

UNIVERSIDADE ESTADUAL DO OESTE DO PARANÁ
CAMPUS DE FOZ DO IGUAÇU
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA ELÉTRICA E COMPUTAÇÃO

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

**CONTROLE DE MOVIMENTO COM MÚSCULO PNEUMÁTICO
ATRAVÉS DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS DE SUPERFÍCIE**

MARCIEL VIAPIANA

FOZ DO IGUAÇU

2018

Marciel Viapiana

**Controle de movimento com músculo pneumático através de
sinais eletromiográficos de superfície**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Computação como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica e Computação. Área de concentração: Sistemas Dinâmicos e Energéticos.

Orientador: Dr. Guilherme de Oliveira Kunz

Foz do Iguaçu

2018

Ficha de identificação da obra elaborada através do Formulário de Geração Automática do Sistema de Bibliotecas da Unioeste.

Viapiana, Marciel

Controle de movimento com músculo pneumático através de sinais eletromiográficos de superfície / Marciel Viapiana; orientador(a), Guilherme de Oliveira Kunz, 2018.

90 f.

Dissertação (mestrado), Universidade Estadual do Oeste do Paraná, Centro de Engenharias e Ciências Exatas, Graduação em Engenharia Mecânica Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Computação, 2018.

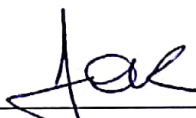
1. EMG. 2. Músculo pneumático. 3. Controlador PID. I. Kunz, Guilherme de Oliveira. II. Título.

Controle de movimento com músculo pneumático através de sinais eletromiográficos de superfície

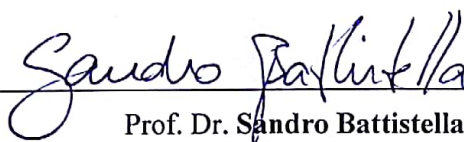
Marciel Viapiana

Essa Dissertação de Mestrado foi apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Computação e aprovada pela Banca Examinadora:

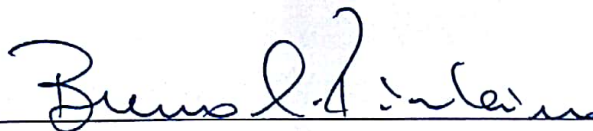
Data de defesa pública: 24/09/2018



Prof. Dr. **Guilherme de Oliveira Kunz** - (Orientador)
Universidade Estadual do Oeste do Paraná – UNIOESTE



Prof. Dr. **Sandro Battistella**
Universidade Estadual do Oeste do Paraná – UNIOESTE



Prof. Dr. **Breno Carneiro Pinheiro**
Centro Universitário Dinâmica das Cataratas – UDC

Resumo

Este trabalho propõe a utilização de músculo pneumático, cujas características de forma e comportamento se assemelham ao músculo humano, para o controle contínuo de posicionamento de um manipulador de bancada, sendo este controlado pela intensidade do esforço muscular do usuário, lido por sensores eletromiográficos de superfície. A associação dos sinais eletromiográficos ao músculo pneumático visa tornar o movimento gerado artificialmente o mais próximo possível ao natural, facilitando a adaptação do usuário ao uso desta tecnologia assistiva. Para a realização dos testes com a bancada construída, um modelo geométrico para o manipulador foi definido, de forma a atender as características do atuador do tipo músculo pneumático e ser representativo em relação ao curso angular. Baseado na geometria definida, uma bancada foi confeccionada, a qual conta com uma haste de alumínio que representa o antebraço, e um atuador do tipo músculo pneumático, que representa a ação do músculo necessário para o movimento. Afim de controlar a posição do manipulador através da ação do músculo pneumático, torna-se necessário o controle da pressão de alimentação deste, atividade realizada por uma válvula reguladora de pressão manual, sob a qual realizou-se automatização, de forma que o controle pudesse ser realizado eletricamente. Para o controle da válvula automatizada, um controlador do tipo PID foi sintonizado. Com intuito de avaliar as características da bancada, realizou-se teste de posicionamento do manipulador, que permitiram observar e quantificar seu adequado funcionamento. Por fim inseriu-se no algoritmo de controle o sinal eletromiográfico como referência para o posicionamento, que permite ao usuário controlar através da intensidade do esforço do músculo bíceps, a pressão com a qual o atuador será alimentado, e conseqüentemente a posição angular assumida pelo manipulador na bancada. Estes testes permitiram avaliar a qualidade com a qual se consegue controlar a posição do manipulador, com uso dos sinais eletromiográficos de superfície, tendo como resultado uma variação angular inferior a 10° em torno da posição desejada, sendo a principal origem desta variação as características construtivas da bancada desenvolvida.

Palavras-chaves: EMG, Músculo pneumático, Controlador PID, Automatização de válvula.

Abstract

This work proposes the use of pneumatic muscle, whose shape and behavior characteristics resemble the human muscle, for the continuous control of the positioning of a bench manipulator, being controlled by the intensity of the muscular effort of the user, read by surface electromyographic sensors. The association of the electromyographic signals with the pneumatic muscle aims to make the movement artificially generated as close as possible to the natural one, facilitating the user's adaptation to the use of this assistive technology. For the tests with the built bench, a geometric model for the manipulator was defined to meet the characteristics of the pneumatic muscle type actuator and to be representative in relation to the angular stroke. Based on the defined geometry, a bench was built, which has an aluminum rod representing the forearm, and a pneumatic muscle type actuator, which represents the action of the muscle needed for movement. To control the position of the manipulator through the action of the pneumatic muscle, it is necessary to control the feeding pressure of this, which is done by a manual pressure regulating valve, which has been automated, so that the control can be done electrically. For control of the automated valve, a PID controller has been tuned. In order to evaluate the characteristics of the workbench, a manipulator positioning test was performed, which allowed the observation and quantification of its proper functioning. Finally, the electromyographic signal was inserted into the control algorithm as a reference for positioning, which allows the user to control the pressure with which the actuator will be fed through the biceps muscle effort and consequently the angular position assumed by the manipulator on the bench. These tests allowed to evaluate the quality with which one can control the position of the manipulator, using surface electromyographic signals, resulting in an angular variation of less than 10 degrees around the desired position, the main origin of this variation being the characteristics of the developed bench.

Keywords: EMG, Pneumatic muscle, PID Controller, Valve automation.

Dedico este trabalho aos meus avôs, Alvício (*in memoriam*) e Francisco (*in memoriam*)

Agradecimentos

Agradeço primeiramente a Deus, por tornar este caminho possível.

A minha admirável namorada Pamela Schwaab, pela paciência, carinho e apoio ininterrupto, me lembrando continuamente a importância da obtenção deste título, sem me permitir desanimar.

Aos meus pais, Jorge Viapiana e Maria de Lourdes Viapiana, pela compreensão, apoio e suporte ao longo destes anos.

A Luis Carlos Schwaab e Sandra Schwaab, pelo grande apoio e longo amparo fornecido.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Guilherme Kunz, pela oportunidade de mais esta orientação, pelo auxílio e atenção ao longo do desenvolvimento deste trabalho.

A todos os docentes do PGEEC, pelo conhecimento disponibilizado.

Aos colegas do programa, pela companhia e amparo ao longo desta etapa de nossas vidas.

A todos os demais, que de alguma forma estiveram envolvidos, meu muito obrigado!

Sumário

Lista de Figuras	xv
Lista de Tabelas	xvii
Lista de Siglas e Símbolos	xix
Capítulo 1 Introdução	1
1.1 Contextualização.....	1
1.2 Justificativa	2
1.3 Objetivos	3
1.3.1 Objetivos Específicos	3
Capítulo 2 Revisão Bibliográfica.....	5
2.1 Sistemas de reabilitação	5
2.2 Sinal Eletromiográfico	6
2.2.1 Surgimento do Sinal EMG	6
2.2.2 Composição de um sinal EMG.....	7
2.2.3 Relação entre esforço e EMG.....	8
2.2.4 Aquisição do sinal EMG	9
2.2.5 Tratamento do Sinal EMG	11
2.3 Músculo Pneumático.....	14
2.3.1 Músculos trançados (McKibben)	15
2.4 Sistemas de controle	17
2.4.1 Malha aberta.....	17
2.4.2 Malha fechada	18
2.4.3 PID	18
Capítulo 3 Implementação Experimental	21
3.1 Geometria do manipulador	21
3.2 Componentes da bancada.....	24
3.2.1 Músculo pneumático	24
3.2.2 Válvula pneumática reguladora de pressão	25
3.2.3 Sensor de pressão	27
3.2.4 Sistema de aquisição	28

3.3	Montagem.....	30
3.3.1	Componentes pneumáticos	31
3.3.2	Componentes elétricos.....	32
3.3.3	Estrutura da bancada.....	33
Capítulo 4	Sistema de Controle	37
4.1	PID.....	38
4.2	Rotina do controlador.....	39
4.2.1	Calibração Sensor de pressão	39
4.2.2	Calibração Potenciômetro.....	40
4.2.3	Sintonia do controlador PID	41
4.2.4	Calibração de inicialização	44
4.2.5	Sinais EMG.....	45
Capítulo 5	Levantamento de Parâmetros	47
5.1	Caracterização da bancada	47
5.2	Controle de posição com Sinal EMG	53
5.3	Análise de resultados.....	56
Capítulo 6	Conclusão.....	59
	Referências Bibliográficas	61
	Apêndice I	65

Lista de Figuras

Figura 1.1 - Histórico com algumas aplicações de sinais eletromiográficos.....	1
Figura 2.1 - Representação dos elementos básicos do controle motor.....	6
Figura 2.2 - Estrutura de um Músculo Esquelético	7
Figura 2.3 - Variação de tensão na membrana celular nervosa durante o potencial de ação	7
Figura 2.4 - Representação do sinal EMG de um músculo	8
Figura 2.5 - Gráficos obtidos resultantes da tentativa do paciente de mover a perna	9
Figura 2.6 - Modos de configuração dos eletrodos: a) Monopolar e b) Bipolar	10
Figura 2.7 - Posicionamento dos eletrodos sobre a fibra muscular e a energia do respectivo sinal	11
Figura 2.8 - Esquemático de um amplificador de instrumentação, em destaque a) seus estágios de entrada e b) seu amplificador diferencial.....	12
Figura 2.9 - Filtro passa alta	13
Figura 2.10 - Filtro passa baixa	13
Figura 2.11 - Filtro passa faixa.....	14
Figura 2.12 - Filtro rejeita faixa.....	14
Figura 2.13 - Músculo de McKibben com parâmetro de inclinação de malha (θ).....	15
Figura 2.14 - Relação Força vs Contração para diferentes pressões de trabalho do músculo MAS-10	16
Figura 2.15 - Músculo com pregas	16
Figura 2.16 - Músculos Yarlott.....	17
Figura 2.17 - Sistema em Malha Aberta.....	18
Figura 2.18 - Sistema em Malha Fechada	18
Figura 2.19 - Controle PID de um processo. Kp = ganho proporcional, Ti = tempo integrativo, Td = tempo derivativo, s = operador de Laplace.	19
Figura 2.20 - Curva de resposta em S.....	19
Figura 2.21 - Oscilações mantidas com P_{cr}	20
Figura 3.1 - Esquemático da bancada a ser construída.....	21
Figura 3.2 - Modelo Geométrico do manipulador	22
Figura 3.3 - Posição do manipulador em função do percentual de contração do PAM	23
Figura 3.4 - Contração de um músculo em relação à pressão, para diferentes cargas em Kg..	23
Figura 3.5 - (a) Tubo de látex e (b) malha trançada expansível	24
Figura 3.6 - Músculo Pneumático nas posições Estendido e Contraído.....	25
Figura 3.7 - Válvula reguladora de pressão pneumática	26
Figura 3.8 - Motor DC com redução	26
Figura 3.9 - Ponte H modelo L298n	27
Figura 3.10 - Sensor de pressão utilizado.....	27
Figura 3.11 - Esquemático do sistema de aquisição inicial.....	28
Figura 3.12 - Placa AD8232	29

Figura 3.13 - Eletrodo para captura de EMG.....	29
Figura 3.14 - Arduino NANO.....	30
Figura 3.15 - Detalhe das extremidades do Músculo Pneumático.....	31
Figura 3.16 - Acoplamento motor e válvula.....	32
Figura 3.17 - Posicionamento Potenciômetro.....	32
Figura 3.18 - Diagrama elétrico da bancada.....	33
Figura 3.19 - Bancada com Manipulador em 90°.....	34
Figura 3.20 - Fluxograma do funcionamento da bancada.....	35
Figura 4.1 - Malha do controlador PID.....	37
Figura 4.2 - Esquemático PID.....	39
Figura 4.3 - Esquemático PID para Sintonia.....	41
Figura 4.4 - Posição para $K_p=15$, $K_i=0$, $K_d=0$ e $Setpoint=90^\circ$	42
Figura 4.5 - Posição para $K_p=6$, $K_i=0$, $K_d=0$ e $Setpoint=90^\circ$	42
Figura 4.6 - Posição para $K_p=6.3$, $K_i=0$, $K_d=0$ e $Setpoint=90^\circ$	43
Figura 4.7 - Estabilização 90° para ganhos Ziegler–Nichols.....	43
Figura 4.8 - Estabilização 90° para ganhos obtidos manualmente.....	44
Figura 4.9 - Esquemático PID para testes com EMG.....	45
Figura 4.10 - Pseudocódigo rotina de controle.....	46
Figura 5.1 - <i>Setpoint</i> em 10°.....	48
Figura 5.2 - <i>Setpoint</i> em 20°.....	48
Figura 5.3 - <i>Setpoint</i> em 30°.....	48
Figura 5.4 - <i>Setpoint</i> em 40°.....	48
Figura 5.5 - <i>Setpoint</i> em 50°.....	49
Figura 5.6 - <i>Setpoint</i> em 60°.....	49
Figura 5.7 - <i>Setpoint</i> em 70°.....	49
Figura 5.8 - <i>Setpoint</i> em 80°.....	49
Figura 5.9 - <i>Setpoint</i> em 90°.....	50
Figura 5.10 - <i>Setpoint</i> em 100°.....	50
Figura 5.11 - <i>Setpoint</i> em 110°.....	50
Figura 5.12 - <i>Setpoint</i> em 120°.....	50
Figura 5.13 - <i>Setpoint</i> em 30° com massa de teste.....	51
Figura 5.14 - <i>Setpoint</i> em 50° com massa de teste.....	51
Figura 5.15 - <i>Setpoint</i> em 70° com massa de teste.....	51
Figura 5.16 - <i>Setpoint</i> em 90° com massa de teste.....	51
Figura 5.17 - Tentativa manter 30°.....	53
Figura 5.18 - Tentativa manter 50°.....	54
Figura 5.19 - Tentativa manter 70°.....	54
Figura 5.20 - Tentativa manter 90°.....	55
Figura 5.21 - Tentativa manter 110°.....	55
Figura 5.22 - Demonstração "Zona-Morta" e Resposta do Motor.....	57

Lista de Tabelas

Tabela 2.1 - Z e N Primeiro Método	20
Tabela 2.2 - Z e N Segundo Método	20
Tabela 4.1 - Calibração sensor de pressão.....	40
Tabela 4.2 - Calibração potenciômetro	40
Tabela 5.1 - Resultados de teste de manter posições.....	52
Tabela 5.2 - Resultados teste de manter posição com adição de massa de teste	52
Tabela 5.3 - Resultados teste controle por EMG.....	56

Lista de Siglas e Símbolos

EMG	Eletroniográfico
sEMG	Eletroniografia de superfície
PAUM's	Potenciais de Ação das Unidades Motoras
CMRR	<i>Common Mode Rejection Ratio</i> Taxa de Rejeição de Modo Comum
V_o	Tensão de saída
V_i	Tensão de entrada
PAM's	<i>Pneumatic Artificial Muscles</i> Músculos Pneumáticos Artificiais
PID	Proporcional-Integrativo-Derivativo
T_i	Tempo Integral
T_d	Tempo Derivativo
K_p	Ganho Proporcional
T	Constante de Tempo
L	Constante de Retardo
K_{cr}	Ganho Crítico
P_{cr}	Período Crítico
DC	<i>Direct Current</i> Corrente Contínua
PWM	<i>Pulse Width Modulation</i> Modulação por Largura de Pulso
ECG	Eletroniográfico
CI	Circuito Integrado
MDF	<i>Medium Density Fiberboard</i> Chapa de Fibra de Madeira de Média Densidade

Capítulo 1

Introdução

1.1 Contextualização

O estudo dos sinais eletromiográficos (EMG) tem se intensificado desde meados do Século XX. Isto se deve à dois grandes fatos: a Segunda Guerra Mundial, que deixou milhares de sobreviventes com amputações, e também devido a intensa utilização da droga Talidomida para redução dos enjoos em gestantes, quando não se advertiu que o efeito da droga poderia atingir o feto, resultando na morte de milhares de crianças e a presença de deficiências em grande parte dos sobreviventes, entre estas, o encurtamento ou falta de membros em recém nascidos (ANDRADE, 2000).

A partir de então, o desenvolvimento de próteses aumentou rapidamente, junto a necessidade de acionar as mesmas através de sinais mioelétricos. As aplicações para estes sinais se aprofundaram em algumas áreas, incluindo sistemas de controle artificial de movimentos e controle de próteses; sistemas de reabilitação; sistemas de estimulação elétrica funcional; aplicações nas áreas de *biofeedback*; e aprofundamento de questões clínicas e cinesiológicas devido a quantidade de informações que podem ser extraídas destes sinais, como indicativos de lesões de unidades motoras, tremores patológicos e fadiga neuromuscular (KOZAN, 2010; JÚNIOR, 2017).

Segundo Júnior (2017), o primeiro registro de uma interface em forma de prótese utilizando EMG data de 1948, quando Reiter utilizou um atuador operado por músculos. Já em 1960, por meio dos trabalhos de Tomovic e Kobrinski, surgiu a primeira prótese comercial utilizando sEMG, capaz de realizar movimento de abrir e fechar em uma garra pela ação de músculos antagonísticos. Outros marcos históricos quanto a aplicação de sinais eletromiográficos são apresentados na Figura 1.1.

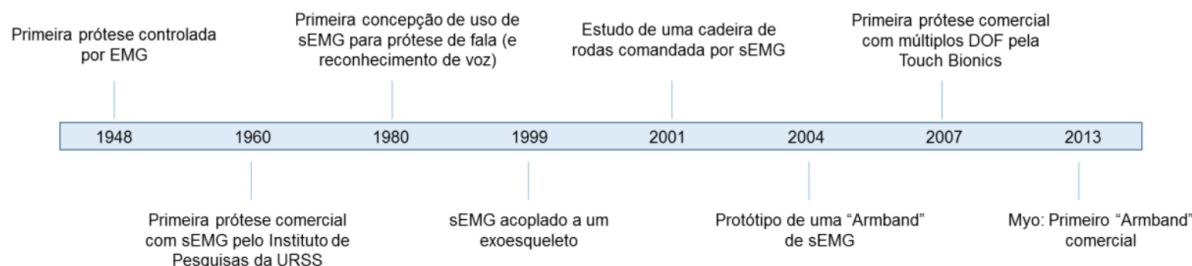


Figura 1.1 - Histórico com algumas aplicações de sinais eletromiográficos
Fonte: Júnior (2017)

As próteses consideradas mais modernas são classificadas por Andrade (2000) como “energizadas por unidade externa”, as quais permitem o controle inclusive com uso de sinais EMG.

O sinal eletromiográfico é uma manifestação de uma ativação neuromuscular associada a uma contração muscular. A leitura deste sinal detecta um somatório dos potenciais de ação de todas as unidades motoras existentes na região muscular em que o sensor se situa (ANDRADE, 2000).

Estudos como o de Takahashi (2006), demonstram a relação entre a intensidade do esforço realizado em um determinado músculo e o sinal eletromiográfico captado na superfície deste. Esta relação torna viável a aplicação dos sinais EMG no controle de próteses e exoesqueletos, visto que a análise deste permite a identificação do esforço realizado pelo músculo, ao invés de apenas a intenção do movimento.

Uma forma de se analisar o sinal EMG é através de sua decomposição, que consiste na separação do sinal coletado em suas respectivas componentes, denominadas Potenciais de Ação das Unidades Motoras (PAUM's) (ANDRADE, 2000).

O processo de decomposição do sinal EMG pode se tornar lento e exigente quanto à capacidade computacional. Uma alternativa a este procedimento é a análise da energia do sinal lido, sem destacar as componentes do mesmo. Esta técnica não permite a análise das PAUM's do sinal, mas pode ser aplicada quando se trabalha apenas com a intensidade do sinal.

1.2 Justificativa

Embora o estudo dos sinais eletromiográficos não seja algo recente, sua efetiva aplicação na área de reabilitação ainda é reduzida por uma série de empecilhos, entre eles o controle preciso no posicionamento do membro, algo difícil de abstrair de um sinal complexo como o EMG.

Dentre as pesquisas com aplicação de sinais EMG no controle de próteses, maior parte delas objetiva apenas identificar a intenção do usuário em realizar o movimento, efetuando a ação de forma discreta (abrir/fechar mão, flexionar/estender braço, etc), como feito por Andrade (2000), Andrade (2007) e Favieiro (2009). Poucos trabalhos visam obter um modelo para prever o posicionamento do membro através da leitura do sinal EMG, como feito por Gupta *et. al.* (2009), Akhtar, Hargrove & Bretl (2012) e Sono (2008). Dentre os trabalhos citados, a etapa de detecção de posicionamento é feita predominantemente através do treinamento de Redes Neurais Artificiais, que remete novamente à questão da necessidade de poder computacional para identificação dos padrões.

Neste contexto, identifica-se a necessidade de estudar maneiras simplificadas de proporcionar aos usuários com lesões em membros ou mobilidade reduzida, a possibilidade de controlar próteses e exoesqueletos de maneira mais suave e precisa, trazendo naturalidade aos movimentos gerados por estes membros artificiais.

Neste trabalho aborda-se então duas frentes afim de corroborar para a melhoria da qualidade de vida das pessoas com as deficiências mencionadas. A primeira consiste na utilização da intensidade dos sinais EMG lidos em um músculo do usuário, no controle do manipulador. Esta abordagem permite uma relação direta entre a intensão de movimento do usuário e o movimento a ser realizado, seja ele com o membro natural (braço humano) ou com um dispositivo artificial (manipulador, prótese, exoesqueleto), remetendo então à naturalidade com a qual o movimento poderá ser reproduzido por tecnologias assistivas.

A segunda abordagem consiste na utilização de músculos pneumáticos como atuadores do manipulador a ser desenvolvido. Segundo Lopes (2014), estes atuadores surgiram para aplicação em reabilitação, e recebem este nome devido a sua semelhança com o músculo humano, tanto em forma como em comportamento. É o comportamento destes atuadores que justifica em maior parte sua aplicação, pois sua contração pode ocorrer em diferentes velocidades, de acordo com o fluxo e a pressão de ar fornecidos em sua alimentação, ainda assim, sem comprometer a suavidade do movimento.

1.3 Objetivos

Esta pesquisa visa avaliar a possibilidade de se controlar continuamente a posição de um manipulador com uso de sinais EMG, associados a atuadores de força do tipo músculo pneumático.

Para esta análise, propõe-se a construção de uma bancada, onde sinais EMG serão coletados e processados, servindo de entrada para a interface de controle de movimento de um manipulador, atuado por músculo pneumático.

1.3.1 Objetivos Específicos

Para atingir o objetivo geral, alguns marcos parciais foram definidos:

- Revisar bibliografia acerca de sinais eletromiográficos, sistemas de aquisição, controle e músculos pneumáticos;
- Definir o sistema de aquisição de sinais, que deve adequar o sinal para a análise, incluindo as etapas de amplificação, filtragem e detecção de envelope, para que se possa utilizar a energia do sinal como parâmetro de entrada no sistema de controle;
- Desenvolver uma bancada com manipulador, que permitirá o teste dos movimentos realizados pelo membro;
- Implementar o algoritmo responsável pelo processamento do sinal EMG e pela atuação no músculo pneumático presente na bancada;
- Levantar os parâmetros de desempenho característicos da bancada e do sistema de aquisição, afim de avaliar a eficácia com que o sistema realiza o movimento desejado pelo usuário.

Capítulo 2

Revisão Bibliográfica

2.1 Sistemas de reabilitação

A seleção natural proporcionou aos seres humanos complexos algoritmos de controle de movimento e força, além de uma forte capacidade de adaptação, porém, manteve limitações de força física e doenças degenerativas e motoras. Sistemas robóticos por outro lado, são capazes de realizar maiores esforços, durante maiores períodos, sem apresentar fadiga ou redução de desempenho. Contudo, os atuais algoritmos de controle não garantem a flexibilidade e qualidade suficiente para se equiparar com o movimento natural (RAMOS, 2013).

Uma grande oportunidade para o desenvolvimento de tecnologias assistivas, está na união destes dois sistemas (seres humanos e sistemas robóticos), sendo então possível o auxílio tanto para pessoas saudáveis como para indivíduos com determinadas incapacidades físicas. O desenvolvimento de exoesqueletos, por exemplo, pode auxiliar tanto pessoas saudáveis ao amplificar suas capacidades, como pessoas com patologias musculares, neuromusculares, fraqueza muscular ou óssea ou ainda aqueles incapazes de movimentar algum membro (RAMOS, 2013).

Segundo Barros (2005), uma prótese (assim como um exoesqueleto) deve ser controlada sem que exija qualquer esforço do usuário, e seja ainda similar ao controle subconsciente de um membro natural.

Para que esta premissa seja mantida, uma das estratégias de controle para dispositivos assistivos é a aplicação dos sinais eletromiográficos como sinal de controle para os movimentos realizados. Desta forma, ao realizar o esforço natural em um músculo, o sinal é gerado no músculo do usuário, detectado pelo sistema, e convertido em informação para os atuadores, fazendo que o movimento seja realizado de acordo com a intenção do usuário.

