

TRABALHO DE GRADUAÇÃO

**DESENVOLVIMENTO DE SISTEMAS DE CONTROLE
PARA APLICAÇÃO EM FES**

Por,
Herlandson Cardoso de Moura

Brasília, dezembro de 2013



**ENGENHARIA
MECATRÔNICA**
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

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

TRABALHO DE GRADUAÇÃO
**DESENVOLVIMENTO DE SISTEMAS DE CONTROLE
PARA APLICAÇÃO EM FES**

Por,
Herlandson Cardoso de Moura

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

Banca Examinadora

Prof. Antônio Padilha Lanari Bó, ENE/UnB

Orientador

Profa. Flávia Maria G. Oliveira, ENE/UnB

Examinador interno

Profa. Clarissa Cardoso dos Santos, FCE/Unb

Examinador externo

Brasília, dezembro de 2013

FICHA CATALOGRÁFICA

HERLANDSON, CARDOSO DE MOURA

Desenvolvimento de sistemas de controle para aplicação em FES ,

[Distrito Federal] 2013.

x, 109p., 297 mm (FT/UnB, Engenheiro, Controle e Automação, 2013). Trabalho de Graduação – Universidade de Brasília.Faculdade de Tecnologia.

1. Estimulação Elétrica Funcional

2. Controlador PID

3. Lógica fuzzy

I. Mecatrônica/FT/UnB

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

MOURA, H. C., (2013). Desenvolvimento de sistemas de controle para aplicação em FES. Trabalho de Graduação em Engenharia de Controle e Automação, Publicação FT.TG-*n*°014, Faculdade de Tecnologia, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 86p.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Herlandson Cardoso de Moura

TÍTULO DO TRABALHO DE GRADUAÇÃO: Desenvolvimento de sistemas de controle para aplicação em FES.

GRAU: Engenheiro

ANO: 2013

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

Herlandson Cardoso de Moura

SQN 405 Bloco K AP.208 - Asa Norte.

70846-110 Brasília- DF - Brasil.

Dedicatória

Dedico esse trabalho aos meus pais, familiares e amigos que me apoiaram durante essa jornada.

Herlandson Cardoso de Moura

RESUMO

O termo FES (*Functional Electrical Stimulation*), ou em português Estimulação Elétrica Funcional, designa a técnica de ativação neural controlada obtida por intermédio da aplicação de correntes de baixa intensidade, possibilitando dessa forma uma movimentação funcional. A difusão da aplicação dessa técnica para fins terapêuticos ainda é limitada devido ao baixo desempenho alcançado utilizando-se sistemas de controle em malha aberta, abordagem a qual ainda é largamente utilizada. A abordagem em malha fechada, por outro lado, pode proporcionar diversos benefícios e facilidades tanto na implementação quanto na utilização do sistema. Tendo em vista esse cenário o presente trabalho busca projetar diferentes controladores para aplicação em sistemas FES, utilizando-se para tanto sistemas como o controle PID simples, controladores Fuzzy e o controle por antecipação (*feedforward*). Uma vez projetados tais sistemas, os mesmos são implementados e utilizados em experimentos com diferentes condições experimentais para fins de comparação, visando o controle do posicionamento angular do antebraço em relação a articulação do cotovelo. Para realização dos experimentos, no projeto também são desenvolvidas bibliotecas para comunicação entre os softwares de controle e os sensores/estimulador, bem como um aparato a ser utilizado em experimentos da área. A resposta do sistema FES integrado mostra que os controladores desenvolvidos alcançaram os resultados esperados, onde os mais robustos possibilitaram um aumento na velocidade de resposta e uma minimização do erro entre o sinal de referência e a posição real do membro considerado.

Palavras Chave: FES, PID, lógica fuzzy, feedforward, co-contração

ABSTRACT

The term FES (Functional Electrical Stimulation) designates the technique of controlled neural activation obtained through the application of low intensity currents, allowing then a functional movement. The propagation of this technique for therapeutic purposes is still limited due to the low performance achieved using open loop control systems, which is still widely used. The closed loop systems, on the other hand, may provide several benefits and facilities either in the implementation and use of the system. In face of this, the present work seeks to design different controllers for use in FES systems, using for these systems as the basic PID control, Fuzzy and feedforward controllers. Once designed such systems, they are implemented and used in experiments with different test conditions for comparative purposes, in order to control the angular position of the

forearm in relation to the elbow joint. For the experiments, libraries for communication between the control software and sensors / stimulator are also developed, as well as an apparatus to be used in experiments in the area. The integrated response of the FES system shows that the developed controllers achieved the expected results, which the more robust enabled a increase in response speed and a minimization of the error between the reference signal and the actual position of the member considered.

Keywords: FES, PID, fuzzy logic, feedforward, co-contraction

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	CONTEXTUALIZAÇÃO	1
1.2	DEFINIÇÃO DO PROBLEMA	2
1.3	OBJETIVOS DO PROJETO	3
1.4	APRESENTAÇÃO DO MANUSCRITO	4
2	FUNDAMENTAÇÃO	5
2.1	INTRODUÇÃO	5
2.2	FES	5
2.2.1	FISIOLOGIA DA CONTRAÇÃO MUSCULAR	5
2.2.2	ESTIMULADORES ELETRÔNICOS	7
2.2.3	ELETRODOS DE SUPERFÍCIE	9
2.3	SISTEMAS DE CONTROLE E FERRAMENTAS MATEMÁTICAS	10
2.3.1	CONTROLADOR PID	10
2.3.2	ANTI-WINDUP	11
2.3.3	CONTROLE DA IMPEDÂNCIA	12
2.3.4	LÓGICA FUZZY	14
2.3.5	MÉTODO DE NEWTON	16
3	DESENVOLVIMENTO	18
3.1	INTRODUÇÃO	18
3.1.1	CONTROLADOR PID	19
3.1.2	CONTROLADOR PID COM SINTONIZAÇÃO ADAPTATIVA POR LÓGICA FUZZY	20
3.1.3	CONTROLE FEEDFORWARD ATRAVÉS DA REFERÊNCIA	24
3.1.4	CONTROLE DA IMPEDÂNCIA E DA MOVIMENTAÇÃO DA JUNTA	26
3.1.5	COMPENSAÇÃO DA GRAVIDADE	27
3.2	APARATO EXPERIMENTAL EMPREGADO	28
3.2.1	ESTIMULADOR	28
3.2.2	UNIDADE INERCIAL	29
3.2.3	SOFTWARE MATLAB	30
3.3	PROTOCOLO EXPERIMENTAL	31
4	RESULTADOS	33

4.1	INTRODUÇÃO	33
4.2	RESULTADOS: MOVIMENTO HORIZONTAL SEM PERTURBAÇÃO	34
4.2.1	EXPERIMENTOS REALIZADOS: INDIVÍDUO A.....	34
4.2.2	EXPERIMENTOS REALIZADOS: INDIVÍDUO B.....	36
4.2.3	EXPERIMENTOS REALIZADOS: INDIVÍDUO C.....	40
4.2.4	EXPERIMENTOS REALIZADOS: INDIVÍDUO D.....	54
4.3	RESULTADOS: MOVIMENTO HORIZONTAL COM PERTURBAÇÃO	68
4.3.1	EXPERIMENTOS REALIZADOS: INDIVÍDUO A.....	68
4.3.2	EXPERIMENTOS REALIZADOS: INDIVÍDUO B.....	69
4.3.3	EXPERIMENTOS REALIZADOS: INDIVÍDUO C.....	70
4.3.4	EXPERIMENTOS REALIZADOS: INDIVÍDUO D.....	72
4.4	RESULTADOS : MOVIMENTO VERTICAL	74
4.4.1	EXPERIMENTOS REALIZADOS: INDIVÍDUO C.....	74
4.4.2	EXPERIMENTOS REALIZADOS: INDIVÍDUO D.....	76
5	ANÁLISE DOS DADOS	78
6	CONCLUSÕES	82
6.1	PRINCIPAIS RESULTADOS OBTIDOS E DIFICULDADES ENCONTRADAS.....	82
6.2	PERSPECTIVAS FUTURAS	83
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	85
	ANEXOS.....	86
I	DESCRIÇÃO DO CONTEÚDO DO CD	87

LISTA DE FIGURAS

1.1	Exemplo de sistema de controle para FES	3
2.1	Exemplo do mecanismo de atuação de músculos antagonistas	6
2.2	Anatomia do braço humano.....	7
2.3	Representação esquemática de um estimulador eletrônico. Fonte :[1](Adaptado)	7
2.4	Exemplo de forma de onda bifásica retangular.....	8
2.5	Exemplo de eletrodos de superfície empregados	9
2.6	Diagrama de blocos de um controlador PID com Back-calculation. Fonte : Matlab... ..	12
2.7	Exemplo de conjuntos fuzzy(Fonte:[2])	15
2.8	Diagrama de blocos de um sistema especialista fuzzy	15
3.1	Conjunto suporte do sistema fuzzy definido : Fonte Matlab	20
3.2	Sinais gerados com a primeira abordagem por <i>feedforward</i>	25
3.3	Sinais gerados com a segunda abordagem por <i>feedforward</i>	25
3.4	Posicionamento dos eletrodos.....	28
3.5	Dispositivo estimulador utilizado	29
3.6	Pulso bifásico fornecido pelo estimulador.....	29
3.7	Unidade de medição inercial	30
3.8	Interface criada no software Matlab	31
3.9	Montagem para aplicação de uma perturbação constante.....	32
3.10	Exemplo do sinal de referência utilizado.....	32
4.1	Resposta do controlador PI (indivíduo A)	35
4.2	Resposta do controlador PID (indivíduo A)	36
4.3	Resposta do controlador PI (indivíduo B)	37
4.4	Resposta do controlador PID (indivíduo B)	38
4.5	Resposta do controlador PID com co-contração (indivíduo B)	39
4.6	Resposta do controlador PID com a primeira abordagem <i>feedforward</i> (indivíduo B) ..	40
4.7	Resposta do controlador PID (indivíduo C)	41
4.8	Resposta do controlador PID com co-contração (indivíduo C)	42
4.9	Resposta do controlador PID com <i>feedforward</i> (indivíduo C).....	43
4.10	Resposta do controlador PID fuzzy (indivíduo C)	44
4.11	Mudança dos ganhos do controlador PID fuzzy (indivíduo C).....	45
4.12	Resposta do controlador PID fuzzy com co-contração (indivíduo C).....	46

4.13	Resposta do controlador PID fuzzy com <i>feedforward</i> (indivíduo C)	47
4.14	Resposta do controlador PID fuzzy com co-contracção e <i>feedforward</i> (indivíduo C)	48
4.15	Resposta do controlador PID (indivíduo C)	49
4.16	Resposta do controlador PID fuzzy (indivíduo C)	50
4.17	Mudança dos ganhos do controlador PID fuzzy (indivíduo C).....	51
4.18	Resposta do controlador PID fuzzy com co-contracção (indivíduo C).....	52
4.19	Resposta do controlador PID fuzzy com <i>feedforward</i> (indivíduo C)	53
4.20	Resposta do controlador PID fuzzy com co-contracção e <i>feedforward</i> (indivíduo C)	54
4.21	Resposta do controlador PID (indivíduo D)	55
4.22	Resposta do controlador PID com co-contracção (indivíduo D)	56
4.23	Resposta do controlador PID com <i>feedforward</i> (indivíduo D).....	57
4.24	Resposta do controlador PID fuzzy (indivíduo D)	58
4.25	Mudança dos ganhos do controlador PID fuzzy (indivíduo D).....	59
4.26	Resposta do controlador PID fuzzy com co-contracção (indivíduo D)	60
4.27	Resposta do controlador PID fuzzy com <i>feedforward</i> (indivíduo D).....	61
4.28	Resposta do controlador PID fuzzy com co-contracção e <i>feedforward</i> (indivíduo D)	62
4.29	Resposta do controlador PID (indivíduo D)	63
4.30	Resposta do controlador PID fuzzy (indivíduo D)	64
4.31	Mudança dos ganhos do controlador PID fuzzy (indivíduo D).....	65
4.32	Resposta do controlador PID fuzzy com co-contracção (indivíduo D)	66
4.33	Resposta do controlador PID fuzzy com <i>feedforward</i> (indivíduo D).....	67
4.34	Resposta do controlador PID fuzzy com co-contracção e <i>feedforward</i> (indivíduo D)	68
4.35	Resposta do controlador PI com perturbação (indivíduo A)	69
4.36	Resposta do controlador PI com perturbação (indivíduo B)	70
4.37	Resposta do controlador PID com co-contracção e com perturbação constante (indivíduo C).....	71
4.38	Resposta do controlador PID fuzzy com co-contracção e com perturbação constante (indivíduo C)	72
4.39	Resposta do controlador PID com co-contracção e com perturbação constante (indivíduo D)	73
4.40	Resposta do controlador PID fuzzy com co-contracção e com perturbação constante (indivíduo D)	74
4.41	Resposta do controlador PID com co-contracção (indivíduo C) para movimento vertical	75
4.42	Resposta do controlador PID fuzzy com co-contracção (indivíduo C) para movimento vertical	76
4.43	Resposta do controlador PID com co-contracção (indivíduo D) para movimento vertical	77
5.1	Comparação da resposta dos controladores PID e PID <i>feedforward</i> com 1 ^a abordagem (indivíduo B)	79
5.2	Comparação da resposta dos controladores PID e PID <i>feedforward</i> com 2 ^a abordagem (indivíduo C)	80

5.3	Comparação da resposta dos controladores PID e PID fuzzy com (a) 1ª abordagem e (b) 2ª abordagem (indivíduo C).....	80
5.4	Comparação da resposta dos controladores PID e (a) PID com co-contracção, (b) PID fuzzy com co-contracção (indivíduo C)	81

LISTA DE TABELAS

2.1	Influência dos ganhos na resposta do sistema compensado	11
3.1	Regras de inferência para Δk_p	21
3.2	Regras de inferência para Δk_i	21
3.3	Regras de inferência para Δk_d	21
4.1	Dados dos indivíduos	33
4.2	Parâmetros da resposta do controlador PI (indivíduo A)	34
4.3	Parâmetros da resposta do controlador PID (indivíduo A)	35
4.4	Parâmetros da resposta do controlador PI (indivíduo B)	36
4.5	Parâmetros da resposta do controlador PID (indivíduo B)	37
4.6	Parâmetros da resposta do controlador PID com co-contracção (indivíduo B)	38
4.7	Parâmetros da resposta do controlador PID com a primeira abordagem <i>feedforward</i> (indivíduo B)	39
4.8	Parâmetros da resposta do controlador PID (indivíduo C)	41
4.9	Parâmetros da resposta do controlador PID com co-contracção (indivíduo C)	42
4.10	Parâmetros da resposta do controlador PID com <i>feedforward</i> (indivíduo C)	43
4.11	Parâmetros da resposta do controlador PID fuzzy (indivíduo C)	44
4.12	Parâmetros da resposta do controlador PID fuzzy com co-contracção (indivíduo C) ...	45
4.13	Parâmetros da resposta do controlador PID fuzzy com <i>feedforward</i> (indivíduo C).....	46
4.14	Parâmetros da resposta do controlador PID fuzzy com co-contracção e <i>feedforward</i> (indivíduo C)	47
4.15	Parâmetros da resposta do controlador PID (indivíduo C)	48
4.16	Parâmetros da resposta do controlador PID fuzzy (indivíduo C)	49
4.17	Parâmetros da resposta do controlador PID fuzzy com co-contracção (indivíduo C) ...	51
4.18	Parâmetros da resposta do controlador PID fuzzy com <i>feedforward</i> (indivíduo C)	52
4.19	Parâmetros da resposta do controlador PID fuzzy com co-contracção e <i>feedforward</i> (indivíduo C)	53
4.20	Parâmetros da resposta do controlador PID (indivíduo D)	54
4.21	Parâmetros da resposta do controlador PID com co-contracção (indivíduo D)	55
4.22	Parâmetros da resposta do controlador PID com <i>feedforward</i> (indivíduo D).....	56
4.23	Parâmetros da resposta do controlador PID fuzzy (indivíduo D)	57
4.24	Parâmetros da resposta do controlador PID fuzzy com co-contracção (indivíduo D) ..	59
4.25	Parâmetros da resposta do controlador PID fuzzy com <i>feedforward</i> (indivíduo D)	60

4.26	Parâmetros da resposta do controlador PID fuzzy com co-contracção e <i>feedforward</i> (indivíduo D)	61
4.27	Parâmetros da resposta do controlador PID (indivíduo D)	62
4.28	Parâmetros da resposta do controlador PID fuzzy (indivíduo D)	63
4.29	Parâmetros da resposta do controlador PID fuzzy com co-contracção (indivíduo D) ...	65
4.30	Parâmetros da resposta do controlador PID fuzzy com <i>feedforward</i> (indivíduo D)	66
4.31	Parâmetros da resposta do controlador PID fuzzy com co-contracção e <i>feedforward</i> (indivíduo D)	67
4.32	Parâmetros da resposta do controlador PI com perturbação (indivíduo A)	68
4.33	Parâmetros da resposta do controlador PI com perturbação (indivíduo B)	69
4.34	Parâmetros da resposta do controlador PID com co-contracção e com perturbação constante (indivíduo C)	70
4.35	Parâmetros da resposta do controlador PID fuzzy com co-contracção e com perturbação constante (indivíduo C)	71
4.36	Parâmetros da resposta do controlador PID com co-contracção e com perturbação constante (indivíduo D)	72
4.37	Parâmetros da resposta do controlador PID fuzzy com co-contracção e com perturbação constante (indivíduo D)	73
4.38	Parâmetros da resposta do controlador PID com co-contracção (indivíduo C) para movimento vertical	75
4.39	Parâmetros da resposta do controlador PID fuzzy com co-contracção (indivíduo C) para movimento vertical	76
4.40	Parâmetros da resposta do controlador PID com co-contracção (indivíduo D) para movimento vertical	77

LISTA DE SÍMBOLOS

Símbolos Latinos

PW	Largura do pulso de corrente	μs
A	Amplitude do pulso de corrente	mA
T	Período dos pulso	s
IPI	Intervalo entre as fases de um pulso (<i>Inter-pulse interval</i>)	μs
T_s	Tempo de assentamento	s
T_r	Tempo de subida	s
T_s	Período de amostragem	s
m_{PW}	Largura de pulso mínima	μs
v_{PW}	Varição da largura de pulso	μs

Símbolos Gregos

∇	Gradiente de uma função
∂	Derivada parcial de uma função

Grupos Adimensionais

μ	Grau de pertinência
k_p, k_i e k_d	Ganhos proporcional, integral e derivativo dos controladores
k_b	Ganho de realimentação do sinal de Anti-Windup
%SP	Sobrevalor percentual
E_{ss}	Erro de estado estacionário
u_i	Nível de impedância
u_c	Sinal de saída normalizado do controlador
M_E e M_F	Momentos ativos produzidos pelos músculos flexor e extensor respectivamente

Subscritos

PW	Largura de pulso (<i>Pulse Width</i>)
BIC	Bíceps
TRIC	Tríceps
grav	Gravidade

Sobrescritos

.	Derivada primeira
..	Derivada segunda

Siglas

AM	Modulação por amplitude
FES	Estimulação Elétrica Funcional (<i>Functional Electrical Stimulation</i>)
NP	Neuropróteses
PID	Controlador Proporcional-Integral-Derivativo
PWM	Moduação por largura de pulso (<i>Pulse Width Modulation</i>)
RMS	Valor quadrático médio (<i>Root Mean Square</i>)
SNC	Sistema nervoso central

Capítulo 1

Introdução

1.1 Contextualização

A utilização da eletricidade como um recurso terapêutico na Medicina não é uma área recente. Sua origem remonta à Antiguidade por volta do ano de 2750 a.C, época na qual egípcios utilizavam descargas providas de peixes elétricos no tratamento de doenças. No entanto trabalhos mais elaborados foram realizados em 46 a.C pelo médico romano Scribonius Largus, o qual utilizou descargas elétricas do peixe torpedo no tratamento da gota e no alívio de dores de cabeça. A partir de então inúmeros trabalhos foram realizados objetivando o desenvolvimento de aparelhos geradores de descargas elétricas para fins terapêuticos. Dentre esses trabalhos está o estimulador cardíaco extratorácico utilizado no controle de crises do tipo Stokes-Adams, desenvolvido em 1952 por Paul M. Zoll. Esse trabalho iniciou uma nova era na eletricidade médica, na qual novos equipamentos com o mesmo princípio passaram a ser comumente introduzidos na cirurgia cardíaca [3],[4].

No ano de 1960, Kantrowitz utilizou eletrodos implantados em pacientes paraplégicos visando a obtenção de condições de ortostatismo (posição ereta do corpo) [3]. Com esse trabalho foi introduzido na Medicina o conceito de neuropróteses (NP), definidas com sistemas dotados de um aparelho elétrico visando substituir ou ampliar uma função motora perdida ou reduzida, causada por danos ou doenças no sistema nervoso central. O princípio básico de operação das NP está baseado dessa forma na estimulação de tecidos neuro-musculares. Inúmeros outros trabalhos foram então realizados nessa área, incluindo aqueles desenvolvidos buscando o controle da disfunção do pé em hemiplégicos por acidente vascular cerebral. Na mesma década Liberson idealizou então um gerador de pulsos elétricos para estimulação do nervo peroneiro [3], promovendo dessa forma a dorsiflexão do pé durante a fase de balanço da marcha em pacientes hemiplégicos. Essa ideia fomentou um novo campo na Medicina de reabilitação denotada por Vodovnik como *Functional Electrical Stimulation (FES)* ou em português Estimulação Elétrica Funcional, que assim a descreveu: “ O objetivo da FES é promover contração em músculos privados de controle nervoso, tendo como resultado um movimento funcional” [3],[1] .

A FES dessa forma é a essência de funcionamento das NP podendo ser definida em outros termos

como a técnica de ativação neural controlada obtida por intermédio da aplicação de correntes elétricas de baixa intensidade. Com essa ativação neural a FES pode possibilitar além do benefício funcional imediato (ou direto) possibilitado pelas NP, benefícios menos imediatos (ou indiretos) como a reeducação e o fortalecimento muscular, que com o tempo também levam a ganhos na função[1],[5] .

A FES é comumente aplicada a pessoas com músculos paralisados ou enfraquecidos devido a lesões ou doenças do sistema nervoso central, como a paraplegia, tetraplegia ou o acidente vascular cerebral (AVC). Nesses casos alguns músculos não estarão conectados ao sistema nervoso central (SNC), estando portanto desenergizados e passíveis de serem utilizados pelas NP em muitos casos apenas através de procedimentos cirúrgicos. No entanto muitos músculos estarão ainda conectados ao SNC em pontos abaixo do nível da lesão. Esses músculos estarão inervados, podendo ser utilizados para restabelecimento dos movimentos por FES [1].

As aplicações da FES, no entanto, são ainda limitadas devido ao baixo desempenho alcançado utilizando-se estimulações em malha aberta, estratégia a qual é ainda comumente empregada. Nesse caso a ocorrência de perturbações ou eventuais imperfeições nas modelagens realizadas poderão provocar erros e comportamentos indesejáveis no sistema, os quais não poderão ser previamente detectados e corrigidos devido a inexistência de informação sobre o estado atual do sistema. Essa abordagem pode ainda demandar intervenções contínuas do sistema, o que diminui a aplicabilidade terapêutica do mesmo. A utilização de sistemas em malha fechada por outro lado pode possibilitar entre outros fatores um controle mais preciso e compensar eventuais perturbações durante a movimentação. Esse controle mais fino do processo pode trazer diversos benefícios ao paciente como uma movimentação mais natural e menos desconforto na área estimulada.

1.2 Definição do problema

O sistema de controle no contexto da FES considera como planta o sistema musculoesquelético humano, sendo o mesmo acionado pelos músculos, vistos como os atuadores. Considera-se no contexto do presente trabalho que os músculos estimulados não possuem movimento voluntário executado pelo paciente, sendo portanto plenamente controlados apenas pelo sistema de controle. Esses músculos são dessa forma ativados pelos sinais provenientes de um estimulador, através do fornecimento de correntes elétricas de baixa intensidade. O controlador por sua vez fornecerá os parâmetros da estimulação, em tempo real, a partir da informação do sinal de erro.

A referência nesse tipo de sistema é definida comumente através de parâmetros da trajetória de movimentação do membro considerado, como por exemplo, o ângulo da junta. A realimentação utiliza dessa forma sensores que possibilitam o controle da movimentação da junta considerada, podendo esses fornecer informações como ângulo da junta, velocidade angular, ou no caso onde se considera uma interação com o ambiente e objetos do meio, sensores de força. A Figura 1.1 mostra um exemplo desse tipo de sistema de controle, no qual utiliza-se um controlador PID discreto e uma unidade inercial como sensor de realimentação.

