização de elementos gráficos como campos de entrada e botões para assim tornar o sistema mais interativo. Este é um requisito de usabilidade.	D	B
RFN03	Tempo de resposta na obtenção dos dados	Com uma determinada frequência os dados de <i>setpoint</i> e da variável de processo medida devem ser adquiridos para o processamento do cálculo do PID. Este é um requisito de desempenho.	I	M

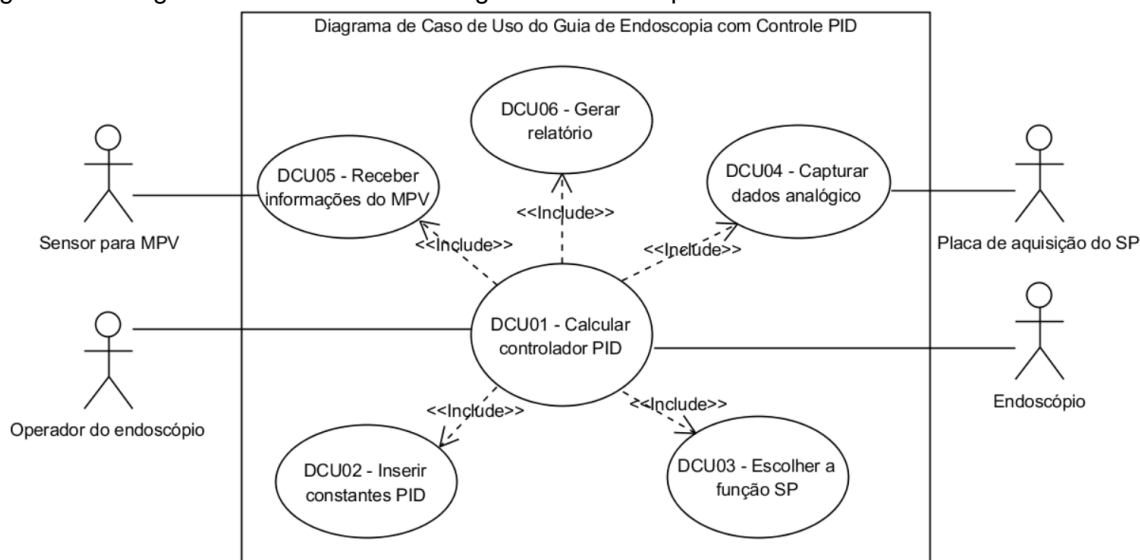
Fonte: Próprio Autor, 2016.

3.2.4 Casos de uso

O diagrama de casos de uso é uma representação das funcionalidades apresentadas pelo projeto. Exibindo as interações dos atores com as

funcionalidades. A Figura 15 mostra o diagrama de casos de uso do guia de endoscopia com o controlador PID.

Figura 15 - Diagrama de casos de uso do guia de endoscopia com controle PID.



Fonte: Próprio Autor, 2016.

As tabelas sete, oito, nove, dez, onze e doze descrevem cada caso de uso da Figura 15. A Tabela 7 descreve o caso de uso “Calcular controlador PID” (DCU01). O controlador PID irá processar o seu cálculo a partir das entradas escolhidas pelo ator “Operador do endoscópio”, após o cálculo do controlador PID a sua saída será vinculada com o ator “Endoscópio”.

Tabela 7 - Descrição do caso de uso "Calcular controlador PID".

Nome do caso de uso	DCU01 – Calcular controlador PID
Ator principal	Operador do endoscópio e o Endoscópio
Descrição	Calcular a saída do controlador PID a partir de suas entradas.
Pré-condições	Estabelecido os valores de entrada para o controlador PID.
Pós-condições	Calculada a saída do controlador PID a partir das suas entradas.

Fonte: Próprio Autor, 2016.

A Tabela 8 descreve o caso de uso “Inserir constantes PID” (DCU02). O ator “Operador do endoscópio” irá inserir as constantes PID através de uma interface, após essa inserção as constantes PID estarão disponíveis para o cálculo do controlador PID.

Tabela 8 - Descrição do caso de uso "Inserir constantes PID".

Nome do caso de uso	DCU02 – Inserir constantes PID
Ator principal	Operador do endoscópio
Descrição	Interface para o usuário obter as constantes PID.
Pré-condições	Apresentar ao usuário a interface para inserção das constantes PID por ele.
Pós-condições	Adquirido as constantes PID.

Fonte: Próprio Autor, 2016.

A Tabela 9 descreve o caso de uso “Escolher a função SP” (DCU03). O ator “Operador do endoscópio” irá escolher a função *setpoint* que será utilizado no cálculo do controlador PID.

Tabela 9 - Descrição do caso de uso "Escolher a função SP".

Nome do caso de uso	DCU03 – Escolher a função SP
Ator principal	Operador do endoscópio
Descrição	Interface para o usuário obter a função <i>setpoint</i> que será utilizada.
Pré-condições	Apresentar ao usuário a interface para a escolha da função <i>setpoint</i> .
Pós-condições	Adquirido a função <i>setpoint</i> que será utilizada.

Fonte: Próprio Autor, 2016.

A Tabela 10 descreve o caso de uso “Capturar dados analógicos” (DCU04). A partir da escolha do ator “Operador do endoscópio” da função *device*, como por exemplo a função *setpoint*, o ator “Placa de aquisição do SP” irá fornecer os dados de *setpoint* para o controlador PID.

Tabela 10 - Descrição do caso de uso "Capturar dados analógico".

Nome do caso de uso	DCU04 – Capturar dados analógicos
Ator principal	Placa de aquisição do SP (SetPoint)
Descrição	Capturar dados do <i>setpoint</i> a partir da placa de aquisição de dados analógico.
Pré-condições	Comunicação entre o programa e a placa de aquisição de dados analógico.
Pós-condições	Adquirido os dados do <i>setpoint</i> .

Fonte: Próprio Autor, 2016.

A Tabela 11 descreve o caso de uso “Receber informações do MPV” (DCU05). O ator “Sensor para MPV” irá prover informações da variável de processo medida para o cálculo do erro e compensação pelo controlador PID. Uma conexão socket (utilizando o protocolo openIGTLink) como cliente irá ser necessário para a conexão com o servidor, através desta conexão, o controlador PID terá as informações de MPV disponíveis para o cálculo do controlador PID.

Tabela 11 - Descrição do caso de uso "Receber informações do MPV".

Nome do caso de uso	DCU05 – Receber informações do MPV
Ator principal	Sensor para MPV
Descrição	Receber informações da variável de processo medida a partir de um servidor.
Pré-condições	Conectar com o servidor com as informações do MPV.
Pós-condições	Adquirido informações do MPV.

Fonte: Próprio Autor, 2016.

A Tabela 12 descreve o caso de uso “Gerar relatório” (DCU06). O ator principal “Operador do endoscópio” irá definir quais informações serão inseridos no relatório, e com uma certa periodicidade as informações definidas pelo ator principal irão ser impressas no relatório.

Tabela 12 - Descrição do caso de uso "Gerar relatório".

Nome do caso de uso	DCU06 – Gerar relatório
Ator principal	Operador do endoscópio
Descrição	Gerar relatório com todas as informações manipuladas no cálculo do controlador PID.
Pré-condições	Disparar eventos periódicos para imprimir informações determinado pelo ator “Operador do endoscópio” no relatório.
Pós-condições	Gerado relatório com valores determinado pelo “Operador do endoscópio” do controlador PID.