No trabalho de Ramos (2013), algumas dificuldades são elencadas no projeto de tecnologias assistivas, independente da estratégia a ser utilizada:

- Escolha dos atuadores, que devem possuir elevada relação peso/potência;
- Design de juntas, que deve acompanhar as articulações humanas;
- O Posicionamento dos sensores e atuadores;
- Portabilidade do sistema propulsor;
- Interface entre homem e máquina, pois caso a medição se torne imprecisa e/ou desconfortável, a reprodução do movimento natural será afetada;

- Velocidade do controle em detectar o movimento, para que não haja atrasos na atuação;
- Peso, pois o dispositivo não deve se tornar um fardo para o usuário;
- Suavidade de movimento, para manter o conforto no uso.

Esta lista de dificuldades contribui no esclarecimento da importância de se estudar tecnologias assistivas, visando aproximar os usuários (em especial os com mobilidade reduzida) de uma condição que permita seu deslocamento e execução de atividades de rotina.

Dadas as circunstâncias em que alguns indivíduos vivem devido a alguma deficiência, amputação ou má formação de membro, o estudo das tecnologias assistivas transcende o âmbito científico, atingindo o âmbito social, pois permite a reinclusão destes indivíduos à sociedade.

2.2 Sinal Eletromiográfico

De acordo com a seção anterior, a aplicação em próteses e exoesqueletos do sinal eletromiográfico permite o controle mais próximo ao natural do usuário. Cabe então descrevermos este sinal afim de conhecer seu comportamento e significado.

O sinal eletromiográfico (EMG) pode ser definido como o potencial de ação que percorre cada fibra muscular, levando-as à contração. A primeira dedução de que existia potencial elétrico durante a ativação muscular foi documentada ainda em 1666 por Francesco Redi, que suspeitou que o choque de uma enguia elétrica fosse de origem muscular. Somente em 1791, Luigi Galvani demonstrou a relação entre a eletricidade e a contração muscular, ao despolarizar pernas de sapos com toques de varas metálicas, causando contração muscular (ANDRADE, 2007).

2.2.1 Surgimento do Sinal EMG

O sinal EMG é considerado um biopotencial, tendo origem no cérebro (Figura 2.1) com a formação do pensamento do movimento, essa informação é enviada para a medula espinhal, onde existem neurônios motores responsáveis pela condução do impulso até as fibras musculares esqueléticas, onde estão as unidades motoras (JÚNIOR, 2017).

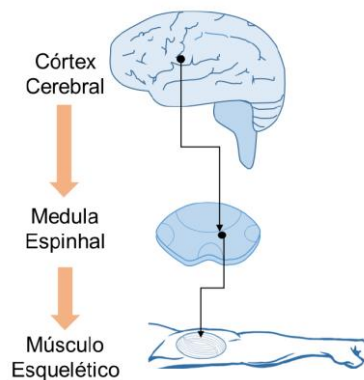


Figura 2.1 - Representação dos elementos básicos do controle motor.
Fonte: Júnior (2017)

As Unidades Motoras são a menor unidade funcional do sistema neuromuscular, que consistem em conjuntos de fibras musculares que são inervadas por um mesmo motoneurônio, sendo este também chamado de motoneurônio-alfa. Segundo Júnior (2017), o termo Unidade Motora foi descrito por Sherrington em 1906, pois na eletromiografia o biopotencial mensurado se refere a atividade destes grupos. A estrutura de um músculo esquelético é apresentada na Figura 2.2, onde pode-se observar a localização das fibras musculares, fonte do biopotencial medido na eletromiografia.

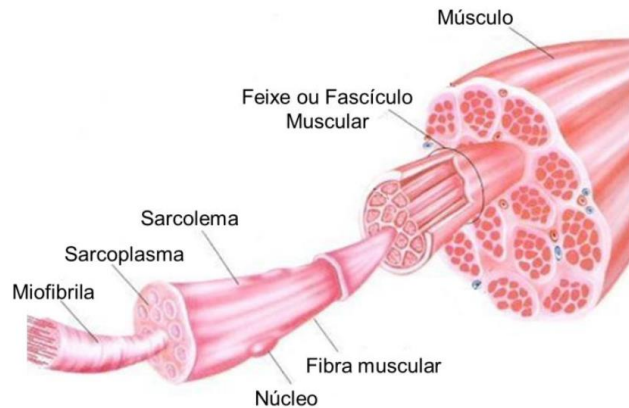


Figura 2.2 - Estrutura de um Músculo Esquelético
Fonte: Júnior (2017)

2.2.2 Composição de um sinal EMG

Segundo Barros (2005), os sinais neurais são transmitidos pelos denominados Potenciais de Ação, que são variações muito rápidas do potencial de membrana celular nervosa. Cada potencial de ação se inicia com uma variação abrupta do potencial de repouso negativo normal para um potencial positivo e em seguida retoma com uma variação quase tão rápida para o potencial negativo. Estas três fases são denominadas repouso, despolarização e repolarização, conforme ilustrado na Figura 2.3.

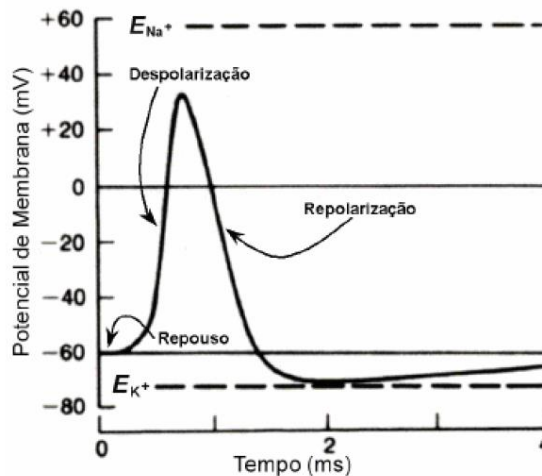


Figura 2.3 - Variação de tensão na membrana celular nervosa durante o potencial de ação
Fonte: Andrade (2007)

Visto que cada unidade motora pode conter diversas fibras musculares, a soma algébrica dos potenciais de ação das fibras pertencentes a uma mesma unidade motora é a chamada de Potencial de Ação da Unidade Motora (PAUM ou MUAP).

A duração da PAUM, segundo Barros (2008), é de aproximadamente 2 a 10 ms, com amplitudes na faixa de 10 μV a 2 mV e frequência de 5Hz a 10 KHz. Devido a curta duração da PAUM, as unidades motoras necessitam de repetitivas ativações para que se possa sustentar a contração muscular por períodos maiores, são estes o “Trens de PAUM’s”. Como os músculos contém fibras de diversas unidades motoras, a captação de uma PAUM isolada é de difícil realização.

Neste contexto chega-se a composição de um sinal EMG (na figura, SME), que consiste na soma de todos os Trens de PAUM’s ($h_1(t)$, $h_2(t)$... $h_n(t)$) presentes na região de instalação do eletrodo, resultando no apresentado na Figura 2.4.

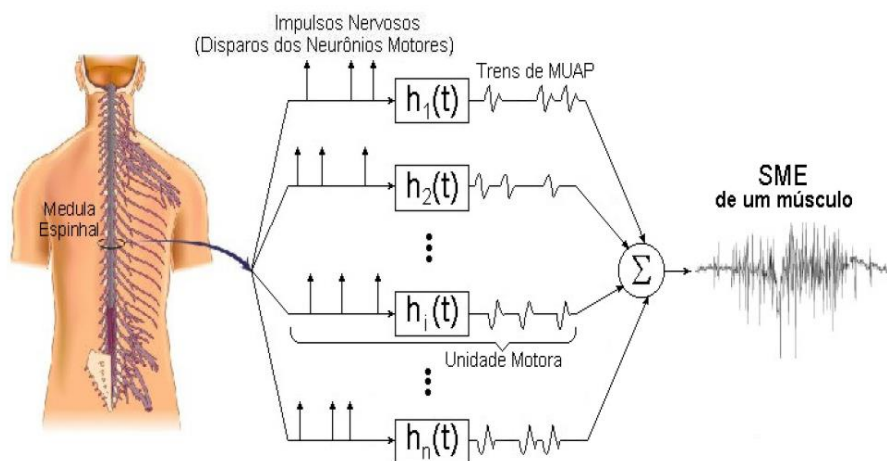


Figura 2.4 - Representação do sinal EMG de um músculo
Fonte: Basmajian & De Luca (1985).

Com a agregação de diversos trens de PAUM’s em um mesmo sinal coletado, torna-se complexa a análise do mesmo, principalmente nos casos em que se objetiva analisar anomalias musculares, pois requer a decomposição do sinal EMG em suas PAUM’s constituintes.

2.2.3 Relação entre esforço e EMG

Segundo Takahashi (2006), a utilização do sinal EMG como instrumento de quantificação da intensidade do esforço muscular tem sido um frequente objeto de estudo. Embora haja controvérsias, diversos autores afirmam em seus estudos, que para vários músculos, a magnitude do sinal EMG é diretamente proporcional à força muscular aplicada, considerando contrações isométricas (músculo é tensionado sem se deformar) e/ou isotônicas (músculo se contrai sob tensão constante), com velocidade constante.

No levantamento experimental feito por Kozan (2010), a Figura 2.5 foi obtida como resultado de um teste de contração muscular. Neste teste o paciente tentou forçar um movimento da perna, resistido por uma célula de carga. Na figura mencionada pode-se observar então a

força exercida pelo paciente ao longo do tempo (a), enquanto em (b) observa-se o sinal de eletromiografia correspondente.

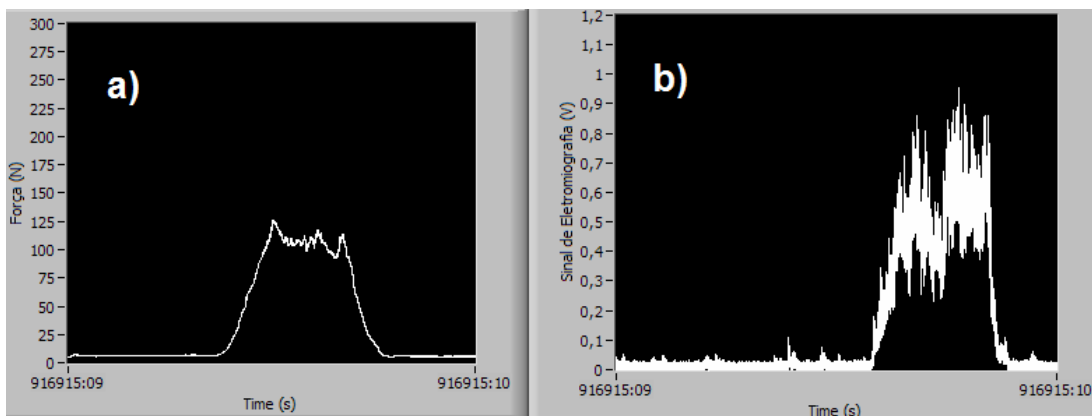


Figura 2.5 - Gráficos obtidos resultantes da tentativa do paciente de mover a perna
Fonte: Kozan (2010)

Estes gráficos não nos permitem levantar dados quantitativos, mas pode-se observar a relação direta entre a intensidade do esforço realizado e o respectivo sinal EMG produzido pelo músculo da perna, onde os sensores foram instalados.

2.2.4 Aquisição do sinal EMG

Como citado anteriormente, o sinal EMG é gerado nas fibras musculares, mas a captação deste sinal é feita através de eletrodos.

Eletrodos

De acordo com Sono (2008), o eletrodo é o local de interface entre o corpo e o sistema de aquisição, devendo ser colocado suficientemente próximo do músculo. Há dois principais tipos de eletrodos, os de superfície e os invasivos (de fio ou agulha).

Conforme descrito por Takahashi (2006), os eletrodos invasivos captam maiores amplitudes e apresentam espectro de potência mais amplo, com frequências de até 10KHz. Proporcionam uma área de captação mais específica, capacidade de detecção do potencial de ação de uma única unidade motora além da possibilidade de testar músculos profundos ou pequenos. Os principais inconvenientes deste tipo de eletrodo são os cuidados necessários com a esterilização, o perigo da quebra dos fios dentro do músculo e o desconforto do paciente devido a necessidade de uma agulha para inserção do sensor. Devido a dificuldade de se posicionar o eletrodo novamente na mesma localização, gera-se ainda o aspecto negativo da baixa repetibilidade.

Por outro lado, os eletrodos de superfície (não invasivos), não apresentam grandes desconfortos ao paciente, pois são alocados na superfície da pele. Devido ao tamanho deste tipo de sensor e sua forma de instalação que o torna mais suscetível ao efeito de *crosstalk*

(interferência de sinais de músculos adjacentes), Ortolan (2002) afirma que a informação produzida é mais grosseira, pois é captada a atividade de todo um músculo ou grupo muscular.

O sinal eletromiográfico pode ser obtido por meio de configurações monopolares ou bipolares. A configuração monopolar obtém diferenças de potenciais entre dois pontos onde um deles é o ponto de referência, enquanto na configuração bipolar são obtidos dois sinais em relação a uma referência e esses sinais são posteriormente subtraídos. Neste caso são necessários três pontos de detecção (SONO, 2008).

Na configuração bipolar, a amplificação é feita apenas na diferença lida entre os dois pontos de detecção, ou seja, a variação do sinal EMG entre os dois pontos de instalação dos eletrodos, vide Figura 2.6. Nesta configuração os ruídos existentes na região de detecção estarão presentes em ambos os sensores, sendo então considerados sinais comuns e ignorados no processo de amplificação.

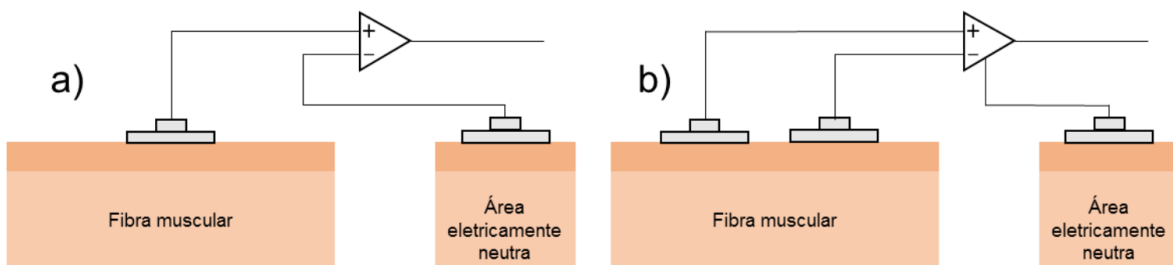


Figura 2.6 - Modos de configuração dos eletrodos: a) Monopolar e b) Bipolar
Fonte: Júnior (2017)

Para melhores resultados na aquisição do sinal EMG, pode-se remover a camada superficial da pele com o uso de material abrasivo, além de normalmente se realizar a raspagem dos pelos (tricotomia) na área onde se posicionará os eletrodos (ORTOLAN, 2002).

Posicionamento do Eletrodo

Segundo Barros (2005), características como amplitude e espectro de frequências do sinal EMG são afetados pela localização dos eletrodos, podendo levar a conclusões errôneas acerca do sinal coletado.

O mesmo autor afirma então que, conforme a Figura 2.7 ilustra, as posições ideais para instalação dos eletrodos de configuração bipolar são na zona de inervação (eletrodo que gera o primeiro gráfico de cima para baixo) e na junção miotendinosa (eletrodo que gera o segundo gráfico de cima para baixo). Esta combinação de posicionamento o sinal EMG de maior amplitude é detectado.

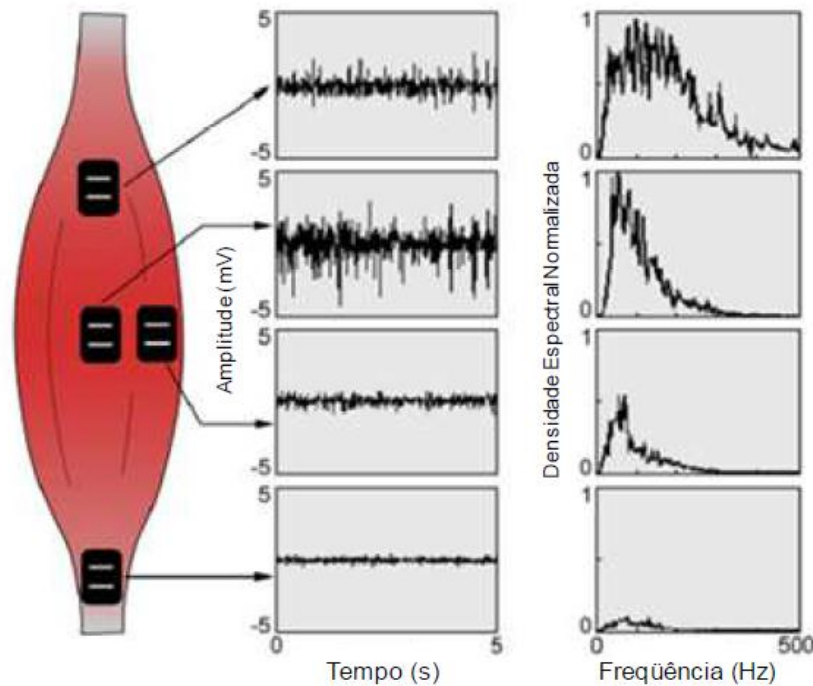


Figura 2.7 - Posicionamento dos eletrodos sobre a fibra muscular e a energia do respectivo sinal
Fonte: Andrade (2007).

2.2.5 Tratamento do Sinal EMG

O sinal EMG coletado pelos eletrodos, como citado na Seção 2.2.2, tem amplitude na ordem dos 2mV, e segundo Almeida (2012), possui características que o confundem com um ruído aleatório. Para que este sinal seja corretamente analisado, é necessário um tratamento prévio do mesmo, que é subdividido em algumas etapas descritas a seguir.

Amplificação

A baixa amplitude do sinal EMG dificulta sua aquisição, o que torna necessária a ação de um amplificador para elevar a magnitude do sinal afim de fornecer um sinal adequado para as etapas de processamento (JÚNIOR, 2017). Porém, alguns cuidados devem ser tomados para que o ruído presente no sinal não seja também amplificado. O primeiro deles é a utilização de configuração bipolar de sensores, cujas vantagens já foram descritas na seção anterior.

Uma segunda ferramenta para redução de transmissão de ruídos é a utilização de Amplificadores de Instrumentação. De acordo com Júnior (2017), estes amplificadores são compostos por três amplificadores operacionais, como apresentado na Figura 2.8.

Os amplificadores A1 e A2 são amplificadores não inversores que atuam como estágios de entrada do circuito (Figura 2.8-a), enquanto que o amplificador A3 é um amplificador diferencial (Figura 2.8-b).

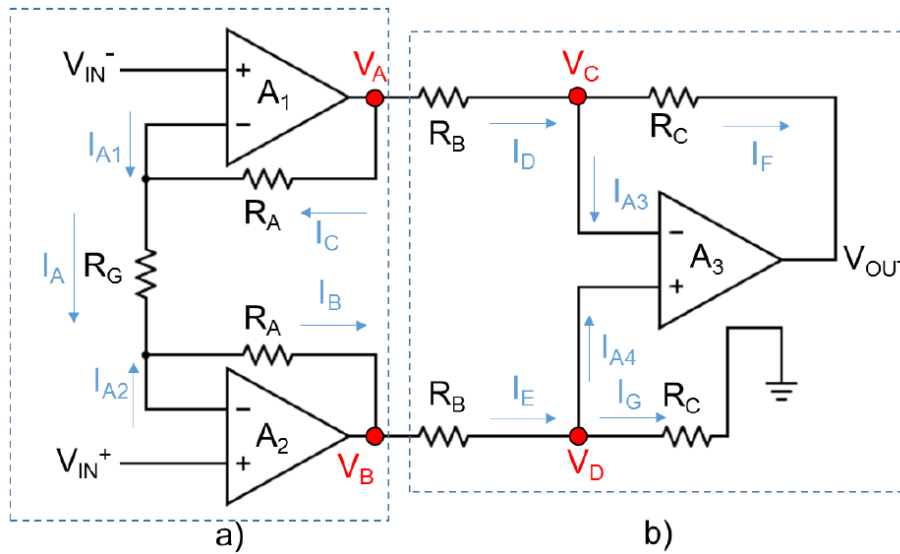


Figura 2.8 - Esquemático de um amplificador de instrumentação, em destaque a) seus estágios de entrada e b) seu amplificador diferencial

Fonte: Júnior (2017)

Segundo Júnior (2017), há outras características importantes dos amplificadores de instrumentação que o tornam ideal para o uso com sinais biológicos. Entre elas a elevada impedância de entrada, pois esta diminui distorções no sinal e aumenta sua fidelidade. Alta taxa de rejeição de modo comum também é característica destes amplificadores, que remete ao uso de eletrodos EMG na configuração bipolar já citada anteriormente. A qualidade do sinal de saída destes amplificadores é garantida pela sua resposta em frequência, que se adequa as aplicações em sinais biológicos. Por fim, este dispositivo mantém baixo ruído de amplificação nos terminais de entrada e proteção contra sobrecargas e falhas elétricas.

Filtragem

O processo de filtragem objetiva basicamente remover (ou atenuar) do sinal de entrada as frequências que não são de interesse, mantendo apenas as necessárias.

Segundo Marchetti e Duarte (2006), os filtros possuem normalmente duas utilidades, a de separação e a de restauração do sinal. A separação é necessária quando há interferência de algum ruído ou algum sinal indesejado. Já a restauração é utilizada quando há alguma distorção. Alguns dos filtros comumente utilizados são apresentados a seguir.

Passa alta

Os filtros passa-alta são constituídos pela ligação em serie de um resistor e de um capacitor conforme Figura 2.9, onde a tensão de saída (V_o) é obtida nos terminais do resistor. Estes filtros permitem a passagem de frequências com o valor acima da frequência de corte (LATHI, 2008).

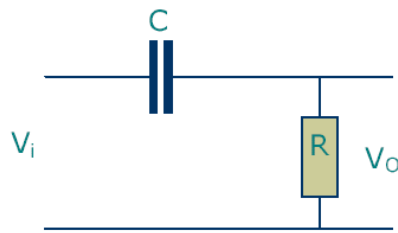


Figura 2.9 - Filtro passa alta
Fonte: Onuki (2005).

Quando a frequência assumir valores altos, a tensão de saída será praticamente igual à tensão de entrada. Para valores baixos de frequência, ocorre uma atenuação dos valores da saída para um valor praticamente nulo (ONUKEI, 2005).

Passa baixa

Um tipo de filtro passa baixa é o composto por um capacitor e um resistor ligados em série conforme Figura 2.10, que permitem a passagem de frequência abaixo da frequência de corte. As frequências maiores que a de corte são atenuadas (LATHI, 2008).

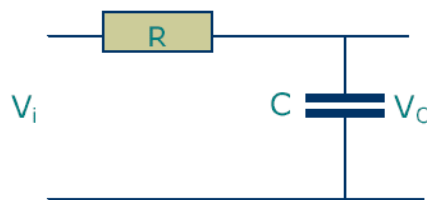


Figura 2.10 - Filtro passa baixa
Fonte: Onuki (2005).

Seu funcionamento está associado a tensão de saída (V_o) do circuito. Quando as frequências forem baixas a tensão de saída será praticamente a mesma da tensão de entrada (V_i) e quando as frequências forem altas a tensão de saída do circuito será atenuada a quase zero (ONUKEI, 2005).

Passa faixa

Assim como o próprio nome diz, este filtro permite a passagem de uma determinada faixa de frequências, sendo assim há duas frequências de corte, uma acima e uma abaixo.

Seu funcionamento tem como princípio a utilização de um filtro passa-baixa e um filtro passa-alta combinados em série, fazendo com que apenas a faixa desejada de frequência passe (LATHI, 2008).

Do ponto de vista de circuito, como o filtro passa-faixa é uma junção dos dois outros filtros, conforme a Figura 2.11. Isso implica que ele é constituído por dois resistores e dois capacitores (ONUKEI, 2005).



Figura 2.11 - Filtro passa faixa
Fonte: Onuki (2005).

Rejeita faixa (*Notch*)

Os filtros rejeita-faixa também possuem duas frequências de corte, porém são o oposto dos passa-faixa. Isso significa que todas as frequências que caem dentro da banda são rejeitadas, deixando passar apenas as frequências acima e abaixo das frequências de corte (LATHI, 2008).

São formados por um filtro passa-baixa e um filtro passa-alta ligados em paralelo, conforme Figura 2.12, e são usados também para suprimir interferências ou ruídos, cujo as bandas de frequências sejam limitadas e conhecidas.

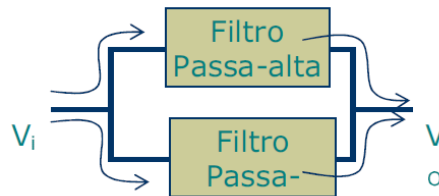


Figura 2.12 - Filtro rejeita faixa
Fonte: Onuki (2005).

2.3 Músculo Pneumático

Os músculos pneumáticos artificiais (PAM's) são atuadores que convertem energia pneumática em energia mecânica, sofrendo contrações quando submetidos à pressão de gases.

São construídos tradicionalmente baseado no modelo de músculo humano, com um pequeno número de elos rígidos conectados por juntas. Possuem engastes nas extremidades que torna possível diversos tipos de conexões e uma membrana flexível, normalmente de elastômeros, reforçada com fibras resistentes. Conforme essa membrana é inflada, ela se expande. Com essa expansão a membrana encolhe e desloca sua carga, formando movimentos lineares e unidirecionais (SCOFANO, 2006).