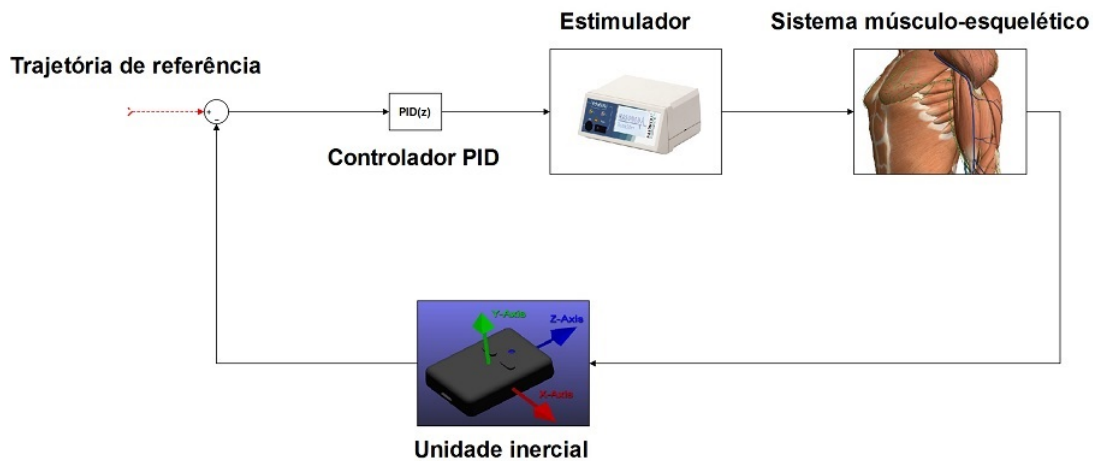


Figura 1.1: Exemplo de sistema de controle para FES

1.3 Objetivos do projeto

O presente projeto tem como objetivos principais o projeto, implementação e comparação de diferentes sistemas de controle para aplicações no campo da FES. Os sistemas de controle são utilizados objetivando-se o controle do posicionamento angular da articulação do cotovelo de pacientes através da estimulação de músculos antagônicos. É objetivo específico desse trabalho comparar o desempenho dos controladores desenvolvidos considerando-se uma movimentação ocorrendo nas orientações horizontal e vertical, havendo ainda a presença de uma perturbação constante no segundo caso. Esses controladores foram desenvolvidos com base nos trabalhos desenvolvidos em [6] e [7]. Foram desenvolvidos na totalidade sete controladores, sendo os mesmos:

- Controlador PID com anti-windup
- Controlador PID com anti-windup dotado de modulação da impedância do movimento
- Controlador PID com anti-windup +feedforward
- Controlador PID fuzzy com anti-windup
- Controlador PID fuzzy com anti-windup dotado de modulação da impedância do movimento
- Controlador PID fuzzy com anti-windup +feedforward
- Controlador PID fuzzy com anti-windup + modulação da impedância +feedforward

Tendo em vista que o presente trabalho é tido como o pioneiro na área de FES no Laboratório de Robótica e Automação (LARA-UnB) e que o estimulador utilizado nos experimentos foi recentemente adquirido, fez-se necessário o desenvolvimento de um aparato a ser utilizado nos experimentos. Dessa forma os objetivos secundários do projeto estão ligados às atividades realizadas no desenvolvimento desse aparato, as quais incluem:

- Desenvolvimento de bibliotecas para comunicação dos softwares utilizados com o estimulador
- Adaptação das bibliotecas de comunicação das unidades inerciais

- Desenvolvimento de interfaces gráficas a serem utilizadas nos experimentos
- Desenvolvimento de uma metodologia experimental a ser utilizada na área da FES

1.4 Apresentação do manuscrito

São apresentadas nas seções seguintes as etapas desenvolvidas durante o projeto. No capítulo 2 é apresentada uma revisão bibliográfica dos principais conceitos utilizados no projeto, sendo esses principalmente ligados aos sistemas FES e aos sistemas de controle desenvolvidos. No capítulo 3 são então apresentados e descritos os controladores desenvolvidos, bem como o protocolo e o aparato experimental utilizado nos experimentos. No capítulo 4 apresentam-se os resultados obtidos nos experimentos, sendo então abordada no capítulo 5 uma discussão acerca dos principais dados obtidos. Por fim no capítulo 6 são levantadas as principais conclusões e considerações sobre os resultados obtidos bem como as perspectivas para projetos futuros.

Capítulo 2

Fundamentação

2.1 Introdução

Este capítulo tem como objetivo apresentar uma breve fundamentação teórica necessária no entendimento das atividades desenvolvidas no presente projeto. Em uma primeira parte são apresentados os conceitos básicos envolvidos em sistemas FES, sendo as principais partes constituintes desses apresentadas e descritas. Em uma segunda parte são então apresentados alguns conceitos da área de controle e algumas ferramentas matemáticas utilizadas no desenvolvimento dos controladores propostos.

2.2 FES

Os sistemas FES em geral (malha aberta e malha fechada) são constituídos basicamente por três componentes principais: o gerador de impulsos elétricos, os eletrodos para transmissão dos mesmos e o tecido no qual a estimulação será aplicada. O gerador (ou estimulador) consiste no dispositivo capaz de fornecer as correntes elétricas de baixa intensidade que irão provocar a ativação da contração muscular. Na abordagem em malha fechada há adicionalmente o sensor que fornece o sinal de realimentação da grandeza de interesse e um controlador, o qual irá calcular e enviar para o estimulador os parâmetros do sinal de corrente elétrica de estimulação. São descritos a seguir as principais características de cada um desses elementos.

2.2.1 Fisiologia da contração muscular

No mecanismo convencional de contração muscular um impulso nervoso (sinal elétrico) proveniente do sistema nervoso central ou do sistema nervoso periférico é enviado a uma célula que possui comunicação com as fibras musculares, chamada de neurônio motor (ou nervo motor). Com a chegada do potencial de ação nesse neurônio ocorre a liberação de uma substância neurotransmissora, a acetilcolina, nas células das fibras musculares. Essa substância provoca a liberação de íons sódio (Na^+) para a membrana das células, provocando na sequência a propagação de um potencial de

ação nas fibras musculares. Esse potencial de ação provoca então a despolarização da membrana das células musculares, fazendo com que o retículo sarcoplasmático libere íons de cálcio (Ca^{2+}) para o citoplasma das células. Esses íons provocam então interações e forças atrativas entre os filamentos de actina e miosina nas fibras musculares, fazendo com que os mesmos deslizem entre si, provocando assim o processo contrátil do músculo.

Com a utilização de um sistema FES, é o estímulo elétrico que provoca a despolarização do nervo motor, produzindo um potencial de ação. O termo despolarização nesse contexto significa a perda do valor negativo normal do potencial de repouso da membrana do nervo, que possui um valor de cerca de -70 mV. Essa despolarização desencadeia então a liberação da acetilcolina e o processo segue como citado acima. Em termos de modelagem os eletrodos podem ser vistos como condutores capacitivos (possuindo, no entanto, propriedades elétricas dependentes de muitas variáveis), dotados de uma impedância que varia entre 500Ω a $5 \text{ k}\Omega$ e um ângulo de fase entre 10 a 30° . O tecido humano por sua vez pode ser modelado como um condutor iônico, cuja impedância varia entre 10 a 100Ω [1].

Uma vez iniciado o processo de contração, o encurtamento dos músculos esqueléticos provoca o puxamento dos tendões, que por sua vez movimentam os ossos em determinada direção. Como esses músculos só possuem a capacidade de puxar e não empurrar, em geral atuam aos pares de forma antagonista. Esse é o caso do par de músculos a ser utilizado no principal experimento desse trabalho, a saber, os músculos bíceps braquial e tríceps braquial, cujo principal plano de ação envolve a movimentação da articulação do cotovelo. Os mesmos atuam de forma antagonista, de modo que quando um deles está contraído o outro está relaxado, como mostrado na Figura 2.1

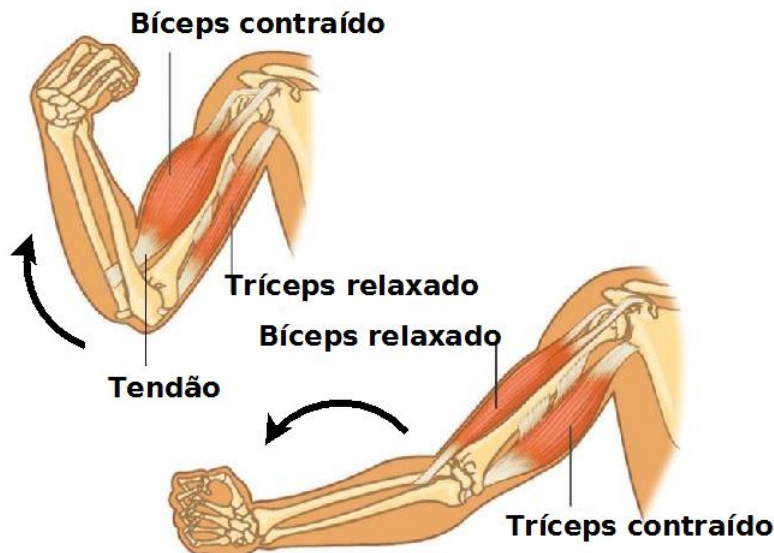


Figura 2.1: Exemplo do mecanismo de atuação de músculos antagonistas

Para disposição dos eletrodos da estimulação é importante se conhecer a anatomia desses músculos. O músculo bíceps braquial é composto por duas porções uma curta e uma longa. Já o músculo tríceps braquial possui três porções (ou cabeças), um longa, uma medial e uma lateral.

A Figura 2.2 ilustra a anatomia do braço humano com indicação dos principais músculos, nervos e tendões constituintes do mesmo.

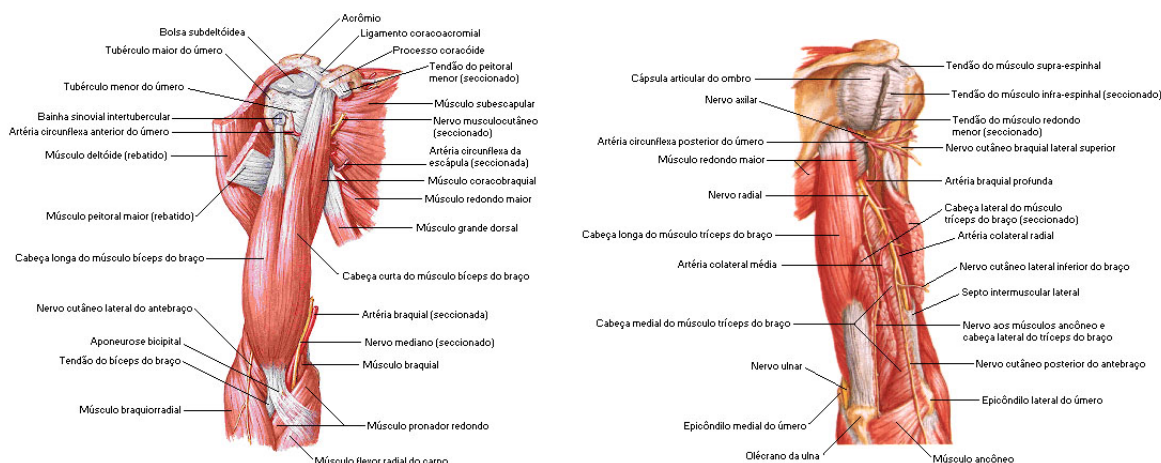


Figura 2.2: Anatomia do braço humano

2.2.2 Estimuladores eletrônicos

Os estimuladores eletrônicos utilizados nos sistemas FES podem ser representados esquematicamente como mostrado na Figura 2.3. Os principais componentes desses dispositivos são a unidade de controle, o estágio de saída e o conversor DC/DC. A unidade de controle é constituída essencialmente por um microcontrolador, sendo responsável por controlar a geração dos sinais a serem aplicados na estimulação, com base nos parâmetros definidos pelo usuário. Esses parâmetros podem comumente ser definidos manualmente através dos controles manuais presentes no dispositivo ou remotamente através de um computador que envia os comandos através da interface serial RS232 presente no microcontrolador, por exemplo. Os comandos da unidade de controle são então enviados para o estágio de saída, onde os sinais de corrente são propriamente gerados e enviados para os canais selecionados. Esse sistema é comumente alimentado por uma bateria, sendo os níveis de tensão de saída dessa então elevados para serem utilizados na estimulação através de um conversor DC/DC.

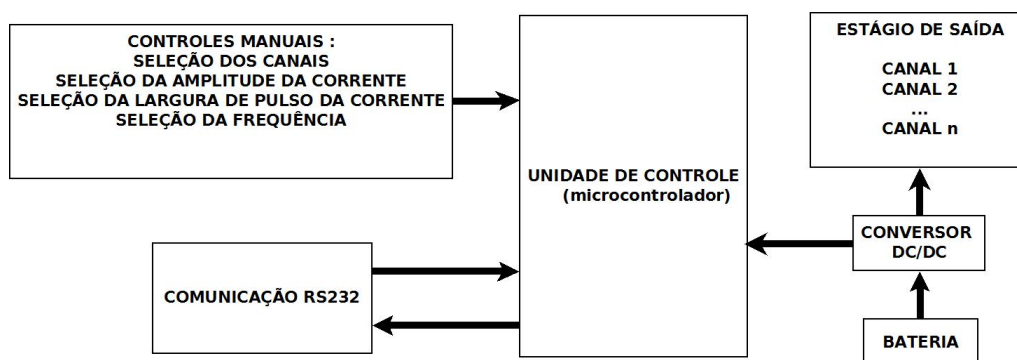


Figura 2.3: Representação esquemática de um estimulador eletrônico. Fonte :[1](Adaptado)

Os sinais de corrente fornecidos pelo estimulador possuem comumente uma forma de onda retangular, embora outras formas como a quadrada ou triangular possam também ser utilizadas. A forma de onda retangular pode ainda ser fornecida na configuração monofásica (unidirecional) ou bifásica (bidirecional). No primeiro caso a corrente flui em apenas um sentido, havendo dessa forma apenas uma fase durante cada pulso de estimulação. No segundo caso a corrente flui em ambos os sentidos entre os eletrodos, fazendo com que a forma de onda possua duas fases por pulso, as quais são muitas vezes simétricas. A forma bifásica é recomendada uma vez que possibilita uma estimulação mais confortável ao paciente e que uma maior carga elétrica seja injetada nos músculos antes que um algum dano nos tecidos ocorra, pois a carga líquida ideal fornecida e retirada pelo estimulador é nula. Um exemplo de uma onda bifásica retangular simétrica com seus principais parâmetros é ilustrado na Figura 2.4. Nessa figura PW representa a largura do pulso de cada fase (expressa em unidades de tempo), A representa a amplitude do sinal de corrente, T representa o período dos pulsos e IPI (*inter-pulse interval*) representa o intervalo entre as fases de cada pulso. Os estimuladores comerciais possibilitam em geral modulações por amplitude (AM) ou por largura de pulso (PWM) para o controle do nível de recrutamento dos nervos motores. Estudos de comparação foram realizados com a utilização de eletrodos intramusculares e mostraram que as diferenças entre os dois tipos de modulação são pequenas em termos do recrutamento dos nervos. A modulação PWM possibilita, no entanto uma resposta de mesma magnitude aplicando um nível de densidade de carga menor do que o utilizado na modulação AM, fato que pode possibilitar uma estimulação mais confortável ao paciente. Uma vez que os circuitos temporizadores podem ser facilmente implementados e controlados com uma resolução de $1\ \mu s$ ou menos, muitos fabricantes utilizam essa técnica em seus equipamentos [1].

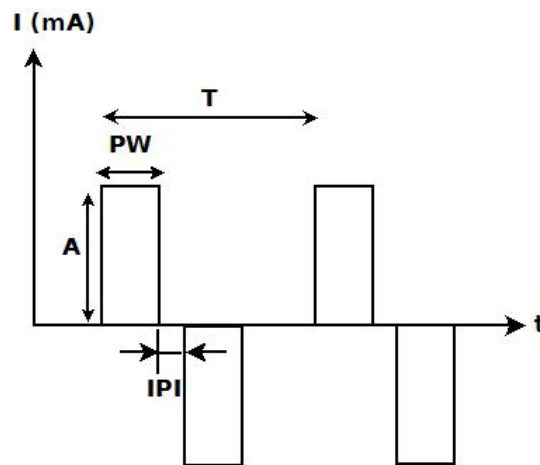


Figura 2.4: Exemplo de forma de onda bifásica retangular

Os sistemas FES utilizam comumente sinais com larguras de pulso da ordem de 100 a 500 μs . A frequência dos sinais empregados se situa comumente na faixa de 10 a 50 Hz, embora haja aplicações em que sejam empregados sinais de até 100 Hz, sendo mesmo nesse caso considerada uma faixa de valor baixa no ramo da eletroterapia [5]. Esse parâmetro deve ser corretamente configurado, pois sinais de frequências muito baixas não permitem uma contração muscular contínua (tetania) e uniforme, não produzindo dessa forma um resultado funcional eficiente. Por outro lado, frequências

de pulso elevadas podem provocar uma fadiga muscular rapidamente, o que dificulta o controle do movimento subsequente. A amplitude do sinal de corrente utilizada se situa na faixa dos mA, variando de acordo com a aplicação e com as características de impedância de movimentação do paciente, não sendo no entanto incomum o emprego de valores de mais de 120 mA na estimulação superficial [3],[5] .

2.2.3 Eletrodos de superfície

Os sistemas FES podem utilizar duas configurações para disposição dos eletrodos: monopolar ou bipolar. Essas configurações são relevantes apenas para os casos onde o estimulador utilizado é multi-canal. Na primeira configuração posiciona-se um conjunto de eletrodos ativos (cátodos) nas proximidades dos músculos a serem estimulados. Um eletrodo comum (ânodo) é então fixado em uma região mais distante dos músculos estimulados, mas em uma posição que possibilita uma ligação através do sistema nervoso com os outros eletrodos. Na configuração bipolar, por outro lado, dois eletrodos são posicionados nas proximidades do músculo a ser estimulado, sendo fechado portanto um circuito elétrico entre os mesmos nessa região. Nessa configuração, caso seja almejada a estimulação de vários músculos, faz-se necessária a utilização de vários pares de eletrodos.

Os sistemas FES são implementados comumente com eletrodos de superfície, subcutâneos ou intraneurais. Os dois últimos envolvem procedimentos invasivos, não sendo por tanto considerados no contexto do presente trabalho. Os eletrodos de superfície utilizados em FES, como os mostrados na Figura 2.5, são fixados na pele do paciente, nas proximidades do músculo a ser estimulado. Esses dispositivos são composto por: um condutor, uma camada de interface para condução da corrente para o músculo e um elemento adesivo. Possuem em geral uma área superficial de cerca de 5 cm^2 ou mais, sendo utilizados, em geral, eletrodos de mesmo tamanho na configuração bipolar de estimulação (tipo a ser empregado no presente trabalho).



Figura 2.5: Exemplo de eletrodos de superfície empregados

Os eletrodos de superfície possuem como vantagens a facilidade de serem aplicados e removidos do paciente e o baixo custo, além de dispensar qualquer procedimento invasivo para sua aplicação. No entanto esse tipo de eletrodo apresenta algumas desvantagens, como uma maior dificuldade em se estimular músculos pequenos (sem afetar os músculos vizinhos da região de aplicação) e uma

impossibilidade em se estimular músculos mais profundos sem atingir os músculos mais superficiais. Outro fator desfavorável a essa configuração está ligado à possibilidade de ocorrência de uma movimentação relativa entre o eletrodo e o músculo durante a estimulação, fato que altera a relação entre a resposta do sistema musculoesquelético em relação ao nível de estimulação aplicado.

Essas desvantagem podem causar uma dificuldade ou impossibilidade na realização de um controle mais fino de variáveis do processo, como por exemplo, o controle gradual da força exercida pelo músculo. A movimentação relativa entre o eletrodo e o músculo pode ser causada entre outros fatores pela falta de aderência entre os mesmos (qualidade do eletrodo) ou pela mudança do comprimento do músculo devido à estimulação aplicada (contração muscular). A primeira causa pode ser evitada utilizando-se eletrodos de qualidade, devendo os mesmos serem substituídos por novos quando observado a perda de aderência do mesmo com a utilização. A segunda causa não pode ser evitada, sendo intrínseca ao processo de contração muscular causado pela estimulação.

2.3 Sistemas de controle e ferramentas matemáticas

2.3.1 Controlador PID

O controlador PID (Proporcional-Integral-Derivativo) tornou-se um dos algoritmos de controle mais utilizados no ramo industrial e áreas correlatas devido a sua simplicidade e robustez. Combinando as ações dos termos derivativo e integral esse algoritmo possibilita que a resposta transiente e o erro de regime estacionário do sistema sejam melhorados. A expressão geral desse sistema de controle no domínio do tempo é dada por:

$$u(t) = k_p e(t) + k_i \int e(t) dt + k_d \frac{d}{dt} e(t) \quad (2.1)$$

Onde k_p , k_i e k_d representam os ganhos proporcional, integral e derivativo respectivamente e $e(t)$ o sinal de erro. Cada um dos termos dessa equação afeta os parâmetros da resposta do sistema compensado de uma forma específica. Esse comportamento deve ser levado em consideração no projeto do controlador de forma a se configurar os valores dos ganhos para ser obtida a resposta almejada. De forma geral podemos quantificar a qualidade do sistema compensado através de quatro parâmetros obtidos da resposta do sistema à aplicação de uma função degrau. Esses parâmetros são:

- Tempo de subida (T_r) : definido como o intervalo de tempo necessário para que a resposta do sistema compensado atinja 90% do valor do degrau de referência partindo de um valor de 10% desse.
- Sobrevalor percentual (%SP) : expressa o quanto o valor máximo da resposta ultrapassa o degrau de referência, sendo calculado como um percentual do valor desse degrau.
- Tempo de assentamento (T_s) : definido como o intervalo de tempo necessário para que a resposta do sistema atinja e permaneça em uma faixa de 2% do valor do degrau de referência.

- Erro de estado estacionário (E_{ss}) : definido como a diferença entre o valor do degrau de referência e a resposta final do sistema em regime permanente a esse entrada.

A Tabela 2.1 abaixo resume como esses parâmetros da resposta são afetados com o aumento dos ganhos k_p , k_i e k_d .

Termo	T_r	%SP	T_s	E_{ss}
k_p	Diminui	Aumenta	Não altera	Diminui
k_i	Diminui	Aumenta	Aumenta	Elimina
k_d	Não altera	Diminui	Diminui	Não altera

Tabela 2.1: Influência dos ganhos na resposta do sistema compensado

Quando implementado em ambientes de programação o controlador é utilizado na sua forma digital, a qual depende das aproximações discretas utilizadas para os termos integrais e derivativos. Para aproximar essas operações são utilizadas comumente as aproximações dadas a seguir, com as respectivas expressões no domínio Z:

- Regra retangular para frente (Forward Euler) :

$$G(z) = k_p + k_i \frac{T_s}{z-1} + k_d \frac{z-1}{T_s} \quad (2.2)$$

- Regra retangular para trás (Backward Euler) :

$$G(z) = k_p + k_i \frac{zT_s}{z-1} + k_d \frac{z-1}{zT_s} \quad (2.3)$$

- Regra trapezoidal

$$G(z) = k_p + k_i \frac{T_s(z+1)}{2(z-1)} + k_d \frac{2(z-1)}{T_s(z+1)} \quad (2.4)$$

2.3.2 Anti-windup

Todos os atuadores presentes em sistema físicos de controle possuem um limite máximo e um limite mínimo do sinal de controle aplicado ao mesmo e da saída de atuação correspondente. Quando o sinal de controle aplicado ao atuador atinge o seu limite máximo (ou mínimo) dizemos que esse sinal está saturado. Dessa forma mesmo que esse sinal assuma um valor acima desse limite não haverá nenhuma mudança na saída do atuador. Nesse caso o sistema de controle é de certa forma quebrado, fazendo com que o mesmo se comporte como um sistema de malha aberta, pois o sinal de atuação perde a sua capacidade de controlá-lo. Caso haja a presença de um termo integral no controlador durante a saturação o mesmo continuará a integrar o sinal de erro, fazendo com que esse termo cresça de forma descontrolada. Do inglês diz-se que o termo integral “winds up”. Esse fenômeno pode então deteriorar a resposta transitória do sistema diminuindo sua velocidade, aumentando o sobrevalor e provocando eventuais oscilações.

Os algoritmos chamados de Anti-Windup buscam eliminar esse efeito do termo integrador na resposta do sistema, impedindo que o mesmo prossiga com o carregamento. Um dos mais

utilizados chamado de Back-calculation atua seguinte forma: quando detectada uma saturação na saída do atuador o algoritmo recalcula o termo integral de forma que o mesmo permaneça com um valor constante limite de atuação. A Figura 2.6 ilustra em diagrama de blocos a aplicação desse algoritmo em um controlador PID. Como mostrado nessa figura o sistema possui um laço adicional que possui como saída a diferença entre os sinais de entrada e saída do atuador. Quando não ocorre a saturação dessa diferença será nula, o que faz com que esse laço não altere o funcionamento básico do controlador. Quando ocorre a saturação, no entanto, a diferença entre esses sinais, representada por e_s será realimentada ao integrador com um ganho k_b [8]. A expressão de entrada do integrador será dessa forma dada por :

$$k_b e_s + Ie \quad (2.5)$$

que em regime permanente assume o valor

$$e_s = -\frac{Ie}{k_b} \quad (2.6)$$

Dessa forma a entrada do integrador será nula evitando assim o carregamento do mesmo. A velocidade com que esse termo se anula depende do ganho k_b , o qual pode ser calculado pela regra empírica

$$k_b = \sqrt{\frac{I}{D}} \quad (2.7)$$

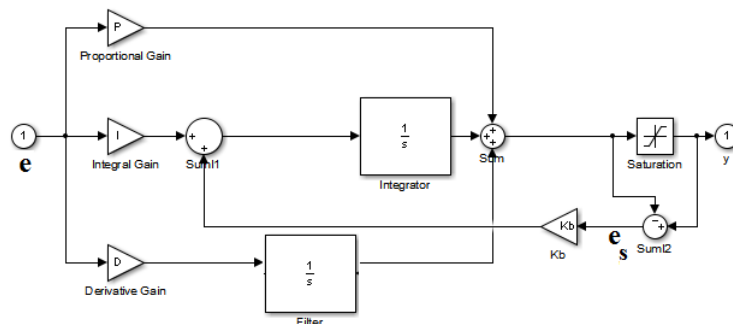


Figura 2.6: Diagrama de blocos de um controlador PID com Back-calculation. Fonte : Matlab

2.3.3 Controle da impedância

A capacidade de execução de uma reação rápida, em resposta a uma perturbação externa durante a movimentação dos membros, é uma importante característica presente nos seres humanos e em alguns animais. Essa capacidade possibilita uma minimização dos efeitos da perturbação na movimentação do membro, fazendo com que o mesmo não seja demasiadamente desviado da trajetória almejada. Essa resposta neuromuscular rápida envolve uma co-contracção de músculos antagonistas do membro envolvido paralelamente à manutenção da movimentação do mesmo.