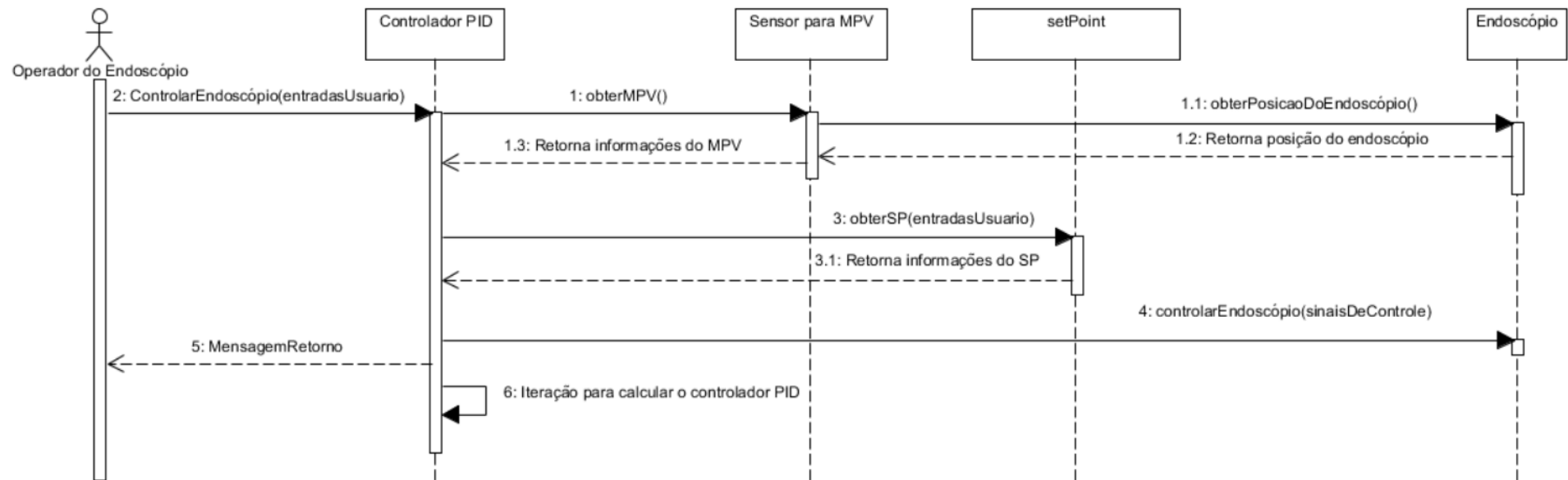
Fonte: Próprio Autor, 2016.

3.2.5 Diagrama de sequência

O diagrama de sequência indica como os eventos provocam transições de objeto para objeto, em outras palavras o diagrama de sequência representa classes-chave e os eventos que fazem o comportamento fluir de classe para classe (PRESSMAN, 2006, p. 179).

A Figura 16 mostra o diagrama de sequência do controlador do guia de endoscopia. Quando o operador do endoscópio realiza uma requisição para o controlador PID, são realizadas requisições das informações do MPV e do SP. Depois de retornadas essas informações, é realizado o processamento do controlador e então enviados sinais de controle para o endoscópio. Por último, é enviada uma mensagem ao operador do endoscópio com o retorno do processo. Todo esse processamento do controle do guia de endoscopia irá acontecer com uma determinada frequência.

Figura 16 - Diagrama de sequência do controlador do guia de endoscopia.



Fonte: Próprio Autor, 2016.

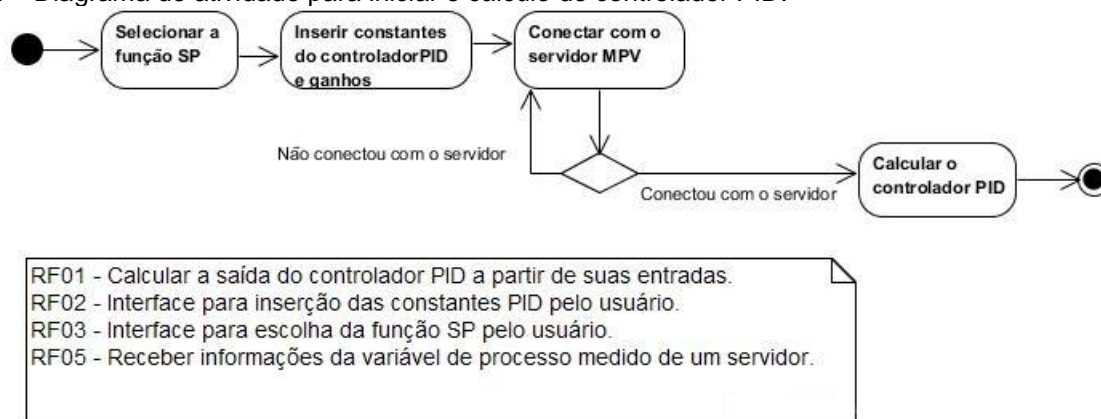
3.2.6 Diagrama de atividade

Diagrama de atividade é uma notação da *Unified Modeling Language* (UML) similar à de um fluxograma e é usada para representar o que acontece quando o sistema executa suas funções.

A Figura 17 mostra o diagrama de atividade para iniciar o cálculo do controlador PID, o fluxo de eventos principais consistem em quatro atividades:

- I. Usuário seleciona a função *setpoint* que será utilizada;
- II. Usuário insere as constantes do controlador PID e ganhos do amplificador;
- III. Controlador PID conecta com o servidor MPV;
- IV. Caso conectado com o servidor MPV, é calculado o controlador PID. Caso contrário é retornado para o evento III.

Figura 17 - Diagrama de atividade para iniciar o cálculo do controlador PID.



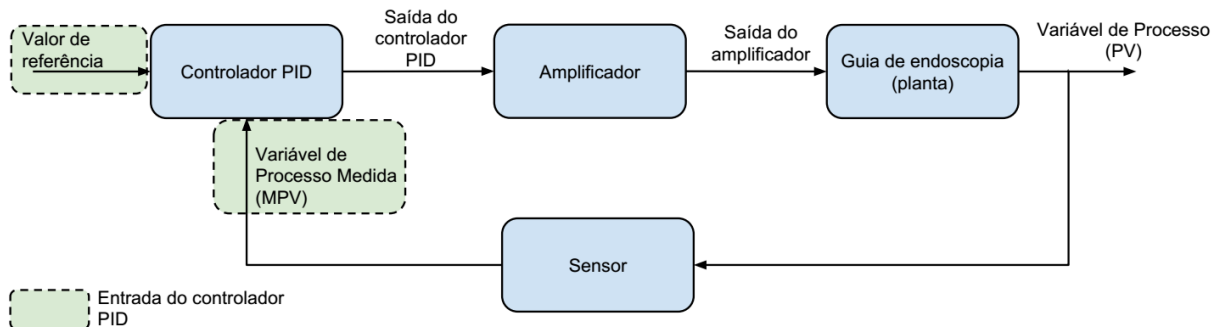
Fonte: Próprio Autor, 2016.

3.2.7 Implementação do controlador

A implementação em tempo real do controlador foi desenvolvida em C++ na plataforma Windows com uma taxa de amostragem de 333Hz. O diagrama da Figura 18 foi utilizado como referência para a implementação do controlador PID. Os blocos “*Set Point (SP)*” e “*Measured Process Variable*” indicam as entradas para o controlador, estas entradas são o *setpoint* e a variável de processo medida. O bloco controlador PID no diagrama calcula um novo sinal para alimentar o amplificador do endoscópio, e ao mesmo tempo um sensor lê a Variável de Processo (PV), a

Variável de Processo neste trabalho é a inclinação do ângulo do endoscópio, como retroalimentação para o controlador PID. Como apenas uma bobina é controlada a cada momento, o usuário terá que selecionar qual das duas bobinas que será realizada o controle. Na seção 2 é descrita a interface de entrada para o controlador PID como a opção de escolha do ângulo a ser controlado.