Segundo Ramos (2013), as principais vantagens dos músculos pneumáticos estão associadas em sua razão entre potência e peso e entre potência e tamanho quando comparados a atuadores convencionais, além de serem simples e flexíveis. Possuem capacidade de carga inicial até dez vezes maior que um cilindro pneumático de mesmo diâmetro, sem sofrer por atrito durante a atuação. Possuem rápida resposta dinâmica, sendo capazes ainda de realizar movimentos suaves e possuem baixa suscetibilidade a vazamentos.

Existem diversos modelos matemáticos para representar os PAM's, mas em todos a relação entre a pressão de alimentação do músculo e a força gerada pelo mesmo são diretamente proporcionais, ou seja, quanto maior a pressão maior será o esforço realizado pelo mesmo.

Os PAM's normalmente operam com pressões maiores que a pressão atmosférica e podem ser classificados da seguinte maneira:

2.3.1 Músculos trançados (McKibben)

O músculo de McKibben é o mais usado e estudado. Segundo Lopes (2014), é um atuador de tração, caracterizado por uma câmara interna de material elástico, envolto por uma capa entrelaçada disposta de maneira helicoidal ao longo do eixo axial do músculo. Também possui os dois lados acoplados em alguma estrutura, como disposto na Figura 2.13.

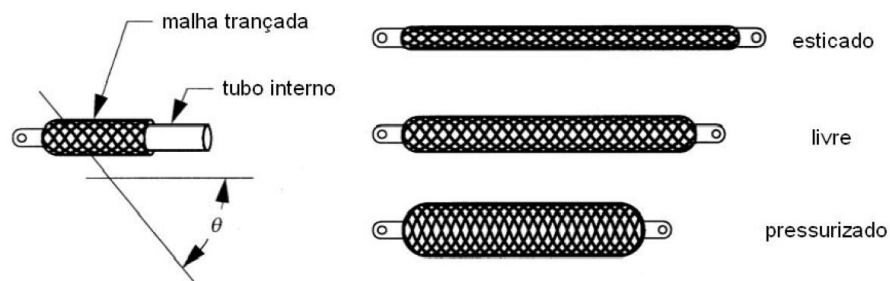


Figura 2.13 - Músculo de McKibben com parâmetro de inclinação de malha (θ)
Fonte: Scofano (2006)

Quando o músculo é pressurizado, a câmara tende a expandir em todas as direções, a capa é responsável então pela restrição da expansão, que exige sua contração, e gera por consequência o fenômeno da tração do músculo.

Estes atuadores possuem diversos modelos matemáticos estabelecidos, grande parte dos quais leva em conta a geometria da malha utilizada no envoltório. Lopes (2014) descreve a modelagem para a obtenção de um destes modelos, descrito pela Equação 1:

$$F(r_i, r, \theta, P) = 2 * \pi * r_i * r * \frac{\cos^2 \theta}{\sin^2 \theta} * P \quad (1)$$

Onde:

F= Força gerada;

r_i = Raio interno da câmara elástica;

r = Raio externo da câmara elástica;

θ = Ângulo da malha;

P= Pressão aplicada no músculo.

Este modelo permite observar que para um dado modelo de músculo, com geometria definida, a força obtida do atuador é proporcional a pressão com o qual é alimentado.

O mais conhecido fabricante de músculos pneumáticos é a empresa FESTO. Este fabricante disponibiliza no manual de seus atuadores o gráfico apresentado na Figura 2.14, onde observa-se a relação anteriormente mencionada, entre a pressão de fornecimento de ar comprimido (bar), a contração do atuador (%) e a força gerada por esta combinação (N).

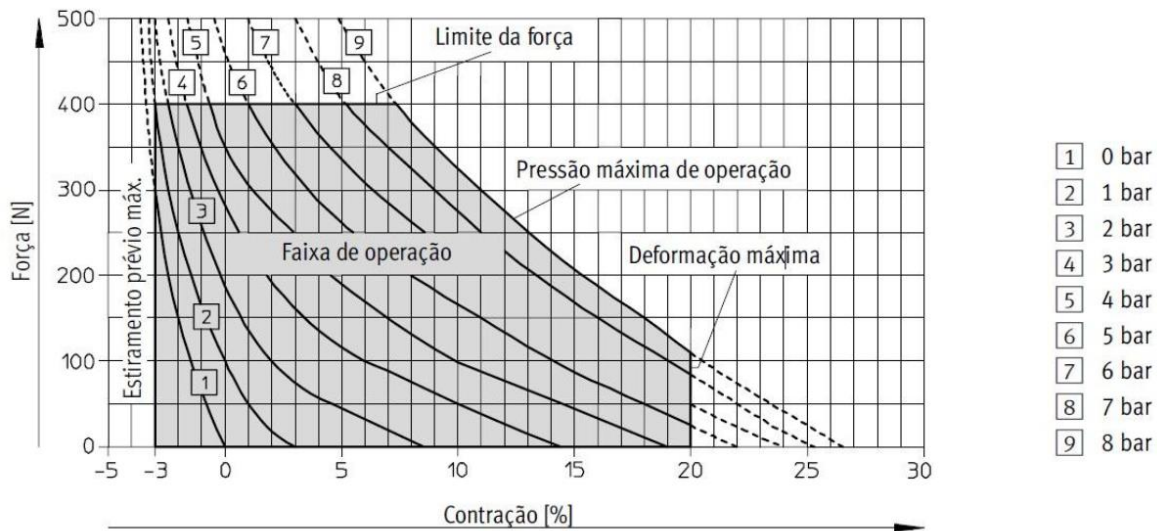


Figura 2.14 - Relação Força vs Contração para diferentes pressões de trabalho do músculo MAS-10
Fonte: Festo (2012).

Entre as variantes do músculo de McKibben, está o músculo com pregas, que possui membrana auto organizável, ou seja, não ocorre deformação de material, a exemplo da Figura 2.15. A membrana do músculo possui pregas que se abrem quando há expansão do ar (JUNIOR, 2011).

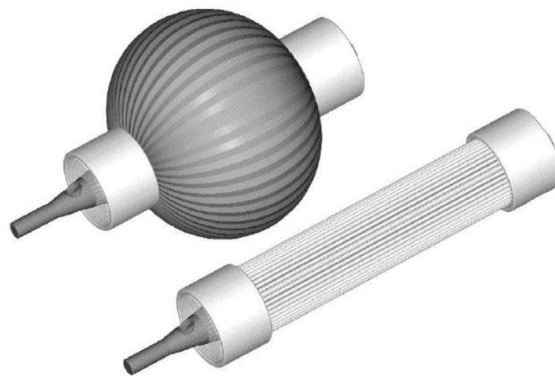


Figura 2.15 - Músculo com pregas
Fonte: Junior (2011).

Uma segunda variante para músculos pneumáticos é o músculo de Yarlott, que consiste em uma bexiga elástica envolta por cordas ou fios que fazem o reforço da bexiga para resistir a expansões elásticas, conforme apresentado na Figura 2.16.

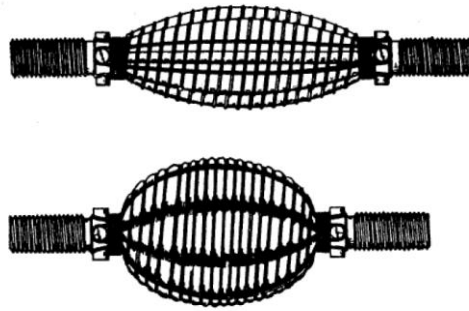


Figura 2.16 - Músculos Yarlott
Fonte: Junior (2011).

Possui uma superfície contínua, que quanto menos se estica mais energia pneumática transforma em potência mecânica. Este tipo de músculo foi projetado para atuar em baixas pressões.

Visto que os músculos pneumáticos apresentados possuem a característica de gerar diferentes esforços e contrações para diferentes níveis de pressão, esta deve então, ser a variável de entrada do atuador.

2.4 Sistemas de controle

Tendo em vista as características mencionadas para o atuador do tipo músculo pneumático, deve-se levantar o meio pelo qual será controlada a pressão de ar em sua alimentação. Para isso, descreve-se brevemente os sistemas de controle.

Os sistemas de controle, principalmente o controle automático vem desempenhando papel vital no avanço tecnológico na área da engenharia entre outras áreas da ciência. São ainda parte fundamental de sistemas que precisam de grande precisão, como foguetes, mísseis e aeronaves, tornaram-se parte fundamental também vitais na indústria (NISE, 2012).

Um sistema de controle consiste em subsistemas e processos (ou plantas) construídos com o objetivo de se obter uma saída desejada com um desempenho desejado, dada uma entrada específica. Estes sistemas podem ser divididos em controle por malha aberta ou por malha fechada.

2.4.1 Malha aberta

Sistemas de controle em malha aberta são aqueles em que o sinal de saída não afeta a ação de controle, ou seja, ele não realiza compensação para perturbações adicionadas no sinal de acionamento, cujo fluxograma destes sistemas é mostrado na Figura 2.17. Neste tipo de sistema o sinal de saída não é medido e muito menos enviado para comparação com a referência (OGATA, 2011).

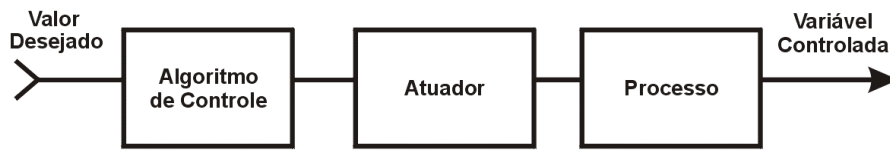


Figura 2.17 - Sistema em Malha Aberta

Ainda segundo Ogata (2011), estes sistemas utilizam controlador ou atuador para obter a resposta desejada e os sinais de referência correspondem a uma operação fixa. Sendo assim, a calibração do sistema é que define sua exatidão, pois dado o início da operação, o controlador em malha aberta não receberá mais informação do estado da variável controlada.

2.4.2 Malha fechada

Sistemas de controle em malha fechada são aqueles que possuem um sinal de realimentação (Figura 2.18), ou seja, o sinal de erro atuante – que nada mais é que a diferença entre o sinal de entrada e o sinal de realimentação – estimula o controlador fazendo com que este tente reduzir o erro até o valor da saída fique o mais próximo do valor da referência (OGATA, 2011).

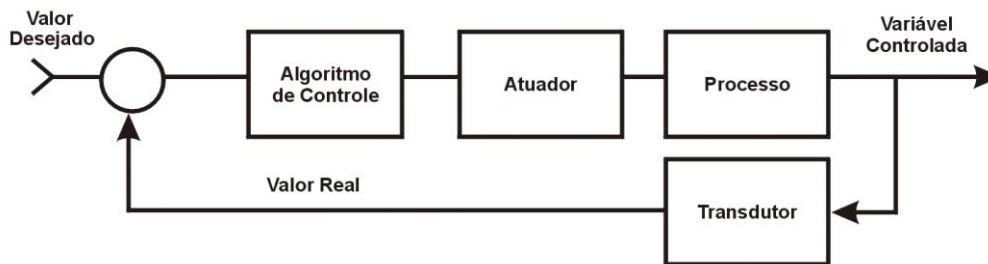


Figura 2.18 - Sistema em Malha Fechada

O mesmo autor afirma que sistemas em malha fechada normalmente usam uma relação pré-determinada entre entrada e saída para fazer o controle do processo. Normalmente o sinal de erro atuante é reduzido de modo que a diferença entre a entrada e a saída seja cada vez menor, buscando a estabilização do sistema.

2.4.3 PID

Um controlador do tipo PID (Proporcional-Integrativo-Derivativo) é o algoritmo que possui três coeficientes proporcional, derivativo e integrativo, e que são variados para que se possa obter a resposta ideal. Seu esquema de funcionamento é apresentado na Figura 2.19 (GUERRA, 2009).

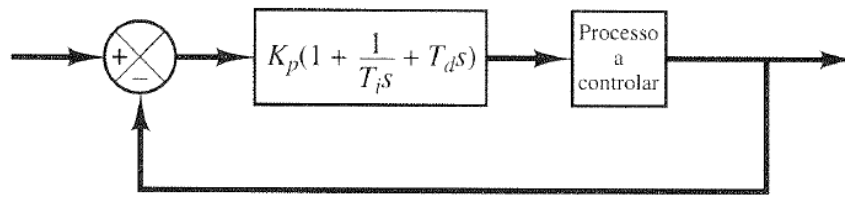


Figura 2.19 - Controle PID de um processo. K_p = ganho proporcional, T_i = tempo integrativo, T_d = tempo derivativo, s = operador de Laplace.

Fonte: Ogata (2011).

Este controlador ganhou popularidade devido ao seu desempenho e robustez, além de possuir uma condição de funcionamento relativamente simples e possuir uma grande variedade de ferramentas no mercado, tornando sua implementação prática e fácil.

Sintonia PID

Na seção anterior foi apresentado o controlador PID. Este controlador possui parâmetros que podem ser variados até o sistema atingir as especificações requeridas. Porém, segundo Ogata (2011), quando o processo envolvido é tão complexo em que não é possível determinar um modelo matemático, tornando seu projeto analítico inviável, é necessário então que haja algumas técnicas capazes de tornar o uso do controlador PID possível. A estas técnicas se dá o nome de sintonia de controladores PID.

Em Ogata (2011), é descrita a metodologia proposta por Ziegler e Nichols para a determinação da sintonia de controladores, que consiste em um conjunto de regras para a determinação do tempo integral T_i , tempo derivativo T_d e do ganho proporcional K_p , usando dois métodos diferentes.

Método 1

Aplicável quando a resposta do processo a um degrau unitário se comportar como uma curva com o formato de um S. Essa curva (Figura 2.20) pode ser obtida por meio de simulação ou experimentos.

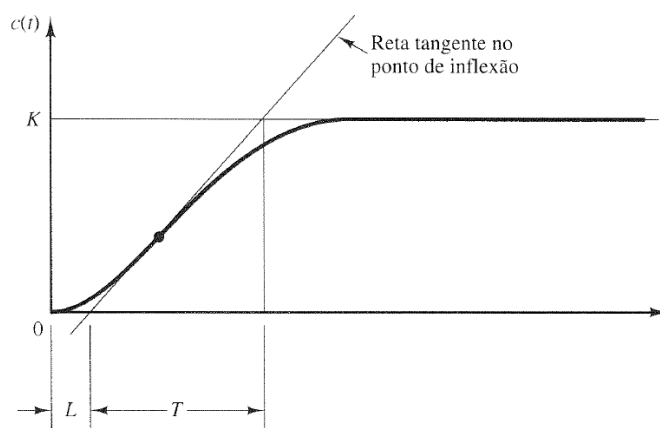


Figura 2.20 - Curva de resposta em S

Fonte: Ogata (2011).

A curva S se caracteriza por duas constantes: constante de tempo T e constante de tempo de retardo L . Ambas constantes podem ser determinadas ao traçar uma reta tangente a curva e determinar as interseções. O ajuste dos valores de K_p , T_i e T_d são obtidos de acordo com a Tabela 2.1.

Controlador	K_p	T_i	T_d
PID	$1,2 \frac{T}{L}$	$2L$	$0,5L$

Tabela 2.1 - Z e N Primeiro Método
Fonte: Adaptado de Ogata (2011).

Então o controlador PID sintonizado pelo primeiro método de Ziegler-Nichols se apresenta, no domínio da frequência, na forma da Equação 2:

$$G_c(S) = 1,2 \frac{T}{L} \left(1 + \frac{1}{2Ls} + 0,5Ls \right) \quad (2)$$

Método 2

No segundo método o valor de K_p é aumentado de 0 até um valor crítico K_{cr} , ou seja, o valor de K_p para qual a saída apresente oscilações contínuas. Os valores de T_i e T_d são ajustados para ∞ e 0 respectivamente. Conseqüentemente, são determinados de maneira experimental os valores de ganho crítico K_{cr} e o período crítico P_{cr} conforme mostrado na Figura 2.21.

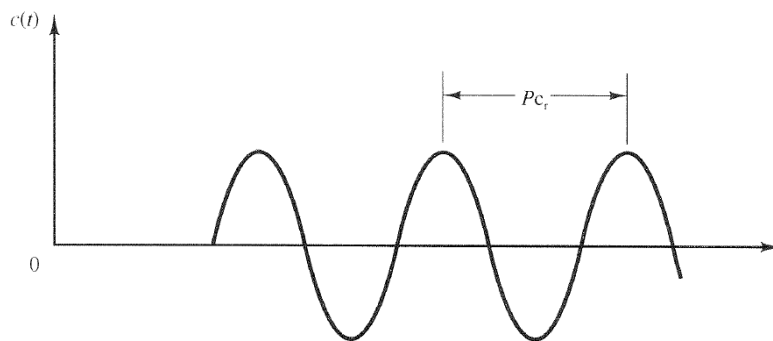


Figura 2.21 - Oscilações mantidas com P_{cr}
Fonte: Ogata (2011).

O ajuste dos valores de K_p , T_i e T_d são obtidos de acordo com a Tabela 2.2.

Controlador	K_p	T_i	T_d
PID	$0,6 K_{cr}$	$0,5 P_{cr}$	$0,125 P_{cr}$

Tabela 2.2 - Z e N Segundo Método
Fonte: Adaptado de Ogata (2011).

Então o controlador PID sintonizado pelo segundo método de Ziegler-Nichols se apresenta na forma da Equação 3:

$$G_c(S) = 0,6 K_{cr} \left(1 + \frac{1}{0,5 P_{cr} s} + 0,125 P_{cr} s \right) \quad (3)$$

Capítulo 3

Implementação Experimental

Dada a proposta deste trabalho, que consiste na construção de uma bancada para testes de movimento de um manipulador, deve-se então tratar da definição de sua geometria, juntamente aos componentes que serão nela utilizados. Um esquemático do funcionamento da bancada a ser desenvolvida é apresentado na Figura 3.1.

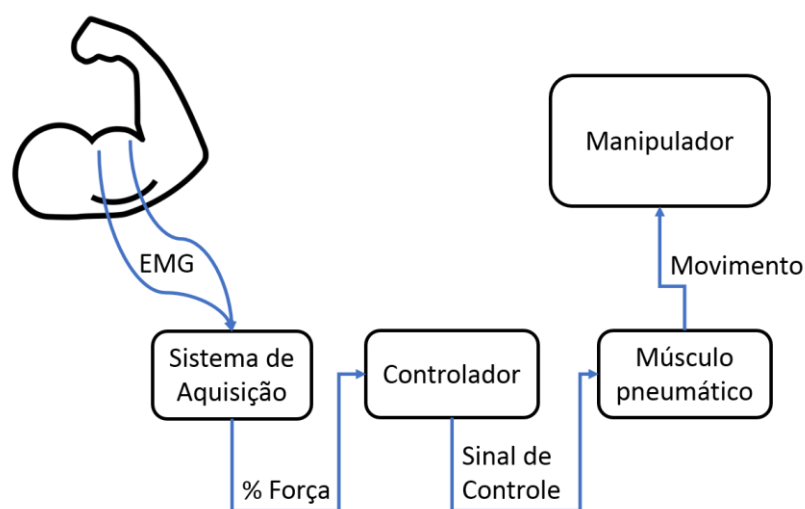


Figura 3.1 - Esquemático da bancada a ser construída

Neste Capítulo são descritas as etapas do desenvolvimento da bancada, que é posteriormente utilizada para os testes de movimento do manipulador acionado por músculo pneumático. Esta bancada fornecerá o *feedback* visual necessário para que o usuário consiga controlar o manipulador.

3.1 Geometria do manipulador

Para que o manipulador a ser desenvolvido seja capaz de realizar o movimento de forma semelhante à um braço humano quando se refere ao deslocamento angular, um modelo geométrico teve de ser desenvolvido. Neste modelo as dimensões foram escolhidas para serem próximas às de um braço humano, porém, simultaneamente compatíveis com as características do atuador a ser utilizado.

Observou-se experimentalmente que o deslocamento angular do braço humano, entre a posição em que o músculo bíceps está totalmente estendido e a posição totalmente contraído, varia de 0° à aproximadamente 150° , valores que foram então tomados como limites de movimentação angular para a bancada.

Conforme citado anteriormente, as dimensões utilizadas foram escolhidas de forma a se aproximar de um braço humano, portanto, optou-se por comprimentos iguais para o “braço” e “antebraço”, equivalentes a 300 mm.

Devido a semelhança entre o músculo humano e o músculo pneumático já descrita na Seção 2.3, optou-se por este como elemento de ação no manipulador. Para que o atuador gere a movimentação angular desejada (150°), deve-se analisar com cuidado os pontos de fixação de suas extremidades, pois sua capacidade de contração é limitada (experimentalmente obteve-se uma contração de 18% do comprimento do músculo).

O ponto superior do atuador foi logo fixado no extremo superior do braço, porém notou-se que pequenas variações na posição de fixação entre o ponto inferior do atuador e a parte móvel do manipulador, eram responsáveis por grandes variações no comportamento do mesmo. Para se observar melhor este comportamento, criou-se uma relação entre as grandezas deslocamento angular e comprimento do músculo pneumático. Esta relação foi obtida através da decomposição trigonométrica do esquema apresentado na Figura 3.2 abaixo, e é representada pela Equação 4.

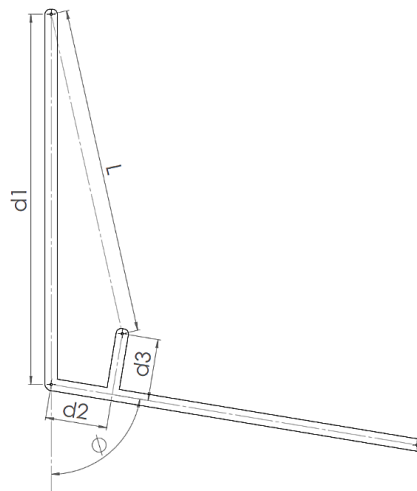


Figura 3.2 - Modelo Geométrico do manipulador

$$L^2 = [d1 + d2 * \cos(\phi) - d3 * \text{sen}(\phi)]^2 + [d3 * \cos(\phi) + d2 * \text{sen}(\phi)]^2 \quad (4)$$

Com auxílio desta equação, pode-se variar a configuração do manipulador em busca do melhor posicionamento da extremidade inferior do mesmo, obtendo-se por fim os valores $d1=300$ mm (como já mencionado anteriormente), $d2=20$ mm e $d3=15$ mm, e com estes valores, construiu-se um gráfico que relaciona o percentual de contração do músculo (baseado em seu comprimento inicial) com o deslocamento angular do manipulador, apresentado na Figura 3.3.

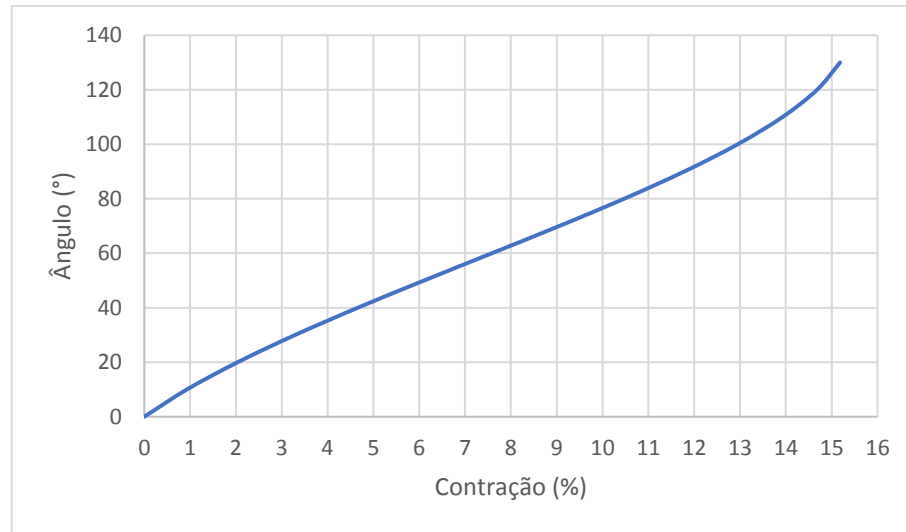


Figura 3.3 - Posição do manipulador em função do percentual de contração do PAM

A Equação 3 evidencia a não linearidade do movimento do manipulador, porém o gráfico nos permite observar que a não linearidade se pronuncia apenas nos extremos do curso do manipulador, ainda assim, de forma sutil.

O modelo geométrico desenvolvido leva em conta, como o nome indica, apenas as características geométricas do mesmo. O movimento, características dinâmicas e inerciais, não foram considerados, pois estes constituem o comportamento do manipulador, que está intrínseco na percepção de controle que o usuário possui ao operar a bancada.

Para complementar, a Figura 3.4 apresenta os resultados coletados por Ranjan et. al. (2012), onde é estabelecida uma relação entre a contração do músculo pneumático em milímetros e a pressão com a qual este é alimentado, para diversas condições de aplicação de cargas em quilograma. Tal relação também é não linear, mas possui característica similar a observada no gráfico de movimento do manipulador, ou seja, não linearidade pouco pronunciada. Estas observações são necessárias para embasar a consideração do sistema como linear dentro da faixa de trabalho.