De forma se imitar essa capacidade natural dos seres vivos em [7] foi realizada uma formulação que possibilita um controle do movimento e da impedância de forma independente. Nesse contexto são definidos dois sinais de controle para o sistema u_i , que define o nível de impedância a ser aplicado no par de músculos antagonistas, e u_c definido como a saída do controlador implementado (um PID, por exemplo). Esses dois sinais são definidos com valores na faixa de:

$$\begin{cases} 0 \leq u_i \leq 1 \\ -1 \leq u_c \leq 1 \end{cases} \quad (2.8)$$

Podemos relacionar esses sinais com os sinais de controle que serão utilizados na estimulação dos músculos antagonistas. Para tanto define-se primeiramente um modelo matemático que descreva como os sinais u_F e u_E , os quais representam os níveis normalizados de estimulação aplicados aos músculos correspondentes, afetam o movimento da articulação considerada. Utiliza-se para essa tarefa o modelo neuromuscular de um grau de liberdade da articulação dado por:

$$J_P \ddot{\theta} = -B_P \dot{\theta} - K_P \theta - K_G \cos \theta + M_F u_F - M_E u_E - B_A (u_F + u_E) \dot{\theta} - K_A (u_F + u_E) \theta + M_{ext} \quad (2.9)$$

onde θ representa o ângulo da articulação, J_P refere-se ao momento de inércia do movimento de flexão/extensão, K_P e B_P à rigidez e ao amortecimento passivo do movimento respectivamente, K_G ao efeito da gravidade, M_F e M_E aos momentos ativos produzidos pelos músculos flexor e extensor respectivamente, K_A e B_A às impedâncias ativas, u_F e u_E aos níveis normalizados de estimulação aplicados aos músculos correspondentes e M_{ext} aos momentos externos atuantes na articulação. Essas constantes são obtidas através de procedimentos experimentais. Considerando-se então as equações 2.8 e 2.9, a relação entre as variáveis citadas é dada então por:

$$\begin{cases} u_F + u_E = 2u_i \\ M_F u_F - M_E u_E = M_A(u_M) \end{cases} \quad (2.10)$$

onde a função $M_A(u_M)$ é dada por :

$$M_A = \begin{cases} u_M M_F, u_m \geq 0 \\ u_M M_E, u_m < 0 \end{cases} \quad (2.11)$$

A partir das equações 2.10 e 2.11 define-se então um novo modelo matemático, o qual pode então ser utilizada no controle do movimento ou da impedância de forma independentes, dado por:

$$J_P \ddot{\theta} = -B_P \dot{\theta} - K_P \theta - K_G \cos \theta + M_F u_F - M_E u_E - B_A (u_F + u_E) \dot{\theta} - K_A (u_F + u_E) \theta + M_{ext} \quad (2.12)$$

2.3.4 Lógica fuzzy

A noção de lógica fuzzy foi introduzida inicialmente por Lotfi Zadeh em 1965 , tendo sido , no entanto, completamente entendida e aplicada por outros cientistas décadas depois [2]. A lógica fuzzy possibilita de forma facilitada um meio de representar dados e conhecimentos inexatos, em uma abordagem próxima ao modo do pensamento humano. Essa ferramenta é comumente utilizada nos chamados sistemas especialistas, os quais são comumente definidos como programas de computador que utilizam uma base de conhecimento na solução de problemas de uma área específica da mesma forma que os especialistas o fazem. Esses sistemas possuem meios para representar o conhecimento especializado existente, acomodar uma base de dados, aprender e acumular conhecimento durante sua operação, fazer inferências lógicas e tomar decisões de uma maneira semelhante que nós seres humanos o fazemos. Esses sistemas tem sido utilizados em muitas áreas da atividade humana, como na Engenharia, na Medicina, na Economia e na agricultura, bem como em sistemas de controle, área na qual o mesmo será aplicado no presente trabalho.

Na forma tradicional de representar elementos x de um conjunto A podemos aplicar a definição de uma função característica $f_A(x)$ dada por

$$\begin{cases} f_A(x) = 1, se x \in A \\ f_A(x) = 0, se x \notin A \end{cases} \quad (2.13)$$

a qual define dessa forma se o elemento pertence ou não pertence ao conjunto dado. Nos conjunto fuzzy por outro lado um elemento pode pertencer ao conjunto dado de forma parcial. A quantidade que expressa o quanto esse elemento pertence ao conjunto, chamada de grau de pertinência, é definida através de uma generalização da função característica chamada de função de pertinência $\mu_A(x)$

$$\mu_A(x) : U \rightarrow [0, 1] \quad (2.14)$$

onde U representa o conjunto universo de elementos, sendo A um subconjunto de U . A função de pertinência pode assumir dessa forma qualquer valor real do intervalo $[0,1]$ sendo esses valores chamados de grau de pertinência. Quando esse parâmetro assume um valor 0 indica que o elemento não pertence ao conjunto dado e quando assume o valor 1 indica que o mesmo pertence fortemente ao conjunto. Como exemplo podemos classificar uma variável que representa a altura de um conjunto de indivíduos em três grupos fuzzy nomeados de “alto”, “médio” e “baixo”. Podemos então associar que um valor de 170 cm dessa variável pertence ao conjunto fuzzy “médio” com um grau de pertinência de 0.2 e ao mesmo tempo ao conjunto “alto” com um grau de 0.7. Podemos representar graficamente esses conjuntos através de uma função análoga, como mostrado na Figura 2.7 para o exemplo dado, na qual ainda podemos visualizar os valores citados. O chamado conjunto suporte (ou suporte) de um conjunto fuzzy A , nesse contexto, é definido como sendo o subconjunto, pertencente ao mesmo universo U de A , no qual cada elemento pertencente ao mesmo possui um grau de pertinência não nulo associado a A . [2]

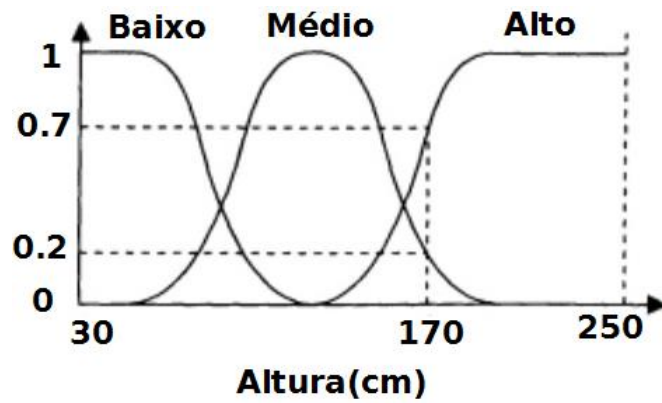


Figura 2.7: Exemplo de conjuntos fuzzy(Fonte:[2])

Os chamados sistemas especialistas fuzzy são definidos como um sistema especialista convencional no qual a lógica fuzzy é aplicada. Nesse contexto podemos representar esse sistema através da Figura 2.8.

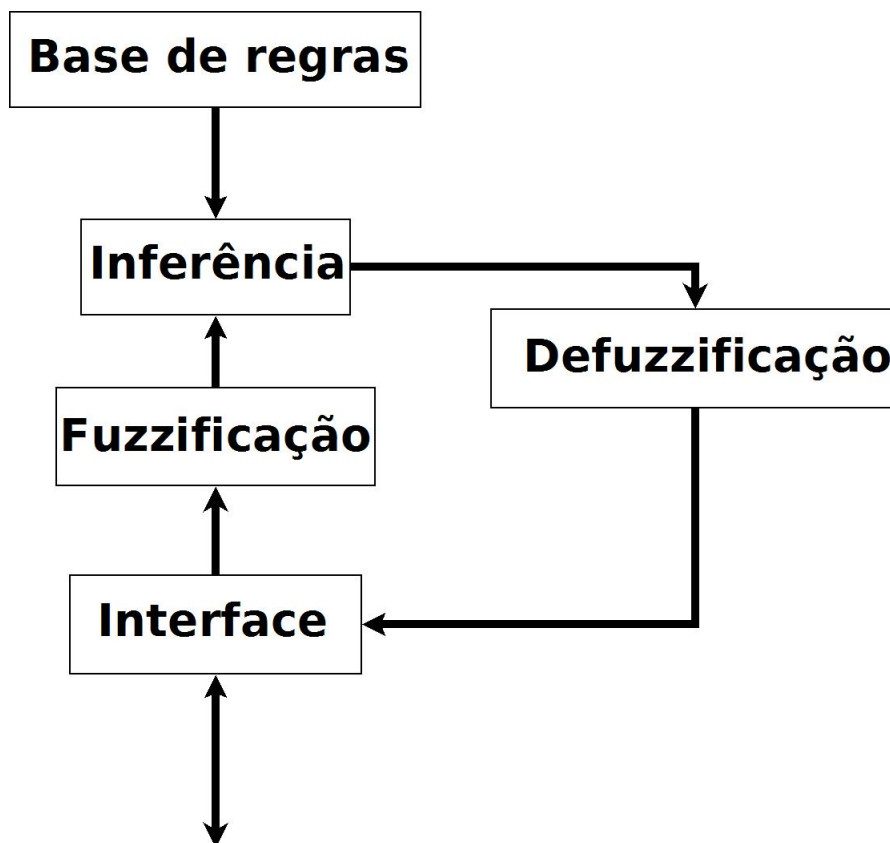


Figura 2.8: Diagrama de blocos de um sistema especialista fuzzy

Nesse diagrama a unidade de interface realiza a comunicação do sistema fuzzy implementado com o sistema de interesse a ser controlado, coletando dados e fornecendo saídas de controle para o mesmo. Na etapa de fuzzificação são calculados os graus de pertinência dos dados coletados em relação a cada um dos conjuntos fuzzy definidos. Esses valores são utilizados na chamada base de

regras, a qual contem a base de conhecimentos do sistema, sendo a mesma criada com base no comportamento requerido para o processo controlado. Há diversos modelos para criação dessas regras, sendo um dois mais utilizados o chamado modelo de Regras Fuzzy Zadeh-Mamdani. Nesse modelo as regras são representadas da forma:

$$SE\ x\ é\ A\ E\ y\ é\ B\ então\ z\ é\ C \quad (2.15)$$

onde x , y e z são variáveis fuzzy definidas sobre os conjuntos universo U , V e W e A , B e C são os conjuntos fuzzy definidos pelas funções de pertinência $\mu_A : U \rightarrow [0, 1]$, $\mu_B : V \rightarrow [0, 1]$ e $\mu_C : W \rightarrow [0, 1]$. A unidade de inferência define então como essas regras serão combinadas, de forma a serem produzidas as variáveis de saída de interesse, definidas através do grau de pertinência das mesmas associado aos conjuntos fuzzy definidos. Essas regras são comumente combinadas através do operador de disjunção lógica OU . Dessa forma a base de regras é então formada por um conjunto de regras da forma 2.15 as quais envolvem o operador de conjunção lógica E , sendo as mesmas combinadas através do operador de disjunção lógica OU . Considerando A e B dois conjuntos fuzzy definidos sobre o mesmo universo U , essas operações são definidas na lógica fuzzy por [9]:

$$União\ (OU) : A \cup B = \max(\mu_A(x), \mu_B(x)) \quad (2.16)$$

$$Intersecção\ (E) : A \cap B = \min(\mu_A(x), \mu_B(x)) \quad (2.17)$$

Uma vez calculados os graus de pertinência das variáveis de saída aplica-se a esses a chamada etapa de defuzzificação, na qual ocorre o cálculo de um único valor numérico para cada variável fuzzy de saída definida. Um dos métodos mais utilizados para esse objetivo, o chamado método do centro de gravidade, fornece o valor da variável fuzzy de saída o qual divide a área sob a curva de pertinência combinada em duas partes iguais (centro geométrico da curva). Considerando x_i como os valores assumidos pela variável fuzzy de saída x na função de pertinência combinada A' , o centro de gravidade x' pode ser encontrado através da fórmula:

$$x' = \frac{\sum x_i \mu_{A'}(x_i)}{\sum \mu_{A'}(x_i)} \quad (2.18)$$

2.3.5 Método de Newton

O Método de Newton fornece um algoritmo que possibilita os zeros de uma função sejam encontrados de forma iterativa, possuindo uma taxa de convergência quadrática em muitos casos. Em problemas de otimização, no entanto, esse método é comumente empregado com o objetivo de

serem encontrados os mínimos relativos de uma função, os quais são os pontos em que a função atinge um valor funcional mínimo dentro de um dado intervalo. Sabe-se do Cálculo que caso a derivada da função exista nesses pontos a mesma possui um valor nulo. Assim o método de Newton é aplicado de forma a serem encontrados os pontos que anulam a derivada da função.

O método se baseia no cálculo de novos valores para as variáveis independentes a cada iteração, com base em uma estimativa inicial. Para o caso em que a função seja dependente apenas de uma variável independente x , o método busca o ponto no qual $f'(x) = 0$ através da equação de recorrência :

$$x_{k+1} = x_k - \frac{f'(x_k)}{f''(x_k)} \quad (2.19)$$

Já para o caso em que a função seja multivariável busca-se anular o gradiente da função, $\nabla f(\mathbf{x}) = \nabla f(x_1, x_2, \dots, x_n) = \left\langle \frac{\partial f}{\partial x_1}, \frac{\partial f}{\partial x_2}, \dots, \frac{\partial f}{\partial x_n} \right\rangle$, através da equação de recorrência:

$$\mathbf{x}_{k+1} = \mathbf{x}_k - [Hf(\mathbf{x}_k)]^{-1} \nabla f(\mathbf{x}_k) \quad (2.20)$$

onde $Hf(\mathbf{x}_k)$ representa a matriz Hessiana calculada com os valores atuais do vetor \mathbf{x}_k dada por :

$$Hf(\mathbf{x}) = Hf(x_1, x_2, \dots, x_n) = \begin{bmatrix} \frac{\partial^2 f}{\partial x_1^2} & \frac{\partial^2 f}{\partial x_1 \partial x_2} & \cdots & \frac{\partial^2 f}{\partial x_1 \partial x_n} \\ \frac{\partial^2 f}{\partial x_2 \partial x_1} & \frac{\partial^2 f}{\partial x_2^2} & \cdots & \frac{\partial^2 f}{\partial x_2 \partial x_n} \\ \cdots & \cdots & \cdots & \cdots \\ \frac{\partial^2 f}{\partial x_n \partial x_1} & \frac{\partial^2 f}{\partial x_n \partial x_2} & \cdots & \frac{\partial^2 f}{\partial x_n^2} \end{bmatrix} \quad (2.21)$$

Capítulo 3

Desenvolvimento

3.1 Introdução

O sistema FES aqui descrito busca o controle do movimento da junta do cotovelo, obtido pela estimulação dos músculos bíceps braquial e tríceps braquial. O sinal de *feedback* para o controlador é fornecido por uma unidade inercial, sendo o mesmo definido como o ângulo de posicionamento do braço. Os controladores desenvolvidos realizam o controle dos níveis de estimulação através de uma modulação da largura dos pulsos de corrente, com os outros parâmetros do sinal mantidos fixos.

O sinal de saída dos controladores desenvolvidos passa por uma normalização, de forma que assuma valores apenas na faixa de -1 a 1, para que então seja adaptado posteriormente para a faixa de valores de largura de pulso comumente empregada. Essa abordagem torna os controladores mais flexíveis, excluindo a necessidade de uma regulagem dos ganhos e das variáveis envolvidas para cada nova pessoa na qual o sistema será utilizado. Para ser realizada essa adaptação são definidos para cada músculo dois parâmetros do sinal: largura de pulso mínima (denotada por m_{PW}) e variação da largura de pulso (denotada por v_{PW}). Denotando-se por u_c a saída normalizada do controlador, PW_{BIC} o sinal modulado de corrente aplicado ao bíceps e PW_{TRIC} o sinal aplicado ao tríceps, temos que os mesmos são calculados da forma:

$$u_c < 0 \Rightarrow \begin{cases} PW_{BIC} = m_{PW} + v_{PW}u_c \\ PW_{TRIC} = 0 \end{cases} \quad (3.1)$$

$$u_c > 0 \Rightarrow \begin{cases} PW_{BIC} = 0 \\ PW_{TRIC} = m_{PW} + v_{PW}u_c \end{cases} \quad (3.2)$$

Foram desenvolvidos ao todo sete sistemas de controle, sendo estes combinações de quatro controladores básicos com a estratégias de controle por *feedforward* baseado na referência, controle

da impedância da junta, PID simples e PID com sintonização adaptativa por lógica fuzzy. Nos tópicos seguintes são descritos cada um desses sistemas de controle desenvolvidos. Em seguida, é apresentado o sistema experimental desenvolvido para realização dos ensaios, com destaque especial para os *drivers* desenvolvidos para comunicação entre o estimulador e os sensores inerciais com o computador, bem como os aplicativos criados em Matlab para gerenciar a realização dos testes. O protocolo experimental utilizado nos experimentos é então abordado ao final do capítulo.

3.1.1 Controlador PID

Nesse tipo de controle é utilizado um controlador PID discreto com Anti-windup do tipo Back-calculation. Na implementação do controlador, além da aplicação do algoritmo de Anti-windup, o termo integral do mesmo foi igualado a zero sempre que detectada uma mudança no sentido de movimentação do braço. Dessa forma o valor acumulado pelo termo integral em um sentido não é carregado para o outro sentido de movimentação, comportamento o qual não é almejado tendo em vista que a movimentação da junta é realizada para cada sentido por um atuador antagonístico independente. Os termos integral e derivativo do controlador foram calculados utilizando-se as regras trapezoidal e retangular para trás respectivamente. Esse controlador foi então implementado no software Matlab na forma de uma tarefa periódica com período de amostragem T_s , sendo o pseudo-código do mesmo apresentado abaixo.

Algorithmus 3.1 Pseudocódigo do controlador PID

```

1: Inicialização das variáveis  $m_{PW}, v_{PW}$  e  $t$ 
2:  $indice \leftarrow 1$ 
3: adquire  $sensor\_posição(indice)$ 
4: enquanto sistema está executando faça
5:    $t(indice) \leftarrow t(indice - 1) + T_s$ 
6:   calcula  $referência(indice)$ 
7:    $erro(indice) \leftarrow referência(indice) - posição(indice)$ 
8:   calcula  $saída\_controlador_{pid}(indice)$  utilizando as Eqs. (2.3) e (2.4)
9:   se  $saída\_controlador_{pid}(indice) > 1$  então
10:      $saída\_controlador_{pid}(indice) \leftarrow 1$ 
11:   senão se  $saída\_controlador_{pid}(indice) < -1$  então
12:      $saída\_controlador_{pid}(indice) \leftarrow -1$ 
13:   fim se
14:   adapta  $PW_{BIC}(indice)$  e  $PW_{TRIC}(indice)$  com Eqs.(3.1) e (3.2)
15:   envia comandos para estimulador
16:    $indice \leftarrow indice + 1$ 
17:   adquire  $sensor\_posição(indice)$ 
18:    $pausa(T_s)$ 
19: fim enquanto

```

3.1.2 Controlador PID com sintonização adaptativa por lógica fuzzy

O controlador PID fuzzy foi implementado seguindo a mesma abordagem apresentada para o controlador PID simples. A única diferença nesse controlador concerne ao fato do mesmo realizar uma mudança durante sua execução nos valores dos ganhos proporcional, integral e derivativo. Essa modificação dos valores ocorre em tempo real de execução do sistema controle, sendo os valores dos ganhos recalculados com base nos sinais de erro e de derivada do erro do sistema. Essa abordagem é muito utilizada em diversos sistemas físicos, como em [10], mas nenhum trabalho no qual a mesma tenha sido aplicada em sistemas FES foi encontrado. Almeja-se que essa abordagem proporcione benefícios em sistemas FES, como torná-los mais estáveis e mais robustos a perturbações a partir da compensação possibilitada com a modificação dos ganhos.

Foram implementados dois algoritmos utilizando essa abordagem. No primeiro algoritmo em cada passo de execução os valores dos ganhos originais são modificados de forma absoluta, retornado para o valor inicial no início da próxima execução. No segundo algoritmo implementado os ganhos do controlador são modificados de forma incremental com relação aos valores modificados do passo anterior e não de forma absoluta. Em ambos os casos são utilizados os ganhos Δk_p , Δk_i e Δk_d fornecidos pela saída do sistema fuzzy.

O algoritmo desse sistema especialista inicia-se com a normalização das variáveis de erro e de derivada do erro para a faixa de -6 a 6. Para tanto são definidos um valor máximo positivo e um valor mínimo negativo para cada uma dessas variáveis, os quais serão associados aos valores extremos do intervalo normalizado. Valores que ultrapassem esses limites também serão associados aos extremos do intervalo, ao passo que os valores intermediários são então calculados utilizando uma regra de três simples.

Os conjuntos suporte para essas variáveis foram então definidos como tendo uma forma triangular e simétrica, sendo considerado um total de 7 conjuntos fuzzy denominados de : NB (*Negative Big*), NM (*Negative Medium*), NS (*Negative Small*), Z0 (*Zero*), PS (*Positive Small*), PM (*Positive Medium*) e PB (*Positive Big*). A Figura 3.1 ilustra graficamente a definição dos conjuntos suporte utilizados.

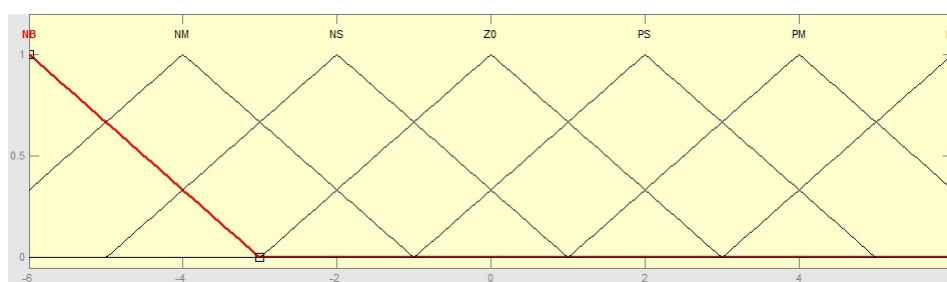


Figura 3.1: Conjunto suporte do sistema fuzzy definido : Fonte Matlab

Uma vez realizada a fase de normalização do sistema fuzzy passa-se para a fase de inferência, onde são aplicadas um conjunto de operações nas variáveis de entrada para geração das variáveis de saída de interesse. Essas regras foram criadas objetivando uma melhoria no tempo de subida,

sobrevalor percentual, tempo de assentamento e erro de estado estacionário através do incremento ou decremento dos valores dos ganhos. A informação de qual conjunto suporta as variáveis de erro e de derivada do erro estão acopladas com maior grau de pertinência é utilizada de forma a ser inferido em que estágio o sistema está, a saber, no início de aplicação da referência, no instante em que possivelmente ocorra um sobrevalor ou no instante de acomodação final do sistema. As tabelas 3.1, 3.2 e 3.3 resumem as regras de inferência implementadas.

Δk_p	<i>Erro</i>							
	<i>NB</i>	<i>NM</i>	<i>NS</i>	<i>Z0</i>	<i>PS</i>	<i>PM</i>	<i>PB</i>	
<i>Derivada do erro</i>	<i>NB</i>	PB	PS	PS	PS	PS	PS	NM
	<i>NM</i>	PM	PS	Z0	Z0	Z0	PS	PM
	<i>NS</i>	PS	PS	NS	NS	NS	PS	PS
	<i>Z0</i>	PS	PS	NS	NS	NS	PS	PS
	<i>PS</i>	PS	PS	NS	NS	NS	PS	PS
	<i>PM</i>	PM	PS	Z0	Z0	Z0	PS	PM
	<i>PB</i>	NM	PS	PS	PS	PS	PS	PB

Tabela 3.1: Regras de inferência para Δk_p

Δk_i	<i>Erro</i>							
	<i>NB</i>	<i>NM</i>	<i>NS</i>	<i>Z0</i>	<i>PS</i>	<i>PM</i>	<i>PB</i>	
<i>Derivada do erro</i>	<i>NB</i>	NM	Z0	NS	NS	NS	Z0	NM
	<i>NM</i>	NS	NS	PS	PS	PS	NS	NS
	<i>NS</i>	NS	NS	PB	PM	PB	NS	NS
	<i>Z0</i>	NS	NS	PB	PM	PB	NS	NS
	<i>PS</i>	NS	NS	PB	PM	PB	NS	NS
	<i>PM</i>	NS	NS	PS	PS	PS	NS	NS
	<i>PB</i>	NM	Z0	NS	NS	NS	Z0	NM

Tabela 3.2: Regras de inferência para Δk_i

Δk_d	<i>Erro</i>							
	<i>NB</i>	<i>NM</i>	<i>NS</i>	<i>Z0</i>	<i>PS</i>	<i>PM</i>	<i>PB</i>	
<i>Derivada do erro</i>	<i>NB</i>	PS	PS	PM	PM	PM	PS	NB
	<i>NM</i>	PM	PM	PS	PS	PS	PM	PM
	<i>NS</i>	PB	PB	PS	PS	PS	PB	PB
	<i>Z0</i>	PB	PB	PS	PS	PS	PB	PB
	<i>PS</i>	PB	PB	PS	PS	PS	PB	PB
	<i>PM</i>	PM	PM	PS	PS	PS	PM	PM
	<i>PB</i>	NB	PS	PM	PM	PM	PS	PS

Tabela 3.3: Regras de inferência para Δk_d

Uma vez aplicadas as regras de inferência passa-se para a etapa de defuzzificação, sendo utilizado para tanto o algoritmo conhecido como Centróide (ou centro de gravidade) dado pela equação 2.18. Uma vez obtidas as variáveis de saída defuzzificadas as mesmas são então readaptada para então serem utilizadas. Essa adaptação consiste em atribuir um valor máximo positivo e um valor mínimo negativo de incremento dos ganhos e associá-los aos valores dos extremos do conjunto suporte (-6 e 6). Os valores intermediários então são obtidos por uma regra de três simples. O primeiro algoritmo implementado, no qual utilizou-se uma modificação absoluta dos ganhos, pode ser representado pelo pseudo-código dado por :

Algorithmus 3.2 Pseudocódigo do primeiro controlador PID fuzzy implementado

```

1: Inicialização das variáveis  $m_{PW}$ ,  $v_{PW}$ ,  $k_{p_{padrão}}$ ,  $k_{i_{padrão}}$ ,  $k_{d_{padrão}}$  e  $t$ 
2:  $indice \leftarrow 1$ 
3: adquire  $sensor\_posição(indice)$ 
4: enquanto sistema está executando faça
5:    $t(indice) \leftarrow t(indice - 1) + T_s$ 
6:   calcula  $referência(indice)$  e  $erro(indice)$ 
7:   calcula  $derivada\_erro$ 
8:   se  $erro(indice) \leq lim\_inferior\_erro$  então
9:      $erro\_fuzzy \leftarrow -6$ 
10:  senão se  $erro(indice) \geq lim\_superior\_erro$  então
11:     $erro\_fuzzy \leftarrow 6$ 
12:  senão
13:     $erro\_fuzzy \leftarrow 6erro(indice)/lim\_superior\_erro$ 
14:  fim se
15:  se  $derivada\_erro \leq lim\_inferior\_derivada$  então
16:     $derivada\_fuzzy \leftarrow -6$ 
17:  senão se  $derivada\_erro \geq lim\_superior\_derivada$  então
18:     $derivada\_fuzzy \leftarrow 6$ 
19:  senão
20:     $derivada\_fuzzy \leftarrow 6derivada\_erro/lim\_superior\_derivada$ 
21:  fim se
22:  calcula e adapta  $\Delta k_p$ ,  $\Delta k_i$  e  $\Delta k_d$  com base nas regras de inferência e na Eq. (2.18)
23:   $k_p \leftarrow k_{p_{padrão}} + \Delta k_p$ 
24:   $k_i \leftarrow k_{i_{padrão}} + \Delta k_i$ 
25:   $k_d \leftarrow k_{d_{padrão}} + \Delta k_d$ 
26:  calcula e normaliza  $saída\_controlador_{pid}(indice)$  com as Eqs. (2.3) e (2.4)
27:  adapta  $PW_{BIC}(indice)$  e  $PW_{TRIC}(indice)$  com Eqs.(3.1) e (3.2)
28:  envia comandos para estimulador
29:   $indice \leftarrow indice + 1$ 
30:  adquire  $sensor\_posição(indice)$ 
31:   $pausa(T_s)$ 
32: fim enquanto