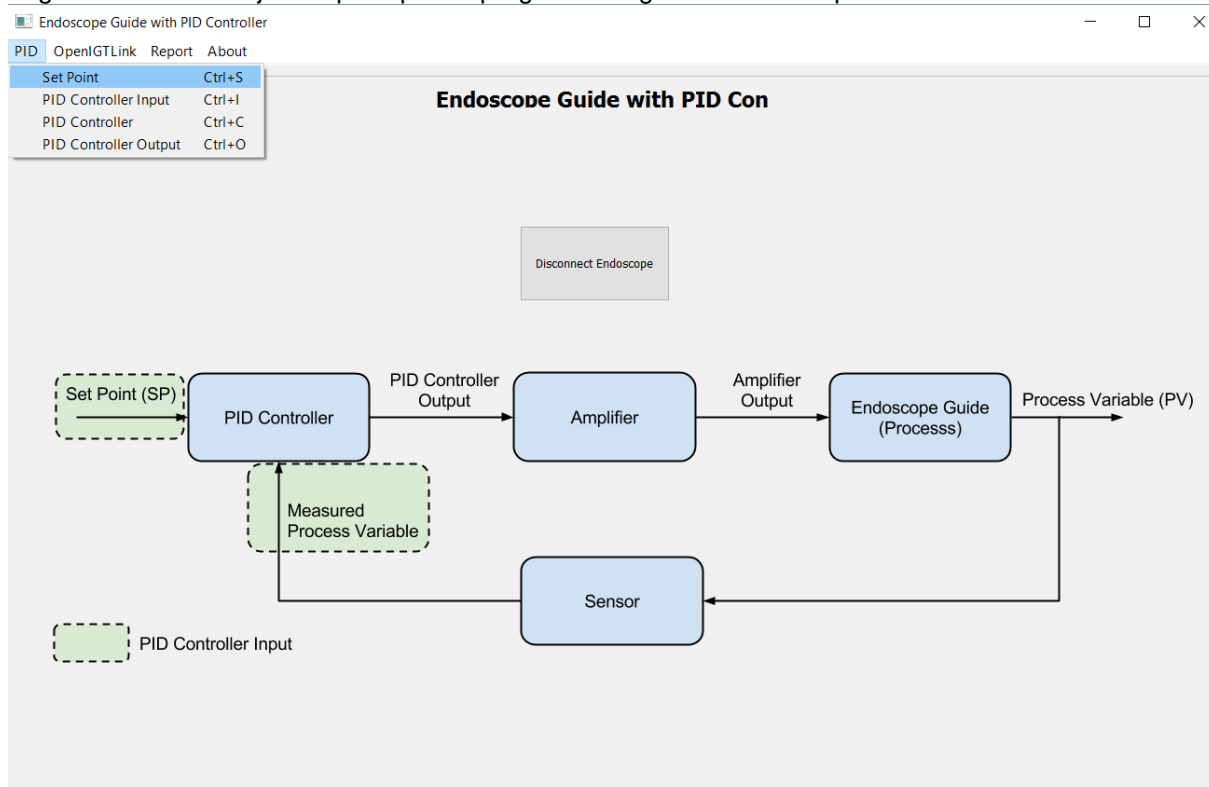
Figura 18 – Diagrama do sistema de controle do guia de endoscopia.



Fonte: Próprio Autor, 2016.

A janela principal do guia de endoscopia (Figura 19), apresenta um menu superior para o acesso a outras janelas.

Figura 19 – *Print* da janela principal do programa do guia de endoscopia.



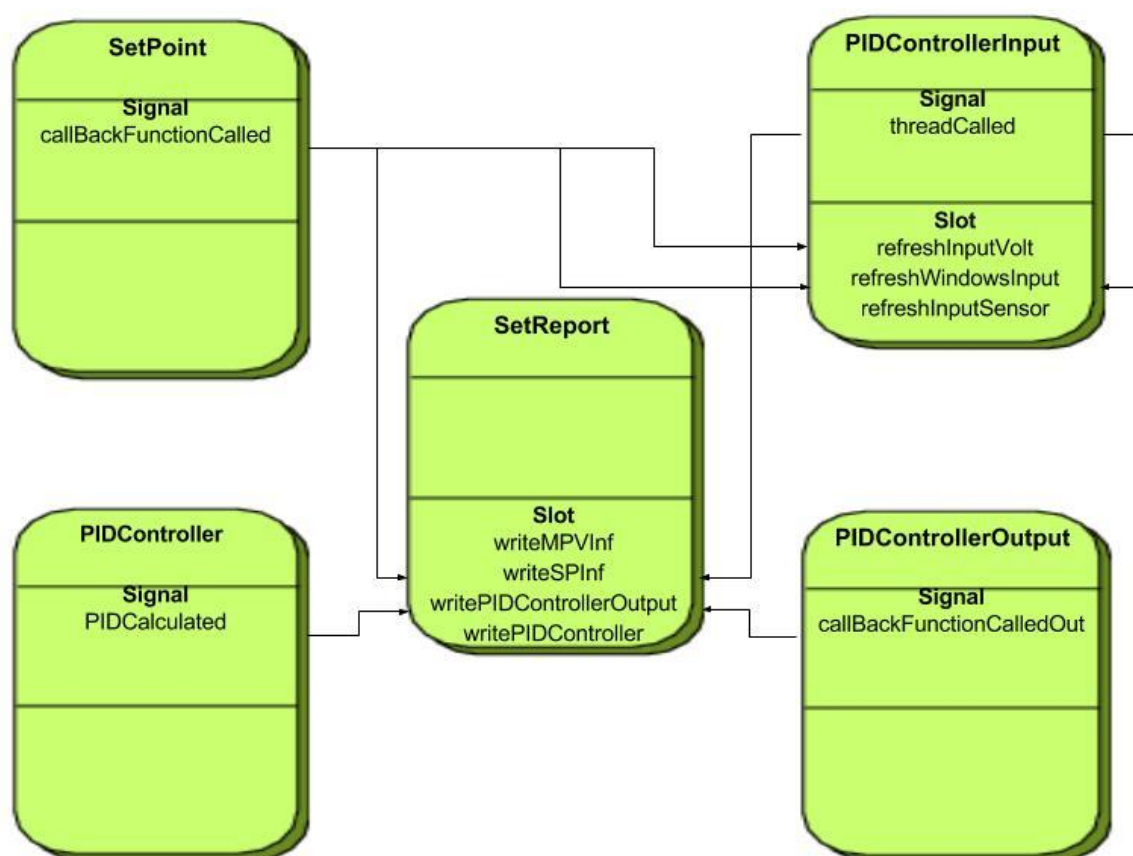
Fonte: Próprio Autor, 2016

No menu “PID” contém as opções para acesso às janelas de configuração de entrada e saída do controlado PID que são: “*Set Point*”, “*PID Controller Input*”, “*PID Controller*” e “*PID Controller Output*”.

No menu “*OpenIGTLink*” contém as opções para acesso as janelas de conexão com o servidor de variável de processo medida: “*Receiver Client*” e “*Sender Server*”. No menu “*Report*” contém a opção para configurar o relatório “*Set*”, e na opção do menu “*About*” há uma opção para acessar a janela com informações do programa: “*Info*”.

No desenvolvimento do controlador PID foram realizadas sete conexões entre os objetos como é mostrado na Figura 20.

Figura 20 - Conexões entre os objetos do programa.



Fonte: Próprio Autor, 2016.

O *framework* Qt é uma alternativa para a técnica de *callback* através de *signal* e *slot*. *Signal* (sinal) é emitido quando um determinado evento ocorre. *Slot* é uma função que é chamada em resposta a um *signal* particular. Os *widgets* do Qt têm muitos *slots* e *signal* pré-definidos (“*Signals & Slots*”, 2015). Para fazer a conexão

entre dois objetos é necessário chamar a função *connect*, em seguida passar por parâmetro o objeto que contém a função *signal*; o segundo parâmetro, na qual tem o nome da respectiva função *signal*; já o terceiro parâmetro é o objeto que contém a função *slot*, e por último a respectiva função *slot*. Um exemplo de conexão: *connect(Object1, signal, Object2, slot)*.

A descrição de cada conexão entre os objetos realizados no desenvolvimento do controlador PID são descritas:

- **connect(SetPoint, callBackFunctionCalled, PIDControllerInput, refreshInputVolt)**: Atualizar os novos valores de *setpoint* a serem processados através do controlador PID;
- **connect(SetPoint, callBackFunctionCalled, PIDControllerInput, refreshWindowsInput)**: Atualizar a interface do usuário com os novos valores de *setpoint*;
- **connect(SetPoint, callBackFunctionCalled, SetReport, writeSPInf)**: Informar ao objeto *SetReport* que há novos valores de *setpoint* a serem impressos no relatório;
- **connect(PIDControllerInput, threadCalled, PIDControllerInput, refreshInputSensor)**: Atualizar novos valores da variável de processo medida (dados de retroalimentação);
- **connect(PIDControllerInput, threadCalled, SetReport, writeMPVInf)**: Informar ao objeto *SetReport* que há novos valores da variável de processo medida (dados da retroalimentação) a serem impressos no relatório;
- **connect(PIDController, PIDCalculated, SetReport, writePIDController)**: Informa ao objeto *SetReport* que há novos valores PID calculados a serem impressos no relatório;
- **connect(PIDControllerOutput, callBackFunctionCalledOut, SetReport, writePIDControllerOutput)**: Informa ao objeto *SetReport* que há novos valores de saída PID para serem impressos no relatório.

3.2.7.1 Entradas do controlador PID

As duas entradas do controlador PID são o *setpoint* e a variável de processo medida que são a inclinação desejada e a inclinação medida, respectivamente. Neste capítulo serão apresentadas cada uma destas entradas.