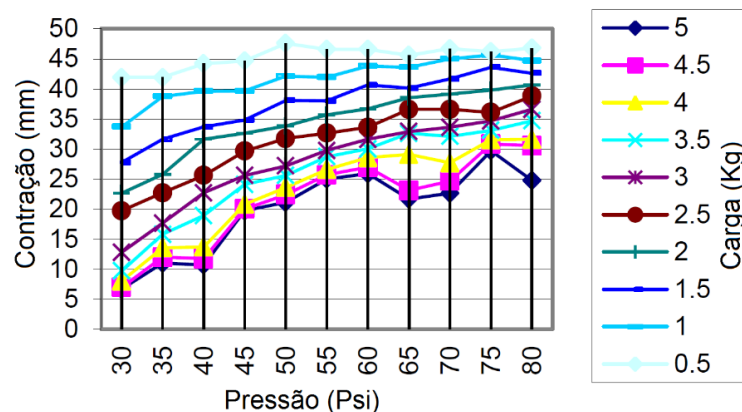


Figura 3.4 - Contração de um músculo em relação à pressão, para diferentes cargas em Kg
Fonte: modificado de Ranjan et. al. (2012)

3.2 Componentes da bancada

3.2.1 Músculo pneumático

O músculo pneumático utilizado foi confeccionado com materiais de baixo custo. Como elemento expansível do músculo utilizou-se tubo de látex (Figura 3.5-a), devido tanto ao baixo valor de aquisição quanto a facilidade de obtenção no meio farmacêutico. Para restringir a expansão do tubo de látex e gerar o efeito de contração do músculo, utilizou-se malha trançada expansível (Figura 3.5-b).

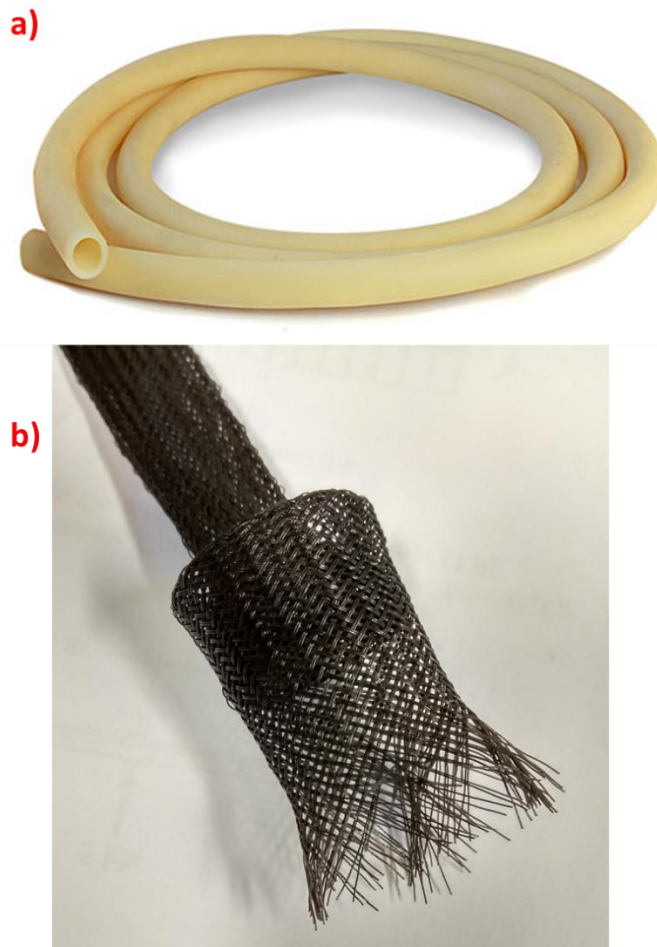


Figura 3.5 - (a) Tubo de látex e (b) malha trançada expansível
Fonte: Adaptado de <casadaborracha.com.br>, Acesso em 10-12-2018.

A fixação das extremidades do tubo de látex foi obtida com auxílio de abraçadeiras comerciais, enquanto nas conexões pneumáticas utilizou-se engates rápidos e mangueiras plásticas com diâmetro de 6 mm específicas para esta aplicação.

O músculo pneumático obtido nesta montagem é apresentado na Figura 3.6, onde pode-se visualizar o mesmo nos estados relaxado e contraído.



Figura 3.6 - Músculo Pneumático nas posições Estendido e Contraído

O deslocamento obtido na contração do músculo foi de aproximadamente 47 mm, que para o exemplar construído que possui 294 mm de comprimento, representa aproximadamente 16% de contração.

3.2.2 Válvula pneumática reguladora de pressão

Conforme descrito na Seção 2.3, o esforço obtido pela contração do músculo pneumático é proporcional à pressão aplicada ao mesmo, portanto, o controle do esforço realizado por este atuador depende do controle de pressão da linha pneumática de sua alimentação.

Como a bancada que está sendo desenvolvida neste trabalho deverá funcionar de maneira automatizada, é requisito que a válvula pneumática utilizada seja controlada eletricamente. Para a obtenção de uma válvula com controle proporcional de pressão, optou-se pela automatização de uma válvula manual, assunto abordado na subseção a seguir.

A válvula pneumática reguladora de pressão utilizada na montagem do circuito pneumático é de modelo genérico comercial, com manômetro incluso (Figura 3.7), cujo exemplar já estava disponível para uso no Laboratório de Metrologia da UNIOESTE. Esta válvula conta basicamente com entrada e saída de ar, um registro utilizado para ajuste da pressão e um manômetro para aferição da pressão de saída.



Figura 3.7 - Válvula reguladora de pressão pneumática

Automatização da válvula pneumática

Conforme mencionado anteriormente, o ajuste de pressão da válvula utilizada é feito pela rotação do registro presente na mesma. Para a automatização desta válvula, foi então removida a capa deste registro e ao eixo do regulador foi acoplado um motor DC 12 V (Figura 3.8), munido de redução com torque final de 11,1 kgf.cm.



Figura 3.8 - Motor DC com redução
Fonte: www.robocore.net.

Para o controle do motor DC, utilizou-se um driver Ponte-H modelo L298N (Figura 3.9), que suporta sinais de entrada do tipo PWM, além da inversão de sentido do motor. Estes recursos são suficientes para que o controlador da válvula possa elevar ou reduzir a pressão no atuador, fazendo-o ainda com velocidade variável, controlado por sinal PWM.

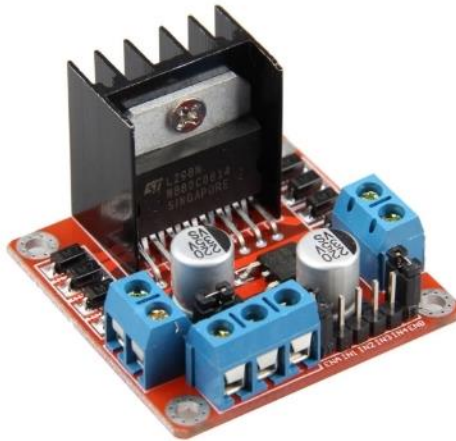


Figura 3.9 - Ponte H modelo L298n
 Fonte: www.filipeflop.com, Acesso em 10-12-2018.

3.2.3 Sensor de pressão

O sensor de pressão utilizado é do modelo GTP-1000, do fabricante IOPE®, e é apresentado na Figura 3.10. Este sensor tem como faixa de leitura pressões de 0 até 10 Bar, valor superior ao que se pretende utilizar.



Figura 3.10 - Sensor de pressão utilizado

A alimentação deste sensor é de 24 V DC, enquanto sua saída é em corrente elétrica, variando de 4 a 20 mA. Para a leitura da saída do sensor, utilizou-se um resistor de 220 Ohms entre os terminais de saída, de forma que a corrente que passa pelo resistor gere uma tensão elétrica entre seus terminais, de acordo com a lei de Ohm da Equação 5:

$$V = R * I \quad (5)$$

Onde V é a tensão, R a resistência e I a corrente elétrica (Alexander e Sadiku, 2003). Substituindo os valores de resistência e correntes máxima e mínima do sensor, observa-se que a tensão nos terminais do resistor, para a pressão de trabalho utilizada (0 a 5,6Bar) irá variar entre 0,88 e 2,46Volts. O resistor escolhido foi dimensionado para que os limites de tensão pudessem ser lidos pelo sistema de aquisição, que foi configurado para valores de até 3,3Volts em seus terminais de entrada.

3.2.4 Sistema de aquisição

Conforme descrito anteriormente na Seção 2.2.4, deve-se utilizar um conjunto de dispositivos para adequar o sinal no processo de aquisição e tratamento.

Afim de obter as características necessárias para a aquisição do sinal EMG, buscou-se os componentes compatíveis. Para a etapa de amplificação, selecionou-se o INA118P, pois é amplamente utilizado para aplicações com sinal EMG. Os filtros passa-alta e passa-baixa foram montados em *proto-board*, em sequência ao amplificador, com uso de resistores e capacitores adequados, associados ao amplificador de instrumentação LM741. Um esquemático com os componentes citados é apresentada na Figura 3.11, onde consta parte do circuito utilizado por Andrade (2007) em seu sistema de aquisição.

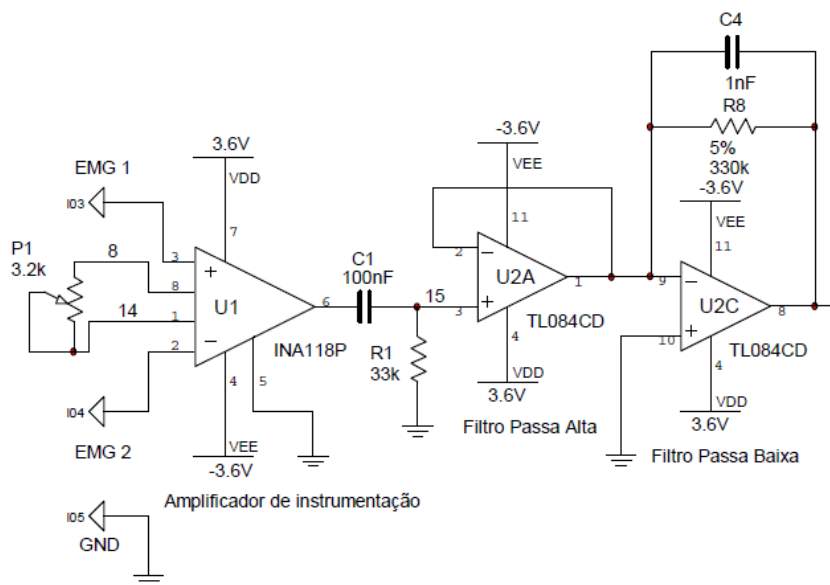


Figura 3.11 - Esquemático do sistema de aquisição inicial
Fonte: modificado de Andrade (2007)

Segundo o mesmo autor, a finalização do circuito se daria com o acréscimo de um retificador e um detector de envelope, que auxiliariam o processamento do sinal lido. Porém, durante os testes desta primeira seção do sistema de aquisição, detectou-se excessiva susceptibilidade a ação de interferências, de forma que o sinal EMG, que apresenta baixa amplitude, não mais podia ser observado. Dada esta problemática, optou-se pela aquisição de algum sistema comercial já consolidado para fins de aquisição do EMG, que nos leva a subseção seguinte, onde é apresentado o sistema escolhido, seguido dos demais componentes utilizados.

AD8232

O AD8232 é uma placa desenvolvida para monitoramento de frequência cardíaca pelo uso dos sinais Eletrocardiográficos (ECG), que nada mais são que sinais biológicos advindos dos músculos cardíacos. Por se tratarem ambos de sinais musculares, os sinais ECG e EMG

tem grande semelhança, o que nos permite expandir a aplicação desta plataforma (AD8232) para a leitura destes outros sinais musculares.

AD8232 é na verdade o nome dado ao Circuito Integrado (CI) utilizado na placa. Fabricado pela “*Analog Devices*”, este CI possui características próprias ao uso com sinais biológicos, entre elas elevada taxa de rejeição de modo comum (80db), suporte à disposição de eletrodos duplos ou triplos, elevado ganho, filtros passa-alta, passa-baixa, etc.

A placa utilizada, que comporta o CI AD8232, é a apresentada na Figura 3.12. Esta placa dispõe de pinagem própria para uso em *protoboard*; conector tipo P2 para o cabo que se conecta aos eletrodos; LED indicativo de pulso muscular; além do recurso *leads off*, que detecta a eventual desconexão dos eletrodos.



Figura 3.12 - Placa AD8232

Fonte: <www.sparkfun.com> Acesso em 10-12-2018.

Sensores EMG

Para a captação do sinal eletromiográfico na superfície da pele, utilizou-se eletrodo comercial, próprio para sinais biológicos (EMG e ECG), conforme exemplar da Figura 3.13.



Figura 3.13 - Eletrodo para captura de EMG

Fabricado pela 3M, o eletrodo modelo 2223BRQ possui as seguintes características:

- Dimensões de 4,5cm por 3,8cm;

- Dorso em espuma;
- Gel condutivo solido;
- Pino de conexão em aço inoxidável 304;
- Contra pino de polímero ABS reforçado, recoberto com Cloreto de Prata.

A utilização do eletrodo seguiu as recomendações dadas pelo fabricante, incluindo a tricotomia, limpeza e remoção da oleosidade da pele, para que se garantisse boa adesão à pele.

Para que se possa coletar as informações dos sensores, processar as mesmas e responder aos estímulos, necessita-se de um microcontrolador. Neste trabalho optou-se por utilizar uma placa Arduino Nano, representada na Figura 3.14

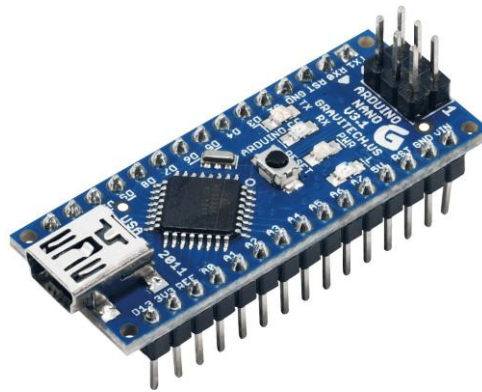


Figura 3.14 - Arduino NANO
Fonte: arduino.cc

A escolha do microcontrolador foi devido a disponibilidade, ampla rede de usuários em todo o mundo, e suficiência de recursos. Os recursos que levaram a escolha desta plataforma são os citados a seguir:

- *Clock* de processamento de 16MHz;
- 8 portas analógicas de entrada com resolução de 10 bits (1024 níveis lógicos);
- 6 saídas com suporte a PWM em 8 bits (256 níveis lógicos);
- Frequência de amostragem de até 9,6 KHz;
- Placa compacta, de código aberto e com baixo consumo de energia.

A plataforma Arduino possui ainda interface amigável para o usuário, tornando simples sua programação e permitindo o monitoramento dos dados coletados através da porta serial.

3.3 Montagem

Nesta seção descreve-se a etapa de montagem da bancada, que consiste na união dos elementos anteriormente descritos, além da adição de dispositivos mecânicos para sustentação e união de partes móveis.

3.3.1 Componentes pneumáticos

A montagem do sistema pneumático iniciou-se pela fixação do músculo na bancada, pois os demais componentes seriam conectados a este. As fixações das extremidades do músculo pneumático foram desenvolvidas de forma a manter a liberdade de rotação para este atuador, visto que haveria variação angular em suas extremidades ao longo do deslocamento do manipulador.

Na parte superior, a fixação do atuador foi realizada pela base do adaptador utilizado, onde se conectaria a mangueira da linha de alimentação de ar, conforme detalhe na Figura 3.15a. Já na parte inferior onde não haveria alimentação de ar, fabricou-se um terminal em material polimérico, que teve como função ser a extremidade do músculo pneumático enquanto permitia a passagem de um parafuso, que proporcionaria a ligação do músculo com a haste do manipulador, mantendo então liberdade de rotação angular também neste ponto, conforme detalhe na Figura 3.15b.

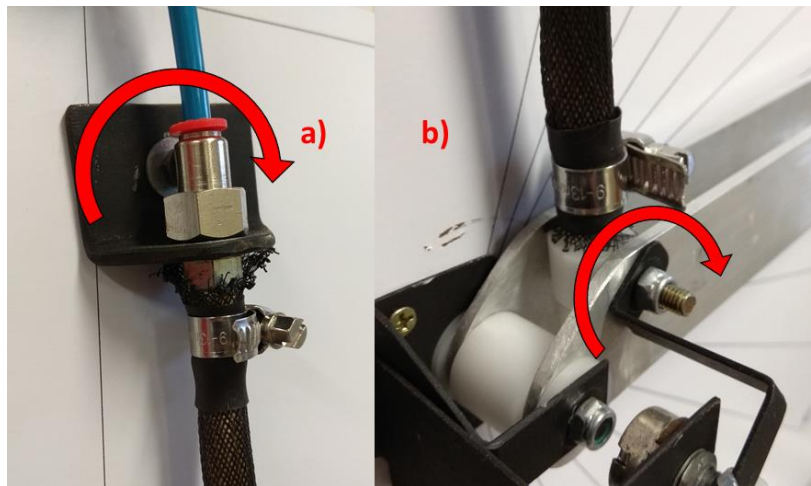


Figura 3.15 - Detalhe das extremidades do Músculo Pneumático

Utilizou-se mangueiras pneumáticas de 6mm para se conectar o atuador mencionado com a válvula reguladora de pressão. A válvula foi afixada à base da bancada afim de facilitar a visualização e disposição dos componentes. De forma concêntrica à esta válvula, foi instalado o motor responsável pela sua rotação, conforme exposto na Figura 3.16.

Visto a natureza do músculo pneumático, que tem características elásticas, não se necessitou linha de descarte de ar, pois o mesmo retorna pela tubulação até a válvula de ajuste de pressão, onde é por fim descartado para o ambiente.

A alimentação de ar para a válvula reguladora de pressão foi obtida com auxílio de um pequeno reservatório disponível no laboratório, que foi pressurizado manualmente antes do início de cada teste. Dado o baixo consumo de ar do sistema como um todo, o reservatório utilizado permitia alguns minutos de testes contínuos, sem variação significativa em sua pressão.



Figura 3.16 - Acoplamento motor e válvula

Para completar o circuito pneumático, o sensor de pressão deveria ser instalado. Visto que a pressão que se interessa quantificar é à qual o atuador está exposto, o sensor teve então de ser inserido entre a válvula reguladora de pressão e o atuador, fixado à base da bancada, ao lado da válvula reguladora. Vale lembrar que a inserção deste sensor não afeta a pressão que chega ao atuador, tampouco altera o fluxo de ar que transita entre a válvula e o atuador.

3.3.2 Componentes elétricos

O circuito elétrico é constituído pelos sensores, atuadores e controlador. O primeiro sensor é o já mencionado sensor de pressão, para o qual utilizou-se o resistor para a conversão da corrente de saída em uma tensão na faixa de leitura, como já descrito na Seção 3.2.3. O segundo sensor a ser instalado foi um potenciômetro para a leitura da posição angular do manipulador, sendo posicionado de modo a variar seu ângulo juntamente a movimentação da haste que representa o antebraço. Desta forma, a variação da resistência do potenciômetro ocorre de maneira proporcional à variação angular do manipulador durante os testes, o detalhe da instalação pode ser observado na (Figura 3.17).



Figura 3.17 - Posicionamento Potenciômetro

O motor utilizado para o controle da válvula reguladora de pressão foi posicionado como já descrito e apresentado na Figura 3.16. O driver necessário para alimentação e controle deste motor (L298n) foi acomodado o mais próximo possível do motor, também na base da bancada.

Foi posicionado um microcontrolador Arduino Nano, além da placa AD8232, juntamente aos cabos utilizados para interligação dos citados componentes.

Para a alimentação do sistema foram necessárias três baterias de 12Volts. Destas, duas foram utilizadas em série para se obter os 24Volts necessários para alimentação do sensor de pressão. A terceira bateria foi utilizada para a alimentação do motor que movimenta a válvula reguladora de pressão.

Na Figura 3.18 é apresentado um diagrama elétrico do sistema montado.

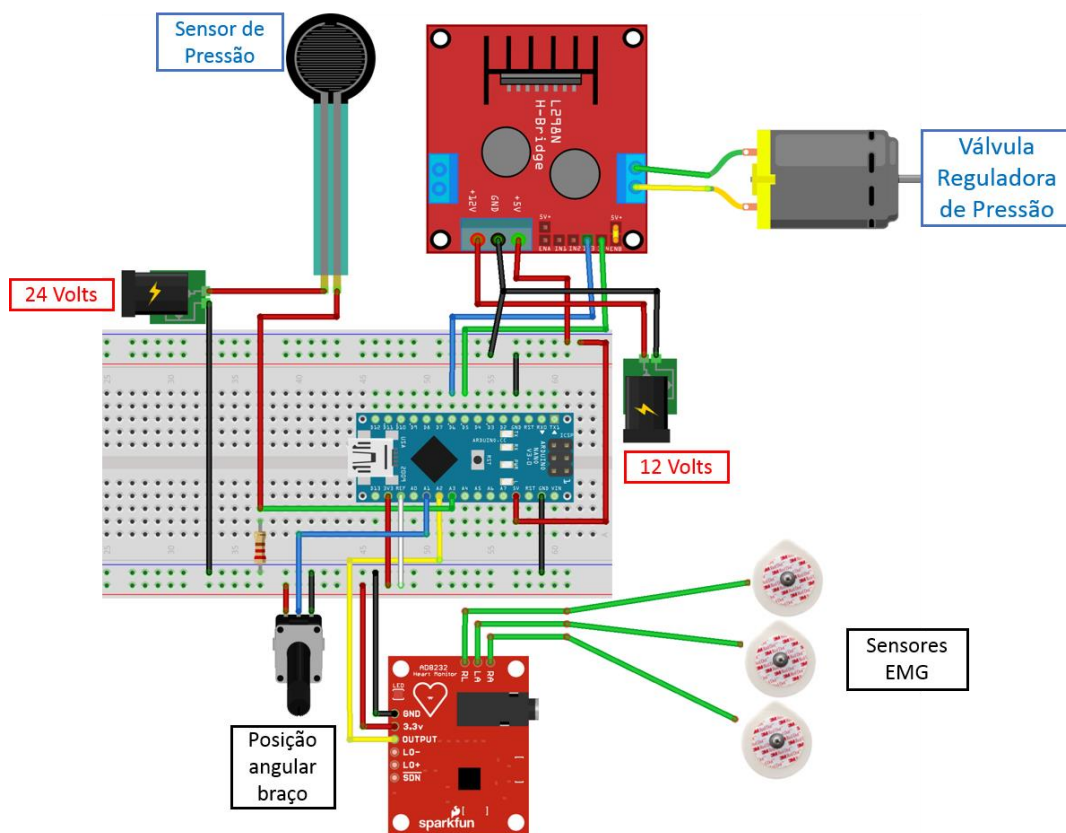


Figura 3.18 - Diagrama elétrico da bancada

3.3.3 Estrutura da bancada

Buchas em poliacetal

Objetivando a redução do atrito entre as partes móveis da bancada, foram usadas uma bucha e duas arruelas em poliacetal, material polimérico com elevada rigidez e propriedades auto lubrificantes, utilizado frequentemente para estes fins. Estes elementos foram desenhados para formar montagem justa, porém mantendo as partes móveis livres para rotação. Detalhe da montagem e imagem do conjunto fabricado estão na Figura 3.17.

Braço em alumínio

Para promover a representação do braço na bancada construída, utilizou-se duas barras chatas em alumínio, espaçadas entre si. Este material é de fácil obtenção e apresenta peso reduzido, permitindo ainda a fixação de alguma massa em sua extremidade, para os testes que serão feitos ao longo do trabalho.

Base em MDF

Para dispor os elementos de maneira adequada, confeccionou-se a base da bancada em MDF, material de baixo custo, fácil obtenção e de fácil manuseio.

Na porção vertical da bancada foi aderido uma escala angular adesiva para servir de referência durante a realização dos testes de movimentação. Também na parede vertical da base foram fixados os parafusos de sustentação do terminal superior do músculo pneumático, assim como o parafuso em torno do qual o manipulador se movimenta.

A Figura 3.19 a seguir apresenta a bancada completa, já com adesivo e componentes instalados, estando o manipulador na posição 90° para demonstrar o funcionamento da mesma. Na sequência é apresentado na Figura 3.20 o fluxograma do funcionamento da bancada.