```

O segundo algoritmo implementado, no qual utilizou-se uma modificação incremental dos ganhos , pode ser representado pelo pseudo-código dado por :

Algorithmus 3.3 Pseudocódigo do segundo controlador PID fuzzy implementado

```

1: Inicialização das variáveis  $m_{PW}$  ,  $v_{PW}$  ,  $k_{p_{padrão}}$  ,  $k_{i_{padrão}}$  e  $k_{d_{padrão}}$ 
2:  $índice \leftarrow 1$ 
3: adquire  $sensor\_posição(índice)$ 
4: enquanto sistema está executando faça
5:    $t(índice) \leftarrow t(índice - 1) + T_s$ 
6:   calcula  $referência(índice)$  e  $erro(índice)$ 
7:   calcula  $derivada\_erro$ 
8:   se  $erro(índice) \leq lim\_inferior\_erro$  então
9:      $erro\_fuzzy \leftarrow -6$ 
10:  senão se  $erro(índice) \geq lim\_superior\_erro$  então
11:     $erro\_fuzzy \leftarrow 6$ 
12:  senão
13:     $erro\_fuzzy \leftarrow 6erro(índice)/lim\_superior\_erro$ 
14:  fim se
15:  se  $derivada\_erro \leq lim\_inferior\_derivada$  então
16:     $derivada\_fuzzy \leftarrow -6$ 
17:  senão se  $derivada\_erro \geq lim\_superior\_derivada$  então
18:     $derivada\_fuzzy \leftarrow 6$ 
19:  senão
20:     $derivada\_fuzzy \leftarrow 6derivada\_erro/lim\_superior\_derivada$ 
21:  fim se
22:  calcula e adapta  $\Delta k_p$  ,  $\Delta k_i$  e  $\Delta k_d$ 
23:  se  $índice = 1$  então
24:     $k_p(índice) \leftarrow k_{p_{padrão}} + \Delta k_p$ 
25:     $k_i(índice) \leftarrow k_{i_{padrão}} + \Delta k_i$ 
26:     $k_d(índice) \leftarrow k_{d_{padrão}} + \Delta k_d$ 
27:  senão
28:     $k_p(índice) \leftarrow k_p(índice - 1) + \Delta k_p$ 
29:     $k_i(índice) \leftarrow k_i(índice - 1) + \Delta k_i$ 
30:     $k_d(índice) \leftarrow k_d(índice - 1) + \Delta k_d$ 
31:  fim se
32:  calcula e normaliza  $saída\_controlador_{pid}(índice)$  com as Eqs. (2.3) e (2.4)
33:  adapta  $PW_{BIC}(índice)$  e  $PW_{TRIC}(índice)$  com Eqs.(3.1) e (3.2)
34:  envia comandos para estimulador
35:   $índice \leftarrow índice + 1$ 
36:  adquire  $sensor\_posição(índice)$ 
37:   $pausa(T_s)$ 
38: fim enquanto

```

3.1.3 Controle feedforward através da referência

O controle por antecipação (ou *feedforward*) em termos formais designa a técnica de controle utilizada na compensação de distúrbios ou em mudanças repentinas da referência a partir de medições realizadas de determinadas variáveis do sistema, sem levar em consideração o estado atual do sistema. No entanto esse mesmo termo também é comumente utilizado para designar as técnicas em que um sinal de controle é previamente calculado com base apenas em um modelo do sistema, não levando em consideração a mensuração de qualquer outra grandeza. Com sistemas FES inúmeros trabalhos já foram realizados nos quais o modelo do sistema, no caso as equações de dinâmica inversa, é obtido a partir da utilização de sistemas inteligentes, como o treinamento de redes neurais artificiais. A abordagem por *feedforward* em sistemas FES, comumente utilizada em aplicações clínicas, pode possibilitar um complemento ao controle por feedback. Essa ação complementar atua no sentido de compensar o atraso de resposta do sistema músculo-esquelético ao sinal de referência, possibilitando bons resultados especialmente para os casos de uma movimentação mais rápida[11].

No presente trabalho foi desenvolvida uma abordagem mais simples que aquelas que levam em consideração a obtenção de um modelo do sistema, sendo o sinal *feedforward* previamente calculado, antes do início da estimulação, com base apenas na referência a ser utilizada. Esse sinal de controle será então posteriormente somado ao sinal proveniente do controlador por feedback. Foram desenvolvidos dois sinais *feedforward* nesse sentido, sendo que no primeiro aplica-se no início da mudança do sinal de referência um sinal de pulso, que então decresce de forma linear até o seu zeramento. A Figura 3.2 ilustra um exemplo dessa abordagem considerando como referência uma onda quadrada (o sinal de controle foi posto na mesma escala do sinal de referência apenas para facilitar a visualização). Busca-se dessa forma que esse pulso possibilite uma resposta mais rápida no início do movimento, mas de forma que não altere a resposta do sistema na fase de assentamento.

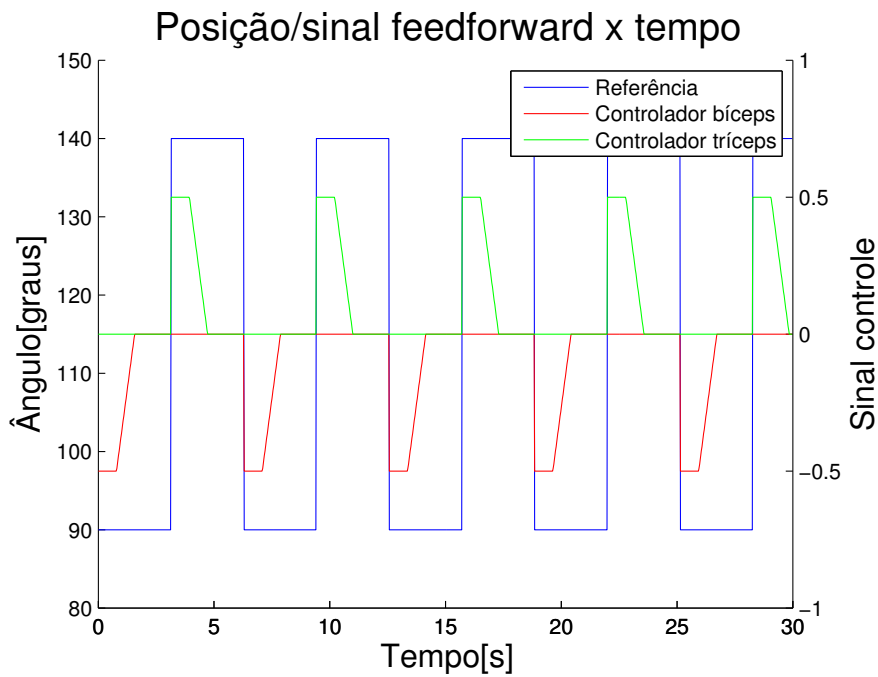


Figura 3.2: Sinais gerados com a primeira abordagem por *feedforward*

Na segunda abordagem implementada aplica-se um pulso no início do movimento, como no caso anterior, sendo esse sinal então zerado instantaneamente após um curto intervalo de tempo. Busca-se dessa forma uma diminuição da influência desse sinal na fase de assentamento em relação ao caso anterior. A Figura 3.3 ilustra um exemplo dessa abordagem.

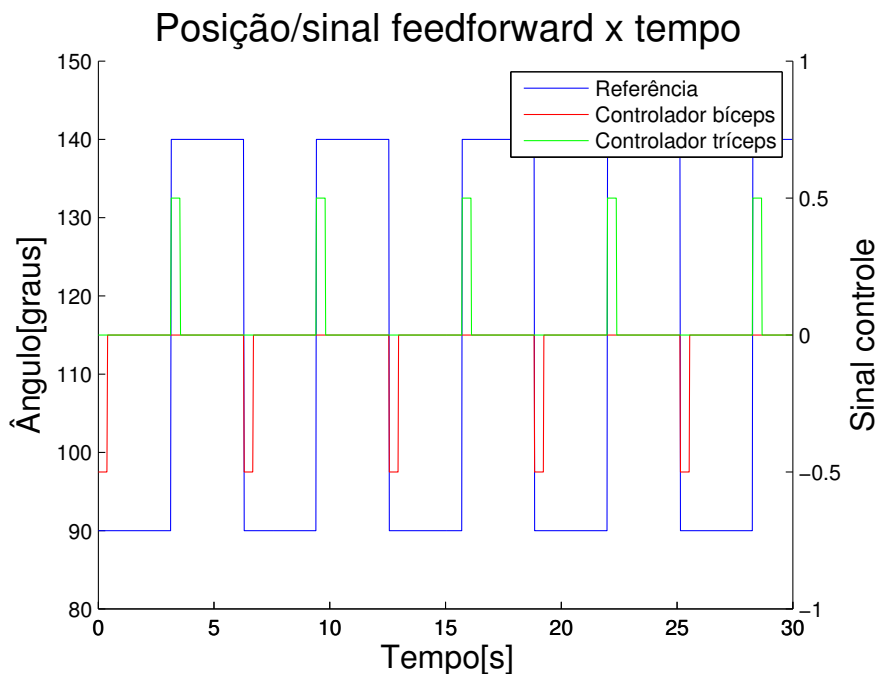


Figura 3.3: Sinais gerados com a segunda abordagem por *feedforward*

Ambas as abordagens foram implementadas no software Matlab, sendo o pseudo-código das mesmas apresentado abaixo. O sinal feedforward foi dividido em duas componentes, uma de sinais a serem enviados para o bíceps e outra a ser enviada para tríceps.

Algorithmus 3.4 Pseudocódigo do controlador PID feedforward

```

1: Inicialização das variáveis  $m_{PW}$  e  $v_{PW}$ 
2: Cálculo  $senal\_feedforward\_bíceps$  e  $senal\_feedforward\_tríceps$ 
3:  $indice \leftarrow 1$ 
4: adquire  $sensor\_posição(indice)$ 
5: enquanto sistema está executando faça
6:    $t(indice) \leftarrow t(indice - 1) + T_s$ 
7:   calcula  $referência(indice)$ 
8:    $erro(indice) \leftarrow referência(indice) - posição(indice)$ 
9:   calcula  $saída\_controlador(indice)$  com as Eqs. (2.3) e (2.4)
10:  se  $referência(indice) = \hat{ângulo\_maior}$  então
11:     $saída\_controlador(indice) \leftarrow saída\_controlador(indice) +$ 
     $senal\_feedforward\_tríceps(indice)$ 
12:  senão se  $referência(indice) = \hat{ângulo\_menor}$  então
13:     $saída\_controlador(indice) \leftarrow saída\_controlador(indice) +$ 
     $senal\_feedforward\_bíceps(indice)$ 
14:  fim se
15:  normaliza  $saída\_controlador(indice)$ 
16:  adapta  $PW_{BIC}(indice)$  e  $PW_{TRIC}(indice)$  com Eqs.(3.1) e (3.2)
17:  envia comandos para estimulador
18:   $indice \leftarrow indice + 1$ 
19:  adquire  $sensor\_posição(indice)$ 
20:   $pausa(T_s)$ 
21: fim enquanto

```

3.1.4 Controle da impedância e da movimentação da junta

A equação 2.12 desenvolvida expressa, como citado, a possibilidade de execução de um controle independente do movimento e da impedância da junta. No entanto o controle aqui considerado deve ser realizado de forma a fornecer os sinais a serem aplicados nos músculos antagonistas. Para tanto as equações 2.10 e 2.11 são utilizadas de forma a serem calculados os sinais u_E e u_F com base na saída do controlador PID, u_c , e no nível de impedância u_i definido. Por se tratar de um problema não-linear, uma vez que envolve desigualdades, os cálculos se iniciam substituindo-se as restrições de igualdade da equação 2.10 por restrições exponenciais contínuas, o que possibilita então a aplicação de métodos de otimização, como o de Newton, para o cálculo das variáveis de interesse.

O processo prossegue então sendo definida uma função custo V que quando minimizada possibilita que os valores de u_E e u_F sejam encontrados. Essa função custo é dada por :

$$V = w_i e_i^2 + w_m e_m^2 + w_{FE} (V_F + V_E) \quad (3.3)$$

onde $w_i = 0.05$, $w_m = 1$ e $w_{FE} = 0.001$ são os pesos associados aos termos a serem minimizados e e_i e e_m são os erros associados entre a diferença dos níveis de estimulação atuais e os sinais u_i e u_m . Os termos V_E e V_F definem as funções exponenciais que substituem as desigualdades de u_E e u_F . Essas são definidas por:

$$V_E = \frac{e^{\alpha_1 u_E}}{e^{\alpha_1}} + e^{-\alpha_0 u_E} \quad (3.4)$$

$$V_F = \frac{e^{\alpha_1 u_F}}{e^{\alpha_1}} + e^{-\alpha_0 u_F} \quad (3.5)$$

Os pesos α_1 e α_0 na exponencial, os quais possuem um valor de 75, são utilizados de forma a se ajustar quão próximos os sinais u_E e u_F estão dos extremos 1 e 0 respectivamente. No desenvolvimento do presente trabalho foi aplicado método de Newton na função custo 3.3 sendo utilizadas estimativas iniciais dos sinais u_E e u_F . O algoritmo fornece então como saída esses sinais de controle normalizados na faixa de 0 a 1, sendo os mesmos utilizados na modulação dos pulsos de corrente da forma:

$$\begin{cases} PW_{BIC} = m_{PW} + v_{PW} u_E \\ PW_{TRIC} = m_{PW} + v_{PW} u_F \end{cases} \quad (3.6)$$

3.1.5 Compensação da gravidade

Como citado na introdução foi considerada ainda a possibilidade de uma movimentação do antebraço também na direção vertical, sendo necessária para tanto a implementação de uma compensação do efeito da gravidade. Essa compensação foi criada adicionando-se um incremento PW_{grav} no nível de estimulação (largura de pulso) enviado para o bíceps, sendo o mesmo dependente do ângulo θ de posição do antebraço e da massa m estimada do mesmo da forma:

$$PW_{grav} = k 9.8 m |\cos(\theta)| \quad (3.7)$$

A constante k serve para adaptar essa largura para a faixa de valores utilizados. Esse valor obtido é então somado diretamente a largura de pulso calculada para o bíceps pelo controlador, sendo os sinais modulados dados por:

$$n_c < 0 \Rightarrow \begin{cases} PW_{BIC} = PW_{grav} + m_{PW} + v_{PW} n_c \\ PW_{TRIC} = 0 \end{cases} \quad (3.8)$$

$$n_c > 0 \Rightarrow \begin{cases} PW_{BIC} = PW_{grav} \\ PW_{TRIC} = m_{PW} + v_{PW} n_c \end{cases} \quad (3.9)$$

3.2 Aparato experimental empregado

Para estimulação dos músculos utilizados no sistema foram utilizados eletrodos de superfície com área superficial de cerca de 20 cm^2 posicionados nas proximidades dos músculos como mostrado na Figura 3.4. A unidade inercial, a qual fornece o ângulo de posicionamento do braço, é fixada no pulso do paciente. Nas seções a seguir são apresentadas maiores informações sobre o estimulador, as unidades inerciais utilizadas e o software Matlab.

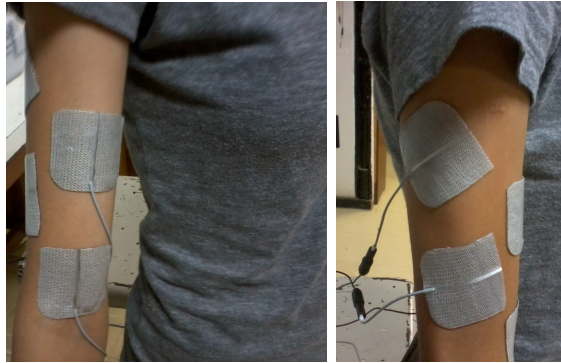


Figura 3.4: Posicionamento dos eletrodos

3.2.1 Estimulador

O estimulador utilizado nos testes experimentais foi o dispositivo RehaStim da empresa Hasomed (3.5). Esse dispositivo consiste em um estimulador de corrente controlada, com oito canais provindos de duas fontes de correntes independentes, que são então multiplexados para quatro saídas cada. O aparelho possui para tanto dois módulos, cada um com seu próprio microprocessador (MSP430 16-bits RISC) responsável por controlar o timing dos pulsos gerados. Dessa forma até dois canais podem ser ativados simultaneamente, sendo um de cada módulo (módulo A com os canais de 1 a 4 e módulo B com os canais de 5 a 8). O estimulador utiliza uma comunicação USB com o computador, sendo no entanto, visto pelo mesmo como uma porta serial virtual. Dessa forma qualquer software ou linguagem de programação (como C, C++, Java ou Matlab) que trabalhe com esse tipo de comunicação pode ser utilizado para se mandar comandos de um computador para o RehaStim. Esse comandos consistem em uma sequência de 6 bytes (inicialização), 7 bytes (atualização dos parâmetros da estimulação) ou 1 byte (para parar a estimulação) transferidos a uma taxa de 115200 bits/segundo. As bibliotecas para essa comunicação foram implementadas no software Matlab utilizando-se o protocolo fornecido pelo fabricante, podendo o código no entanto ser facilmente traduzido para outras linguagens.



Figura 3.5: Dispositivo estimulador utilizado

O estimulador gera pulsos bifásicos, com um intervalo de $100 \mu\text{s}$ entre as fases do pulso, como mostrado na Figura 3.6 . Nessa mesma imagem também podem ser observados os dois parâmetros que podem ser controlados em tempo real nas estimulações, possibilitando dessa forma uma modulação por amplitude ou pela duração da largura de pulso. Para o primeiro modo de modulação o dispositivo pode fornecer pulsos de corrente com valores de amplitude variando de 0 a 126 mA em passos de 2 mA , e para segundo modo pode fornecer larguras de pulso de 0 a 500 μs em passos de 1 μs . A frequência do pulso fornecido pode variar de 0.98 a 1000 Hz, sendo possível ainda a definição de frequências diferenciadas para os dois canais ativos simultaneamente.

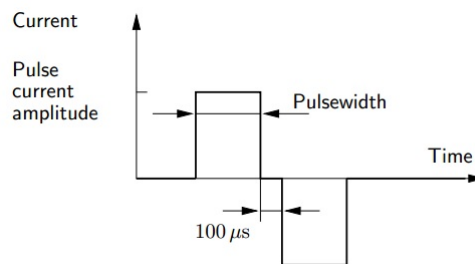


Figura 3.6: Pulso bifásico fornecido pelo estimulador

3.2.2 Unidade Inercial

Foram utilizados nos procedimentos experimentais duas unidades de medições inerciais Wireless 3 –Space Sensor da YEI Technology (Figura 3.7) para medição do ângulo da articulação . Essa IMU é dotada de um conjunto três sensores de três eixos (giroscópios, acelerômetros e magnetômetros) que fornecem os dados (como orientação e aceleração) na forma bruta ou pós-processados por filtros (aplicando-se por exemplo o Filtro de Kalman) e outros algoritmos executados internamente no dispositivo. Os dados de orientação podem ser fornecidos em diversos formatos incluindo: quatérnios, ângulos de Euler (pitch / roll / yaw) , matriz de rotação, ângulos dos eixos e vetorial. Esses dados de orientação fornecidos possuem uma precisão de $\pm 2^\circ$ e uma resolução de 0.08° , podendo os mesmos serem fornecidos a uma taxa de transmissão acima de 200 Hz . Esses sensores possibilitam uma comunicação sem fio (trabalhando em uma faixa de frequência de 2,4 GHz) ou por USB. Para comunicação sem fio utiliza-se um módulo de comunicação (dongle) conectado a porta USB do computador, o qual possibilita uma comunicação com até 15 unidades inerciais

simultaneamente. As unidades utilizam para alimentação baterias recarregáveis com duração de até 5h.

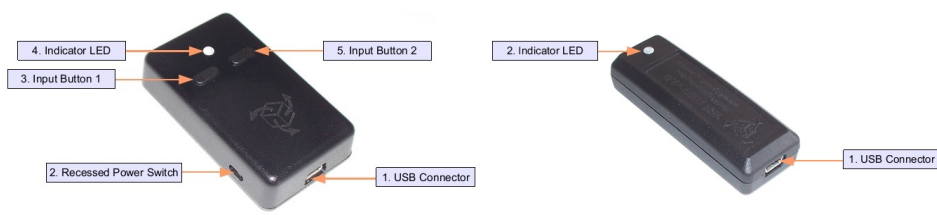


Figura 3.7: Unidade de medição inercial

As bibliotecas para comunicação desses sensores com o Matlab foram feitas utilizando-se o protocolo definido pelo fabricante. Os sensores quando conectados ao computador são referenciados por esse como portas seriais virtuais (assim como no estimulador). As bibliotecas desenvolvidas enviam então simplesmente comandos no formato ASCII informando em qual formato os dados dos sensores da unidade serão enviados. O sensor então retorna um pacote contendo as informações requeridas nos três eixos. Foi utilizado o formato dos ângulos de Euler nas bibliotecas, sendo a informação de posicionamento do braço recebida diretamente, sendo necessário apenas uma calibração inicial do sensor. Nessa calibração inicial adquire-se o ângulo inicial do sistema, sendo os próximos ângulos calculados em relação a esse.

3.2.3 Software Matlab

De forma a facilitar os testes com todos os controladores desenvolvidos foi criada uma interface para configuração dos parâmetros. Essa interface foi inicialmente criada para uma estimulação em malha aberta, tendo sido desenvolvida por outros alunos envolvidos nos projetos de FES. Para utilização dos sistemas aqui desenvolvidos a mesma foi adaptada, possibilitando a integração da mesma com os códigos de controle criados. A interface final é mostrada na Figura 3.8. Ela possibilita que diversos parâmetros sejam configurados, como os ligados à estimulação (frequência do sinal e amplitude de cada canal utilizado), às configurações de comunicação com o estimulador e com os sensores, bem como os ligados aos experimentos em si (como direção do movimento, braço utilizado, tipo de controlador e a ativação ou não da compensação da gravidade). A interface possibilita ainda que a estimulação seja iniciada e parada através de simples botões, havendo ainda a possibilidade de uma pausa do sistema e retorno no mesmo ponto. Durante a execução dos algoritmos a interface ainda mostra em tempo real os sinais reais e de referência do posicionamento do braço, bem como os sinais PWM enviados para cada músculo.

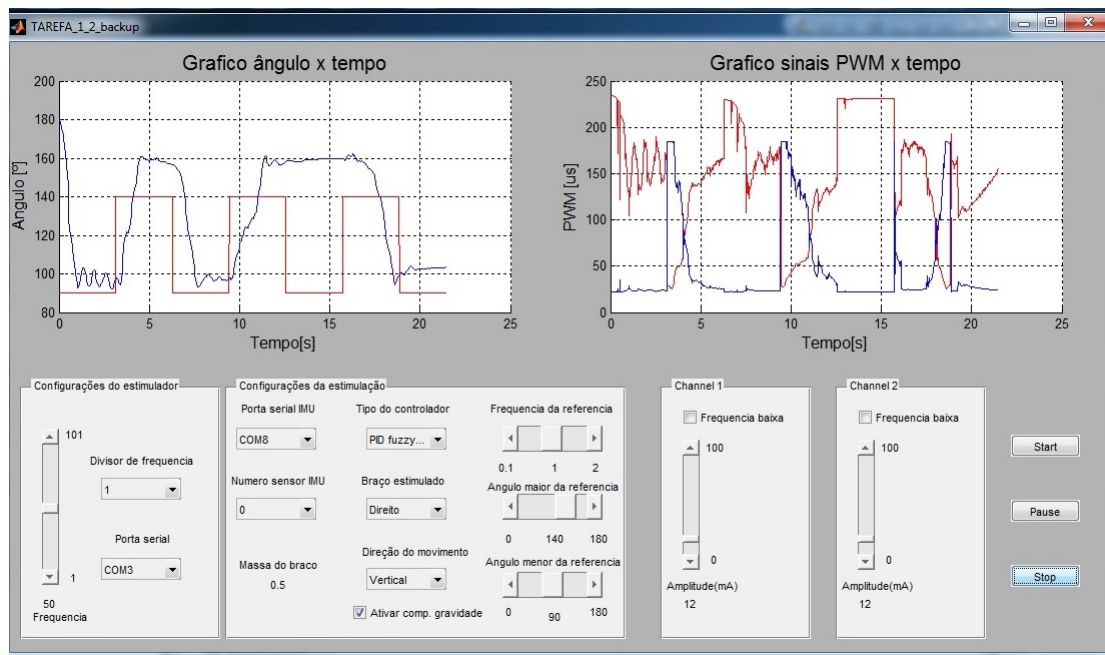


Figura 3.8: Interface criada no software Matlab

3.3 Protocolo experimental

Como citado, para validação dos sistemas propostos foram realizados testes nos planos horizontal e vertical. Esse último buscou a verificação da capacidade dos sistemas em compensar o efeito da gravidade presente durante a movimentação. De forma a se comparar o efeito de uma perturbação externa constante também no plano horizontal foram realizados testes com pesos conectados ao braço e suspensos por uma polia como mostrado na Figura 3.9. De forma a não serem impostas diferenças nos resultados todos os controladores desenvolvidos foram testados em um mesmo dia, mantendo-se os mesmos eletrodos nas mesmas posições. Como critério de seleção dos indivíduos a participarem dos testes foram utilizados fatores como faixa etária (definida preferencialmente na faixa de 20 a 25 anos), inexistência de alguma doença ou restrição de movimento que dificultasse a movimentação do membro considerado e a facilidade de localização dos pontos motores dos músculos considerados no presente trabalho. Esses critérios não possuem caráter excludente da utilização dos sistemas desenvolvidos por pessoas que não se encaixem nos mesmos, mas foram propostos de forma a facilitar e agilizar os testes iniciais realizados com os sistemas de controle, devendo os mesmos serem revistos em trabalhos futuros.