3.2.7.1.1 SetPoint (SP)

O *setpoint* é a inclinação do ângulo desejado para a variável de processo. A classe *SetPoints* contém funções *callback* que determinam como o *setpoint* irá se comportar. As funções implementadas como *SetPoint* foram: degrau, senoidal, elastografia e dispositivo externo (por exemplo um *joystick*). Para implementar essas funções foi utilizada a função multimídia *timer* na qual oferece uma precisão de 1ms para as chamadas dessas funções. Para cada função *setpoint* implementada, uma *thread* é inicializada com a função especificada pela seleção do usuário. A Figura 21 mostra a janela do usuário para a entrada do *setpoint*, essas funções implementadas servirão de base para a implementação do controle do *joystick*.

Figura 21 - Janelas do usuário para a entrada do *setpoint*.

Endoscope Guide with PID Con... ? X

Set Point

Right/Left Up/Down

Step
Reference (Degree):

Sinusoid
Frequency(Hz):
Amplitude (Degree):

Elastography
Angle(Degree):
Time Period Pulse (s):

Open Loop
Amplitude(A)
Time Period Pulse (s):

Device

Save

No código implementado apenas uma bobina é executada por vez. Para selecionar a bobina que será acionada, o operador pode escolher uma bobina específica através de uma caixa de seleção. Através do *radio box*, uma função *callback* será invocada dependendo da seleção do usuário.

Cinco diferentes funções de *setpoint* foram programadas através de funções de *callback*. A primeira função de *setpoint* implementada foi a função degrau, que configura a entrada em graus para o controlador aplicar corrente na correspondente bobina com uma amplitude determinada pelo usuário. Outra função é a função senoidal, para essa função foi implementada uma função meia onda senoidal que é multiplicada pela amplitude informada pelo usuário, a frequência da função também é informada pelo usuário. A função elastografia realiza a leitura de uma entrada analógica através da placa de aquisição para disparar a função. A última função implementada é a entrada do dispositivo externo, o nível de tensões lida da placa de aquisição de dados analógico é definida para controlar o ângulo do endoscópio.

Depois de gerado os sinais da função *callback*, dois sinais são disparados. Estes sinais informam que novos valores de *setpoint* entraram no programa, e então esses novos valores de *setpoint* serão utilizados em outras partes do programa. Os novos valores de *setpoint* serão utilizados para atualizar a tela do usuário e para o cálculo do controlador PID.

Tipos de funções implementadas

Cinco funções foram implementadas para gerar valores de *setpoint* do controlador PID. Essas funções auxiliam o teste do sistema para controlar o endoscópio, a vantagem de usar diferentes sinais para teste é que esses sinais simulam os diferentes movimentos que o operador pode realizar. O ângulo gerado a partir de uma função selecionada pelo usuário é utilizado no controle da inclinação do endoscópio.

Os parâmetros para estas funções vêm das entradas do usuário, e alguns desses parâmetros têm um alcance mínimo e máximo. A faixa de amplitude (em grau) para as funções: degrau, senoidal, e malha aberta é de 0° para o valor mínimo e de 90° para o valor máximo. Isto significa então que o endoscópio pode inclinar com um ângulo de 0° até 90° para cada bobina.

Sinal degrau: O usuário informa a amplitude do sinal degrau, assim o sinal degrau discreto será a entrada para o controlador PID.

Meia onda senoidal: Os parâmetros de entrada para o sinal de meia onda são a frequência com unidade em hertz (Hz) e a amplitude máxima de inclinação do endoscópio com unidade em grau ($^{\circ}$), os quais são informados pelo usuário.

Elastografia: A função elastografia é semelhante com a função de degrau, mas a diferença é que esta função pode ser deslocada para a direita e o sinal fica ativo por um determinado período (período de pulso). Um sinal de fora do computador faz com que a função inicie, um exemplo de sinal externo seria um botão de um *joystick*. O período de pulso e a amplitude do sinal serão informados pelo usuário.

Malha aberta: O sinal gerado a partir da malha aberta (*open loop*) não é calculado no controlador PID, conseqüentemente o processo não tem retroalimentação a partir da variável de processo (PV). A função implementada para malha aberta é semelhante à elastografia; embora haja diferenças no modo que é executado o acionamento (*trigger*) da função e a unidade da amplitude do sinal (ampères em vez de grau). Para a malha aberta a função é acionada quando o usuário clica em um botão na interface do programa, assim iniciará o sinal para malha aberta.

Dispositivo: O valor de *setpoint* do dispositivo é um sinal que vem de fora do computador. Este sinal pode ser gerado por meio de um controle *joystick* ou de outro dispositivo para controlar o endoscópio. Para realização da conversão do sinal digital externo, um dispositivo Analógico para Digital (AD) foi utilizado. Neste trabalho, foi utilizado o dispositivo conversor AD entrada PCI Express do fabricante Sensoray modelo 826 (página 29). Os sinais convertidos de analógico para digital serão utilizados como *setpoint* do controlador PID.

3.2.7.1.2 Variável de processo e variável de processo medida

A variável de processo a ser medida neste projeto são as variações de ângulo θ . Após a medição do ângulo da variável de processo, ele é comparado com o ângulo do *setpoint*. A iteração da medição da variável de processo e o cálculo da nova corrente elétrica são executadas com uma periodicidade de 103 milissegundos. O rastreador EndoScout foi utilizado para fornecer a posição/orientação do

endoscópio, essas informações são enviadas para um servidor de informação de Variável de Processo Medida (MPV).

Neste projeto a biblioteca OpenIGTLink foi utilizada para estabelecer a conexão entre o controlador PID e o servidor MPV.

3.2.7.2 Controlador PID

O cálculo do controlador PID ocorre a cada três milissegundos. Nesse cálculo, deve ser determinar o erro. O cálculo do erro é dado pela diferença entre o ângulo de referência (*setpoint*) e o ângulo medido (variável de processo medida), como é mostrado na equação (17).

$$\text{Erro} = \text{Ângulo de Referencia} - \text{Ângulo medido} \quad (17)$$

A componente proporcional do controlador PID é encontrada multiplicando a constante proporcional (a constante é informadas pelo usuário) pelo o erro, como mostrada equação (18).

$$\text{Proporcional} = \text{ConstanteProporcional} * \text{Erro} \quad (18)$$

Para obter a componente derivativa do controlador PID é necessário calcular a diferença de tempo. O delta tempo pode ser determinado tomando a diferença entre o tempo atual com o tempo da última medição (todos os cálculos é na ordem de milissegundos), como mostrado nesta equação (19).

$$\text{DeltaTempo} = \text{TempoAtual} - \text{TempodaÚltimaMedição} \quad (19)$$

Depois de calcular o delta tempo, a componente derivativa do controlador PID é calculada multiplicando a constante derivativa com o erro, então dividindo esse produto pelo delta tempo, como mostrada na equação (20).

$$\text{Derivativo} = (\text{ConstadeDerivativa} * \text{Erro}) / \text{DeltaTempo} \quad (20)$$

Para calcular a componente integral do controlador PID é necessário calcular o erro acumulado em cada iteração (onde a primeira iteração o erro acumulado é zero). O erro acumulado é calculado adicionando o erro a variável *ErroAcumulado* em cada iteração, como mostrado na equação (21).

$$ErroAcumulado = ErroAcumulado + Erro \quad (21)$$

Depois de calcular o erro acumulado, a componente integral é calculada multiplicando a constante integral com o erro acumulado, conforme mostrado na equação (22).

$$Integral = ConstanteIntegral * ErroAcumulado \quad (22)$$

Uma vez calculadas as três componentes do controlador PID, essas devem ser somadas a fim de calcular o resultado do controlador PID, como mostrado na equação (23).

$$ResultadoControladorPID = Proporcional + Derivativo + Integral \quad (23)$$

As equações (17) a (23) são usadas na implementação do controlador PID. A Figura 22 mostra a janela com as informações sobre o cálculo das componentes do controlador PID.

Figura 22 - Janela do usuário com informações sobre o cálculo do controlador PID.

PID Controller Constants

Kp:

Ki :

Kd:

Error & Time

Time:

ΔTime:

Right/Left Up/Down

Error:

ΔError:

Σ Error:

PID

P:

I:

D:

Direction0 u(t):

Direction1 u(t):

where

K_p : Proportional gain, a tuning parameter
 K_i : Integral gain, a tuning parameter
 K_d : Derivative gain, a tuning parameter
 e : Error = $SP - PV$
 t : Time or instantaneous time (the present)
 τ : Variable of integration; takes on values from time 0 to the present t .