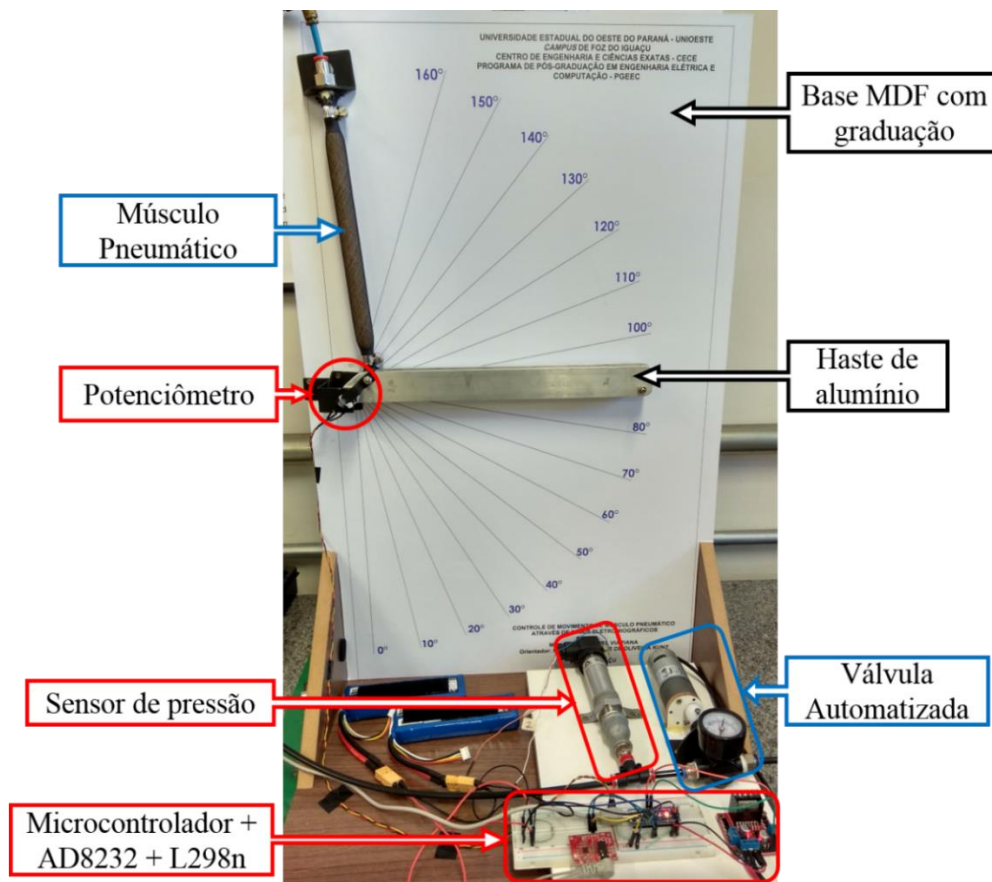


Figura 3.19 - Bancada com Manipulador em 90°

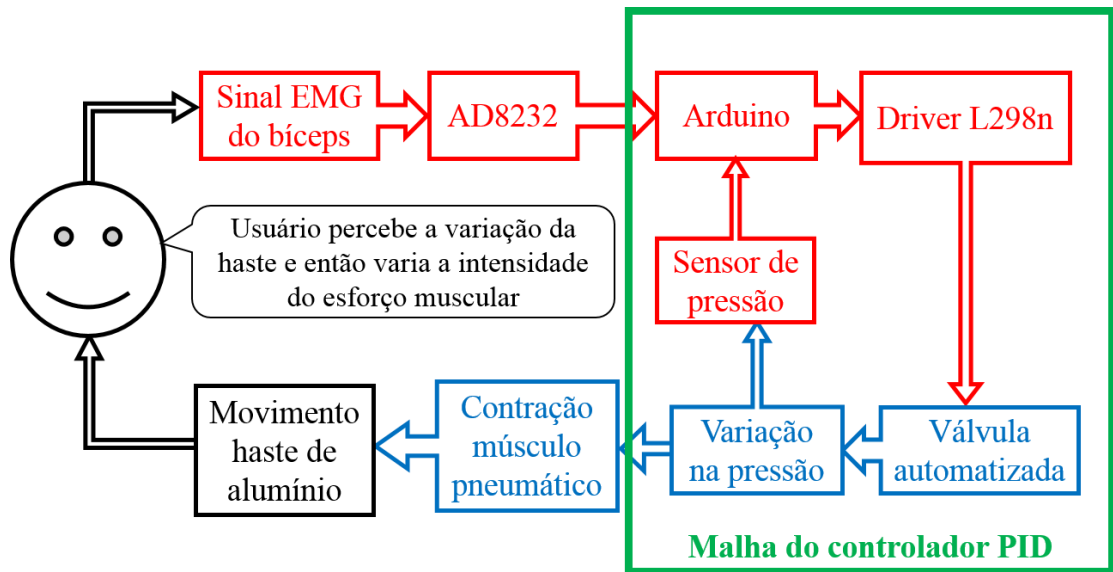


Figura 3.20 - Fluxograma do funcionamento da bancada

Capítulo 4

Sistema de Controle

Nos capítulos anteriores foram introduzidos conceitos importantes e descrita a construção da bancada de testes. Cabe então definir a estratégia a ser utilizada para o controle da bancada construída. Isto inclui a padronização do sinal EMG coletado, a lógica de controle do atuador, e o controle propriamente dito.

Como já abordado, o atuador a ser utilizado proporciona a variação da força/contração em função da pressão recebida em sua alimentação, logo, a pressão pneumática deve ser controlada. A técnica escolhida, como já descrito no Capítulo 3, é o uso de uma válvula reguladora de pressão, automatizada para esta aplicação.

Para que a pressão de alimentação atinja os valores necessários, o controlador deve ser capaz de elevá-la e reduzi-la de forma rápida. Para isto, optou-se por ajustar um controlador do tipo PID, que terá por função controlar a válvula reguladora de pressão, fornecendo em sua saída a pressão desejada. Um esquemático da malha do controlador PID é apresentado na Figura 4.1.

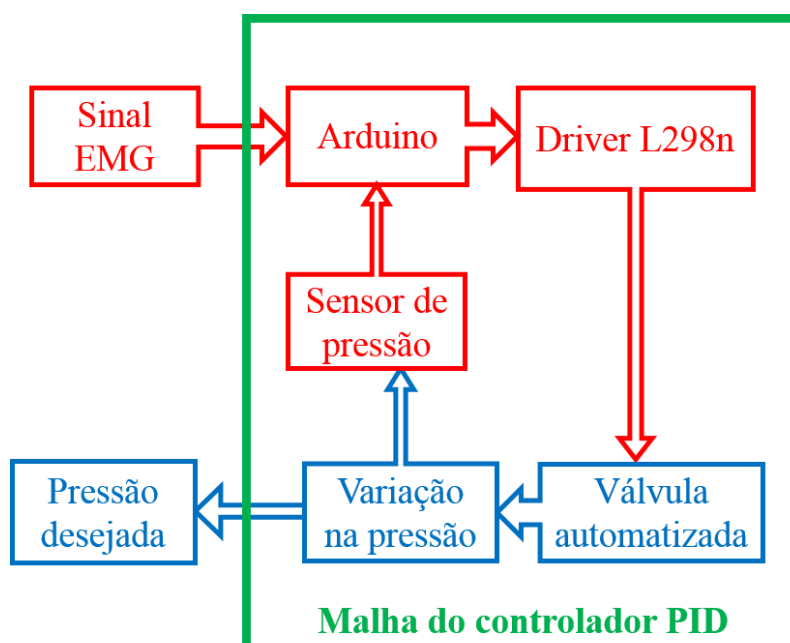


Figura 4.1 - Malha do controlador PID

4.1 PID

As vantagens do controlador PID tornam este um excelente algoritmo de controle, dada sua capacidade de configuração e adaptação, como já descrito na Seção 2.4.3.

Vale ressaltar que o controlador PID apresentado e utilizado neste trabalho, é modelado para aplicações contínuas, sendo aqui utilizado com discretização. Isto se torna válido graças às características inerciais da grande maioria dos sistemas mecânicos, cuja velocidade em que os eventos ocorrem são muito pequenas, de forma que este controlador possa ser considerado contínuo.

Neste trabalho, o algoritmo de controle será executado no microcontrolador escolhido, o Arduino Nano, que também será responsável pelo envio contínuo dos valores obtidos ao computador, para posterior análise pelo operador.

Devido à natureza de código aberto do microcontrolador Arduino, existem diversas bibliotecas disponíveis para uso com este. Uma delas, que veio a contribuir fortemente para este trabalho é a biblioteca PID. Esta biblioteca foi desenvolvida por Brett Beauregard e pode ser obtida pelo gestor de bibliotecas na própria interface do Arduino (BEAUREGARD, 2018).

A biblioteca PID solicita qual grandeza ela deve mensurar (*Input*), onde o usuário deseja que esta grandeza esteja (*Setpoint*) e altera o valor de uma terceira variável (*Output*) em busca de atingir esta solicitação. Além das três variáveis mencionadas, a biblioteca PID permite ao usuário configurar as variáveis K_p , K_i e K_d , que são os ganhos proporcional, integrativo e derivativo, respectivamente. A última variável a ser fornecida é a direção de atuação, que indica se o PID age de maneira direta ou inversa em relação ao crescimento da variável controlada.

Dentre as funções inclusas na biblioteca PID, estão:

- *PID*: Faz a chamada da biblioteca, momento em que se declara as variáveis de controle e os ganhos desejados;
- *Compute*: Função que faz com que o algoritmo PID seja executado, ou seja, a cada loop do algoritmo de controle, a função *Compute* deve ser chamada uma única vez;
- *SetMode*: Função onde se ativa o uso do algoritmo PID através do argumento “*Automatic*”. Deve ser utilizada no momento a partir do qual se deseja que o PID controle a variável.

Ao se adequar o algoritmo PID para a aplicação neste trabalho, deve-se então definir qual será a grandeza a ser controlada, qual será o alvo para esta grandeza e qual será o sensor a fornecer o feedback ao controlador.

Visto que o objetivo desta pesquisa é controlar continuamente a posição angular do manipulador presente na bancada, esta deveria ser a grandeza controlada. Porém, quem altera a posição do manipulador é o atuador do tipo músculo pneumático através de sua contração longitudinal, que por sua vez, é causada pela alteração da pressão de ar em sua linha de alimentação. Com isso, conclui-se que a grandeza a ser controlada é a pressão na linha

pneumática de alimentação do músculo. Em termos práticos, a variável *Output* será então associada ao motor que controla a posição da válvula reguladora de pressão, que por fim causará variação da pressão pneumática da linha. Um esquemático para compreensão é apresentado na Figura 4.2.

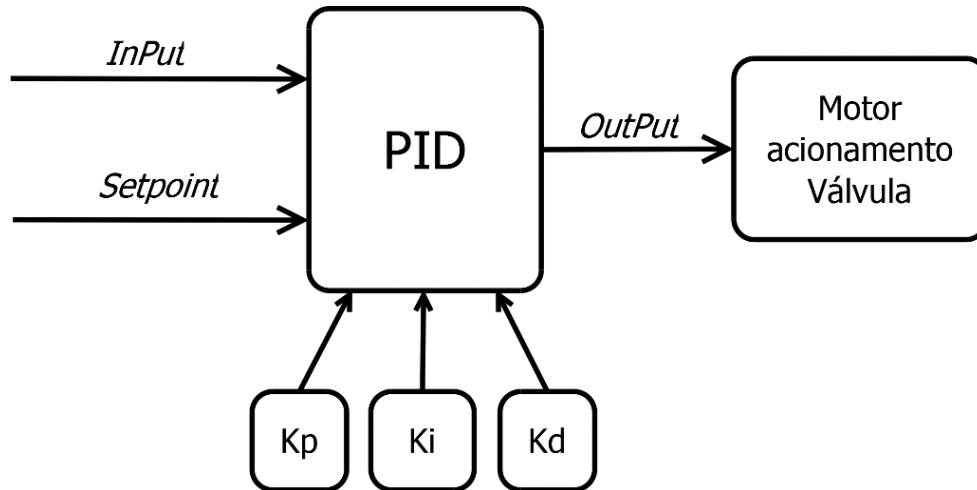


Figura 4.2 - Esquemático PID

A variável *Output* do algoritmo PID assume valores entre 0 e 255 (saída PWM de 8 bits) afim de controlar a variação da pressão. Sabendo que a pressão pode diminuir ou aumentar, conclui-se que o valor de saída 0 será enviado quando o algoritmo desejar reduzir a pressão o mais rápido possível, enquanto o valor 255 será enviado quando o algoritmo desejar aumentar a pressão o mais rápido possível. O valor intermediário (127) será enviado quando o algoritmo desejar manter a pressão onde está, nem aumentar, nem diminuir.

A etapa do algoritmo que traduz a lógica apresentada pode ser observada no Apêndice I, onde está o algoritmo utilizado na íntegra.

4.2 Rotina do controlador

Para a implementação do algoritmo de controle, alguns levantamentos tiveram de ser realizados de antemão, assunto que é abordado nas seções subsequentes.

4.2.1 Calibração Sensor de pressão

Como descrito anteriormente, a utilização do sensor de pressão fez-se com auxílio de resistor para divisão de tensão, e conseqüentemente o sinal de saída está entre as tensões de 0,88 e 2,46 Volts. Para se estabelecer a relação entre o valor de tensão obtido e a pressão lida na linha pneumática, fez-se o procedimento de calibração do sensor de pressão, utilizando como referência a pressão aferida no manômetro presente na válvula reguladora de pressão.

A calibração consistiu em variar a pressão da linha pneumática entre valores conhecidos, enquanto monitorava-se o nível lógico fornecido pelo Arduino na porta em que se conectava o

sensor de pressão. Na Tabela 4.1 são apresentados os valores obtidos, com os quais realizou-se a regressão linear para obtenção da Equação 6, apresentada na sequência.

Nível Lógico	Pressão (Psi)
270	0
395	10
478	20
554	30
635	40
712	50
795	60
868	70
952	80

Tabela 4.1 - Calibração sensor de pressão

$$\text{Pressão} = 0,1211 * \text{Leitura} - 36,117 \quad (6)$$

Estes valores serão utilizados no algoritmo de controle para a conversão da leitura do sensor para pressão em Psi.

4.2.2 Calibração Potenciômetro

O mesmo procedimento realizado para o sensor de pressão foi repetido para o potenciômetro, agora com intuito de relacionar a posição angular do mesmo com o nível lógico obtido pela placa Arduino. Os dados obtidos estão na Tabela 4.2, seguidos pela Equação 7 que calibra o potenciômetro.

Nível Lógico	Posição (°)
130	10
170	20
210	30
250	40
290	50
330	60
370	70
410	80
450	90
490	100
530	110
570	120

Tabela 4.2 - Calibração potenciômetro

$$Posição = 0,25 * Leitura - 22,5 \quad (7)$$

4.2.3 Sintonia do controlador PID

Nesta etapa, seguiu-se a metodologia mencionada na Seção 2.4.3, para a obtenção de ganhos básicos para um controlador PID.

Entre os métodos apresentados, o aplicado para a bancada de testes foi o segundo método de Ziegler-Nichols. Isto ocorre por o primeiro método necessitar do ensaio de degrau, algo não disponível para a bancada construída.

Para que se pudesse realizar esta sintonia do PID, a variável *Setpoint* teve de ser fixada em um valor, estipulado em 90° devido à situação horizontal em que a haste do manipulador se situaria. Já a variável *Input*, aqui foi assignada à posição fornecida pelo potenciômetro. Ou seja, durante a sintonia dos ganhos de PID, a bancada controlava a pressão no músculo pneumático para que pudesse alcançar a posição angular de 90°, realimentada pelo potenciômetro, como representado pela Figura 4.3.

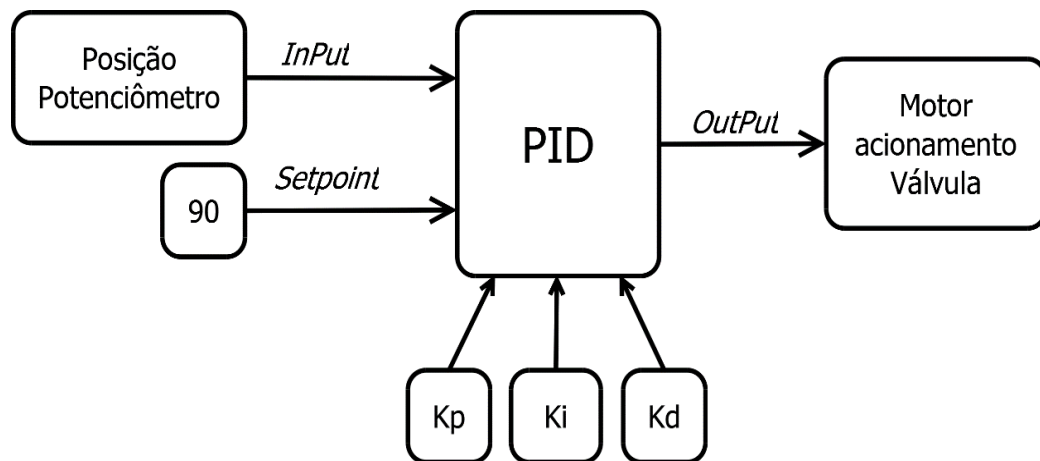


Figura 4.3 - Esquemático PID para Sintonia

Segundo o método de Ziegler-Nichols, deve-se então reduzir os ganhos Derivativo e Integrativo a zero, enquanto variar o ganho Proporcional em busca de um ganho crítico, que é o menor ganho K_p que faça a variável controlada oscilar com amplitude constante em torno de um valor.

O valor inicial para o ganho K_p , após algumas tentativas, foi definido como 15, resultando no gráfico da Figura 4.4.

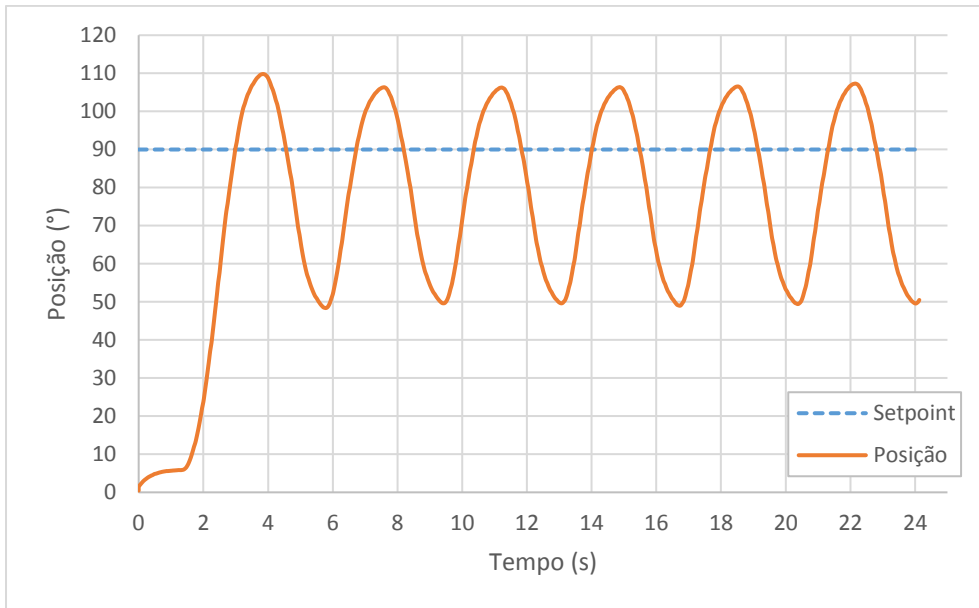


Figura 4.4 - Posição para $K_p=15$, $K_i=0$, $K_d=0$ e $Setpoint=90^\circ$

Notou-se que a oscilação estava como solicitada pelo método, porém não se pode afirmar ainda se este é o menor valor que gere o comportamento, motivo que torna necessária a variação deste ganho. Para isso alterou-se o valor de K_p para 6, o resultado está na Figura 4.5.

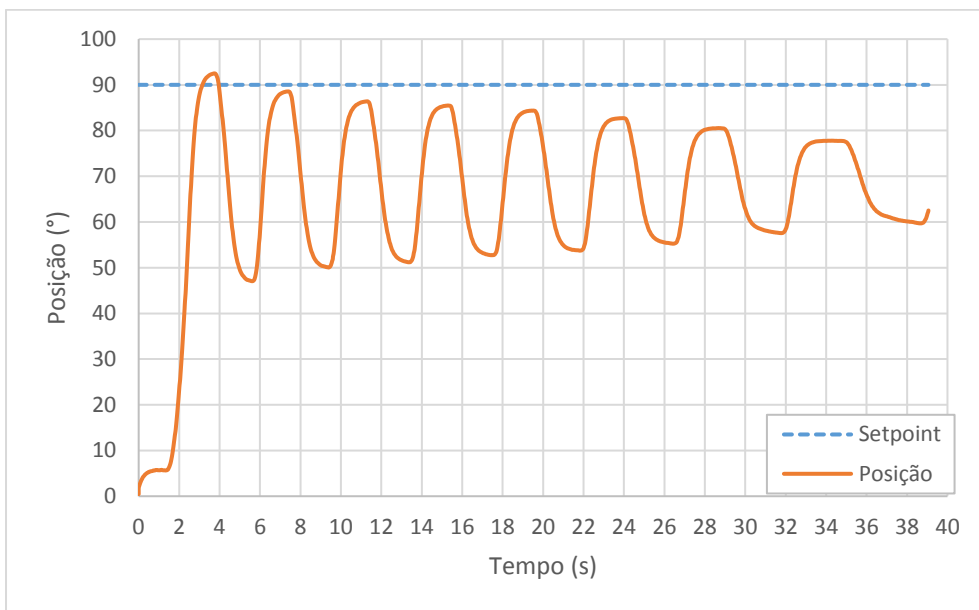


Figura 4.5 - Posição para $K_p=6$, $K_i=0$, $K_d=0$ e $Setpoint=90^\circ$

Neste último gráfico percebe-se que com o tempo a amplitude da oscilação está reduzindo, logo o ganho crítico é maior que o valor 6 estipulado. Algumas tentativas a seguir, chegou-se ao ganho crítico $K_{cr} = 6,3$, cujo resultado do comportamento está na Figura 4.6.

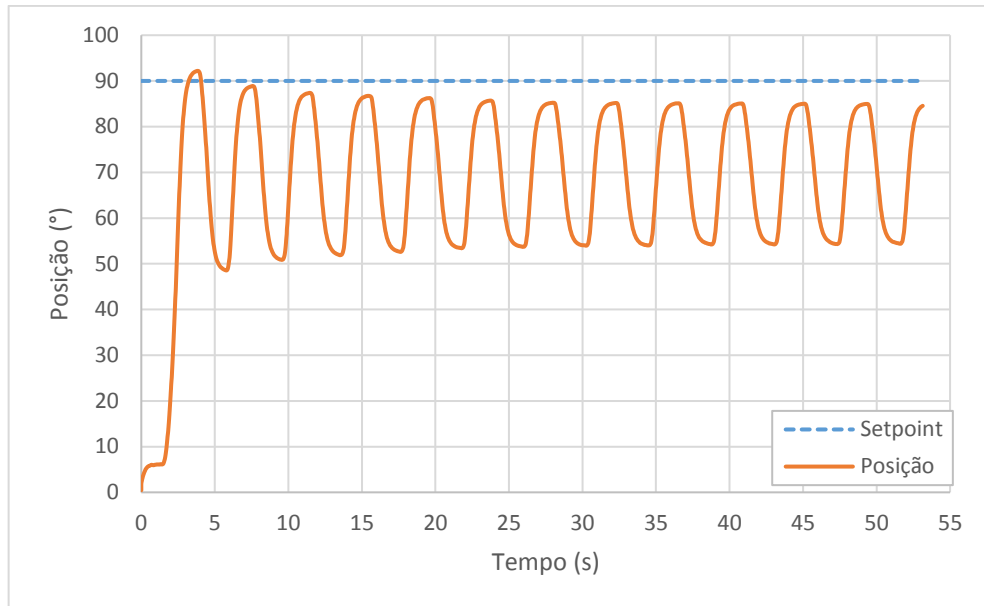


Figura 4.6 - Posição para $K_p=6.3$, $K_i=0$, $K_d=0$ e $Setpoint=90^\circ$

Obtido este valor, utiliza-se a Tabela 2.2 apresentada na seção 2.4.3 e os dados do gráfico de K_{cr} para obter os ganhos K_p , K_d e K_i , primeiramente segundo o Método 2 de Ziegler–Nichols, que para $P_{cr} = 4,5$, obtém-se os valores de $K_p = 3,78$, $K_d = 2,13$, e $K_i = 1,68$.

Para avaliar o efeito obtido com estes ganhos, realizou-se um teste onde o controlador deveria gerir a pressão no músculo pneumático de forma a manter a posição do manipulador em 90° , o resultado é apresentado na Figura 4.7.

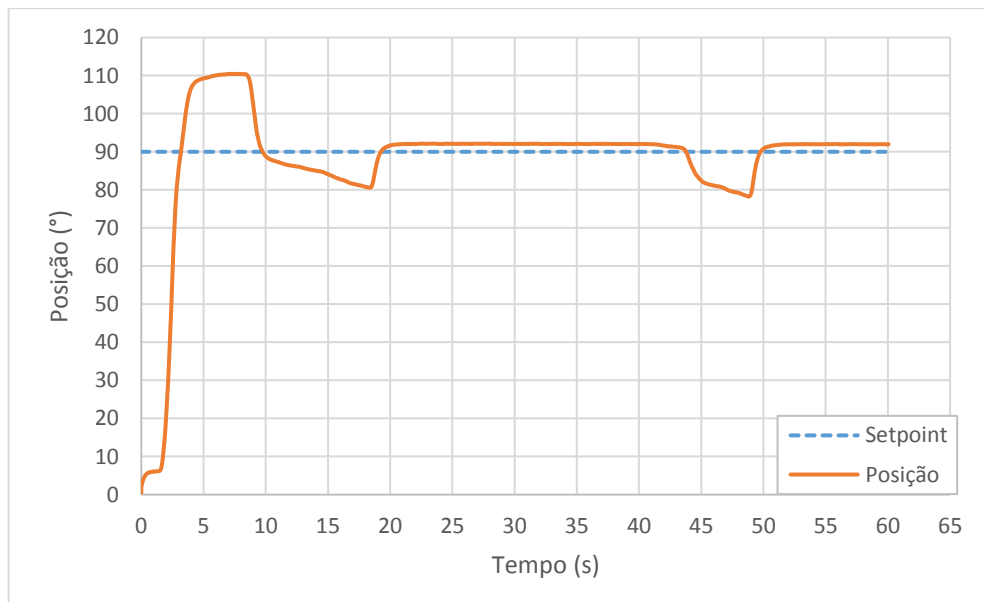


Figura 4.7 - Estabilização 90° para ganhos Ziegler–Nichols

A análise deste gráfico permite observar que o tempo para a variável controlada se manter ao menos próxima ao $Setpoint$ foi de aproximadamente 20 Segundos, associada ainda a um *overshoot* de aproximadamente 20° na posição do manipulador. Em busca de melhorar o

desempenho do controlador, utilizou-se os conceitos da influência de cada ganho (proporcional, integrativo e derivativo), para variar manualmente cada um destes até a obtenção de um melhor resultado na estabilização do manipulador.

Após algumas repetições, gerou-se um novo conjunto de ganhos para o controlador, sendo eles $K_p = 8$, $K_d = 6$, e $K_i = 4$. A repetição do teste anterior, que objetiva manter a posição de 90° , agora com os novos ganhos, foi registrada e é apresentada na Figura 4.8.