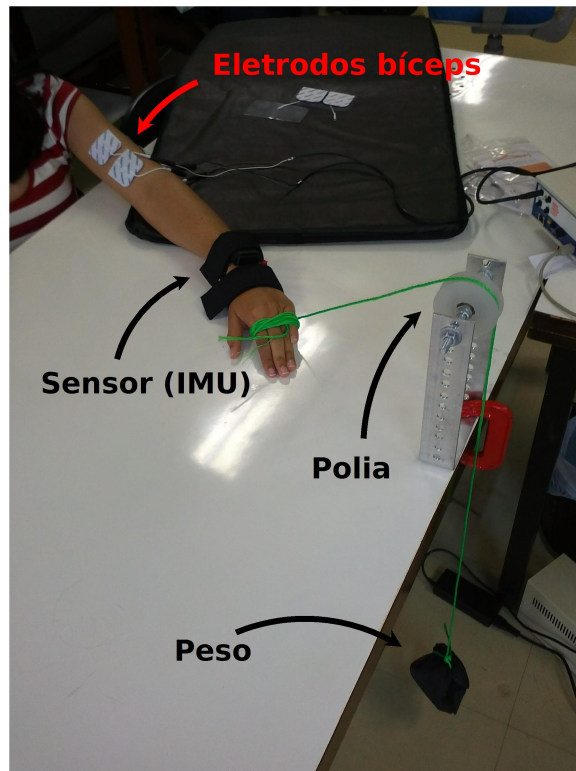


Figura 3.9: Montagem para aplicação de uma perturbação constante

Como citado os sistemas de controle implementados realizam uma modulação por largura de pulso do sinal de corrente, sendo mantidos fixos os valores de amplitude desses sinais. Para cada indivíduo a utilizar o sistema, os valores de amplitude dos sinais de corrente são inicialmente configurados, com base em testes em malha aberta. Uma vez configurados esses valores os mesmos são mantidos fixos durante todos os testes realizados. Como sinal de referência foi empregada uma onda quadrada, a qual oscila entre dois ângulos, como a mostrada na Figura 3.10

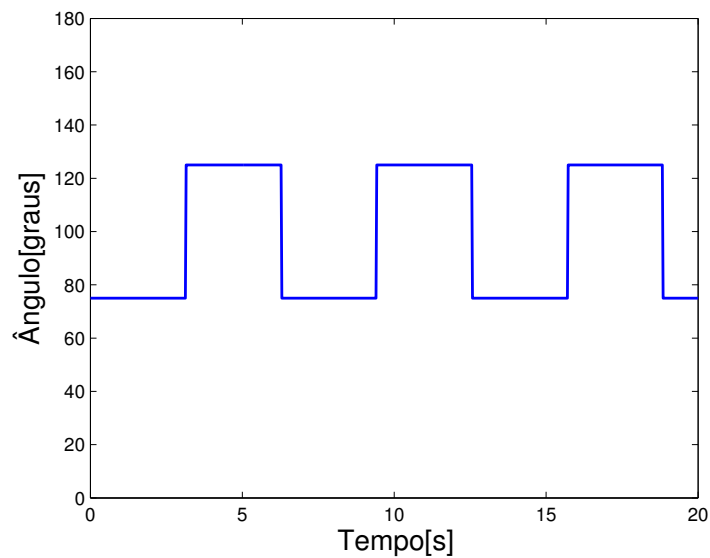


Figura 3.10: Exemplo do sinal de referência utilizado

Capítulo 4

Resultados

4.1 Introdução

Nessa seção são apresentados os resultados obtidos através dos experimentos utilizando-se os controladores implementados. Ao todo foram realizados testes em quatro indivíduos diferentes, todos saudáveis e sem nenhuma restrição de movimentação, sendo considerados para seleção dos mesmos os critérios de exclusão citados na descrição do protocolo experimental. A Tabela 4.1 resume alguns dados das pessoas que participaram dos testes.

Indivíduo	Sexo	Faixa etária (anos)	Amplitude dos pulsos de corrente
A	Feminino	20-25	Bíceps: 15 mA / Tríceps: 19 mA
B	Feminino	20-25	Bíceps: 17 mA / Tríceps: 14 mA
C	Feminino	20-25	Bíceps: 16 mA / Tríceps: 14 mA
D	Masculino	20-25	Bíceps: 12 mA / Tríceps: 12 mA

Tabela 4.1: Dados dos indivíduos

Em todos os sistemas alguns dos parâmetros foram mantidos fixos, como os relacionados à largura dos pulsos enviados $m_{PW} = 20\mu s$ e $v_{PW} = 170\mu s$, o período de amostragem dos controladores $T_s = 25ms$ e a frequência dos pulsos dos sinais de estimulação (50 Hz). No caso de uma perturbação horizontal utilizou-se a montagem com a polia, sendo utilizado um peso de cerca de 300g. Para os casos de implementação do algoritmo de co-contracção foram utilizados os seguintes valores dos parâmetros citados na seção 2.2.1: $u_i = 0.25$, $M_F = M_E = 0.5$. Os sinais da abordagem *feedforward* possuem um valor de máximo de 0.5 e para a compensação da gravidade utilizou-se $k = 10$ e $m = 0.5$ na Equação 3.7.

Os resultados estão divididos em três seções, sendo em cada seção considerado um tipo de movimento. Na primeira seção são apresentados os resultados dos experimentos que envolveram uma movimentação no plano horizontal sem a presença de qualquer perturbação. Na segunda seção são apresentados os resultados dos experimentos com movimentação horizontal, mas agora considerando-se perturbações. Na última seção são então apresentados os resultados dos experi-

mentos com a movimentação ocorrendo no plano vertical, sendo considerada portanto, uma compensação da gravidade. Para cada caso são apresentados os gráficos da posição real do sistema em paralelo com a referência, além dos sinais PWM enviados para cada músculo. Apresenta-se ainda uma tabela contendo alguns parâmetros calculados da resposta, como o valor médio e o valor eficaz (RMS, *Root Mean Square*) do erro e um valor médio do tempo de subida, do sobrevalor percentual e do erro de estado estacionário.

4.2 Resultados: movimento horizontal sem perturbação

4.2.1 Experimentos realizados: indivíduo A

4.2.1.1 Controlador PI

Para esse experimento foram utilizados os parâmetros $k_p = 0.025$, $k_i = 0.01$ e $k_b = 1e$ como referência uma onda quadrada com período de 2π que oscila entre os ângulos de 75° e 125° . Os resultados obtidos são apresentados na Figura 4.1, sendo os principais parâmetros da resposta apresentados na Tabela 4.2

Parâmetro	Valor
Média do erro	-3.3309
RMS do erro	24.3892
T_r	0.45
%SP	15.7792
E_{ss}	2.2591

Tabela 4.2: Parâmetros da resposta do controlador PI (indivíduo A)

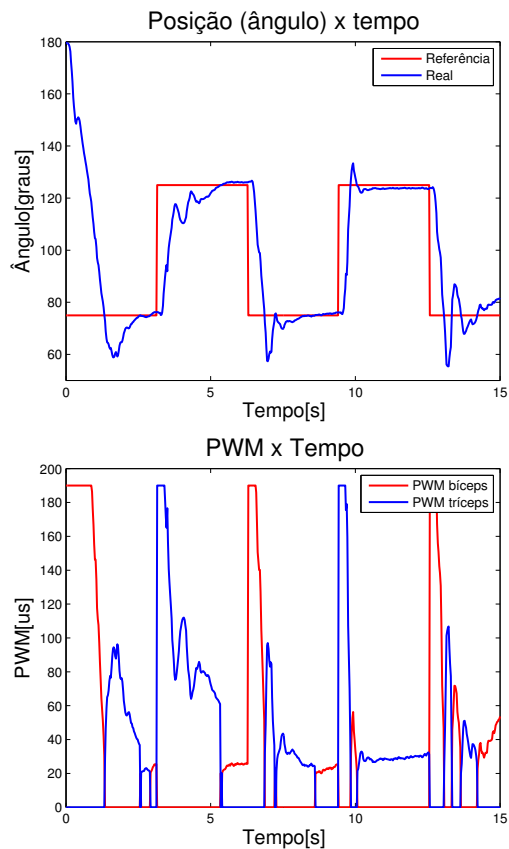


Figura 4.1: Resposta do controlador PI (indivíduo A)

4.2.1.2 Controlador PID

Para esse experimento foram utilizados os parâmetros $k_p = 0.025$, $k_i = 0.01$, $k_d = 0.0001$ e $k_b = 10$, sendo mantidos os outros parâmetros do controlador PI. Os resultados obtidos são apresentados na Figura 4.2 e na Tabela 4.3

Parâmetro	Valor
Média do erro	0.7774
RMS do erro	25.3287
T_r	0.5375
%SP	18.4256
E_{ss}	7.8167

Tabela 4.3: Parâmetros da resposta do controlador PID (indivíduo A)

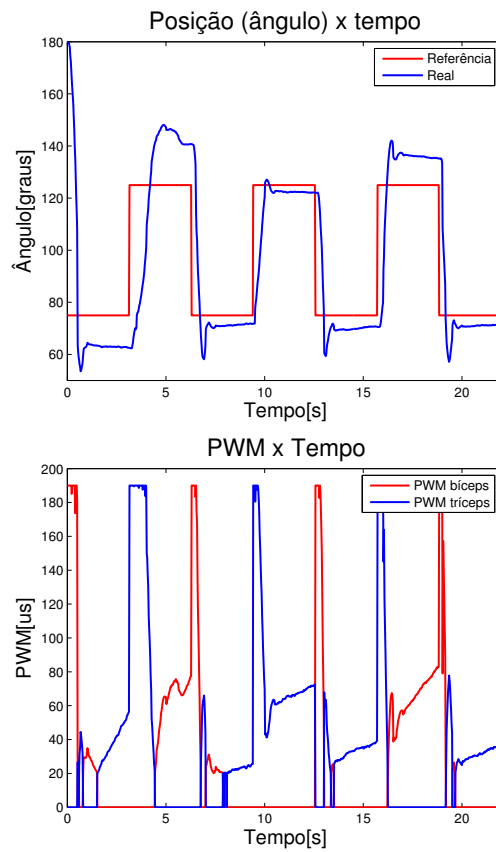


Figura 4.2: Resposta do controlador PID (indivíduo A)

4.2.2 Experimentos realizados: indivíduo B

4.2.2.1 Controlador PI

Para esse sistema foram utilizados os mesmos parâmetros do indivíduo A, diferindo-se apenas a amplitude dos pulsos de corrente utilizados na estimulação. Os resultados obtidos são apresentados na Figura 4.3 e na Tabela 4.4.

Parâmetro	Valor
Média do erro	0.2004
RMS do erro	27.6699
T_r	0.5938
%SP	13.9672
E_{ss}	5.1727

Tabela 4.4: Parâmetros da resposta do controlador PI (indivíduo B)

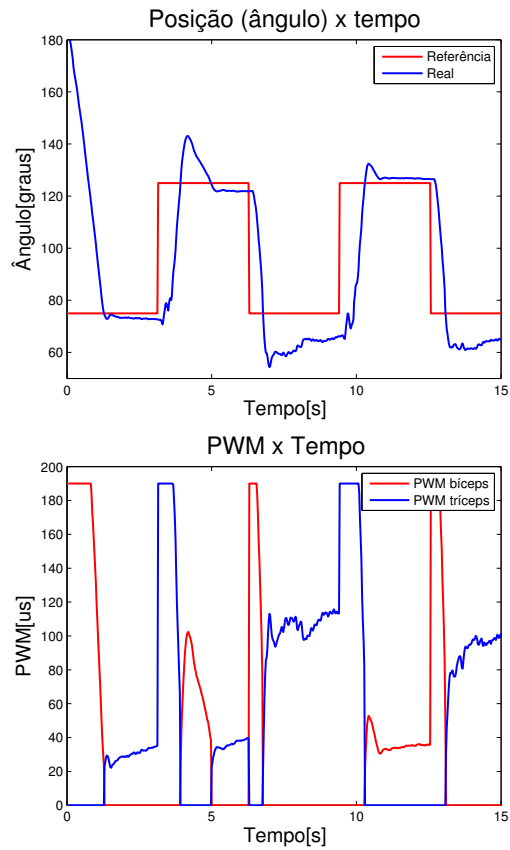


Figura 4.3: Resposta do controlador PI (indivíduo B)

4.2.2.2 Controlador PID

Para esse experimento foram utilizados os parâmetros $k_p = 0.025$, $k_i = 0.01$, $k_d = 0.0001$ e $k_b = 10$, sendo mantidos os outros parâmetros do controlador PI. Os resultados obtidos são apresentados na Figura 4.4 e na Tabela 4.5.

Parâmetro	Valor
Média do erro	-2.8768
RMS do erro	26.9894
T_r	0.3438
%SP	44.3844
E_{ss}	6.6018

Tabela 4.5: Parâmetros da resposta do controlador PID (indivíduo B)

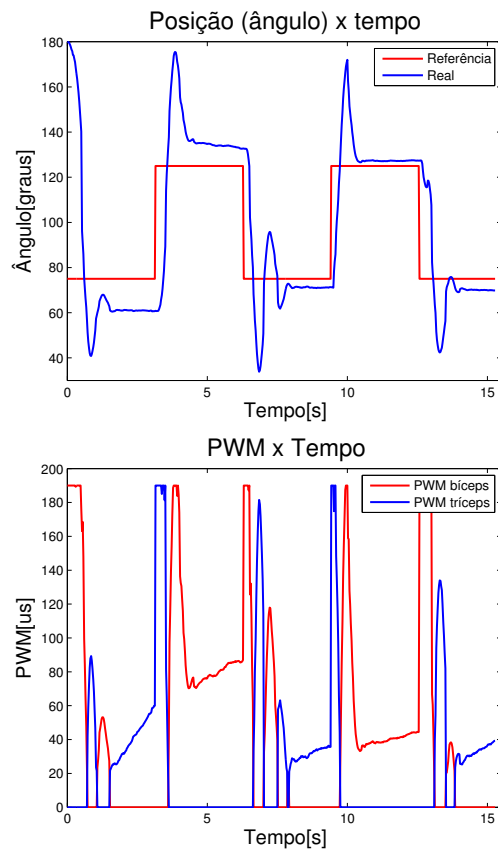


Figura 4.4: Resposta do controlador PID (indivíduo B)

4.2.2.3 Controlador PID com co-contração

Para esse experimento foram utilizados os mesmos parâmetros do controlador PID do caso anterior, sendo incorporado o algoritmo de co-contração. Os resultados obtidos são apresentados na Figura 4.5 e na Tabela 4.6.

Parâmetro	Valor
Média do erro	7.1994
RMS do erro	28.6767
T_r	0.5938
%SP	32.3128
E_{ss}	14.4972

Tabela 4.6: Parâmetros da resposta do controlador PID com co-contração (indivíduo B)

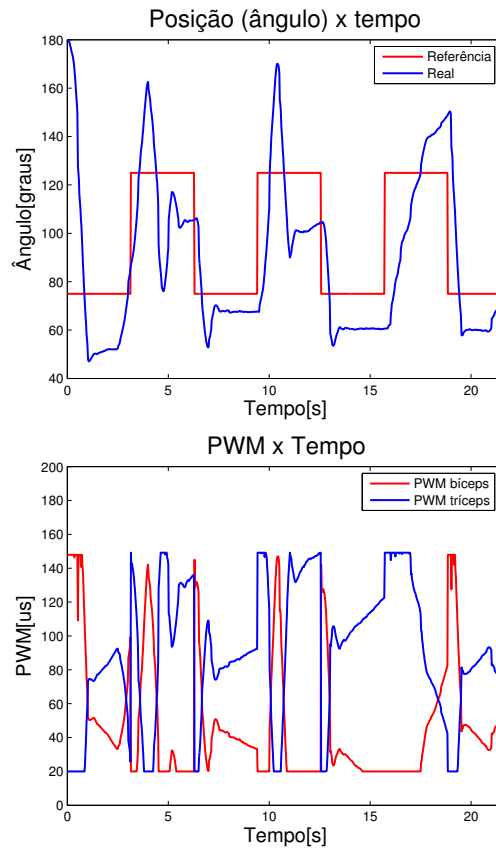


Figura 4.5: Resposta do controlador PID com co-contração (indivíduo B)

4.2.2.4 Controlador PID com *feedforward*

Para esse experimento foram utilizados os mesmos parâmetros do controlador PID, sendo incorporado ao sistema a primeira abordagem de *feedforward*. Os resultados obtidos são apresentados na Figura 4.6 e na Tabela 4.7.

Parâmetro	Valor
Média do erro	-0.6062
RMS do erro	30.0995
T_r	0.3813
%SP	39.0731
E_{ss}	8.1649

Tabela 4.7: Parâmetros da resposta do controlador PID com a primeira abordagem *feedforward* (indivíduo B)

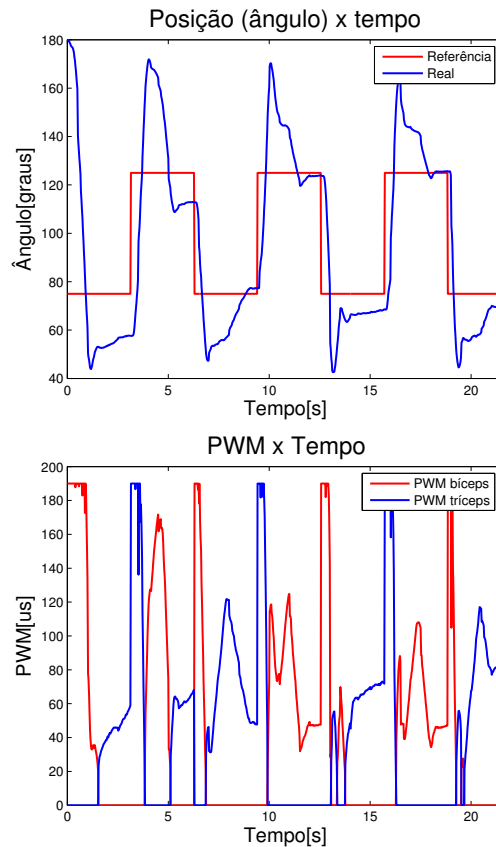


Figura 4.6: Resposta do controlador PID com a primeira abordagem *feedforward* (indivíduo B)

4.2.3 Experimentos realizados: indivíduo C

Os algoritmos foram testados em dois dias de testes, sendo no primeiro dia testados os controladores utilizando-se a abordagem de modificação absoluta no algoritmo fuzzy (com valores adaptados máximos de incremento das constantes dados por $\Delta k_p = 0.005, \Delta k_i = 0.005, \Delta k_d = 0.0005$, limite inferior do erro = -20 , limite superior do erro = 20 , limite superior da derivada do erro = 1000 e limite inferior da derivada do erro = -1000). No segundo dia foram testados os mesmos controladores, mas agora utilizando-se a abordagem incremental fuzzy (com valores adaptados máximos de incremento das constantes dados por $\Delta k_p = 0.0001, \Delta k_i = 0.0001$ e $\Delta k_d = 0.00001$, limite inferior do erro = -35 , limite superior do erro = 35 , limite superior da derivada do erro = 1000 e limite inferior da derivada do erro = -1000). No segundo dia de testes foram realizados os mesmos experimentos, sendo apresentado portanto apenas os resultados dos controladores que sofreram modificações.

4.2.3.1 Controlador PID: primeiro dia de teste

Para esse experimento foram utilizados os parâmetros $k_p = 0.025, k_i = 0.01, k_d = 0.001$ e $k_b = 3.1623$. A referência consiste em uma onda quadrada com período de 2π que oscila entre os ângulos de 90° e 140° . Os resultados obtidos são apresentados na Figura 4.7 e na Tabela 4.8.

Parâmetro	Valor
Média do erro	-9.5348
RMS do erro	22.8974
T_r	0.4813
%SP	16.4673
E_{ss}	7.4717

Tabela 4.8: Parâmetros da resposta do controlador PID (indivíduo C)

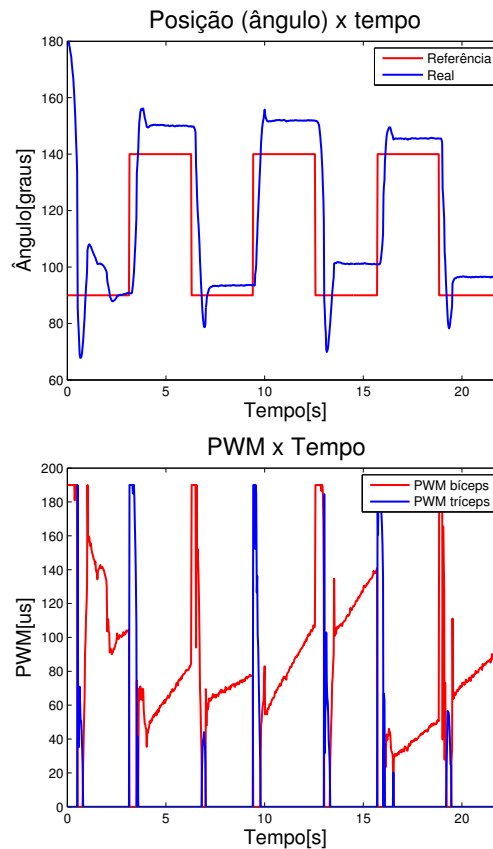


Figura 4.7: Resposta do controlador PID (indivíduo C)

4.2.3.2 Controlador PID com co-contração: primeiro dia de teste

Para esse experimento foram utilizados os mesmos parâmetros do controlador PID do caso anterior, sendo incorporado ao mesmo o algoritmo de co-contração . Os resultados obtidos são apresentados na Figura 4.8 e na Tabela 4.9.

Parâmetro	Valor
Média do erro	-5.4841
RMS do erro	22.3139
T_r	0.5500
%SP	11.8341
E_{ss}	7.9316

Tabela 4.9: Parâmetros da resposta do controlador PID com co-contração (indivíduo C)

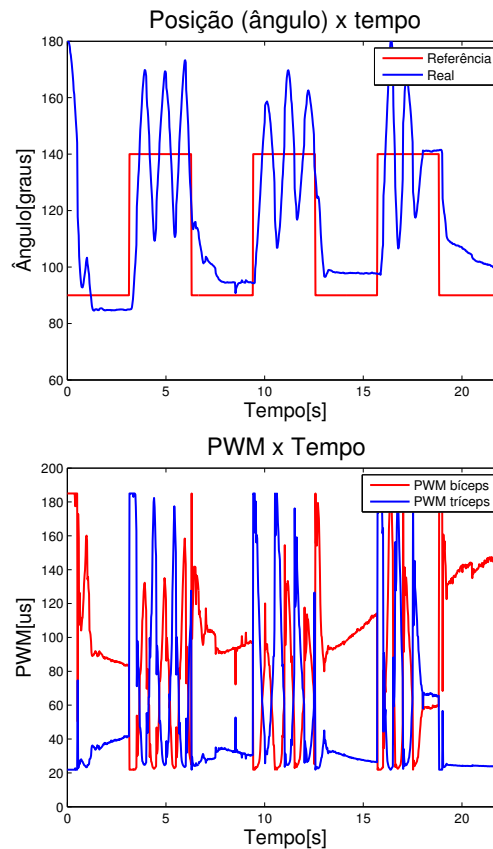


Figura 4.8: Resposta do controlador PID com co-contração (indivíduo C)

4.2.3.3 Controlador PID com feedforward: primeiro dia de teste

Para esse experimento foram utilizados os mesmos parâmetros, sendo no entanto utilizada a segunda abordagem *feedforward* no processo. Os resultados obtidos são apresentados na Figura 4.9 e na Tabela 4.10.

Parâmetro	Valor
Média do erro	-7.6879
RMS do erro	21.7253
T_r	0.3438
%SP	18.2081
E_{ss}	4.1553

Tabela 4.10: Parâmetros da resposta do controlador PID com *feedforward* (indivíduo C)

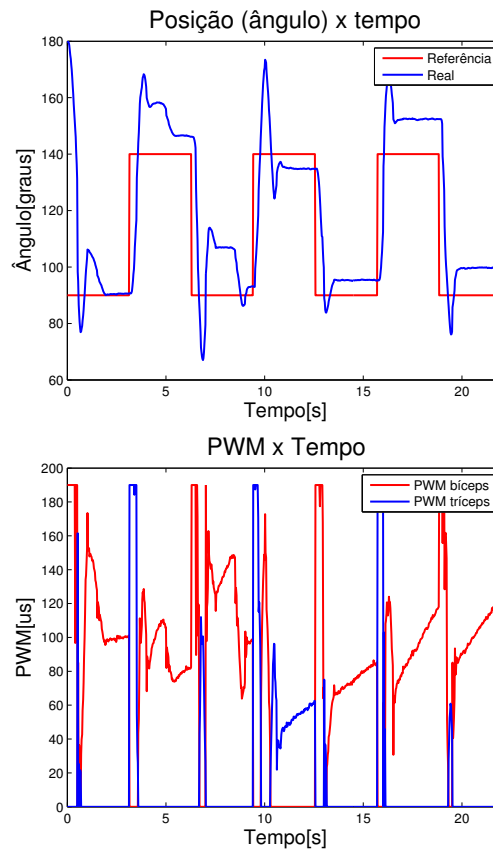


Figura 4.9: Resposta do controlador PID com *feedforward* (indivíduo C)

4.2.3.4 Controlador PID fuzzy: primeiro dia de teste

Para esse experimento foram utilizados os mesmos parâmetros, sendo no entanto utilizada a primeira abordagem fuzzy no processo. Os resultados obtidos são apresentados na Figura 4.10 e na Tabela 4.11.

Parâmetro	Valor
Média do erro	-8.7442
RMS do erro	21.2039
T_r	0.4563
%SP	15.8245
E_{ss}	7.2701

Tabela 4.11: Parâmetros da resposta do controlador PID fuzzy (indivíduo C)

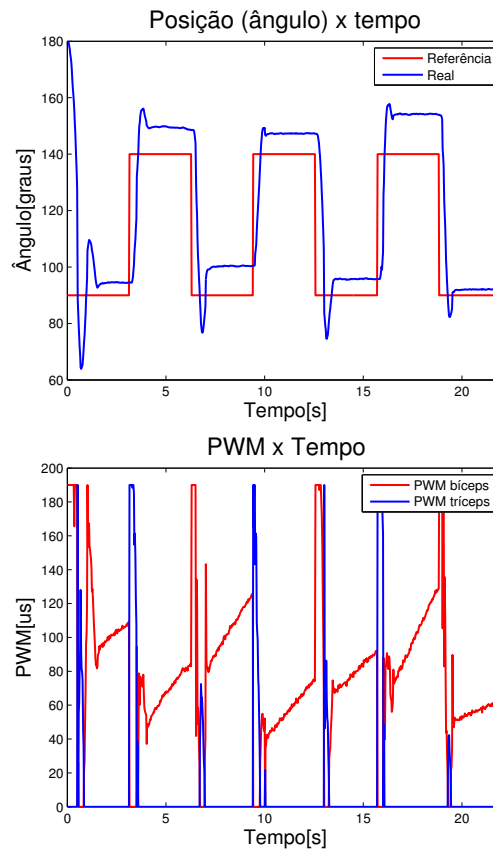


Figura 4.10: Resposta do controlador PID fuzzy (indivíduo C)

Os valores dos ganhos do controlador são mostrados na Figura 4.11, os quais foram colocados na mesma escala da referência para facilitar a visualização.