Fonte: Próprio Autor, 2016.

3.2.7.3 Saída do controlador PID

A saída do controlador PID depende se o usuário escolheu malha aberta (*open loop*) ou malha fechada (*close loop*) na janela de *Set Point*. A malha aberta pode ser utilizada para a realização de testes no sistema como a identificação de problemas na saída do amplificador.

Se a escolha do usuário foi malha aberta, o valor da corrente de saída será informado pelo usuário. O tempo em que a corrente elétrica é aplicada à bobina, também é definido pelo usuário na janela de *Set Point*.

Se o usuário escolher qualquer uma das funções de malha fechada o valor da corrente de saída é determinada pelo cálculo do controlador PID.

A Figura 23 apresenta a janela de saída do controlador PID, e os campos de ganho e saturação para serem informados pelo usuário. Os outros cinco campos são as saídas do controlador PID. Se a malha aberta for escolhida pelo usuário, é necessário clicar sobre o botão *Start/Reset* (Iniciar/Reiniciar) para iniciar ou reiniciar o processo de malha aberta.

Figura 23 - Saída do controlador PID

PID Controller Output

Positions

Gain (V/A):

Saturation (V):

Right (A):

Left (A):

Up (A):

Down (A):

Open Loop

Time Period Pulse (s):

Fonte: Próprio Autor, 2016.

3.2.7.4 Conversão e Restrições

O ganho do amplificador é especificado pelo *data sheet* (manual) do amplificador. A unidade de ganho do amplificador é dada em tensão por ampere, o ganho do amplificador linear LSC 30/2 é de 5 Volts/ampere.

A saturação máxima do amplificador utilizado é de 10 Volts, portanto o amplificador linear suporta até dois Ampères de saída. O valor de saturação pode ser inserido pelo usuário na janela “PID Controller Output”.

3.3 Integração do *hardware*

O *hardware* foi integrado em um gabinete metálico no ano de 2015 no hospital *Brigham and Women* na cidade de Boston nos Estados Unidos pelo autor deste trabalho. O gabinete aloca cinco amplificadores lineares do modelo LSC 30/2

(descrição do amplificador na seção 2), uma fonte de alimentação ATX, um mini ventilador para resfriamento e um terminal para conectar o barramento de dados.

A vista frontal do gabinete tem cinco saídas e quatro entradas. As saídas podem ser conectadas em diferentes bobinas do endoscópio, no entanto no experimento executado foi utilizado apenas uma saída para bobina. As entradas podem ser interligadas a um dispositivo que transmite sinais para controlar o endoscópio (exemplo *joystick*), nos testes realizados não foram utilizadas essas entradas. A Figura 24 mostra a vista frontal do gabinete metálico.

Figura 24 - Vista frontal do gabinete do endoscópio.



Fonte: Próprio Autor, 2016.

A parte traseira do gabinete tem as entradas para o cabo de dados do computador e a fonte de alimentação.

3.4 Teste do protótipo

Os experimentos foram realizados no Hospital *Brigham and Women* (BWH) na cidade de Boston-Massachusetts nos Estados Unidos, especificamente na sala de ressonância magnética chamada de *Advanced Multimodality Imagem Guided Operating* exibida na Figura 25. Essa sala dispõe de um aparelho de ressonância magnética de alto campo (3,0 Teslas).

Figura 25 - Sala de ressonância magnética que foram realizados os experimentos, localizada no hospital BWH em Boston-MA nos EUA.



Fonte: (TEMPANY et al., 2015).

O pesquisador Dr. Jayender Jagadeesan realizou o teste do controlador em uma plataforma Windows 8.1, com processador Intel Core I5 e 8Gb de memória RAM. Depois de estabelecidas as conexões do aparelho de endoscopia com o sensor (EndoScout), amplificador (LSC 30/2) e o computador, os testes foram realizados com o sinal sinusoidal. Estes testes foram realizados para determinar as constantes PID pela técnica de tentativa e erro, então múltiplas tentativas foram realizadas para se obter as constantes PID que melhor se aproxima ao valor de referência.

A função meia onda senoidal foi configurada com uma frequência de 0,05Hz e uma amplitude de 20 graus. Vários experimentos foram executados com a função meia onda senoidal, a Tabela 13 mostra as constantes PID que foram obtidas em dois experimentos durante a comparação do ângulo esperado.

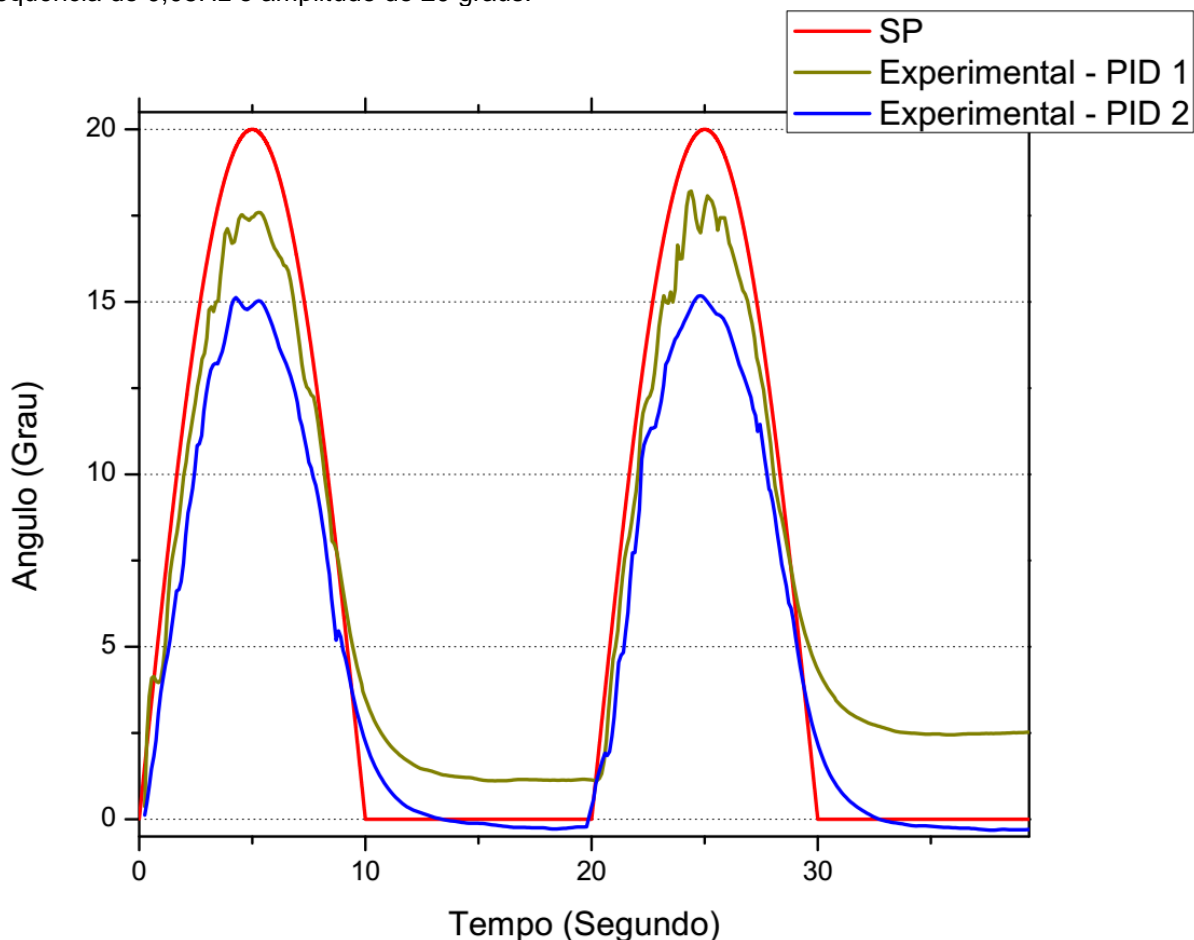
Tabela 13: Ganhos do controlador PID para resposta a entrada função senoidal para dois experimentos.

PID	Kp	Ki	Kd
1	0,2000	0,0000	0,0500
2	0,1000	0,0001	0,0500

Fonte: Próprio Autor, 2016.

A Figura 26 ilustra os ângulos do PID 1 e PID 2. Os valores positivos da função meia onda senoidal foram usados como entrada para respostas para esses PIDs.