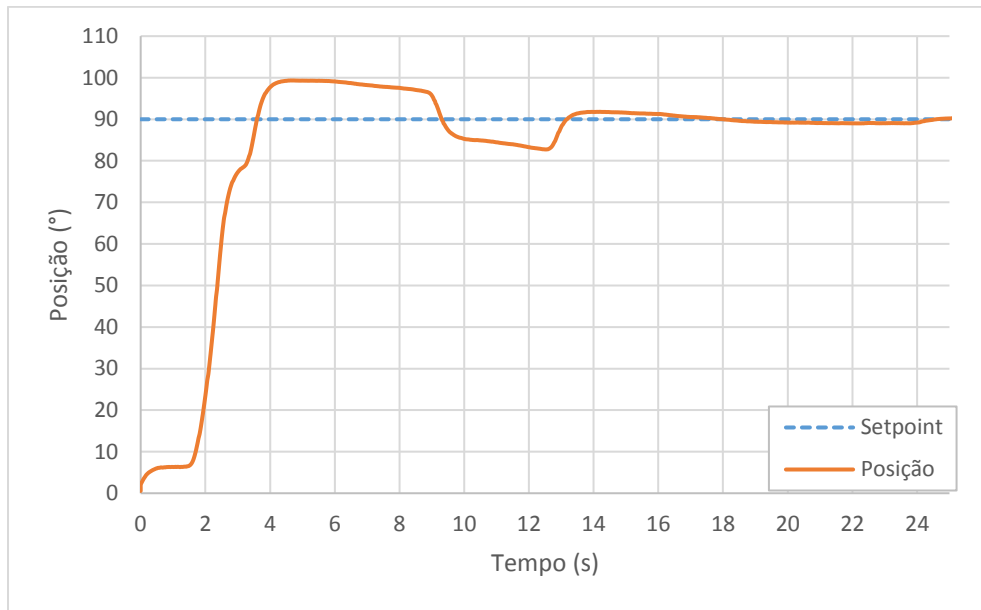


Figura 4.8 - Estabilização 90° para ganhos obtidos manualmente

A análise dos valores deste gráfico permite observar a obtenção do valor de regime já no instante 14 segundos, em comparação aos antes 20 segundos. Já o *overshoot* agora foi reduzido pela metade, mantendo-se em aproximadamente 10° na posição do manipulador. Dadas estas vantagens dos novos ganhos obtidos, decidiu-se por utilizar estes como os ganhos finais do controlador.

4.2.4 Calibração de inicialização

Considerando o procedimento para realização dos testes e a natureza do sinal EMG, podem haver variações nos resultados em diferentes coletas. Isto pode ocorrer devido a pequenas variações na posição de instalação dos sensores EMG, diferentes quantidades de oleosidade na pele entre dois testes diferentes, ou até mesmo a alteração do usuário a controlar o manipulador.

Na tentativa de contornar esta variação, incluiu-se a etapa de calibração de inicialização, que consiste em solicitar ao usuário esforços de intensidade máxima no início de cada teste, durante aproximadamente 10 segundos. Desta forma, o algoritmo de controle é capaz de registrar os limites dentro do qual o sinal EMG está oscilando e conseqüentemente adequar os

sinais subsequentes a esta faixa, considerando então os mesmos como percentuais do esforço máximo realizado no início do teste.

Para padronizar os testes realizados, inclui-se juntamente à inicialização o comando para iniciar o processo apenas quando a pressão fosse nula, ou seja, o teste sempre se iniciaria com o manipulador na posição inferior e com o músculo pneumático sob pressão nula.

4.2.5 Sinais EMG

Para os testes finais deste trabalho, serão utilizados os sinais EMG advindos do esforço muscular para controlar o manipulador. Com isso, deve-se novamente analisar quais grandezas serão parâmetros para o controlador.

Partindo da consideração que o manipulador deverá ser controlado através dos sinais EMG, é imediato então que quem deve fornecer a posição alvo para o manipulador são estes sinais musculares, e estes devem então ser assignados à variável *Setpoint*.

Anteriormente, para a sintonia do controlador PID, utilizou-se como *Input* o ângulo em que o manipulador estava, afim de que o controlador pudesse atingir o *Setpoint* definido como 90° , sem intervenção do usuário. Porém, para se utilizar o sinal EMG, dois pontos importantes devem ser lembrados:

- A intensidade do sinal EMG é proporcional à intensidade do esforço muscular;
- O músculo pneumático é considerado um atuador de força, pois varia esta grandeza de acordo com a variação da pressão com que é alimentado.

Assim, o correto é então definir a pressão no atuador como *Input* para o controle do manipulador com sinal EMG, vide esquemático na Figura 4.9. Esta analogia é equivalente ao fato de que o músculo humano não possui controle de posição, apenas controle de força, através da qual o ser humano consegue posicionar seus membros onde desejado.

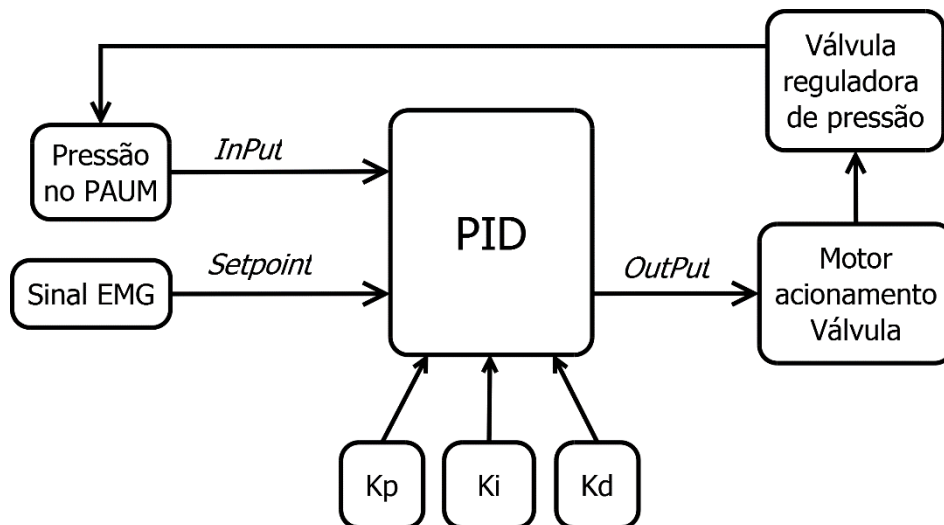


Figura 4.9 - Esquemático PID para testes com EMG

Logo, durante os testes utilizando o sinal EMG, o usuário estará na verdade controlando a pressão que será enviada ao músculo pneumático, e indiretamente, através do feedback visual, tentará manter o manipulador em uma posição angular fixa.

Descritas as informações acima, a Figura 4.10 apresenta o pseudocódigo do algoritmo do controlador

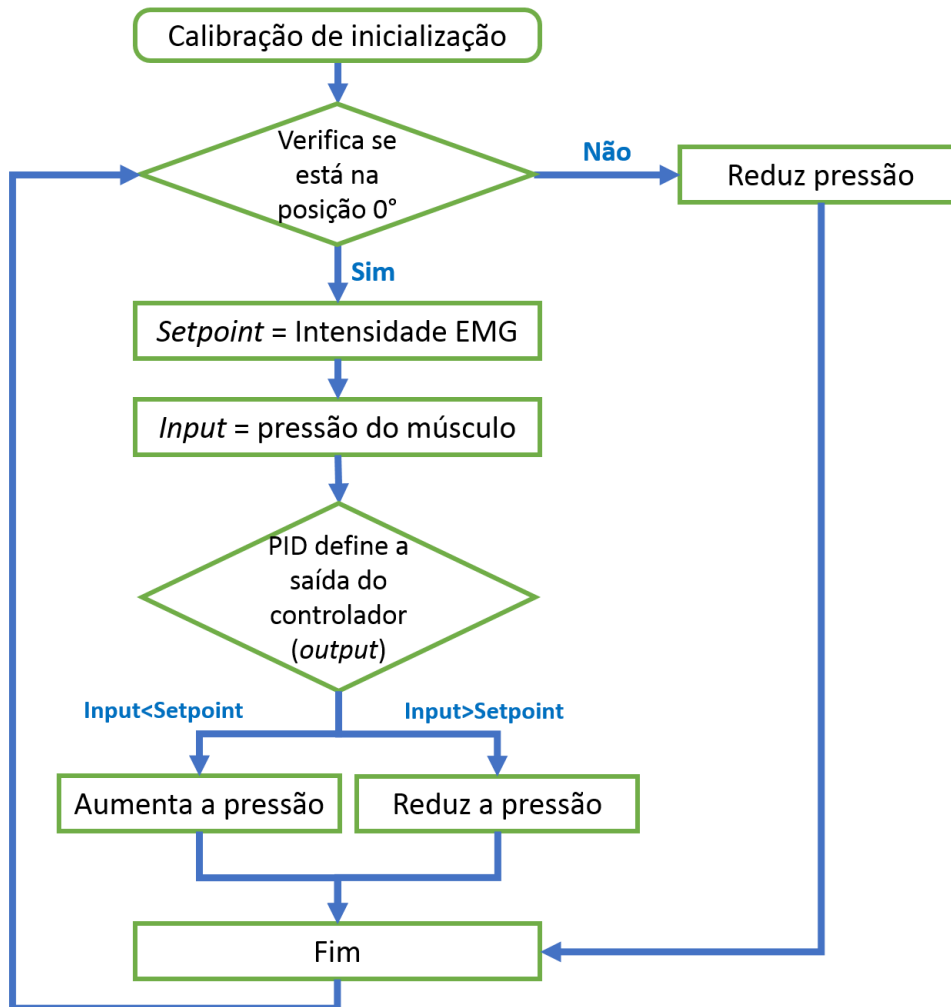


Figura 4.10 - Pseudocódigo rotina de controle

Capítulo 5

Levantamento de Parâmetros

Neste capítulo é efetuada a aquisição dos dados necessários para caracterização da bancada e posteriormente utilizando os sinais EMG para controle do manipulador.

Para padronizar as medições realizadas, alguns cuidados foram tomados:

- A pressão de ar no reservatório foi mantida em 110 Psi, a cada novo teste a pressão era aferida, e caso necessário, corrigida;
- Os testes foram realizados todos em um mesmo dia, para que as variações de temperatura e humidade do ar, assim como o posicionamento dos sensores EMG na pele fossem os mesmos;
- A tensão das baterias foi aferida entre consecutivos testes.

5.1 Caracterização da bancada

Sabe-se que devido à natureza construtiva da bancada deste trabalho, imperfeições e erros intrínsecos são esperados. Quantificar estas propriedades da bancada se torna essencial para que os resultados posteriores não sejam julgados por erros intrínsecos na plataforma de testes.

Para se caracterizar a bancada, a metodologia consistiu em submeter a mesma a testes sem uso do sinal EMG, ou seja, executando o algoritmo utilizado para a sintonia de PID, onde a bancada por si só tenta manter o manipulador em uma posição predeterminada. Para tornar este teste mais abrangente, o ângulo de *Setpoint* foi variado ao longo de todo o curso do manipulador, na faixa de 10° a 120° , com intervalos de 10° entre testes, ou seja, 12 repetições foram efetuadas. Os dados obtidos nestas repetições estão apresentados iniciando na Figura 5.1 até a Figura 5.12.

Para simular uma condição diferenciada, fixou-se na extremidade do manipulador uma massa de testes de aproximadamente 300 gramas, disponível no laboratório. Com esta massa afixada, foram realizados testes nas posições 30° , 50° , 70° e 90° . O Resultado destes testes está apresentado na sequência dos anteriores, da Figura 5.13 a Figura 5.16.