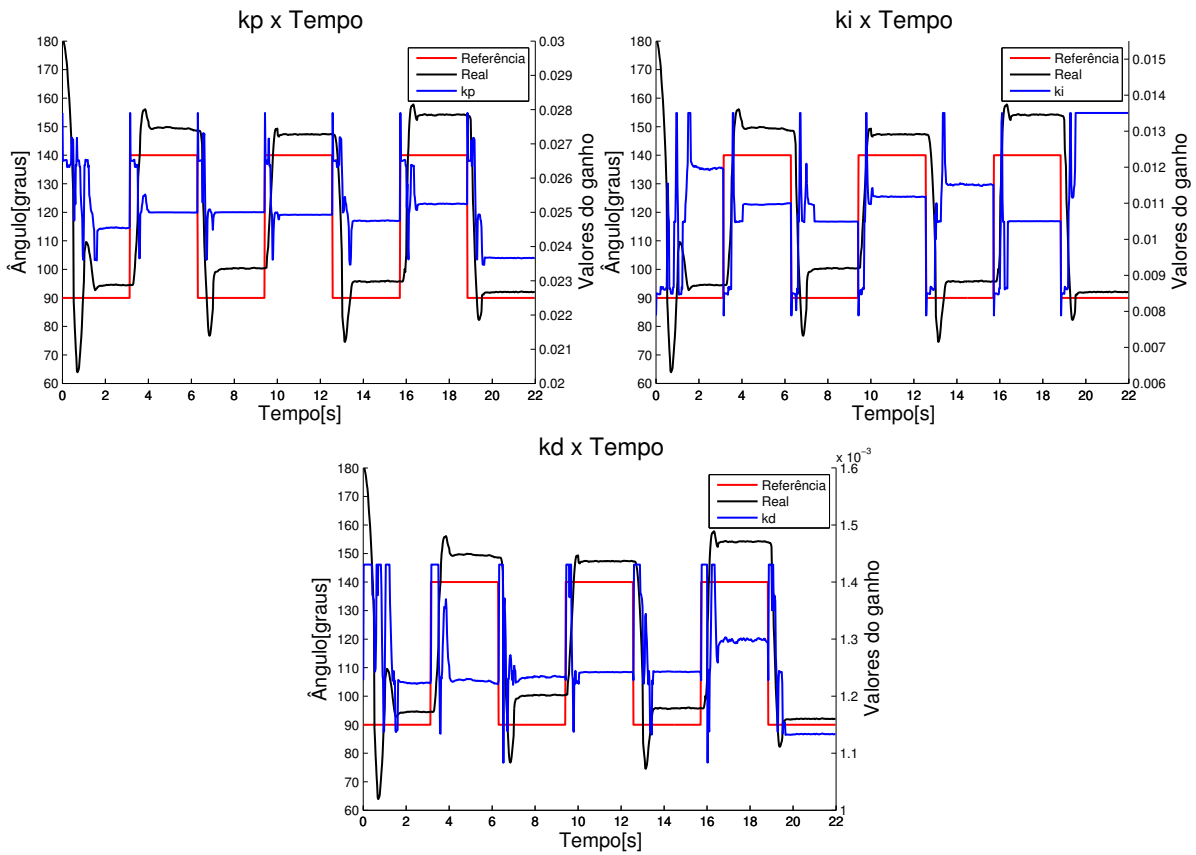


Figura 4.11: Mudança dos ganhos do controlador PID fuzzy (indivíduo C)

4.2.3.5 Controlador PID fuzzy com co-contracção: primeiro dia de teste

Para esse experimento foram utilizados os mesmos parâmetros, sendo no entanto utilizada a primeira abordagem fuzzy e uma co-contracção no processo. Os resultados obtidos são apresentados na Figura 4.12 e na Tabela 4.12.

Parâmetro	Valor
Média do erro	-4.1207
RMS do erro	21.7625
T_r	0.6188
%SP	16.5716
E_{ss}	6.3733

Tabela 4.12: Parâmetros da resposta do controlador PID fuzzy com co-contracção (indivíduo C)

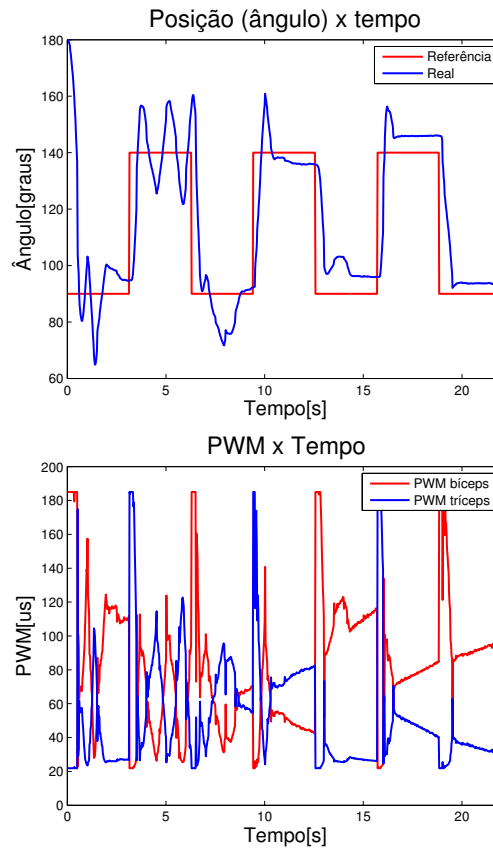


Figura 4.12: Resposta do controlador PID fuzzy com co-contração (indivíduo C)

4.2.3.6 Controlador PID fuzzy com *feedforward*: primeiro dia de teste

Para esse experimento foram utilizados os mesmos parâmetros, sendo no entanto utilizada a primeira abordagem fuzzy no processo bem como a segunda abordagem *feedforward* apresentada. Os resultados obtidos são apresentados na Figura 4.13 e na Tabela 4.13.

Parâmetro	Valor
Média do erro	-10.4772
RMS do erro	21.9825
T_r	0.3250
%SP	12.6341
E_{ss}	4.7528

Tabela 4.13: Parâmetros da resposta do controlador PID fuzzy com *feedforward* (indivíduo C)

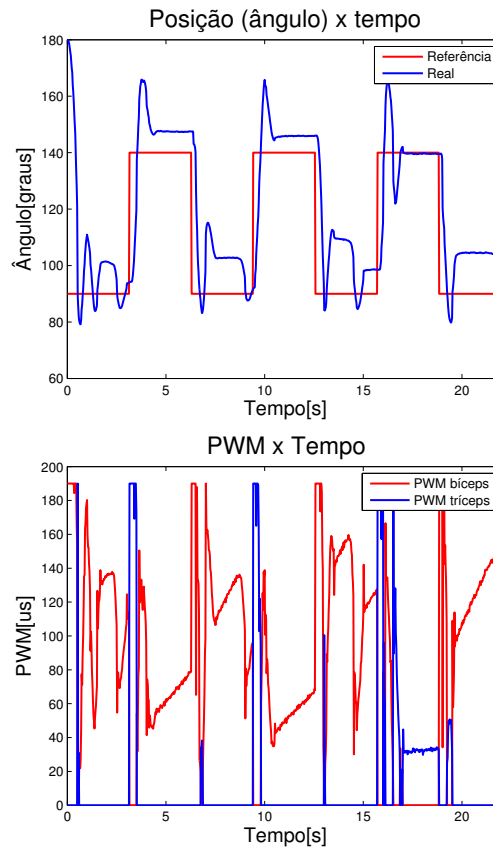


Figura 4.13: Resposta do controlador PID fuzzy com *feedforward* (indivíduo C)

4.2.3.7 Controlador PID fuzzy com co-contracção e *feedforward*: primeiro dia de teste

Para esse experimento foram utilizados os mesmos parâmetros, sendo no entanto utilizada a primeira abordagem fuzzy, o algoritmo de co-contracção e a segunda abordagem *feedforward*. Os resultados obtidos são apresentados na Figura 4.14 e na Tabela 4.14.

Parâmetro	Valor
Média do erro	-9.0370
RMS do erro	25.0835
T_r	0.4125
%SP	18.6368
E_{ss}	8.0221

Tabela 4.14: Parâmetros da resposta do controlador PID fuzzy com co-contracção e *feedforward* (indivíduo C)

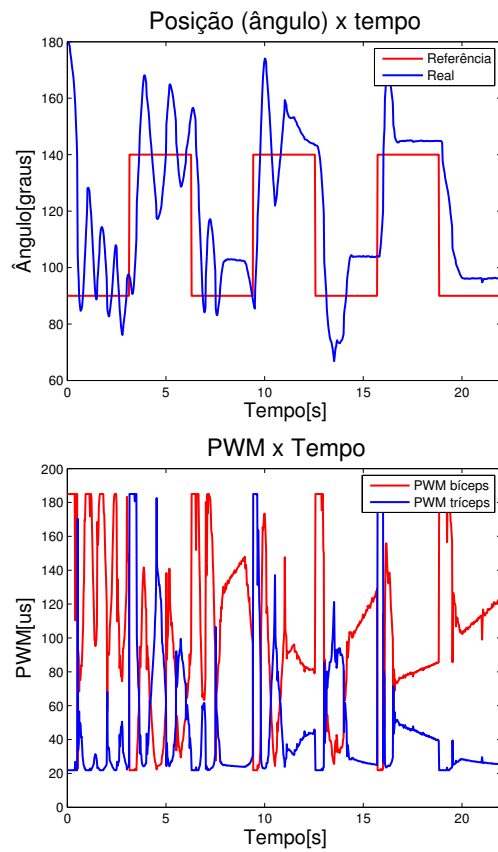


Figura 4.14: Resposta do controlador PID fuzzy com co-contração e *feedforward* (indivíduo C)

4.2.3.8 Controlador PID: segundo dia de teste

Para esse experimento foram utilizados os mesmos parâmetros do controlador PID implementado no primeiro dia de teste. Os resultados obtidos são apresentados na Figura 4.15 e na Tabela 4.15.

Parâmetro	Valor
Média do erro	-2.1489
RMS do erro	20.0035
T_r	0.4125
%SP	7.0132
E_{ss}	3.7011

Tabela 4.15: Parâmetros da resposta do controlador PID (indivíduo C)

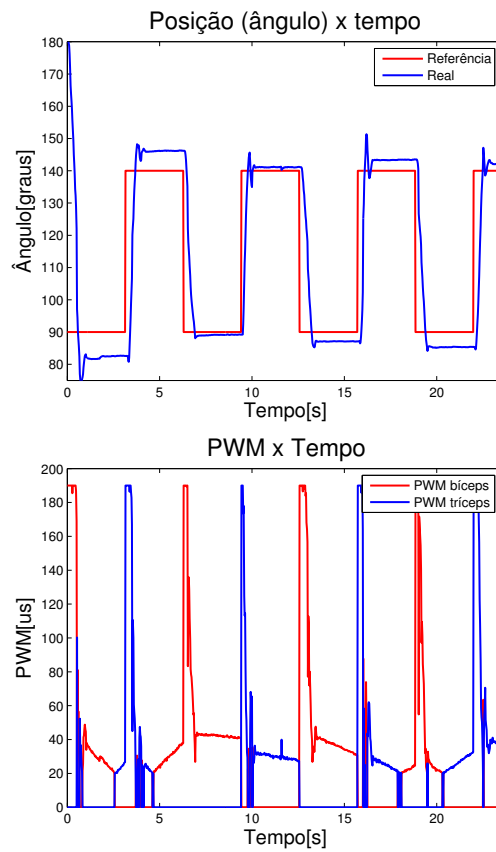


Figura 4.15: Resposta do controlador PID (indivíduo C)

4.2.3.9 Controlador PID fuzzy: segundo dia de teste

Para esse experimento foram utilizados os mesmos parâmetros, sendo no entanto utilizada a segunda abordagem fuzzy no processo. Os resultados obtidos são apresentados na Figura 4.16 e na Tabela 4.16.

Parâmetro	Valor
Média do erro	-1.1926
RMS do erro	19.2615
T_r	0.4063
%SP	6.1589
E_{ss}	3.5879

Tabela 4.16: Parâmetros da resposta do controlador PID fuzzy (indivíduo C)

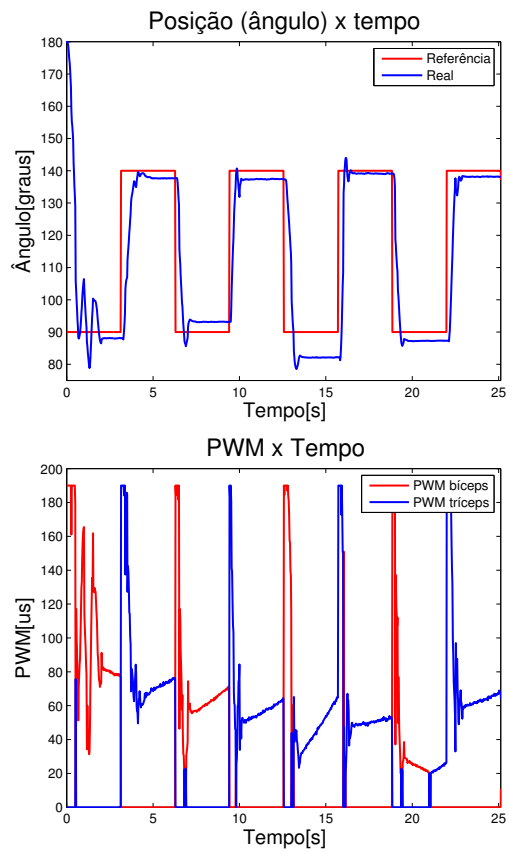


Figura 4.16: Resposta do controlador PID fuzzy (indivíduo C)

Os valores dos ganhos do controlador são mostrados na Figura 4.17, os quais foram colocados na mesma escala da referência para facilitar a visualização.

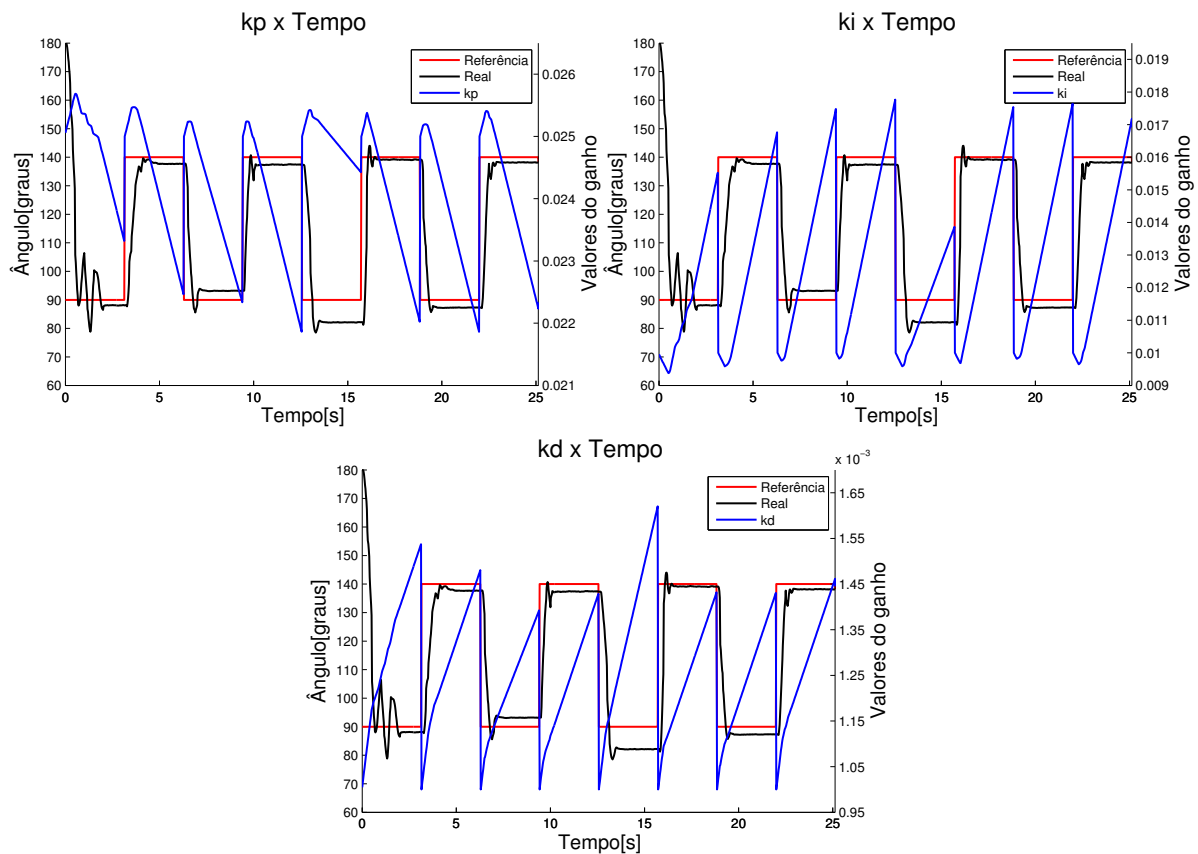


Figura 4.17: Mudança dos ganhos do controlador PID fuzzy (indivíduo C)

4.2.3.10 Controlador PID fuzzy com co-contracção: segundo dia de teste

Para esse experimento foram utilizados os mesmos parâmetros, sendo no entanto utilizada a segunda abordagem fuzzy e uma co-contracção no processo. Os resultados obtidos são apresentados na Figura 4.18 e na Tabela 4.17.

Parâmetro	Valor
Média do erro	-4.7682
RMS do erro	26.1922
T_r	0.3875
%SP	19.2025
E_{ss}	12.9503

Tabela 4.17: Parâmetros da resposta do controlador PID fuzzy com co-contracção (indivíduo C)

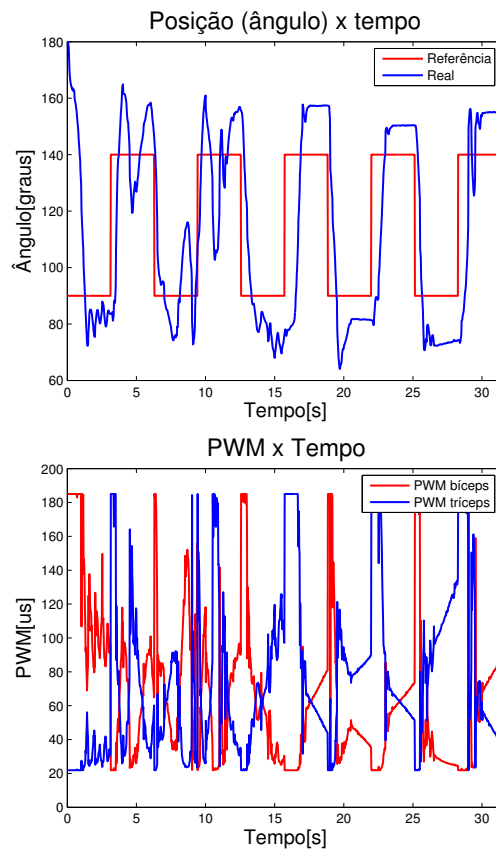


Figura 4.18: Resposta do controlador PID fuzzy com co-contracção (indivíduo C)

4.2.3.11 Controlador PID fuzzy com *feedforward*: segundo dia de teste

Para esse experimento foram utilizados os mesmos parâmetros, sendo no entanto utilizada a segunda abordagem fuzzy no processo bem como a segunda abordagem *feedforward* apresentada. Os resultados obtidos são apresentados na Figura 4.19 e na Tabela 4.18.

Parâmetro	Valor
Média do erro	6.9167
RMS do erro	25.7459
T_r	0.4813
%SP	15.5213
E_{ss}	11.8470

Tabela 4.18: Parâmetros da resposta do controlador PID fuzzy com *feedforward* (indivíduo C)

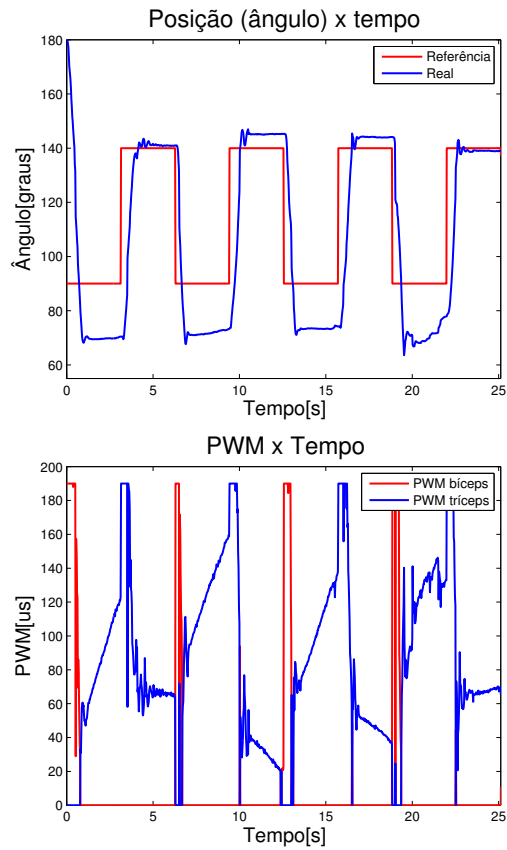


Figura 4.19: Resposta do controlador PID fuzzy com *feedforward* (indivíduo C)

4.2.3.12 Controlador PID fuzzy com co-contracção e *feedforward*: segundo dia de teste

Para esse experimento foram utilizados os mesmos parâmetros, sendo no entanto utilizada a segunda abordagem fuzzy no processo, o algoritmo de co-contracção e o segundo algoritmo de *feedforward*. Os resultados obtidos são apresentados na Figura 4.20 e na Tabela 4.19.

Parâmetro	Valor
Média do erro	-0.2026
RMS do erro	27.3625
T_r	0.7813
%SP	12.6759
E_{ss}	10.3411

Tabela 4.19: Parâmetros da resposta do controlador PID fuzzy com co-contracção e *feedforward* (indivíduo C)

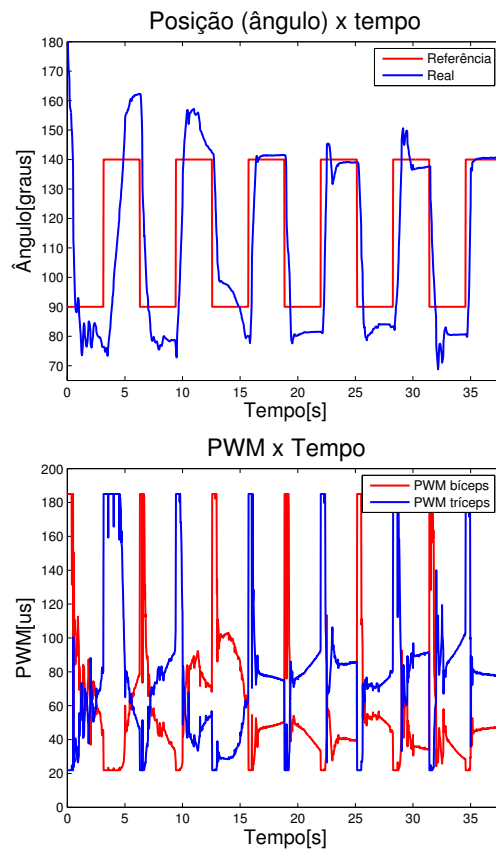


Figura 4.20: Resposta do controlador PID fuzzy com co-contração e *feedforward* (indivíduo C)

4.2.4 Experimentos realizados: indivíduo D

Para esse indivíduo foram realizados os mesmo testes com os mesmos parâmetros do indivíduo C, diferindo apenas na corrente utilizada na estimulação.

4.2.4.1 Controlador PID: primeiro dia de teste

Os resultados obtidos são apresentados na Figura 4.21 e na Tabela 4.20

Parâmetro	Valor
Média do erro	-5.8814
RMS do erro	20.5883
T_r	0.3938
%SP	6.2740
E_{ss}	4.0064

Tabela 4.20: Parâmetros da resposta do controlador PID (indivíduo D)

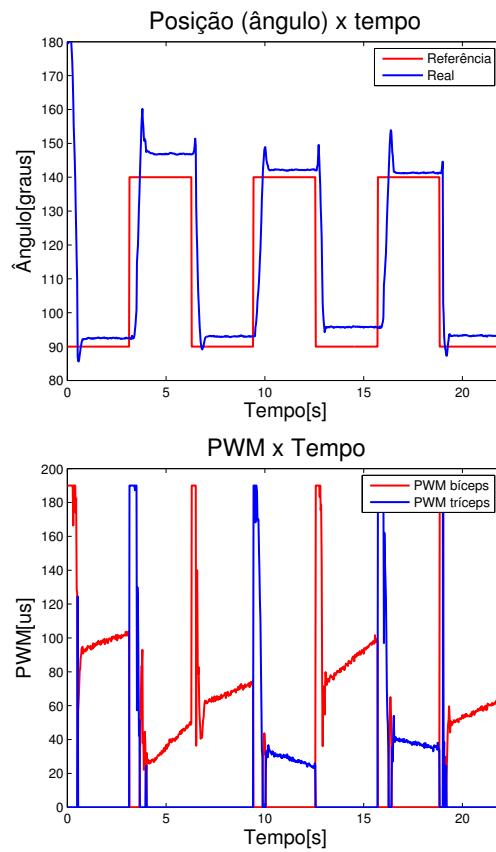


Figura 4.21: Resposta do controlador PID (indivíduo D)

4.2.4.2 Controlador PID com co-contração: primeiro dia de teste

Os resultados obtidos são apresentados na Figura 4.22 e na Tabela 4.21.