Figura 26: Ângulos do endoscópio para os PIDs 1 e 2 para a resposta a função meia onda senoidal com a frequência de 0,05Hz e amplitude de 20 graus.



Fonte: Próprio Autor, 2016.

Os picos dos ângulos experimentais dos dois PIDs foram menores que o valor de referência configurado ($20,00^\circ$), o PID 1 teve um pico de $18,20^\circ$ (9,00% menor que o pico do valor de referência) e o PID 2 teve um pico de $15,40^\circ$ (23,00% abaixo do pico do valor de referência). Devido aos ganhos PID, determinados pelo método de ajuste manual, o controlador não ajustou com eficácia a inclinação do endoscópio. Também pode ser observado que o endoscópio não retornou para a sua posição inicial (inclinação zero) para o PID 1, uma das possíveis explicações para isso acontecer é a histerese no material que faz com que o momento magnético não diminua tão rapidamente.

Foi observado nos relatórios de saída do controlador PID que o temporizador multimídia respondeu exatamente em 3ms para a leitura do SP, cálculo do PID e saída do PID, assim as funções *callback* executadas nos experimentos não obtiveram atrasos da plataforma Windows.

3.4.1 Atrasos

Alguns sistemas apresentam um comportamento com atrasos chamado *deadtime*. *Deadtime* é um atraso entre o momento que ocorre uma mudança da variável de processo e quando essa mudança pode ser observada, uma solução para este problema pode ser obtida através da utilização de controladores com compensação de *deadtime* (MATEUS; HENZ, 2013, p. 1).

Nos dados experimentais da curva de meia onda senoidal, houve um atraso de 244ms, este atraso é composto por: 100ms da leitura da variável de processo medida (MPV), 3ms da leitura do SP, 3ms do cálculo do PID e 3ms da saída do PID. O restante de 135ms depende de um número de fatores como resposta da planta, resposta do amplificador e transporte dos sinais.

3.5 Simulação do controle de malha fechada

Os parâmetros do endoscópio estão listados na Tabela 14. O trabalho de KÓSA et al. (2008), apresenta características semelhantes ao endoscópio utilizado neste trabalho como o número de espiras, o material da bobina e do endoscópio. Por conseguinte, foram utilizados atrito rotacional e constante de torção de KÓSA et al. (2008) deste trabalho. Já os demais parâmetros do endoscópio foram medidos e calculados.

Tabela 14 - Parâmetros do modelo.

Parâmetros	Valores
Massa (m em kg)	0,1
Comprimento (L em m)	0,13
Momento de inércia ($\frac{mL^2}{3}$, I em kgm^2)	$5,633e^{-4}$
Atrito rotacional (Γ em $\frac{kgm^2}{srad}$)	0,0122
Constante de torção (μ em $\frac{kgm^2}{s^2rad}$)	0,0385
Número de espiras em uma bobina (n em <i>espiras</i>)	100
Área transversal para cada enrolamento ($\pi abn == \text{Área1} = \text{Área2}$ em m^2)	$3,3e-04$
Campo magnético (β_0 em T)	3

Fonte: KÓSA et al. (2008) [alterado].

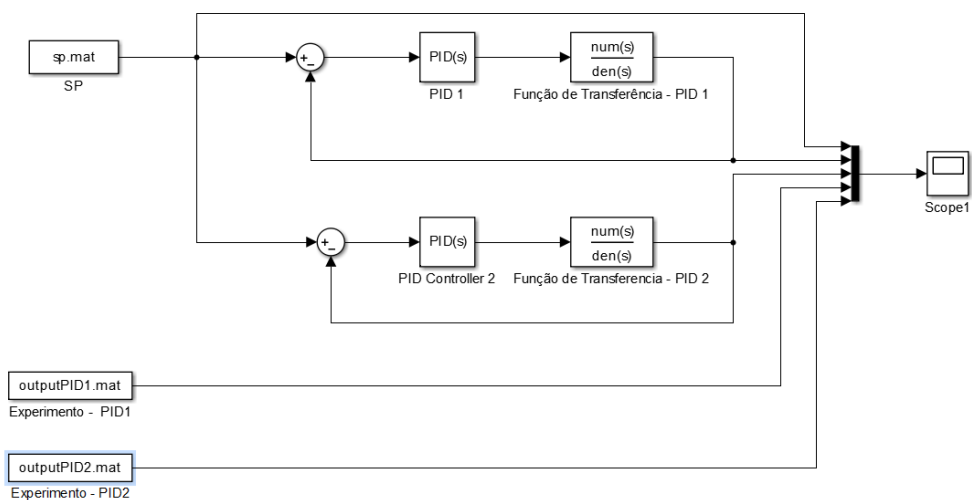
As duas bobinas têm características semelhantes como número de espiras e área, assim substituindo os parâmetros da Tabela 14 nas equações (15) e (16) é determinada a função de transferência da equação (24). Essa função de transferência descreve os casos um e dois, pois os parâmetros para as duas funções de transferência são análogos.

$$G(S) = \frac{0,0990}{5,6333e-04S^2 + 0,0122S + 0,0385} \quad (24)$$

Foram realizadas simulações no Matlab/Simulink da função de transferência da equação (24) em malha fechada, durante as simulações foram utilizadas as constantes PID da Tabela 13 no controlador PID.

A Figura 27 mostra os blocos utilizados e suas conexões. As entradas das simulação foram os três sinais experimentais: SP (*setpoint*), PID 1 e PID 2 representados na Figura 26.

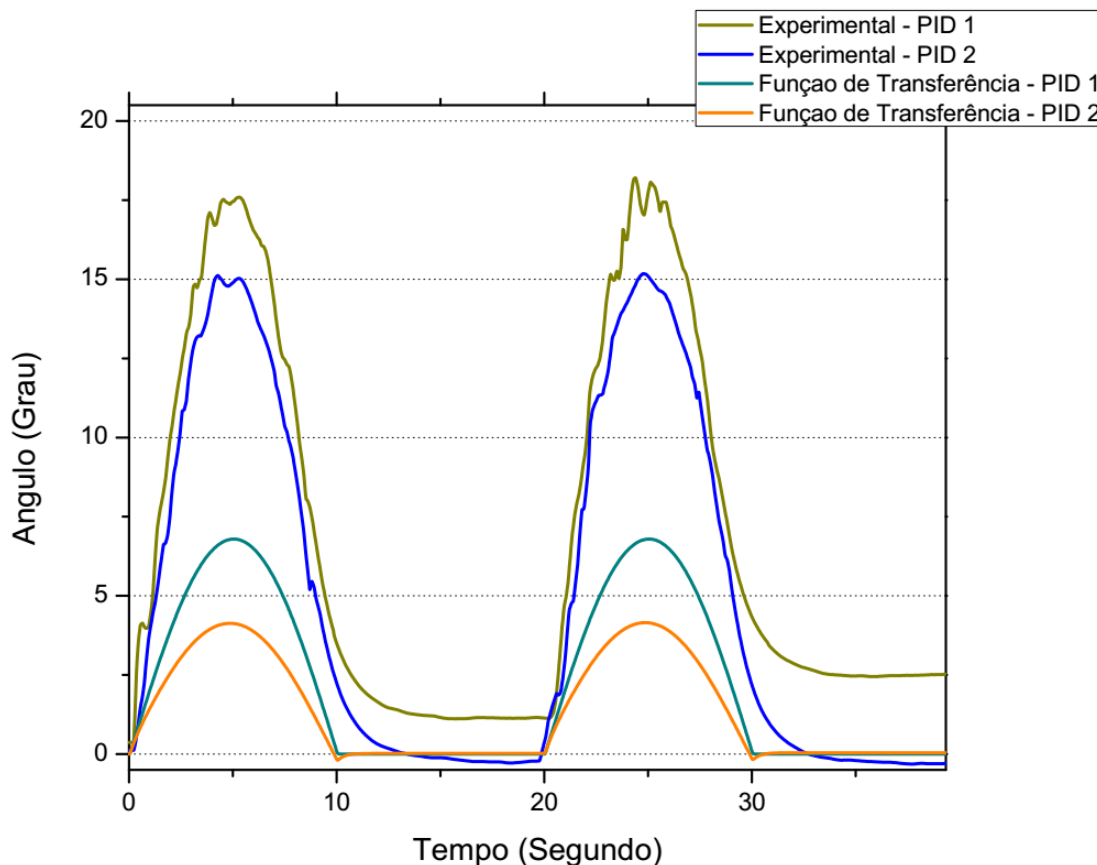
Figura 27 - Simulação do endoscópio através do Matlab/Simulink para a função degrau dos casos um e dois.