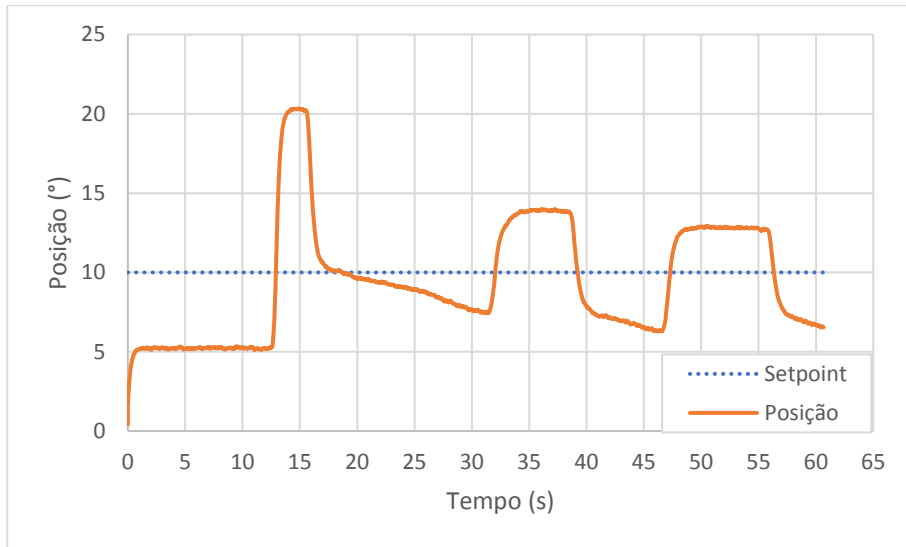


Figura 5.1 - *Setpoint* em 10°

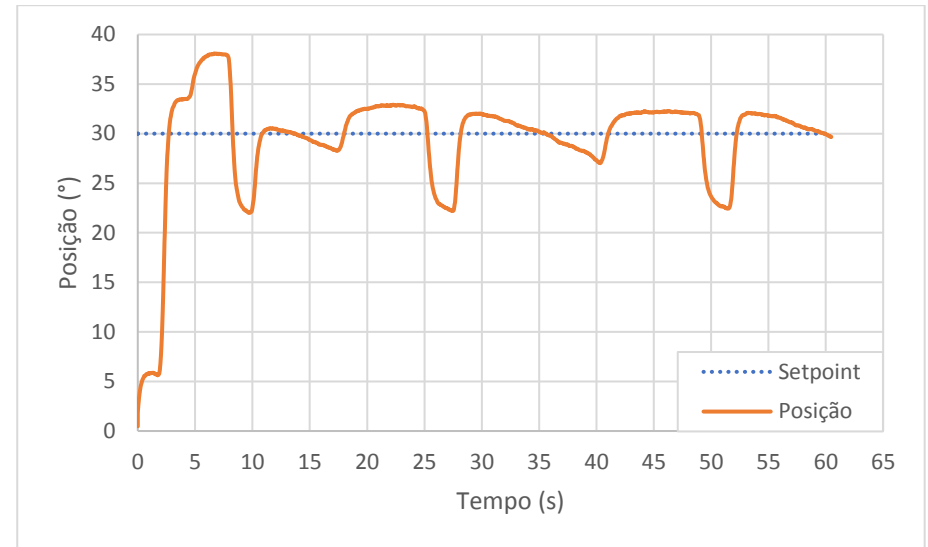


Figura 5.3 - *Setpoint* em 30°

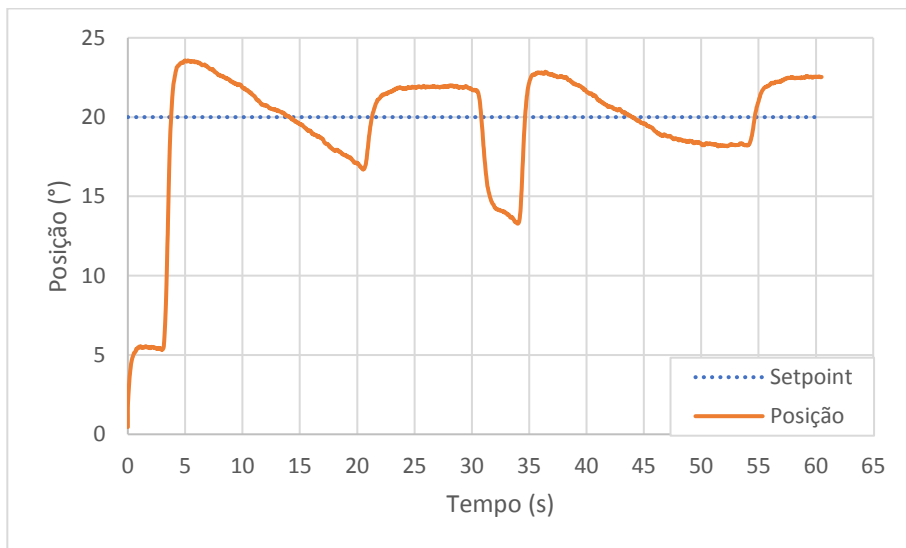


Figura 5.2 - *Setpoint* em 20°

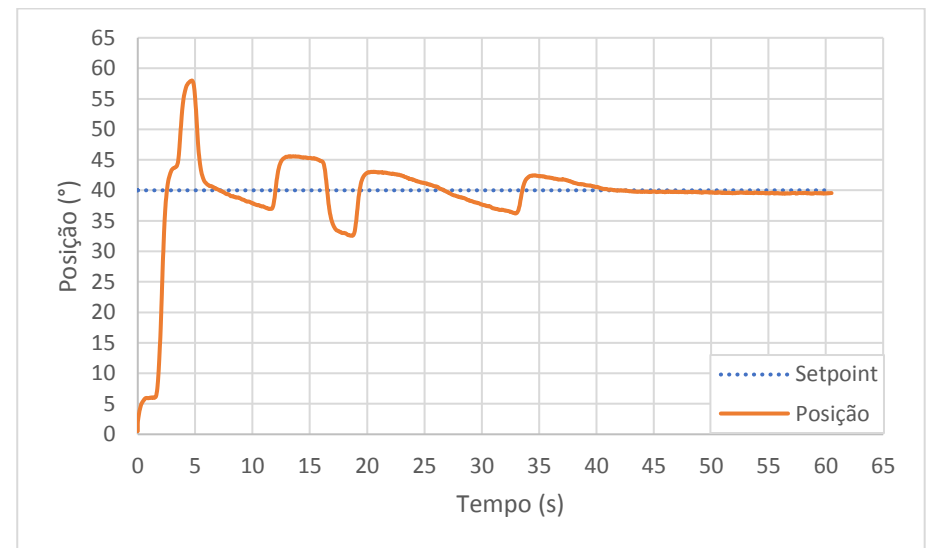


Figura 5.4 - *Setpoint* em 40°

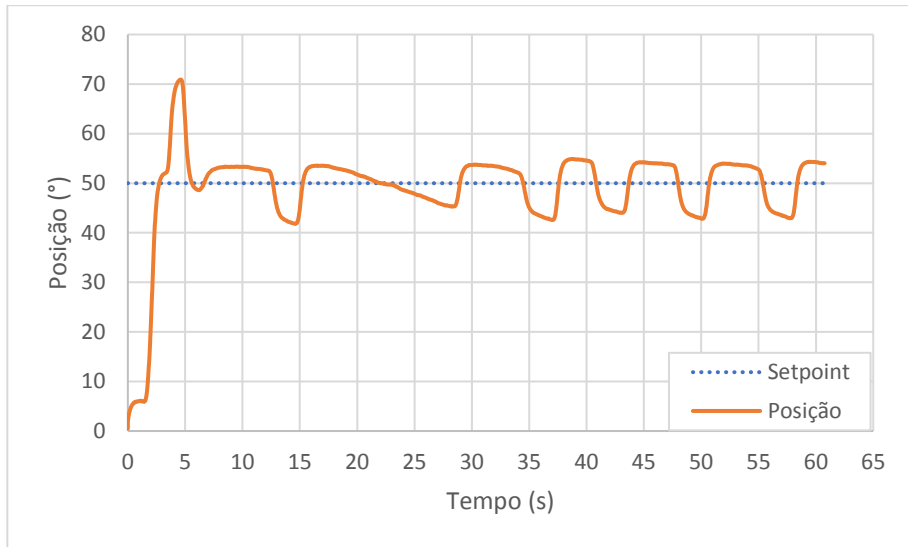


Figura 5.5 - *Setpoint* em 50°

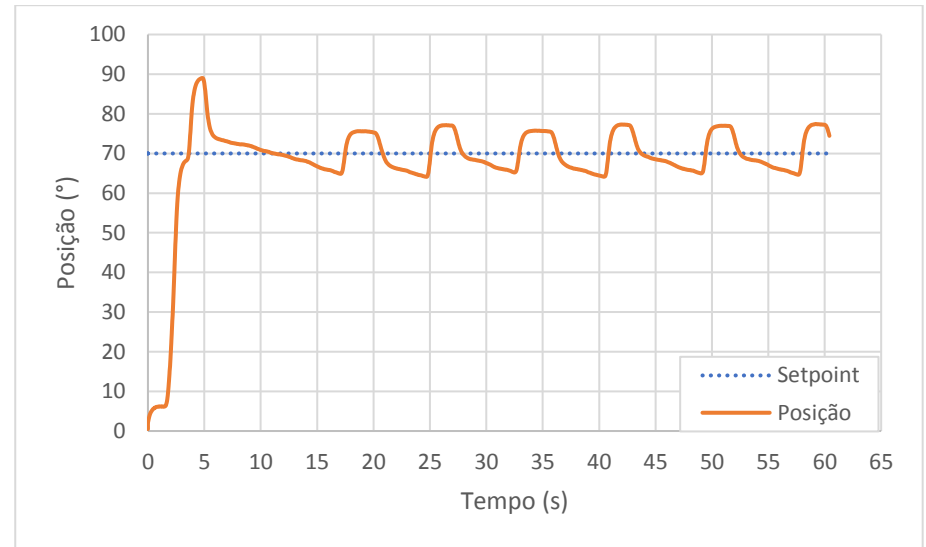


Figura 5.7 - *Setpoint* em 70°

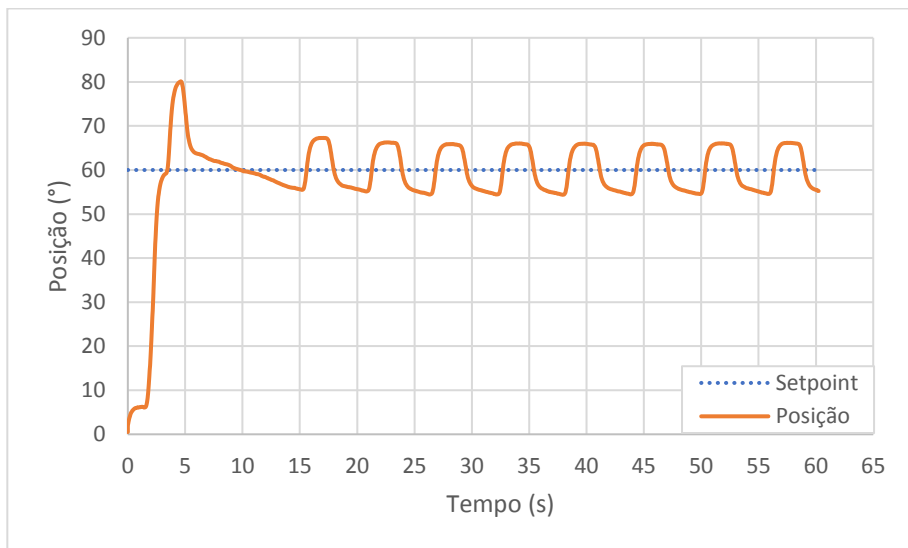


Figura 5.6 - *Setpoint* em 60°

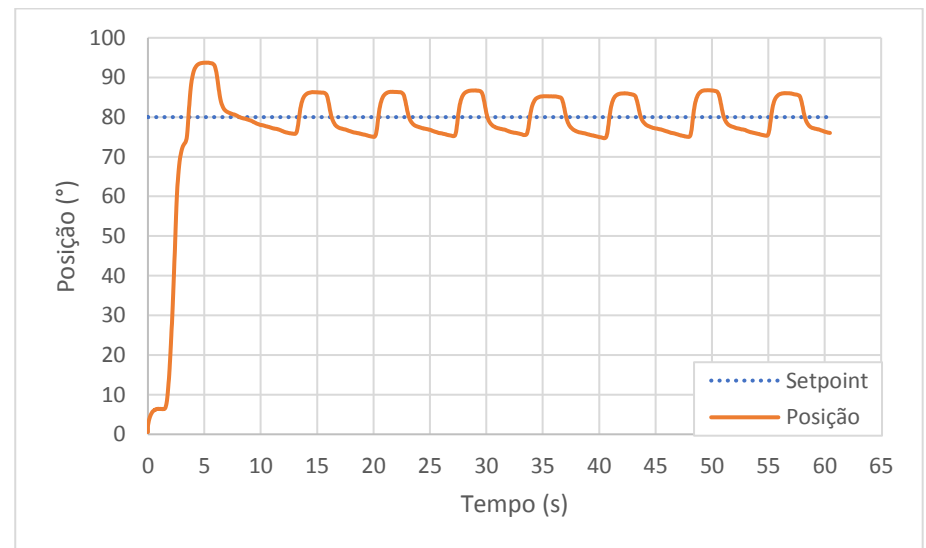


Figura 5.8 - *Setpoint* em 80°

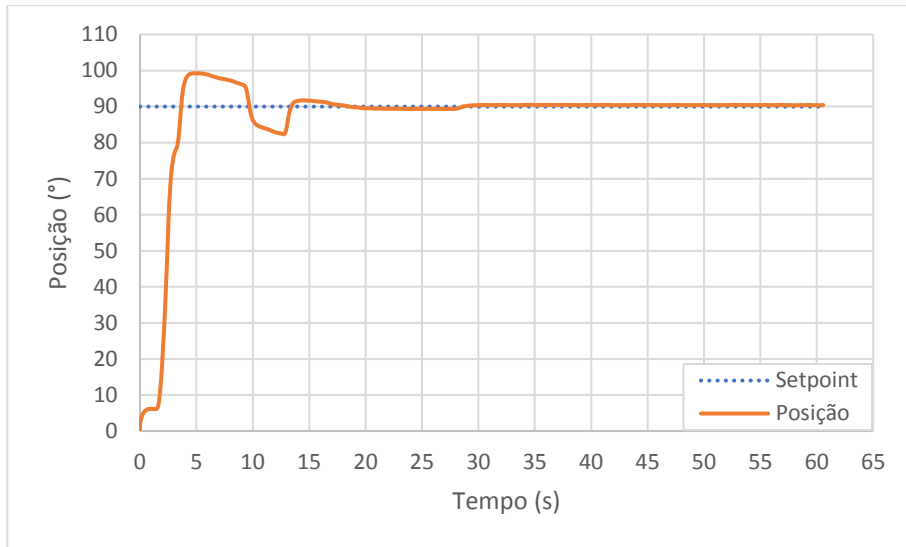


Figura 5.9 - *Setpoint em 90°*

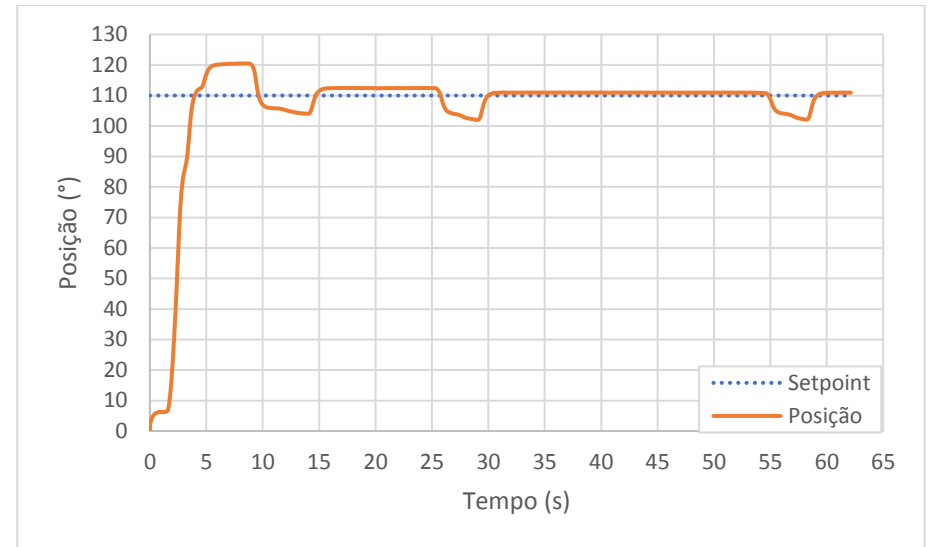


Figura 5.11 - *Setpoint em 110°*

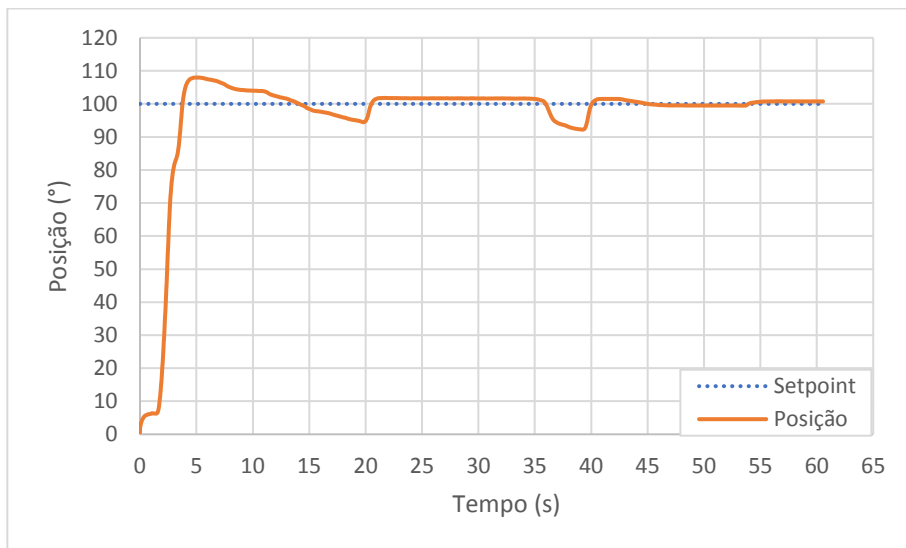


Figura 5.10 - *Setpoint em 100°*

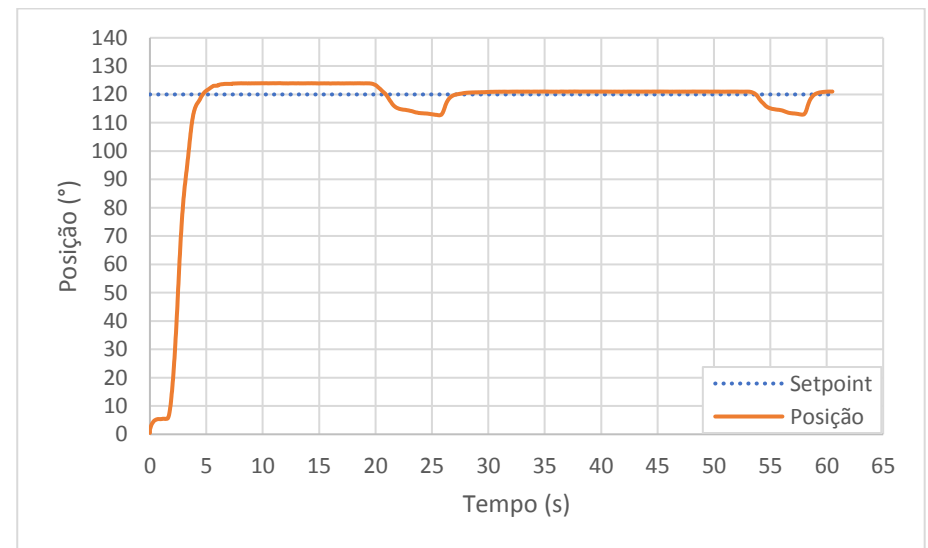


Figura 5.12 - *Setpoint em 120°*

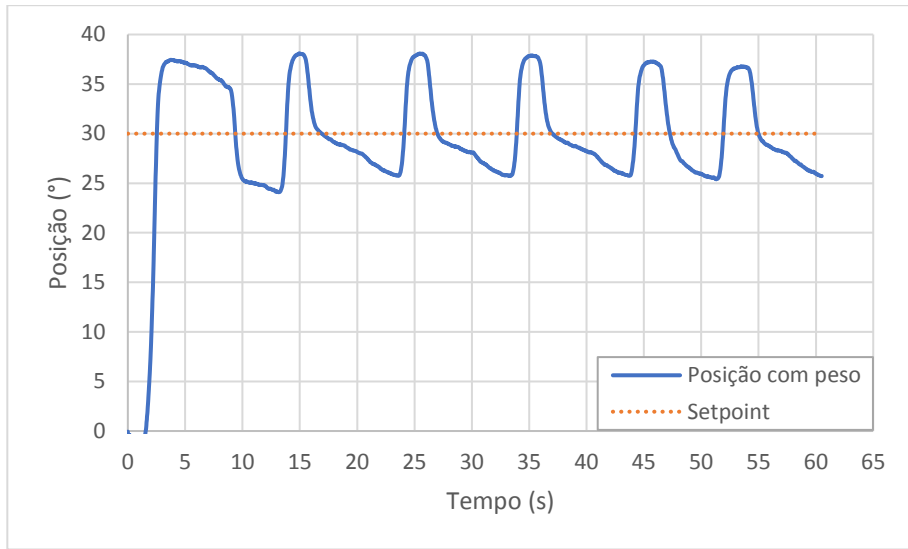


Figura 5.13 - *Setpoint* em 30° com massa de teste

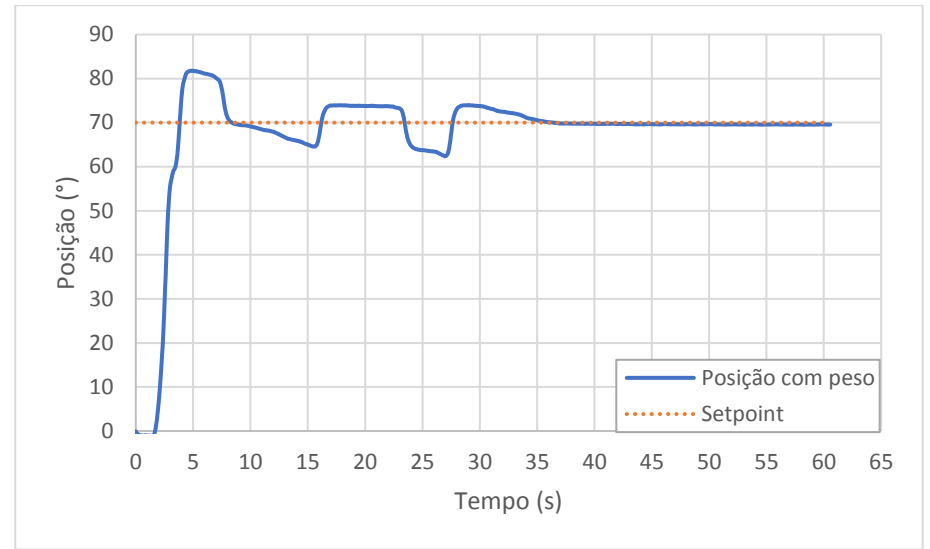


Figura 5.15 - *Setpoint* em 70° com massa de teste

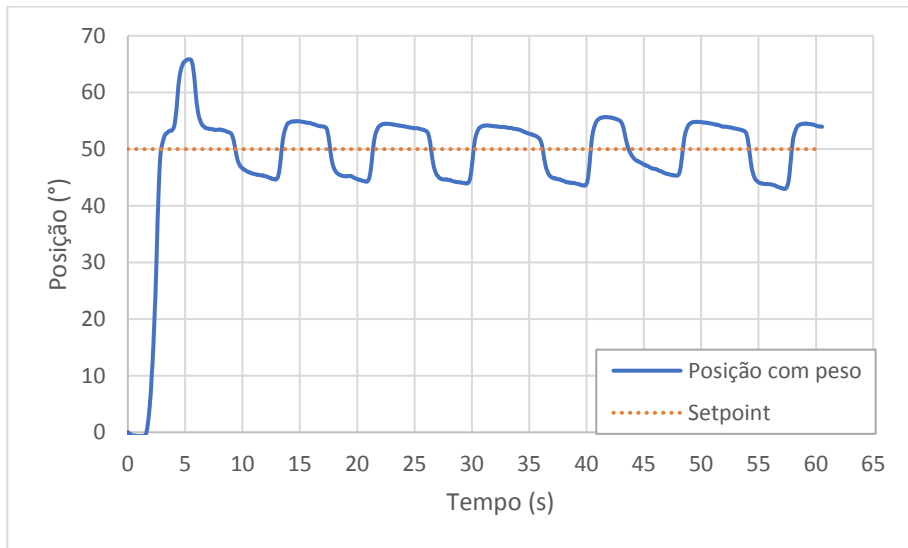


Figura 5.14 - *Setpoint* em 50° com massa de teste

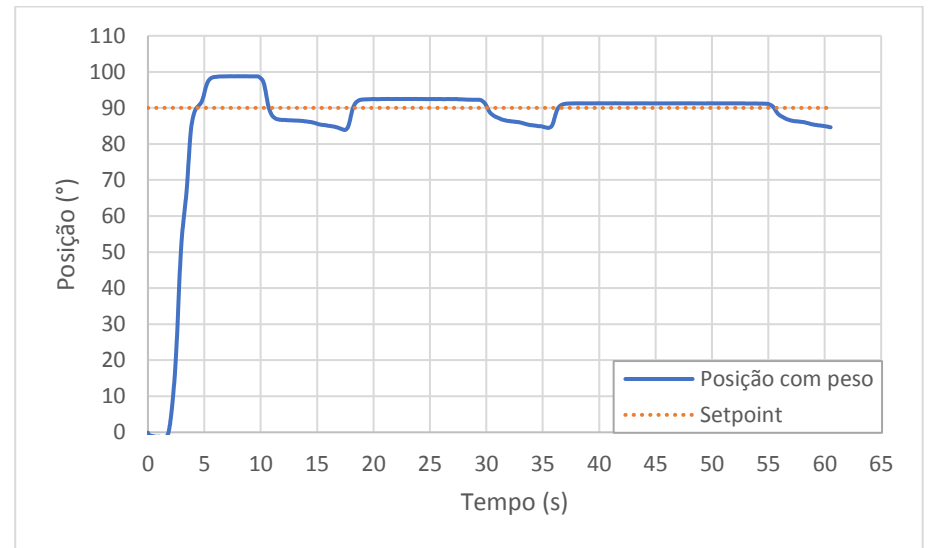


Figura 5.16 - *Setpoint* em 90° com massa de teste

Os dados coletados ao longo dos testes são resumidamente apresentados na Tabela 5.1 e na Tabela 5.2, sendo melhor discutidos na Seção 5.3.

As grandezas *máximo*, *mínimo*, *desvio padrão* e *média* para cada teste foram calculados utilizando apenas os dados após o *overshoot* inicial, afim de avaliar apenas a variação de posicionamento em regime permanente, desprezando o transitório inicial.

A grandeza *tempo de resposta* consiste no tempo necessário para o manipulador atingir pela primeira vez a posição alvo, referindo-se, portanto, a velocidade com a qual o manipulador responde ao estímulo.

Por fim, a grandeza *overshoot* consiste na diferença entre o primeiro máximo e a posição alvo, ou seja, por quanto o manipulador ultrapassou o alvo na tentativa de atingi-lo.

Posição (°)	Máximo (°)	Mínimo (°)	Desvio Padrão	Média (°)	Tempo de Resposta (s)	Overshoot (°)
10	13,99	6,28	2,60	9,85	12,9	10,35
20	22,86	13,28	2,33	19,99	3,79	3,57
30	32,91	22	2,94	29,86	2,71	8,08
40	45,58	32,54	2,49	40,02	2,56	17,99
50	54,91	41,82	4,03	50,14	2,75	20,90
60	67,28	54,37	4,64	59,94	3,46	20,11
70	77,44	64,11	4,37	69,94	3,62	19,02
80	86,78	74,68	4,25	79,93	3,60	13,73
90	91,74	82,31	1,69	89,86	3,67	9,24
100	101,82	92,2	2,46	99,70	3,77	7,98
110	112,49	101,98	3,07	109,65	3,97	10,51
120	121,04	112,63	2,88	119,26	4,70	3,99

Tabela 5.1 - Resultados de teste de manter posições

Posição (°)	Máximo (°)	Mínimo (°)	Desvio Padrão	Média (°)	Tempo de Resposta (s)	Overshoot (°)
30	38,10	24,09	4,17	29,65	2,53	7,45
50	55,66	42,97	4,40	49,89	2,91	15,86
70	73,96	62,37	2,71	69,86	3,84	11,77
90	92,49	83,88	2,82	89,56	4,32	8,79

Tabela 5.2 - Resultados teste de manter posição com adição de massa de teste

5.2 Controle de posição com Sinal EMG

Na seção anterior realizou-se testes com a bancada por si só afim de verificar o comportamento da mesma para um *Setpoint* fixo, nesta seção será melhor compreendido o porquê deste teste. Como já descrito, o sinal EMG possui componentes complexas, trazendo a ele aparência ruidosa, característica que é carregada consigo agora que este será o *Setpoint* para o controlador da bancada.

O controlador foi então configurado para fazer com que a pressão enviada ao atuador, tenha a mesma proporção do esforço lido pelo sinal EMG, por exemplo, se for lido um esforço equivalente a 10% do esforço máximo (obtido na calibração inicial, como descrito na seção 4.2.4), a pressão a ser enviada ao atuador será de 10% do valor máximo permitido para este (definido em 80 Psi).

Para a realização deste teste, escolheu-se as posições angulares de 30°, 50°, 70°, 90° e 110°. Cujos resultados são apresentados da Figura 5.17 à Figura 5.21. Durante os testes, foram armazenados os dados referentes a intensidade do sinal EMG lido, a pressão enviada ao atuador, e a conseqüente posição obtida pela ação do mesmo. Durante os testes o usuário tentou manter o manipulador o mais próximo possível da posição angular escolhida, apresentada nos gráficos como a série “Posição”.