Parâmetro	Valor
Média do erro	-0.1458
RMS do erro	22.9403
T_r	0.4313
%SP	12.7578
E_{ss}	4.7059

Tabela 4.21: Parâmetros da resposta do controlador PID com co-contração (indivíduo D)

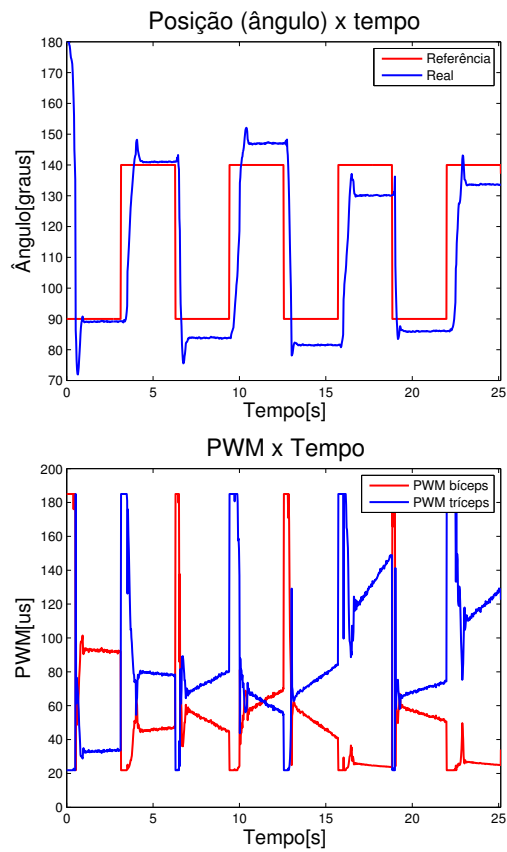


Figura 4.22: Resposta do controlador PID com co-contração (indivíduo D)

4.2.4.3 Controlador PID com *feedforward*: primeiro dia de teste

Os resultados obtidos são apresentados na Figura 4.23 e na Tabela 4.22.

Parâmetro	Valor
Média do erro	-0.7367
RMS do erro	23.3346
T_r	0.4063
%SP	13.4030
E_{ss}	4.6745

Tabela 4.22: Parâmetros da resposta do controlador PID com *feedforward* (indivíduo D)

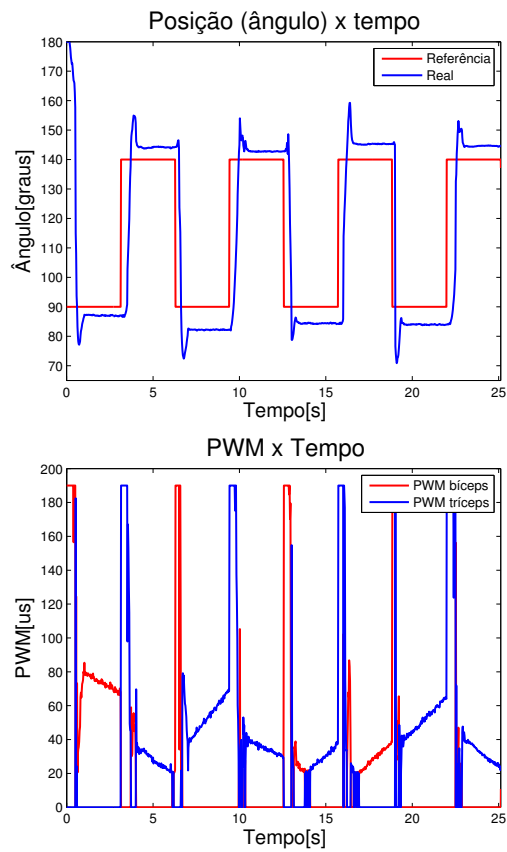


Figura 4.23: Resposta do controlador PID com *feedforward* (indivíduo D)

4.2.4.4 Controlador PID fuzzy: primeiro dia de teste

Os resultados obtidos são apresentados na Figura 4.24 e na Tabela 4.23.

Parâmetro	Valor
Média do erro	2.0090
RMS do erro	23.8631
T_r	0.4438
%SP	11.5812
E_{ss}	4.7763

Tabela 4.23: Parâmetros da resposta do controlador PID fuzzy (indivíduo D)

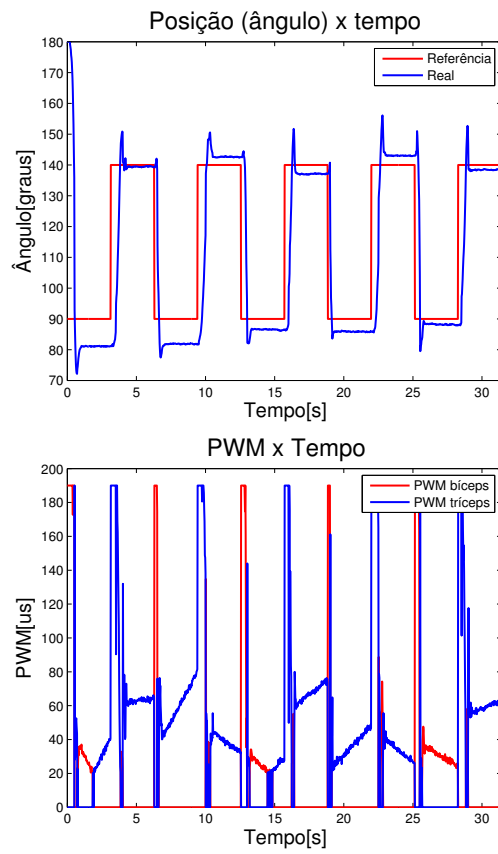


Figura 4.24: Resposta do controlador PID fuzzy (indivíduo D)

Os valores dos ganhos do controlador são mostrados na Figura 4.25, os quais foram colocados na mesma escala da referência para facilitar a visualização.

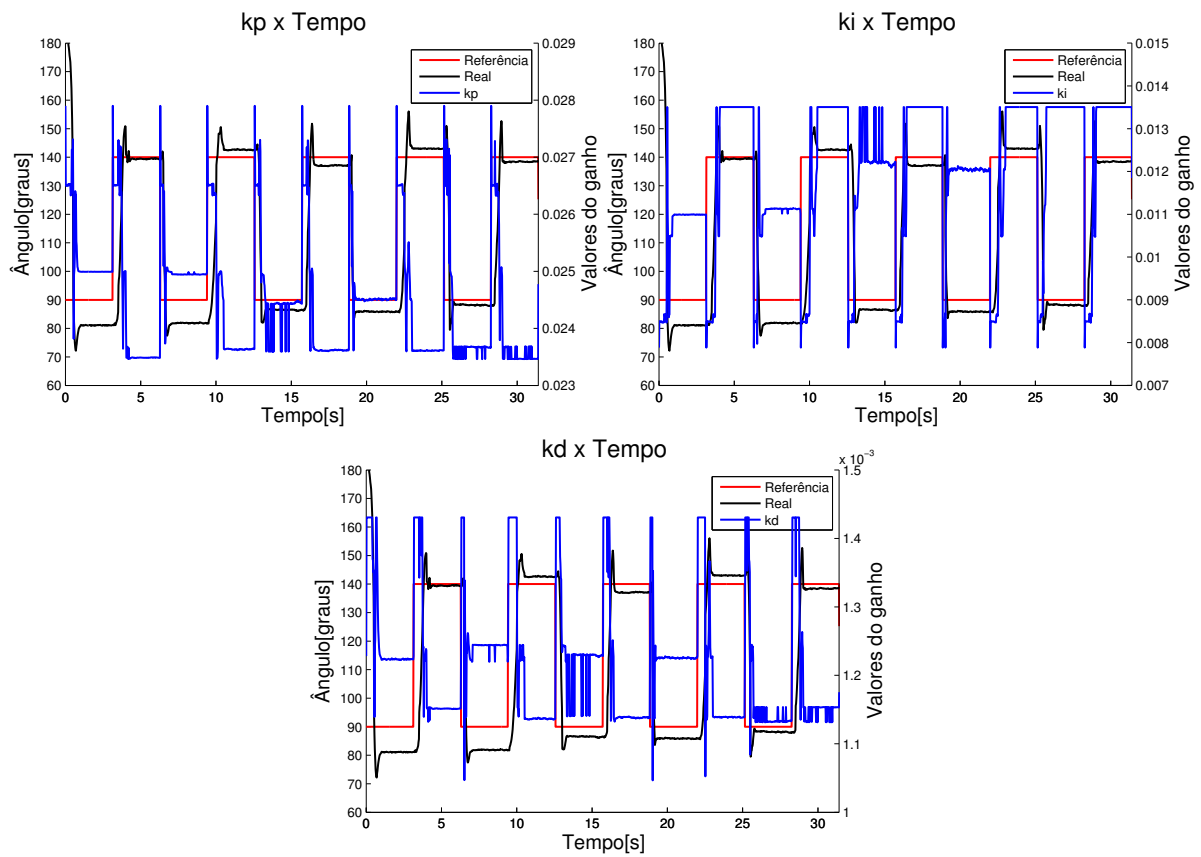


Figura 4.25: Mudança dos ganhos do controlador PID fuzzy (indivíduo D)

4.2.4.5 Controlador PID fuzzy com co-contracção: primeiro dia de teste

Os resultados obtidos são apresentados na Figura 4.26 e na Tabela 4.24.

Parâmetro	Valor
Média do erro	-1.4720
RMS do erro	20.6293
T_r	0.3875
%SP	7.6981
E_{ss}	3.1905

Tabela 4.24: Parâmetros da resposta do controlador PID fuzzy com co-contracção (indivíduo D)

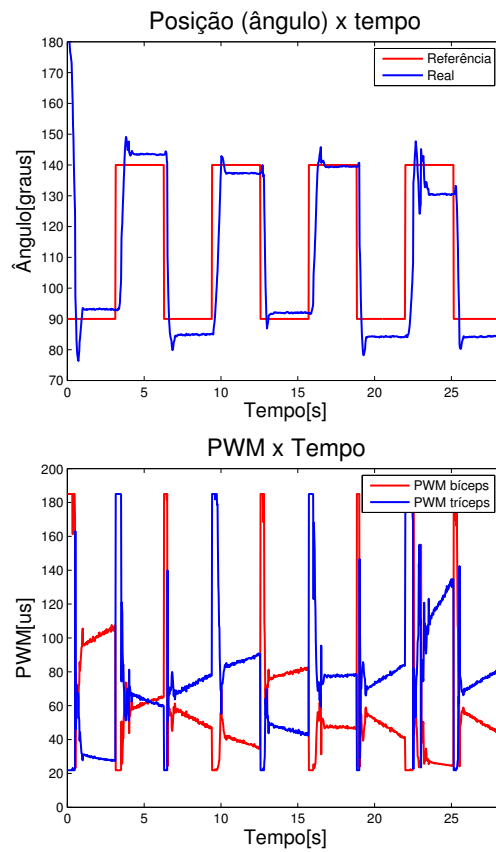


Figura 4.26: Resposta do controlador PID fuzzy com co-contracção (indivíduo D)

4.2.4.6 Controlador PID fuzzy com *feedforward*: primeiro dia de teste

Os resultados obtidos são apresentados na Figura 4.27 e na Tabela 4.25.

Parâmetro	Valor
Média do erro	-2.0941
RMS do erro	21.3042
T_r	0.4063
%SP	9.2018
E_{ss}	1.9608

Tabela 4.25: Parâmetros da resposta do controlador PID fuzzy com *feedforward* (indivíduo D)

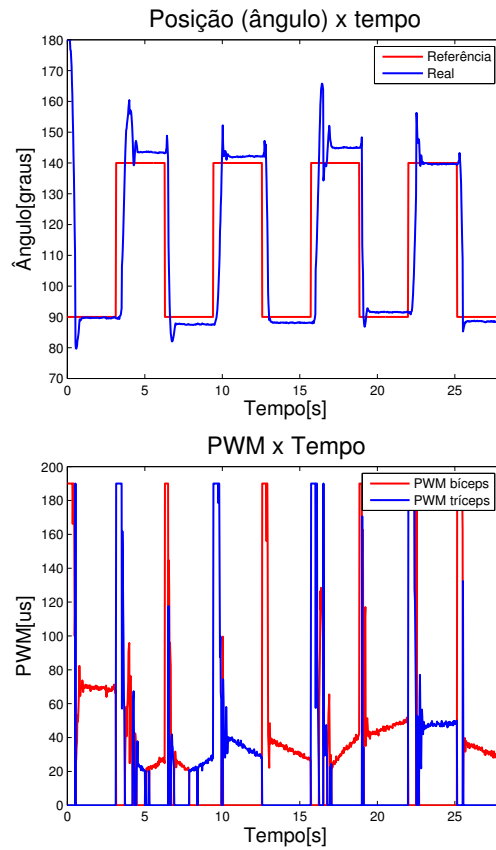


Figura 4.27: Resposta do controlador PID fuzzy com *feedforward* (indivíduo D)

4.2.4.7 Controlador PID fuzzy com co-contracção e *feedforward*: primeiro dia de teste

Os resultados obtidos são apresentados na Figura 4.28 e na Tabela 4.26.

Parâmetro	Valor
Média do erro	-6.7740
RMS do erro	22.8284
T_r	0.4750
%SP	11.7794
E_{ss}	7.4839

Tabela 4.26: Parâmetros da resposta do controlador PID fuzzy com co-contracção e *feedforward* (indivíduo D)

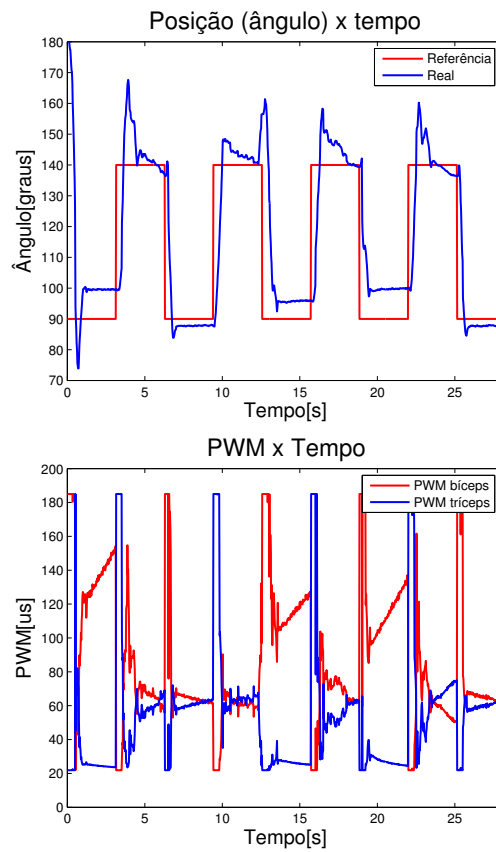


Figura 4.28: Resposta do controlador PID fuzzy com co-contracção e *feedforward* (indivíduo D)

4.2.4.8 Controlador PID: segundo dia de teste

Os resultados obtidos são apresentados na Figura 4.29 e na Tabela 4.27.

Parâmetro	Valor
Média do erro	1.2273
RMS do erro	20.8704
T_r	0.4938
%SP	4.1898
E_{ss}	2.8019

Tabela 4.27: Parâmetros da resposta do controlador PID (indivíduo D)

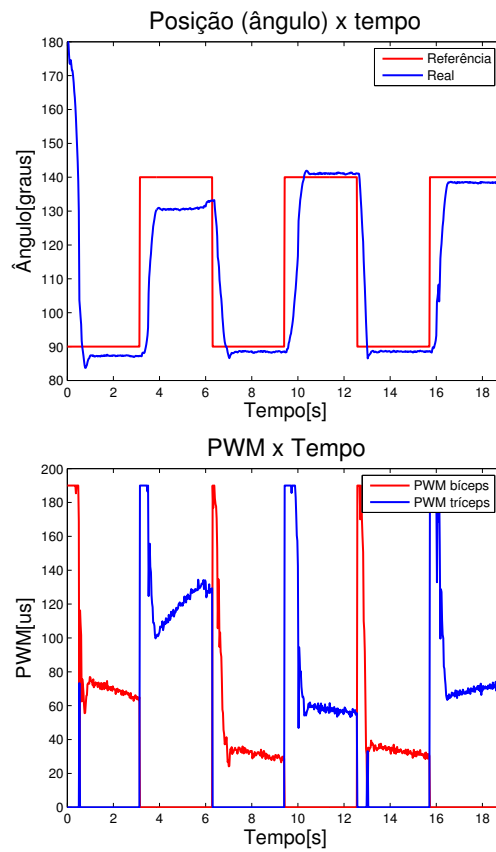


Figura 4.29: Resposta do controlador PID (indivíduo D)

4.2.4.9 Controlador PID fuzzy: segundo dia de teste

Os resultados obtidos são apresentados na Figura 4.30 e na Tabela 4.28.

Parâmetro	Valor
Média do erro	5.2185
RMS do erro	22.9794
T_r	0.5438
%SP	10.8275
E_{ss}	5.9281

Tabela 4.28: Parâmetros da resposta do controlador PID fuzzy (indivíduo D)

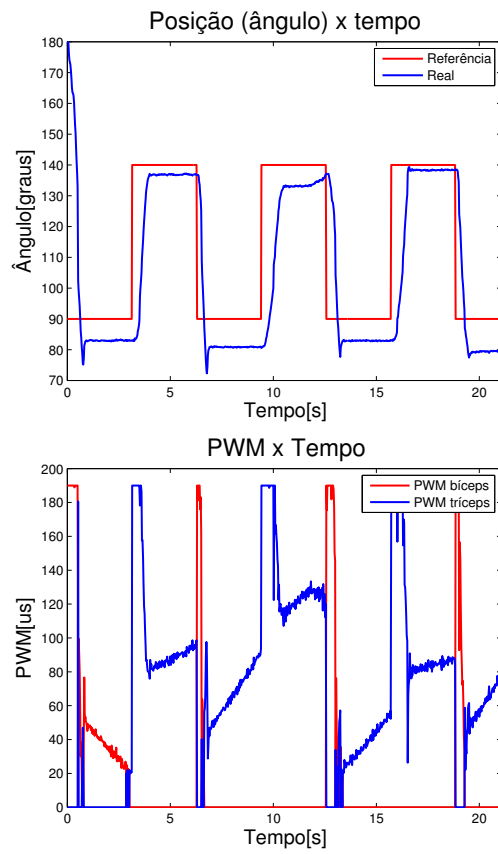


Figura 4.30: Resposta do controlador PID fuzzy (indivíduo D)

Os valores dos ganhos do controlador são mostrados na Figura 4.31, os quais foram colocados na mesma escala da referência para facilitar a visualização.

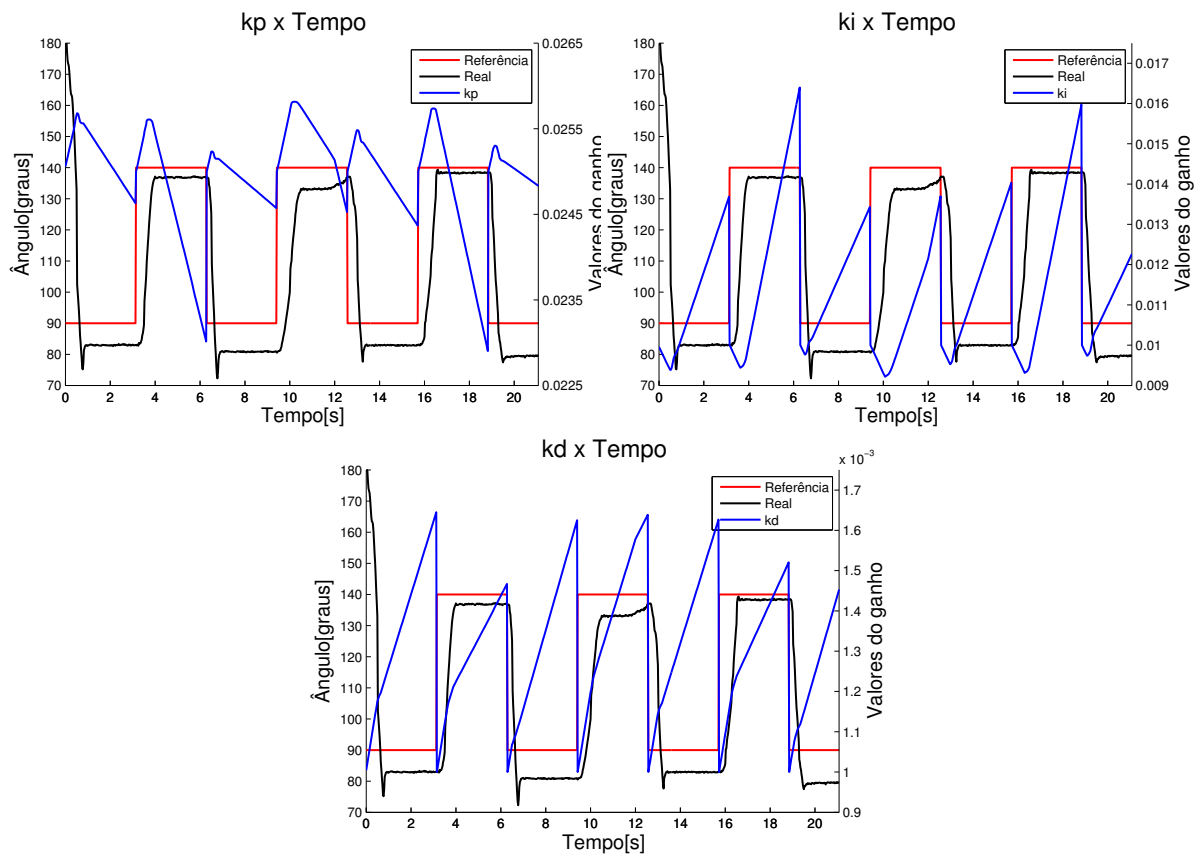


Figura 4.31: Mudança dos ganhos do controlador PID fuzzy (indivíduo D)

4.2.4.10 Controlador PID fuzzy com co-contracção: segundo dia de teste

Os resultados obtidos são apresentados na Figura 4.32 e na Tabela 4.29.

Parâmetro	Valor
Média do erro	5.2167
RMS do erro	23.3472
T_r	0.6250
%SP	8.7473
E_{ss}	5.2367

Tabela 4.29: Parâmetros da resposta do controlador PID fuzzy com co-contracção (indivíduo D)

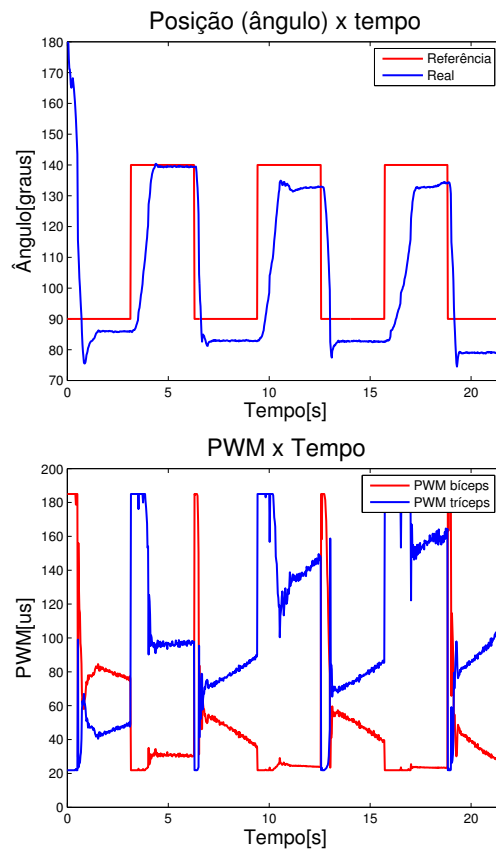


Figura 4.32: Resposta do controlador PID fuzzy com co-contracção (indivíduo D)

4.2.4.11 Controlador PID fuzzy com *feedforward*: segundo dia de teste

Os resultados obtidos são apresentados na Figura 4.33 e na Tabela 4.30.

Parâmetro	Valor
Média do erro	6.0010
RMS do erro	23.5167
T_r	0.5313
%SP	10.6460
E_{ss}	7.2865

Tabela 4.30: Parâmetros da resposta do controlador PID fuzzy com *feedforward* (indivíduo D)

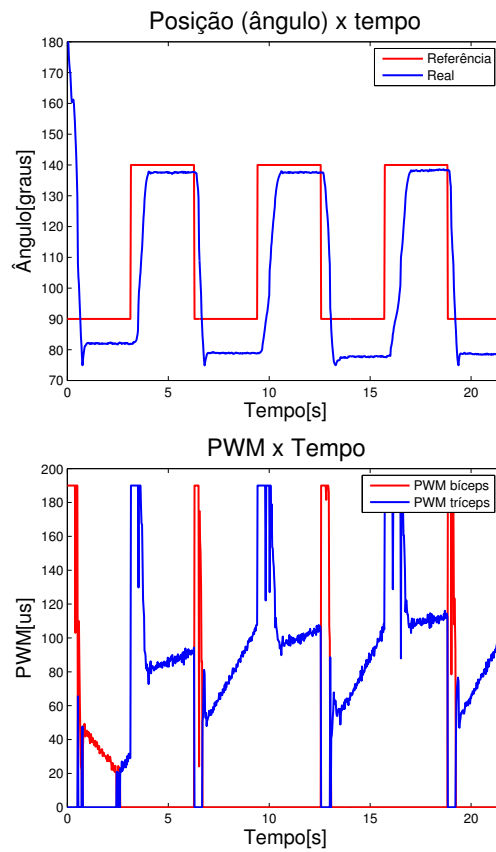


Figura 4.33: Resposta do controlador PID fuzzy com *feedforward* (indivíduo D)

4.2.4.12 Controlador PID fuzzy com co-contração e *feedforward*: segundo dia de teste

Os resultados obtidos são apresentados na Figura 4.34 e na Tabela 4.31.

Parâmetro	Valor
Média do erro	4.0739
RMS do erro	20.8743
T_r	0.5500
%SP	7.6236
E_{ss}	4.4123

Tabela 4.31: Parâmetros da resposta do controlador PID fuzzy com co-contração e *feedforward* (indivíduo D)

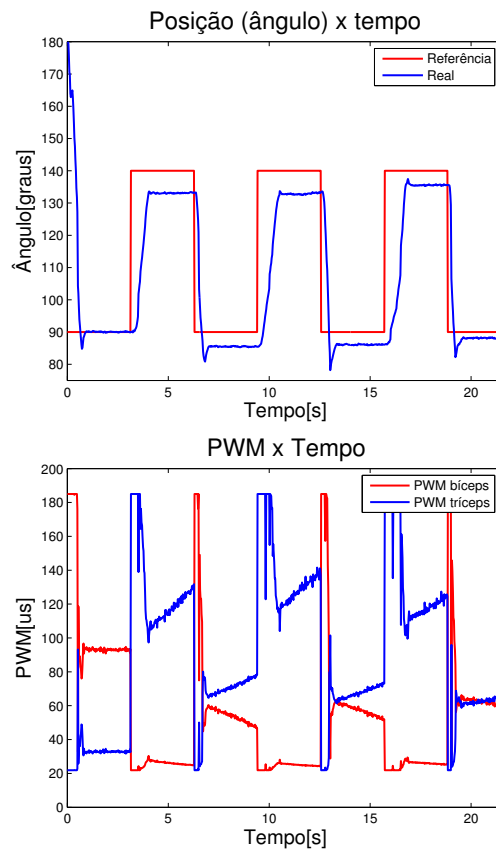


Figura 4.34: Resposta do controlador PID fuzzy com co-contracção e *feedforward* (indivíduo D)

4.3 Resultados: movimento horizontal com perturbação

4.3.1 Experimentos realizados: indivíduo A

4.3.1.1 Controlador PI com perturbação

Nesse caso o controlador possui os mesmos parâmetros do controlador PI sem perturbação . A diferença dos experimentos concerne ao fato de ter sido aplicada uma perturbação na forma de um empurrão no braço durante a fase de assentamento do sistema, sendo o período da referência aumentado para $2\pi/0.6$. Os resultados obtidos são apresentados na Figura 4.35 e na Tabela 4.32.