Fonte: Próprio Autor, 2016.

A Figura 28 apresenta as respostas do controle de malha fechada da simulação da Figura 27.

Figura 28 - Respostas experimentais e simuladas dos PID 1 e PID 2. Realizado o controle de malha fechada para o sinal de meia onda senoidal de amplitude de 20,00° e frequência de 0,05Hz.



Fonte: Próprio Autor, 2016.

Os sinais da simulação da função de transferência baseados nos parâmetros de atrito rotacional e de constante de torção do artigo KÓSA et al. (2008) apresentaram um pico de $6,79^\circ$ para o PID 1 e $4,15^\circ$ para o PID 2, ambos dos valores abaixo dos picos experimentais ($18,20^\circ$ e $15,4^\circ$ respectivamente).

Apesar das características semelhantes entre o endoscópio de KÓSA et al. (2008) e o endoscópio do presente trabalho como o número de espiras, materiais da bobina e do endoscópio, a simulação do controle de malha fechada para o endoscópio deste trabalho não se mostrou condizente com os parâmetros de atrito rotacional e de constante de torção do trabalho de KÓSA et al. (2008).

3.5.1 Ajuste da função de transferência

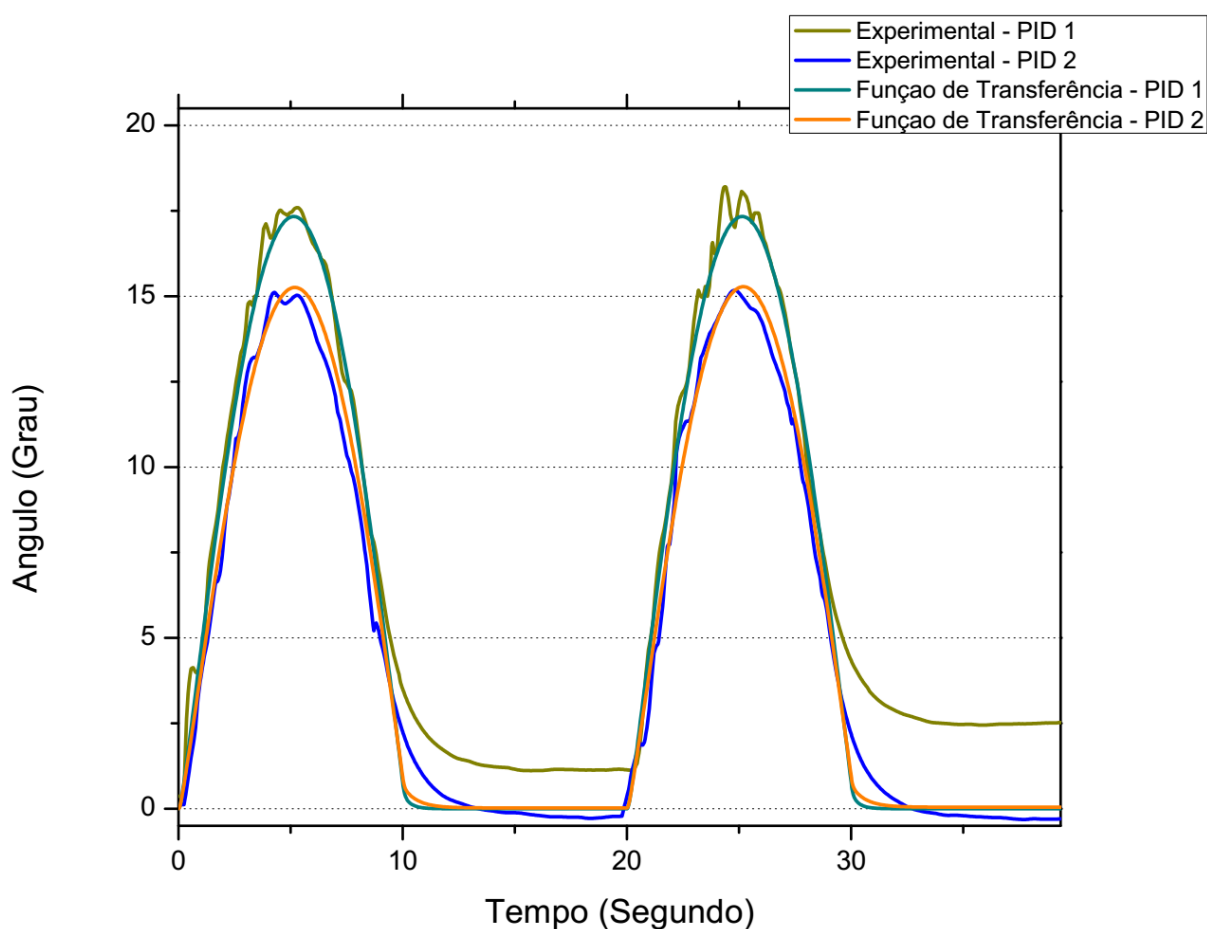
Já que os parâmetros de atrito rotacional e de constante de torção de KÓSA et al. (2008) não representam as características do endoscópio do presente trabalho, essas constantes foram ajustados para que as respostas das simulações sejam próximas das respostas experimentais.

Baseado nas respostas experimentais do sinal de meia onda senoidal, foram realizados ajustes nos parâmetros da equação (24): atrito rotacional e constante de torção. Os ajustes foram realizados através do Matlab/Simulink utilizando os blocos e as conexões da Figura 27, foram alterados os parâmetros de atrito rotacional e de constante de torção durante as simulações para aproximar as respostas simuladas com as experimentais. Foi reduzido o atrito rotacional de KÓSA et al., (2008) de $0,0122 \text{ kgm}^2/\text{srad}$ para $0,004 \text{ kgm}^2/\text{srad}$, e reduzida a constante de torção de KÓSA et al., (2008) de $0,0385 \text{ kgm}^2/\text{s}^2\text{rad}$ para $0,003 \text{ kgm}^2/\text{s}^2\text{rad}$. A função de transferência ajustada é representada na equação (25).

$$G(S) = \frac{0,0990}{5,6333\text{e-}04S^2 + 0,004 S + 0,003} \quad (25)$$

A Figura 29 apresenta a resposta do controle de malha fechada da função de transferência ajustada (equação (25)).

Figura 29 - Respostas experimentais e simuladas do ajuste para o PID 1 e PID 2. Realizado o controle de malha fechada para o sinal de meia onda senoidal de amplitude de $20,00^\circ$ e frequência de $0,05\text{Hz}$.



Fonte: Próprio Autor, 2016.

A função de transferência ajustada teve valores de picos de $17,33^\circ$ para o PID 1 e $15,27^\circ$ para o PID 2, comparando com os valores de picos experimentais, estes valores apresentaram boas aproximações com 95,22% para o PID 1 e 99,16% para o PID 2.

4 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

Este trabalho teve como objetivo geral a automatização de um guia de endoscopia utilizando controlador Proporcional-Integral-Derivativo (PID) para a operação remota. Como objetivos específicos pode-se destacar a modelagem da função de transferência da planta e o desenvolvimento de um software para a interface de comunicação entre o operador e o endoscópio bem como a execução do software implementado e o ajuste do modelo matemático baseando-se na resposta experimental. Logo por fim, a simulação da função de transferência e discussão dos resultados simulados e experimentais.

Poucas referências pesquisadas atentaram no estudo de automatização de endoscópio através de campo magnético, mostrando que esse trabalho tem um alto nível de inovação na área de biomédica. Atualmente, os endoscópios comercializados têm seus mecanismos de controle mecânicos e não apresentam qualquer método de controle remoto. Desta forma, o controle do endoscópio desta pesquisa apresenta um grande potencial de se tornar uma patente.

Uma das contribuições deste trabalho para a área de sistema e controle é a descrição da dinâmica do endoscópio para um sistema SISO através da função de transferência. A função de transferência determinada apresenta os parâmetros do sistema, esses parâmetros podem ser modificados, como a área da bobina e por sua vez alterando o ângulo de flexão do instrumento para uma mesma corrente.

Para a implementação do programa do guia de endoscopia foi utilizado o temporizador multimídia fornecido pela Microsoft. Foi observado que o temporizador multimídia respondeu exatamente como foi delimitado, com intervalo entre as chamadas de eventos de 3ms. Assim, as funções *callback* executadas nos experimentos não obtiveram atrasos da plataforma Windows.