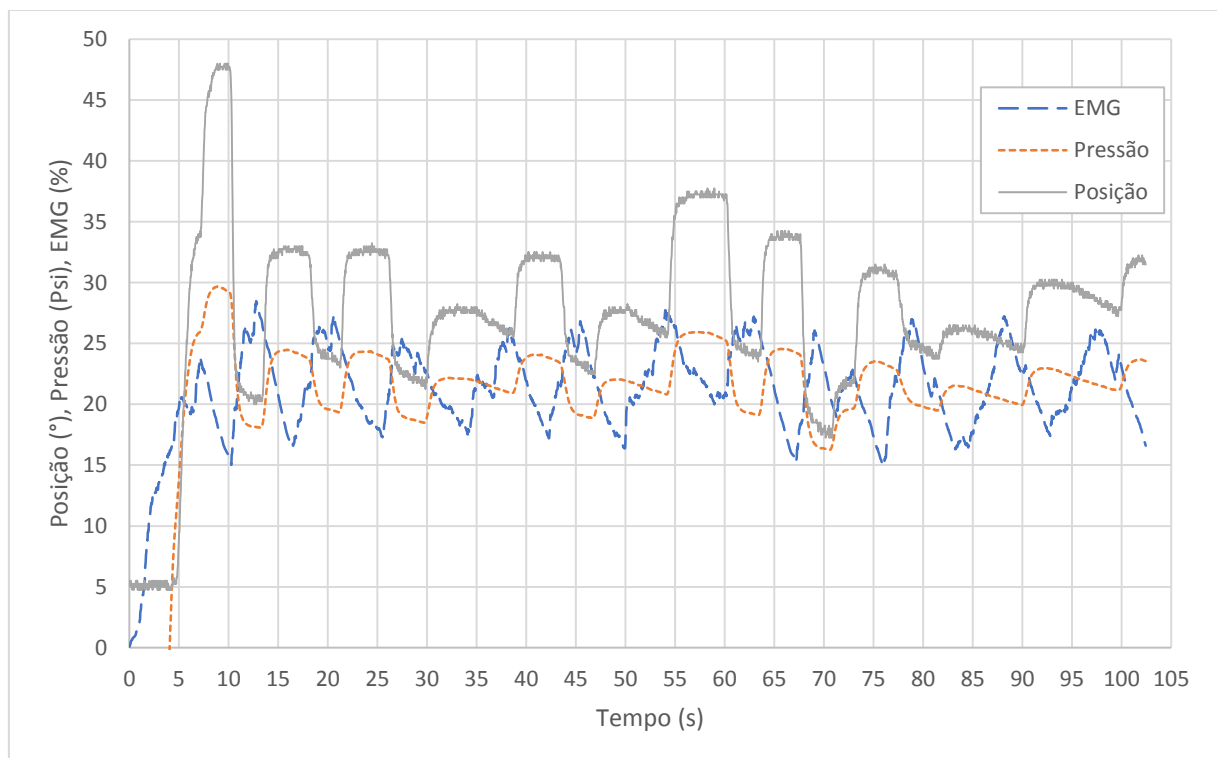


Figura 5.17 - Tentativa manter 30°

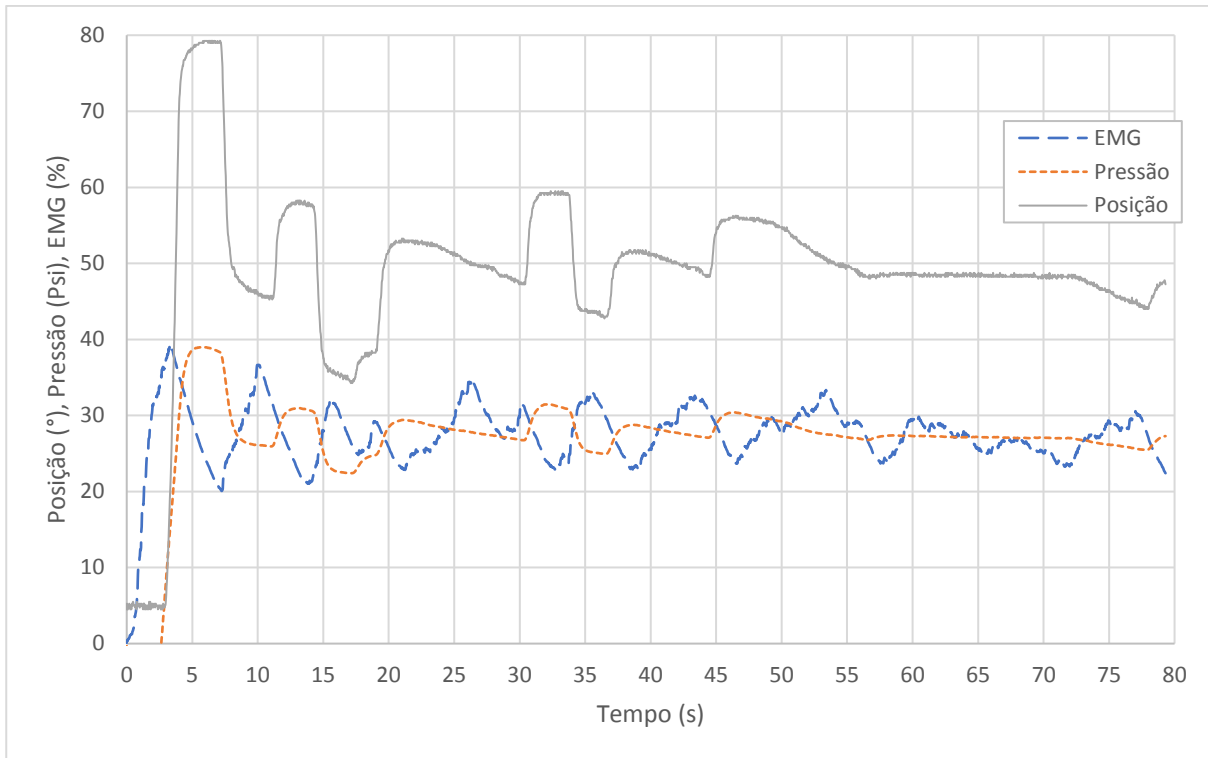


Figura 5.18 - Tentativa manter 50°

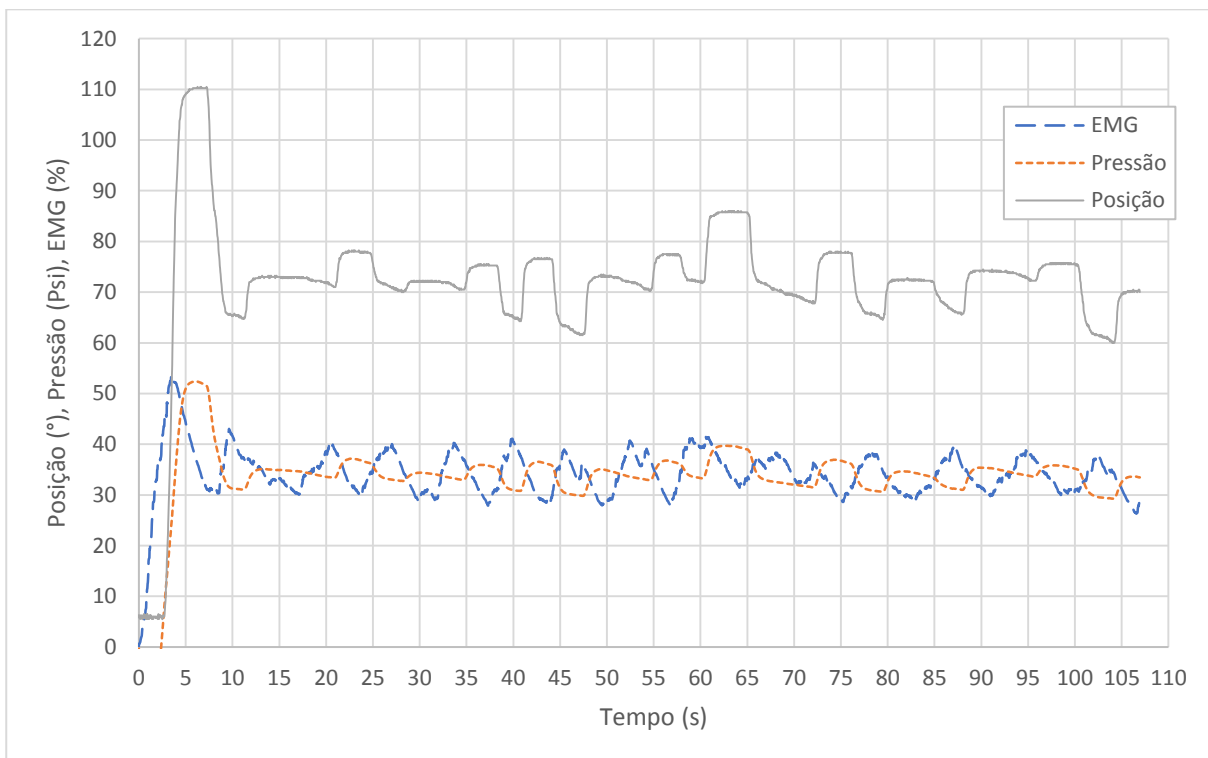


Figura 5.19 - Tentativa manter 70°

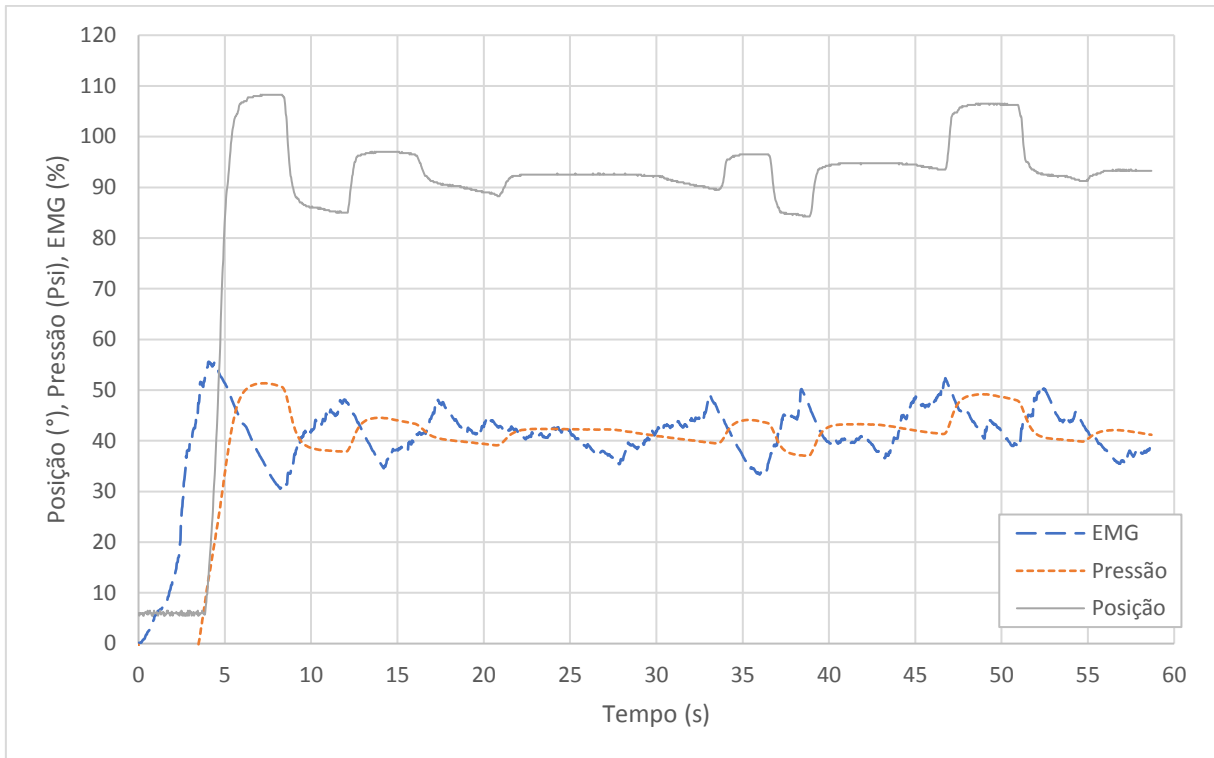


Figura 5.20 - Tentativa manter 90°

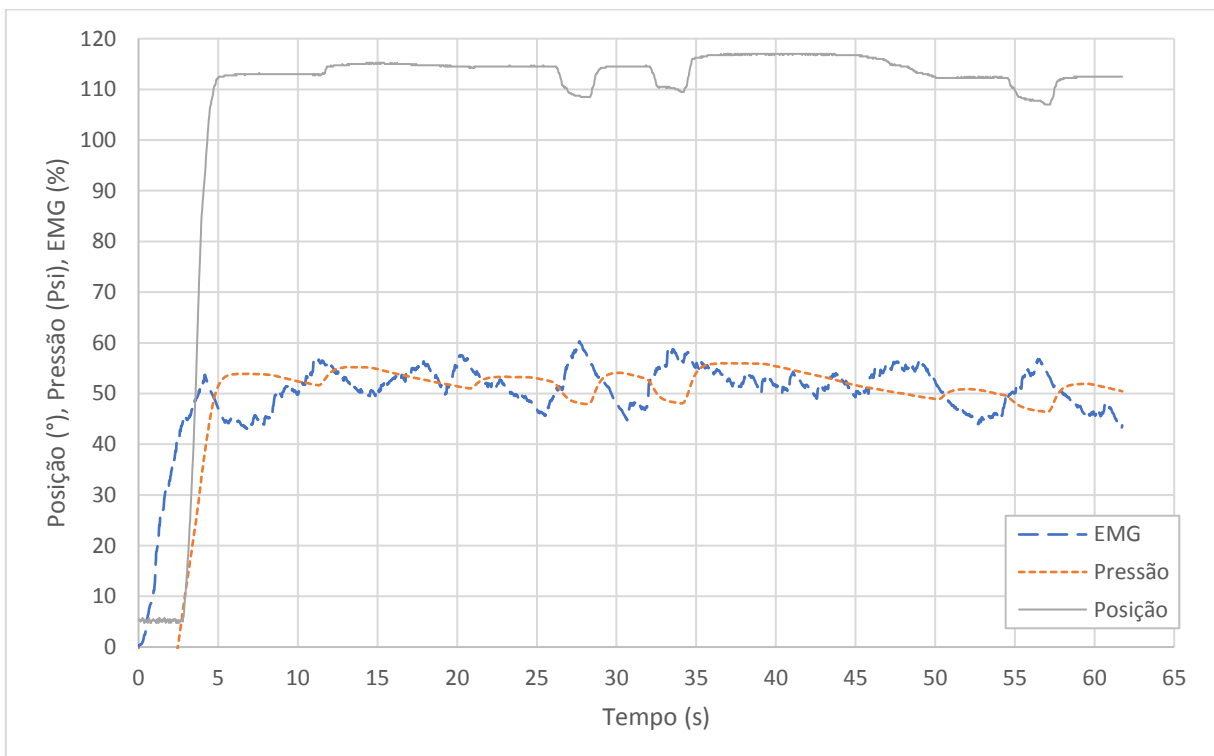


Figura 5.21 - Tentativa manter 110°

Os dados obtidos nos testes com sinal EMG são resumidas na Tabela 5.3. A obtenção das variáveis da tabela seguiu o padrão tomado nos resultados da seção anterior.

Posição (°)	Máximo (°)	Mínimo (°)	Desvio Padrão	Média (°)	Tempo de Resposta (s)	Overshoot (°)
30	37,75	17,25	4,43	27,89	6,14	18,00
50	59,50	34,25	4,95	49,34	3,77	29,25
70	86,00	60,00	4,99	72,28	3,70	40,50
90	106,50	84,25	4,87	93,31	5,16	18,25
110	117,00	107,00	2,34	113,78	4,72	3,25

Tabela 5.3 - Resultados teste controle por EMG

5.3 Análise de resultados

Os gráficos apresentados na Seção 5.1 nos permitem observar alguns fenômenos interessantes. O primeiro deles é o fato de que o controlador apenas foi capaz de atingir o regime permanente do manipulador em algumas posições. Isto se deve ao fato de a relação entre o comprimento do músculo pneumático e a posição angular do manipulador não serem lineares. Como o controlador PID foi sintonizado para o *Setpoint* de 90° na Seção 4.2.3, não há garantia de que este apresentará bom desempenho para todas as posições.

Outro fenômeno pertinente é que a inserção de massa na extremidade do manipulador não trouxe complicações para o controlador, apenas no teste para o ângulo de 70° (Figura 5.15) a presença da massa promoveu influência, acelerando a convergência para este ângulo. A presença da massa, portanto, apenas adicionou inércia nos movimentos do manipulador, gerando oscilações após a ação do atuador.

A respeito da oscilação em torno do *Setpoint* em algumas posições, sabe-se ainda que parte é de responsabilidade do motor utilizado, e outra parte da válvula que foi automatizada, estes pontos são discutidos individualmente a seguir.

O motor utilizado foi acionado por sinal PWM, ou seja, de maneira gradual. Porém, quando este for solicitado à pequenas rotações, deve-se vencer a inércia inicial do giro, além da resistência existente à rotação da válvula, logo, o controlador aumentaria o valor de saída até que o motor iniciasse a resposta. No momento em que o motor inicia o giro, ocorre uma rotação maior do que a efetivamente necessária devido a compensação feita pelo controlador, resultando por fim em uma alteração excessiva na variável controlada, a oscilação causada nos gráficos da Figura 5.6 e da Figura 5.8 são exemplos deste fenômeno.

Em relação a válvula, deve-se ressaltar que esta é uma válvula manual, que foi convertida para funcionar automaticamente. A consequência disso é que a válvula manual possui o fenômeno de *backlash*, ou seja, quando ocorre a inversão do sentido de giro da mesma, existe uma “zona morta” na qual a rotação do registro não causa variação alguma de pressão. O controlador PID não considera esta característica e ao perceber que não houve a alteração por ele solicitada, amplifica ainda mais sua saída na tentativa de promover a correção. Este

fenômeno gera instabilidades, sendo um dos responsáveis pela não estabilização em algumas regiões. A combinação dos fenômenos mencionados, do motor e da válvula, podem ser melhor compreendidas ao observar a Figura 5.22, onde está representado um período de operação do manipulador, ao tentar manter a posição de 90° . Observa-se que para pequenos valores de saída do controlador não há variação da posição do manipulador, devido à inércia rotacional do motor. Também pode-se observar que o controlador necessita manter elevado o valor da saída durante um período de tempo, até que a posição comece a alterar, resultado gerado pela “zona-morta” da válvula reguladora de pressão.

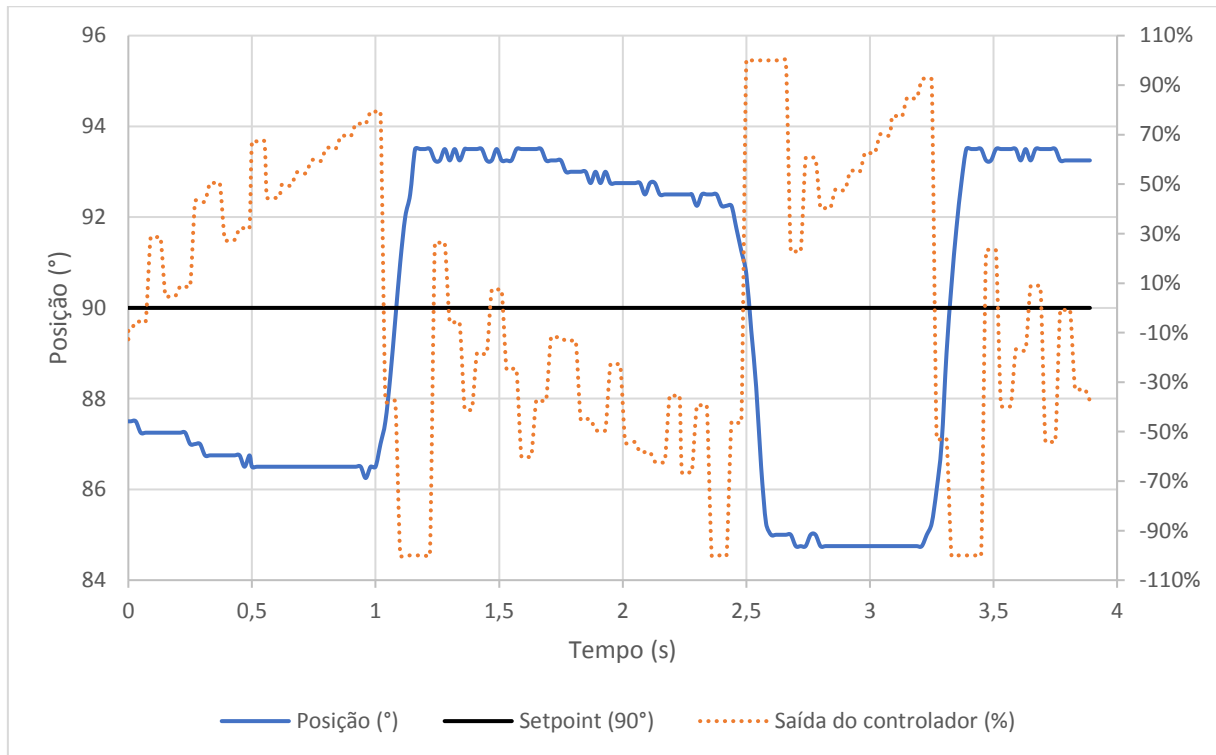


Figura 5.22 - Demonstração "Zona-Morta" e Resposta do Motor

Por fim, os dados resumidos na Tabela 5.1 e na Tabela 5.2 mostram que para todos os ângulos testados, após o *overshoot* inicial, podem existir oscilações de até 10° para mais ou para menos, em relação ao *Setpoint*, informação apresentada nas colunas *Máximo* e *Mínimo*. Se observarmos as colunas referentes aos valores médios, percebemos que a bancada é capaz de aproximar a posição do manipulador para a posição desejada. Já nas colunas do desvio padrão, observamos a faixa angular dentro da qual o manipulador se manteve durante os testes, representando, portanto, a capacidade da bancada em manter a posição desejada.

Tomando uma análise subjetiva dos resultados, devido a inserção do fator humano, o usuário evidencia o fato de que o uso da bancada requer treinamento, assim como uma prótese necessitaria de um período de adaptação. Em momentos do teste, o usuário possuía maior controle do manipulador, mas é necessária muita concentração para manter a posição do mesmo, qualquer movimento diferente do necessário causa pequenas excitações do músculo monitorado, e conseqüentemente é fornecido um sinal discrepante ao controlador, que age imediatamente no manipulador, alterando sua posição. Este fenômeno aconteceu durante o teste

para manter a posição de 90°, e optou-se por manter os dados com este efeito, para proporcionar esta análise.

Outra característica a influenciar o controle da bancada por sinais EMG foi o ruído sonoro gerado pelo motor que controla a válvula, pois o usuário podia identificar com antecedência uma correção que o controlador estava prestes a realizar.

Cabe mencionar ainda que o antebraço do usuário não foi preso durante a realização dos testes, este se manteve na posição que lhe proporcionava maior conforto. Isso influencia nos resultados, pois, a intensidade do sinal EMG lido não é a mesma para todas as posições do braço, além do fato de que se o usuário movimentasse o braço durante os testes, parte da concentração era desviada e o nível do sinal EMG era conseqüentemente afetado.

A observação da Tabela 5.3 nos permite dizer que mesmo possuindo as influências mencionadas, a bancada proporcionou ao usuário a capacidade de controlar a posição do manipulador, tal informação está especificamente na coluna de médias, onde observa-se variações maiores em relação ao alvo, quando comparados aos dados da bancada sem sinal EMG, porém ainda nas redondezas da posição alvo.

Os desvios padrões observados nos testes com sinal EMG (Tabela 5.3) são próximos aos obtidos sem o sinal (Tabela 5.1, Tabela 5.2), o que nos leva a observação de que a maior contribuição na imprecisão da bancada foi devido aos componentes utilizados em sua construção, especialmente a válvula automatizada.

Capítulo 6

Conclusão

A bancada construída apresentou sólido funcionamento, estando então disponível para os testes e levantamento de dados de desempenho com *Setpoint* fixo e posteriormente com sinais EMG.

Os resultados foram levantados, obtendo-se como erro intrínsecos da bancada, ou seja, imprecisão do controlador e dos componentes utilizados na mesma, uma variação menor que 10° em torno do *Setpoint*.

Já quando se utilizou os sinais EMG, não bastava apenas avaliar a variação em torno do *Setpoint* (que não era mais fixo), pois é inserido o fator humano como controlador, e como já descrito, é necessário que o usuário esteja concentrado e realize treinamento. Extraída esta avaliação subjetiva, os dados tiveram variação próxima a apresentada pela bancada com *Setpoint* fixo, ou seja, o maior contribuinte para a variação dos resultados foram as imprecisões intrínsecas da bancada construída.

Feitas estas observações, demonstra-se a validade da construção da bancada, que permitiu além do levantamento dos dados, a constatação destes fenômenos subjetivos, impossíveis de se incluir em simulações computacionais.

Com isto, pode-se afirmar que o controle de movimento atuado por músculo pneumático pode ser realizado a partir de sinais eletromiográficos, desde que o sistema responsável pelo controle de pressão deste atuador, seja próprio para este fim, caso contrário será obtida lentidão de resposta e oscilações significativas na busca da estabilização no regime permanente.

Para se apresentar a relevância deste trabalho, é pertinente lembrar que o músculo humano promove o movimento controlado, através da variação de seu esforço. Algo similar ocorre no músculo pneumático, pois neste, varia-se a força realizada ao alterar a pressão pneumática a ele fornecida. Logo, pode-se afirmar que neste trabalho está se controlando a força realizada pelo músculo pneumático, através da força observada no músculo onde os sensores EMG estão instalados. Esta interpretação traz grande significância para o trabalho aqui realizado, no sentido de aproximar o movimento produzido por atuadores artificiais em relação aos movimentos naturais do corpo humano.

Para trabalhos futuros, deixa-se a recomendação de reconstrução da bancada com uso de uma válvula de pressão controlada eletronicamente, que possui menor tempo de resposta, menor *backlash*, e permitirá uma avaliação mais acurada do desempenho do sinal EMG no controle

de músculos pneumáticos. Analogamente, novos algoritmos podem ser utilizados juntamente com filtros, afim de promover melhorias no controle da bancada.

Referências Bibliográficas

- Akhtar, A.; Hargrove, L. J.; Bretl, T. (2012) Prediction of distal arm joint angles from EMG and shoulder orientation for prosthesis control , *34th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, San Diego - California.
- Alexander, C. K.; Sadiku, M. (2003). *Fundamentos de Circuitos Elétricos*. Bookman.
- Almeida, T. P. de (2012). *Decomposição de Sinais Eletromiográficos de Superfície Misturados Linearmente Utilizando Análise de Componentes Independentes*. Dissertação de Mestrado (Engenharia Elétrica) – Departamento de Engenharia Biomédica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas – SP.
- Andrade, A. O.(2000). *Metodologia para Classificação de Sinais EMG no Controle de Membros Artificiais*, Tese de Mestrado, UFU, Uberlândia – MG.
- Andrade, N. A. (2007). *Desenvolvimento de um Sistema de Aquisição e Processamento de Sinais Eletromiográficos de Superfície para a Utilização no Controle de Próteses Motoras Ativas*. Dissertação Mestrado (Engenharia Elétrica) - Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF.
- Barros, K. R. (2005). *Metodologia para Classificação de Sinais EMG para Controle de Prótese com Baixo Esforço Computacional*. Dissertação Mestrado (Mestre em Ciências) – Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.
- Basmajian, J. V.; DeLuca, C. J. (1985) *Muscle Alive: Their Functions Revealed by Electromyography*. ISBN:0-0683-00414-X. 5th Baltimore, Williams & Wilkins, 561.
- Beauregard, B. (2018). Arduino PID Library, Acesso em: setembro/18.
Disponível em: <https://playground.arduino.cc/Code/PIDLibrary>.
- Favieiro, G. W. (2009). *Controle de uma Prótese Experimental do Segmento Mão-Braço por Sinais Mioelétricos e Redes Neurais Artificiais*, Trabalho de Conclusão (Engenharia de Computação) – Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre – RS.
- Festo, *Solenoid Valves MHJ: fast-switching valves*. Junho 2012. 23p
- Guerra, W. de A. (2009). *Implementação de Controle Proporcional, Integral e Derivativo Digital em Controladores Lógico Programáveis*. Monografia Especialização (Engenharia de Instrumentação) Centro de Tecnologia e Geociências, Universidade Federal de Pernambuco, Recife – PE.
- Gupta, S. D. et al, (2013). Estimation of Arm Joint Angles from Surface Electromyography signals using Artificial Neural Networks. *OSR Journal of Computer Engineering, Volume 15*.

- Junior, F. d'A. M. (2011). *Modelagem e Controle de Músculo Pneumático*. Dissertação de Mestrado (Engenharia Mecânica). Departamento de Ciência e Tecnologia, Instituto Militar de Engenharia, Rio de Janeiro - RJ.
- Júnior, J. J. A. M. (2017). *Desenvolvimento de uma armband para captura de sinais eletromiográficos para reconhecimento de movimentos*. Dissertação de Mestrado (Engenharia Elétrica), Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica - Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Ponta Grossa - PR.
- Kozan, R. F. (2010). *Circuitos de Condicionamento e Interfaceamento para Sinais de Eletromiografia*. Trabalho de Graduação (Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira - SP.
- Lathi, B. P. (2008). *Sinais e sistemas lineares*. Tradução Gustavo Guimarães Parma. - 2. ed. Porto Alegre, RS. Bookman.
- Lopes, I. P. (2014). *Músculo de McKibben aplicado em manipulador não condutor*. Dissertação (Mestrado) – Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos. São Paulo SP.
- Marchetti, P.H.; Duarte, M. (2006). *Instrumentação em Eletromiografia. Nota técnica*, Laboratório de Biofísica, UFABC, São Bernardo do Campo.
- Nise, N. S. (2012). *Engenharia de Sistemas de Controle*. 6. ed. LTC.
- Ogata, K. (2011). *Engenharia de Controle Moderno*. 5. ed. Pearson.
- Onuki, D. M. (2005). *Sistema de Análise em Frequência de Filtros Analógicos*. Monografia (Engenharia de Computação) – Núcleo de Ciências Exatas e Tecnológicas, Centro Universitário Positivo, Curitiba – PR
- Ortolan, R. L. (2002). *Estudo e Avaliação de Técnicas de Processamento do Sinal Mioelétrico para o Controle de Sistemas de Reabilitação*. Dissertação de Mestrado (Engenharia Elétrica), Escola de Engenharia de São Carlos – Universidade de São Paulo, São Carlos – SP.
- Ramos, J. L. A. de S. (2013). *Controle de torque de um Exoesqueleto Atuado por Músculos Pneumáticos Artificiais Utilizando Sinais Eletromiográficos*. Dissertação de Mestrado – Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Departamento de Engenharia Mecânica, Rio de Janeiro – RJ.
- Ranjan, R.; Upadhyay, D.P.; Kumar, D.A.; & Dhyani, D.P. (2012). *Theoretical and Experimental Modeling of Air Muscle*. International Journal of Emerging Technology and Advanced Engineering. ISSN 2250-2459.
- Scofano, F. dos S. (2006). *Desenvolvimento de um elo pneumático de 3 graus de liberdade para manipuladores robóticos flexíveis*. Dissertação de Mestrado (Engenharia Mecânica). Departamento de Engenharia Mecânica, Pontifícia Universidade Católica, Rio de Janeiro – RJ.

- Sono, T. S. P. (2008). *Projeto de um Sistema de Controle Subatuado para uma Prótese de Mão*. Dissertação de Mestrado (Engenharia Mecânica), Departamento de Ciência e Tecnologia – Instituto Militar de Engenharia, Rio de Janeiro – RJ.
- Takahashi, L. S. O. (2006). Análise da relação entre eletromiografia e força do músculo quadríceps em exercícios resistidos. Dissertação de Mestrado (Bioengenharia), Escola de Medicina de São Carlos/ Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/ Instituto de Química de São Carlos – Universidade de São Paulo, São Carlos – SP.

Apêndice I

Código utilizado para o controle do manipulador:

```
#include <PID_v1.h>

int mta = 6; //pino a motor
int mtb = 5; //pino b motor
int i=1;
int vel=0;
const double Weight = 0.08;//Peso da leitura nova no 'Smooth'
const double calib_a = 0.1211, calib_b = -36.117;//coef. calib. pressão

double Setpoint =0, Input, Output, temp =0, pos, start, now, Khw, temp_old,
maximo;

PID PAAM_PID(&Input, &Output, &Setpoint, 8, 4, 6, DIRECT);
//kp Ki Kd

void setup() {
  pinMode(mta,OUTPUT);
  pinMode(mtb,OUTPUT);
  Serial.begin(9600);
  analogReference(EXTERNAL);//altera tensão de referência, que será 3.3V

  PAAM_PID.SetMode(AUTOMATIC);

  { //reduz pressão caso seja positiva
    while (((calib_a*analogRead(A3))+calib_b)>0)
      digitalWrite(mta,HIGH);
      digitalWrite(mtb,LOW);
    }
    digitalWrite(mta,LOW);

    start=millis();
    Serial.println("Durante 10 segundos, faça esforços de intensidade
máxima");
    temp_old=0;
    maximo=0;

    while ((millis()-start)<10000) {
      temp=abs(analogRead(A2)-511)/5.11;
      temp_old=temp_old+((temp-temp_old)*Weight*Weight);
      if (temp_old>maximo){
        maximo=temp_old;
      }
    }
    Khw=80/maximo;
    Serial.println(Khw);
    delay(2000);
    start=millis();
  }

void loop() {
  //verifica se a pressão está abaixo do limite de 80Psi
  if (((calib_a*analogRead(A3))+calib_b)<80) {
```

```

//Lê sinal EMG, tira módulo e converte para %
temp = Khw*abs(analogRead(A2)-511)/5.11;

//Atualiza o Setpoint com suavização
Setpoint = Setpoint + ((temp-Setpoint)*Weight*Weight);

//Lê sensor de pressão e converte para PSI
temp=((calib_a*analogRead(A3))+calib_b);
Input= Input+((temp-Input)*Weight); //Atualiza o Input com suavização

pos=((0.25*analogRead(A1))-22.5);

Serial.print((millis()-start)/1000);
Serial.print(" ");
Serial.print(Setpoint);
Serial.print(" ");
Serial.print(Input);
Serial.print(" ");
Serial.println(pos);

PAAM_PID.Compute();

vel=abs((Output-127.5)*2); //calcula velocidade do motor

if (Output<127) { //gira o motor para reduzir pressão
  analogWrite(mta,vel);
  digitalWrite(mtb,LOW);
}
else if (Output>127) { //gira o motor para aumentar pressão
  analogWrite(mtb,vel);
  digitalWrite(mta,LOW);
}
else { //mantém onde está
  digitalWrite(mta,LOW);
  digitalWrite(mtb,LOW);
}

}

else //caso a pressão esteja acima do limite de 80Psi, diminui
{
  digitalWrite(mta,HIGH);
  digitalWrite(mtb,LOW);
}

}

```