Neste trabalho foi possível modelar o sistema para a resposta de um sinal de meia onda senoidal. Baseado nas respostas experimentais desse sinal, dois diferentes valores de constantes PID foram utilizados, os resultados das simulações da função de transferência ajustadas se aproximaram com os resultados experimentais.

Devido às limitações de distância e de acesso pelo pesquisador Jayender ao local dos experimentos, apenas o sinal de meia onda senoidal foi avaliado. Apesar de ser avaliado apenas um tipo de sinal, com base nos resultados apresentados,

pode-se concluir que as metas propostas foram realizadas e a implementação do controlador foi bem-sucedida.

Por fim, para trabalhos futuros as seguintes atividades poderão ser realizadas: avaliar diferentes sinais de entrada como degrau, rampa e de um *joystick* para o controlador PID; implementar o controlador PID em um sistema operacional de tempo real; estudar métodos de ajuste para determinar as constantes PID da planta; modelar o endoscópio com múltiplas entradas e múltiplas saídas; medir experimentalmente o atrito rotacional e a constante de torção do material; modelar e avaliar o controle robusto para lidar com incertezas de representação do modelo da planta.

REFERÊNCIAS

AGUIRRE, L. A. **Introdução à identificação de sistemas: técnicas lineares e não-lineares aplicadas a sistemas reais**. 3. ed. Belo Horizonte: Editora UFMG, 2007.

ANTSAKLIS, P. J. **Fundamental Characteristics of Feedback Mechanisms**. v. 5, 2011.

Coordenadas esféricas. Disponível em: <http://www.wikiwand.com/es/Coordenadas_esf%C3%A9ricas>. Acesso em: 6 fev. 2016.

DORF, R.; BISHOP, R. **Modern Control System**. 12th. ed. Upper Saddle Rive, NJ: Pearson, 2010.

GONSIOROSKI, L. **Controladores PID** Diretoria de ensino da marinha: Departamento de engenharia controle e automação, , 2009. Disponível em: <<http://www.prof-leonardo.com.br/controle2/PID.pdf>>

GORUNESCU, F. **Data Mining Techniques in Computer-Aided Diagnosis : Non-Invasive Cancer Detection**. International Journal, v. 1, n. 2, p. 105–108, 2007.

GRAHAM C. GOODWIN, STEFAN F. GRAEBE, M. E. S. **Control System Design**. Saddle River, NJ: Pearson, 2000.

JAYENDER, J. et al. **Modeling and Control of Shape Memory Alloy Actuators**. Control Systems Technology, IEEE Transactions on, v. 16, n. 2, p. 279–287, 2007.

KANG, S. H.; HYUN, J. J. **Preparation and patient evaluation for safe Gastrointestinal Endoscopy** Clinical Endoscopy, 2013.

KATSUHIKO OGATA; OGATA, K. **Modern Control Engineering**. Natick MA: Pearson, 1970. v. 17

KÓSA, G. et al. **Swimming capsule endoscope using static and RF magnetic field of MRI for propulsion**. Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2008.

LEE, C. J.; MAVROIDIS, C. **PC-based control of robotic and mechatronic systems under MS-Windows NT workstation**. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, v. 6, n. 3, p. 311–321, 2001.

LI, J.; LI, Y. **Dynamic analysis and PID control for a quadrotor**. 2011 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation, p. 573–578, 2011.

MATEUS, A.; HENZ, E. **Controle de Temperatura com Compensação de Tempo Morto em Aquecedores de Água Baseados em Chama Modulante**. UFRGS, 2013.

MIKKONEN, T.; TAIVALSAARI, A.; TERHO, M. Lively for Qt: a platform for mobile web applications. **Mobility '09: Proceedings of the 6th International Conference on Mobile Technology, Application & Systems**, 2009.

MOBILAB. **Monitoramento de transporte coletivo privado**. Sao Paulo Mobilab, , 2015. Disponível em: <<http://mobilab.prefeitura.sp.gov.br/>>.

Model 826 | Multifunction Analog/Digital I/O. Disponível em: <<http://www.sensoray.com/products/826.htm>>. Acesso em: 23 abr. 2016.

MOTOR, M. **4-Q-DC Servo Control LSC 30/2Maxon Motor**BrunigstrasseMaxon Motor, , 2010. Disponível em: <www.maxonmotor.com>

MURIKIPUDI, A.; PRAKASH, V.; VIGNESWARAN, T. **Performance Analysis of Real Time Operating System with General Purpose Operating System for Mobile Robotic System**. v. 8, n. August, p. 1–6, 2015.

NISE, S. **Engenharia de sistemas de controle**. 5. ed. Rio de Janeiro: LTC, 2009.

OLYMPUS. **Endoscopy Types**. Disponível em: <<http://www.olympus-global.com/en/medical/gastroenterology/scope/>>. Acesso em: 13 out. 2016.

PALHARES, R. M. **Desempenho de Sistemas de Controle Realimentados: Controle de Sistemas Lineares - Aula 3**Belo HorizonteUFMG, , 2013. Disponível em: <http://www.cpdee.ufmg.br/~palhares/aula3_csl.pdf>

PRESSMAN, R. **Engenharia de Software**. 6a. ed., Addison-Wesley/Pearson, 2006.

REILINK, R.; STRAMIGIOLI, S.; MISRA, S. **Image-based flexible endoscope steering**. IEEE/RSJ 2010 International Conference on Intelligent Robots and Systems, IROS 2010 - Conference Proceedings, 2010

RESNICK, R.; HALLIDAY, D. **Fundamentos de Física, vol. 3, Eletromagnetismo**PittsburghLTC, 2009a.

RESNICK, R.; HALLIDAY, D. **Fundamentos de Física, Vol. 2, Gravitação, Ondas e Termodinâmica**. Pittsburgh: LTC, 2009b.

ROBIN MEDICAL, I. **EndoScout MR Tracking System - Model ESU-4x2.001**Robin Medical, IncBaltimore, MDRobin Medical, mar. 2015.

Signals & Slots. Disponível em: <[Http://doc.qt.io/qt-4.8/signalsandslots.html](http://doc.qt.io/qt-4.8/signalsandslots.html)>. Acesso em: 1 jan. 2016.

SKOGESTAD, S. **Probably the best simple PID tuning rules in the world**. Journal of Process Control, v. xx, p. 1–27, 2001.

SOMMERVILLE, I. **Engenharia de Software**8. ed. Sao Paulo: Pearson, 2007.

SRINIVASAN, A.; ANDERSON, J. H. **Efficient scheduling of soft real-time applications on multiprocessors**. 15th Euromicro Conference on Real-Time Systems, 2003. Proceedings., 2003.

TEMPANY, C. M. C. et al. **Multimodal imaging for improved diagnosis and treatment of cancers**. Cancer, v. 121, n. 6, p. 817–827, 2015.

timeSetEvent function. Disponível em: <[https://msdn.microsoft.com/en-us/library/windows/desktop/dd757634\(v=vs.85\).aspx](https://msdn.microsoft.com/en-us/library/windows/desktop/dd757634(v=vs.85).aspx)>. Acesso em: 1 jan. 2016.

TOKUDA, J. et al. **OpenIGTLink: An open network protocol for image-guided therapy environment**. International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, v. 5, n. 4, p. 423–434, 2009.

ANEXOS

ANEXO A – Características do sistema EndoScout

Características críticas	Definição	Unidades	Valor
Taxa de rastreamento (modo padrão)	Número de localização determinada por unidade de tempo	# / sec	16
Latência de rastreamento (modo padrão)	Atraso entre o final de aquisição de dados e apresentação da localização do dispositivo para o usuário	ms	62,5
Resolução do rastreador em 3 coordenadas (X, Y, Z)	A distância mínima entre duas posições, que pode ser resolvido pelo sistema de rastreamento	mm	0,2
Precisão do rastreador (X, Y, Z), em comparação com a verdadeira posição geométrica	Um desvio padrão do erro da distribuição do rastreamento	mm	2
Precisão de rastreamento da orientação em comparação com a verdadeira posição geométrica	Um desvio padrão do erro da distribuição do rastreamento, usando gradientes nativos	Degrees	1.0
Campo magnético da máquina de ressonância	Alcance do escâner de ressonância magnética	Tesla	$\leq 3,0$

Fonte: (ROBIN MEDICAL, 2015).