Parâmetro	Valor
Média do erro	-5.6655
RMS do erro	23.4171
T_r	0.4000
%SP	8.9040
E_{ss}	3.6431

Tabela 4.32: Parâmetros da resposta do controlador PI com perturbação (indivíduo A)

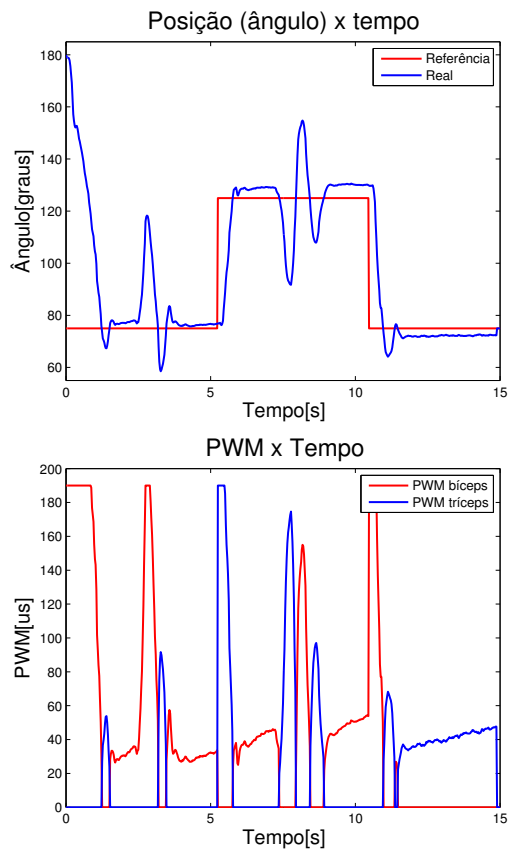


Figura 4.35: Resposta do controlador PI com perturbação (indivíduo A)

4.3.2 Experimentos realizados: indivíduo B

4.3.2.1 Controlador PI com perturbação

Nesse caso o controlador possui os mesmos parâmetros do controlador PI, sendo o procedimento experimental o mesmo aplicado para o indivíduo A. Os resultados obtidos são apresentados na Figura 4.36 e na Tabela 4.33.

Parâmetro	Valor
Média do erro	-12.9327
RMS do erro	24.5338
T_r	0.5625
%SP	13.8827
E_{ss}	11.7516

Tabela 4.33: Parâmetros da resposta do controlador PI com perturbação (indivíduo B)

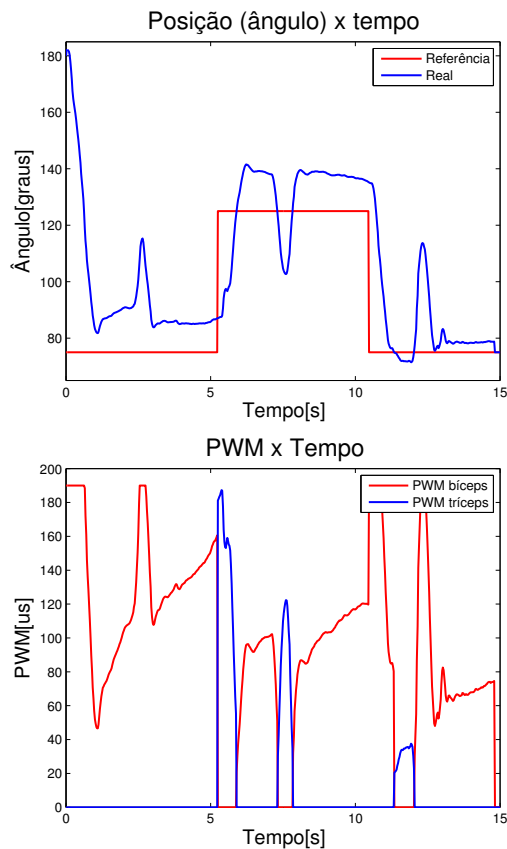


Figura 4.36: Resposta do controlador PI com perturbação (indivíduo B)

4.3.3 Experimentos realizados: indivíduo C

Nesses casos os controladores possuem os mesmos parâmetros dos controladores apresentados anteriormente para o caso sem perturbação e para o mesmo dia de testes. Considerou-se uma perturbação constante com o peso preso na polia.

4.3.3.1 Controlador PID com co-contração: primeiro dia de teste

Os resultados obtidos são apresentados na Figura 4.37 e na Tabela 4.34 .

Parâmetro	Valor
Média do erro	-23.0668
RMS do erro	33.0692
T_r	0.8938
%SP	19.4849
E_{ss}	14.5256

Tabela 4.34: Parâmetros da resposta do controlador PID com co-contração e com perturbação constante (indivíduo C)

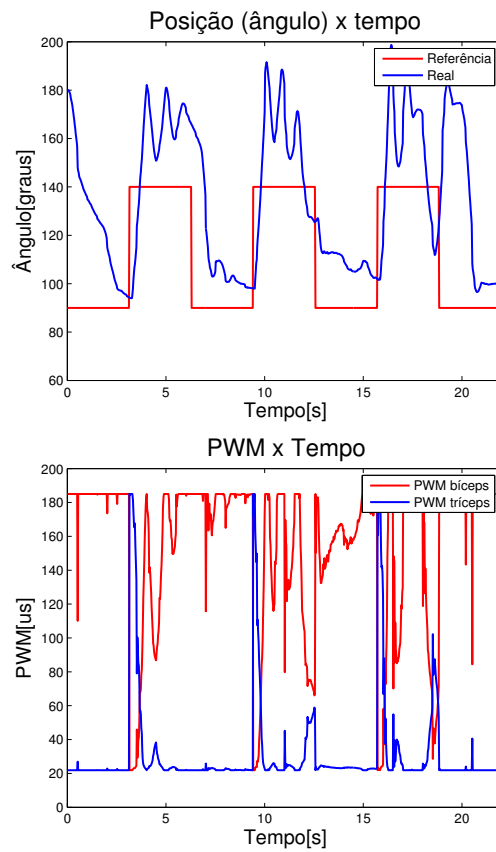


Figura 4.37: Resposta do controlador PID com co-contracção e com perturbação constante (indivíduo C)

4.3.3.2 Controlador PID fuzzy com co-contracção: primeiro dia de teste

Os resultados obtidos são apresentados na Figura 4.38 e na Tabela 4.35.

Parâmetro	Valor
Média do erro	-40.6749
RMS do erro	49.4990
T_r	-
%SP	43.8826
E_{ss}	34.4017

Tabela 4.35: Parâmetros da resposta do controlador PID fuzzy com co-contracção e com perturbação constante (indivíduo C)

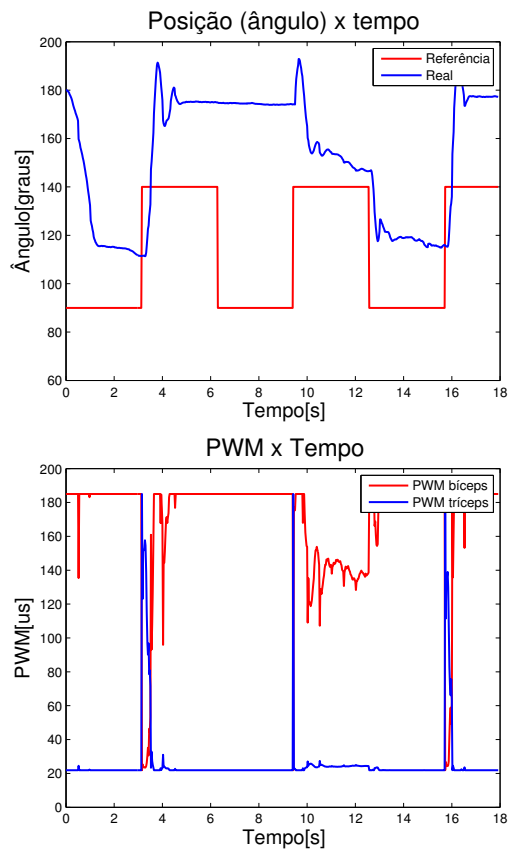


Figura 4.38: Resposta do controlador PID fuzzy com co-contracção e com perturbação constante (indivíduo C)

4.3.4 Experimentos realizados: indivíduo D

Nesses casos os controladores possuem os mesmos parâmetros dos controladores apresentados anteriormente para o caso sem perturbação e para o mesmo dia de testes. Considerou-se uma perturbação constante com um peso preso na polia.

4.3.4.1 Controlador PID com co-contracção: primeiro dia de teste

Os resultados obtidos são apresentados na Figura 4.39 e na Tabela 4.36.

Parâmetro	Valor
Média do erro	-10.1650
RMS do erro	21.4383
T_r	0.3813
%SP	7.6016
E_{ss}	4.8086

Tabela 4.36: Parâmetros da resposta do controlador PID com co-contracção e com perturbação constante (indivíduo D)

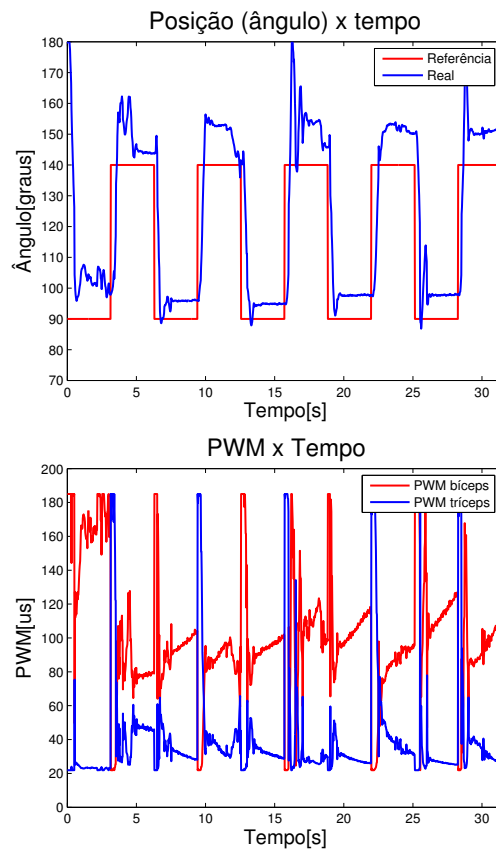


Figura 4.39: Resposta do controlador PID com co-contracção e com perturbação constante (indivíduo D)

4.3.4.2 Controlador PID fuzzy com co-contracção: primeiro dia de teste

Os resultados obtidos são apresentados na Figura 4.40 e na Tabela 4.37.

Parâmetro	Valor
Média do erro	-6.1589
RMS do erro	22.9837
T_r	0.4188
%SP	7.4080
E_{ss}	4.1482

Tabela 4.37: Parâmetros da resposta do controlador PID fuzzy com co-contracção e com perturbação constante (indivíduo D)

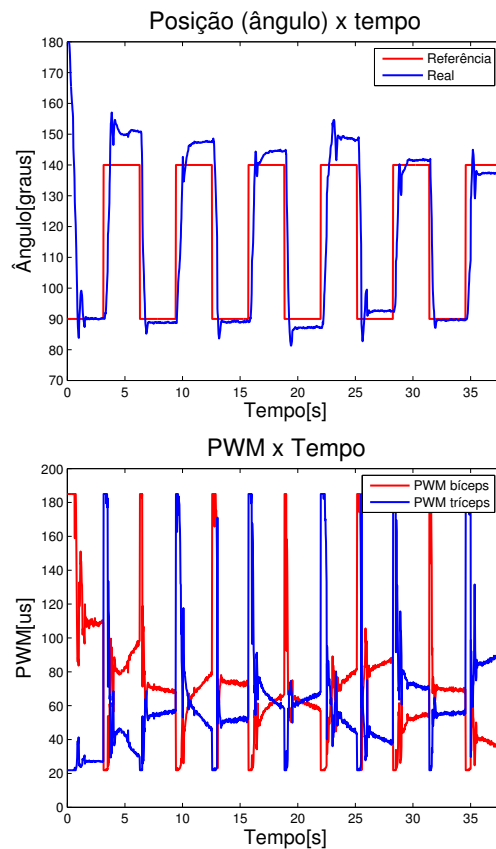


Figura 4.40: Resposta do controlador PID fuzzy com co-contração e com perturbação constante (indivíduo D)

4.4 Resultados : movimento vertical

Nesses casos os controladores possuem os mesmos parâmetros dos controladores apresentados anteriormente para o caso sem perturbação e para o mesmo dia de testes, sendo no entanto incorporado o sinal de compensação da gravidade no sistema.

4.4.1 Experimentos realizados: indivíduo C

4.4.1.1 Controlador PID com co-contração: segundo dia de teste

Os resultados obtidos são apresentados na Figura 4.41 e na Tabela 4.38.

Parâmetro	Valor
Média do erro	11.2765
RMS do erro	27.4704
T_r	-
%SP	23.2092
E_{ss}	14.9157

Tabela 4.38: Parâmetros da resposta do controlador PID com co-contração (indivíduo C) para movimento vertical

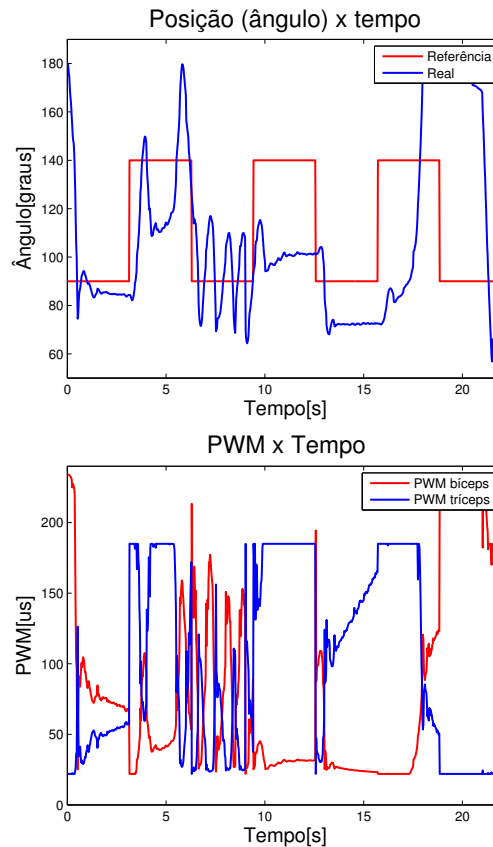


Figura 4.41: Resposta do controlador PID com co-contração (indivíduo C) para movimento vertical

4.4.1.2 Controlador PID fuzzy com co-contração: segundo dia de teste

Os resultados obtidos são apresentados na Figura 4.42 e na Tabela 4.39.

Parâmetro	Valor
Média do erro	5.9732
RMS do erro	27.3831
T_r	1.0750
%SP	19.1428
E_{ss}	12.7709

Tabela 4.39: Parâmetros da resposta do controlador PID fuzzy com co-contração (indivíduo C) para movimento vertical

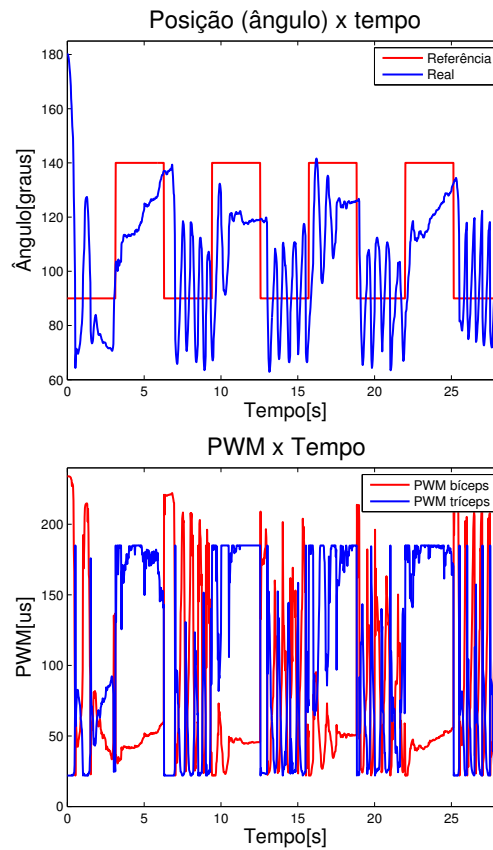


Figura 4.42: Resposta do controlador PID fuzzy com co-contração (indivíduo C) para movimento vertical

4.4.2 Experimentos realizados: indivíduo D

4.4.2.1 Controlador PID com co-contração: primeiro dia de teste

Os resultados obtidos são apresentados na Figura 4.43 e na Tabela 4.40.

Parâmetro	Valor
Média do erro	14.6784
RMS do erro	38.0034
T_r	-
%SP	43.4196
E_{ss}	31.3340

Tabela 4.40: Parâmetros da resposta do controlador PID com co-contração (indivíduo D) para movimento vertical

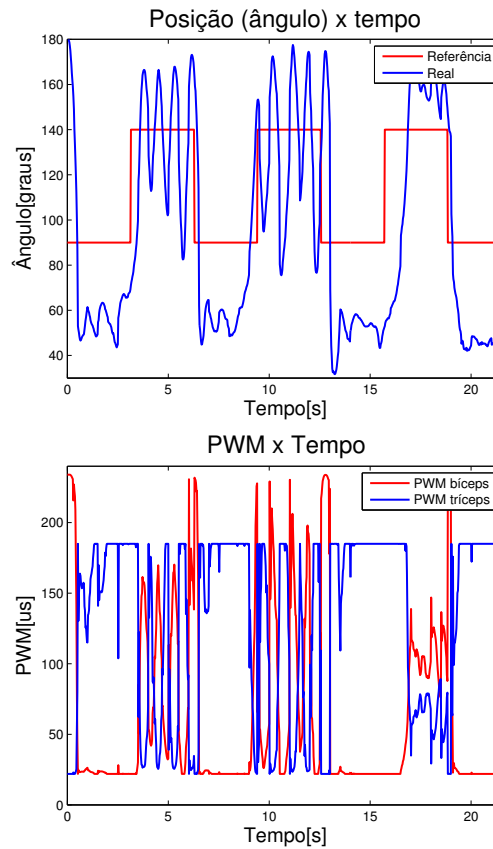


Figura 4.43: Resposta do controlador PID com co-contração (indivíduo D) para movimento vertical

Capítulo 5

Análise dos dados

Os experimentos realizados mostraram que em geral os controladores desenvolvidos foram capazes de controlar o movimento requerido do membro considerado, fazendo com que o mesmo seguisse a trajetória definida. Esse comportamento pode ser observado mesmo no controlador mais simples implementado, PI, para um movimento na horizontal como pode ser observado nos gráficos apresentados nas Figs. 4.1 e 4.3. Esse mesmo controlador também mostrou-se eficaz em manter uma estabilidade do sistema mesmo na presença de uma perturbação externa também no movimento horizontal, como apresentado nos gráficos das Figs. 4.35 e 4.36. Nesses casos a perturbação não provocou uma grande mudança na resposta do sistema em relação ao caso sem perturbação, fato que pode ser inferido a partir da observação da proximidade entre os valores dos parâmetros da resposta desses testes, como o erro de estado estacionário médio que se manteve menor que 4° para o indivíduo A. A inserção de um termo derivativo nesse controlador em geral não possibilitou uma melhoria na resposta sistema. De fato em alguns casos esse termo provocou uma deterioração na resposta devido à sensibilidade do termo derivativo a ruídos, como pode ser observado ao se comparar os parâmetros da resposta entre as Tabs. 4.2 e 4.3 ou entre as Tabs. 4.4 e 4.5.

Com respeito aos algoritmos feedforward implementados, a primeira abordagem mostrou-se eficaz no aumento da velocidade de resposta inicial. No entanto o aumento dessa velocidade não se fez presente em todo o instante de início de mudança da referência, mas apenas em alguns como mostrado em destaque (circulado) na Figura 5.1 para o indivíduo B. Nesse instante mostrado em destaque, o sistema dotado do algoritmo de feedforward mostrou-se mais rápido que o sistema dotado de um controlador PID simples. No entanto para os outros instantes não foi observado esse comportamento, fato que ocasionou que o tempo de subida médio de fato não apresentasse uma melhora (passou de 0.3438 com PID simples para 0.3813 com a abordagem feedforward). Esse comportamento sugere a necessidade de um aumento do sinal de feedforward, o qual foi utilizado com um valor máximo de 0.5 , para que o sistema de fato responda mais rápido em todo instante de início da movimentação.

No entanto essa primeira abordagem do algoritmo de feedforward provocou algumas mudanças na resposta do sistema, especificamente no estágio final de assentamento como mostrado em destaque (indicado pela seta) no gráfico da Figura 5.1. Esse comportamento se deve ao fato desse

algoritmo criar um sinal adicional no sistema de controle que inicia com um valor de 0.5 e decai de forma linear, vindo a se anular apenas no instante em que o sinal de referência está na metade do intervalo de tempo no qual ele se mantém constante, como mostrado na Figura 3.2. Esse sinal adicional afeta então o estágio de assentamento final do sistema, uma vez que o mesmo continua a enviar desnecessariamente nesse estágio sinais de estimulação em um dos músculos, provocando uma piora em alguns parâmetros da resposta, como o erro eficaz (passou de 26.9894 com PID simples para 30.0995 com feedforward).

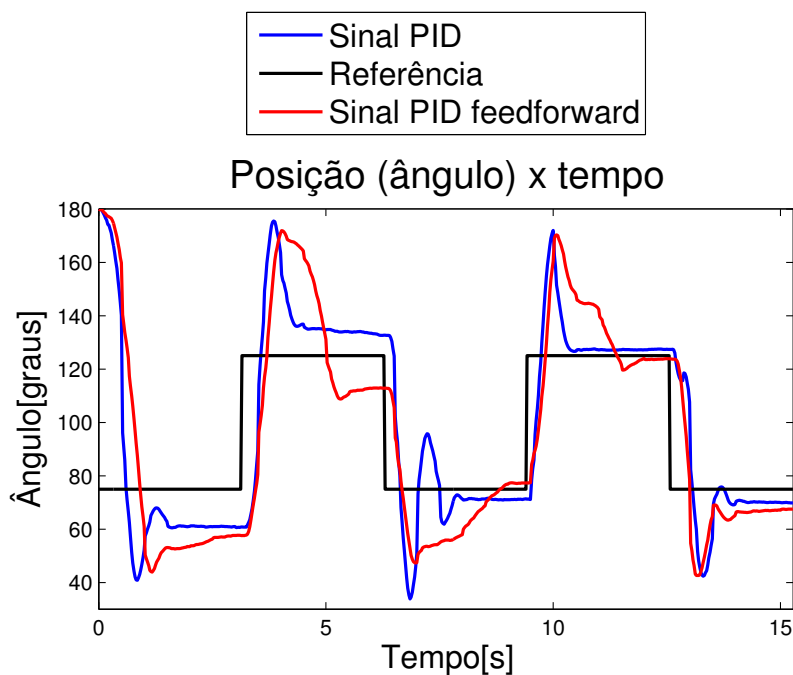


Figura 5.1: Comparação da resposta dos controladores PID e PID feedforward com 1ª abordagem (indivíduo B)

Com o intuito de manter o aumento da velocidade do sistema mas diminuir os efeitos negativos encontrados na primeira abordagem foi implementada a segunda abordagem para o controle feedforward. Nessa aplica-se um sinal adicional de 0.5 ao controlador PID durante um curto intervalo de tempo, vindo a esse sinal a zerar imediatamente após esse intervalo, como apresentado na Figura 3.3. De fato essa segunda abordagem mostrou-se superior à primeira, não provocando o efeito de retardo no assentamento do sistema como no caso anterior, fato que pode ser observado no gráfico apresentado na Figura 5.2 e na comparação dos valores de determinados parâmetros da resposta, como o erro eficaz que passou de 20.0035 no sistema com o PID simples para 20.3282 com a feedforward). Nesse caso notou-se ainda um aumento na velocidade de reposta do sistema, o qual proporcionou uma diminuição do tempo de subida de 0.4125 com o PID simples para 0.4063 com feedforward.

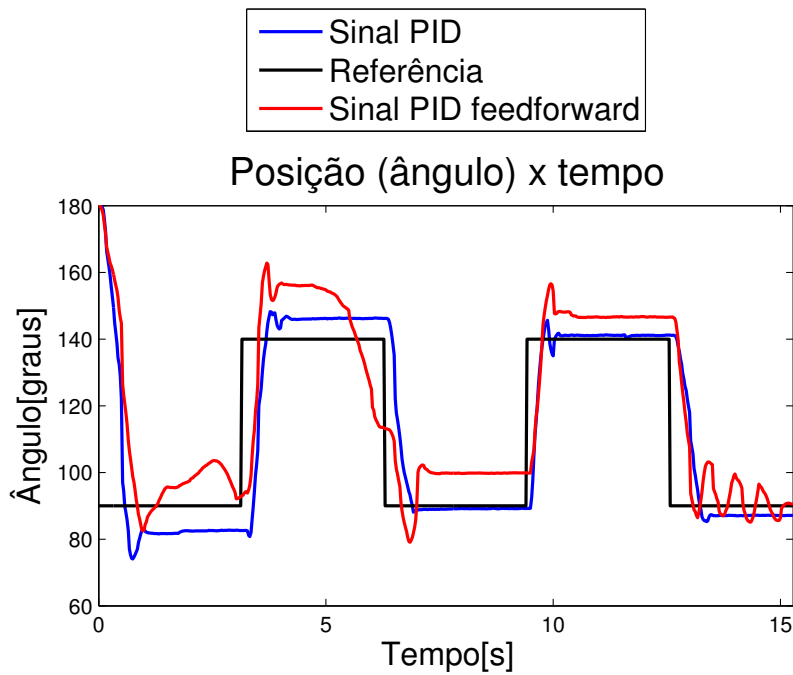


Figura 5.2: Comparação da resposta dos controladores PID e PID feedforward com 2^a abordagem (indivíduo C)

O controlador PID fuzzy em geral mostrou-se eficaz na tarefa de melhorar a resposta do sistema, como pode ser observado nos gráficos da Figura 5.3 para ambas as abordagens. De fato comparando-se as Tabelas 4.8 e 4.11 por exemplo, nota-se uma melhora em todos os parâmetros calculados como diminuição do tempo subida e do erro de estado estacionário.

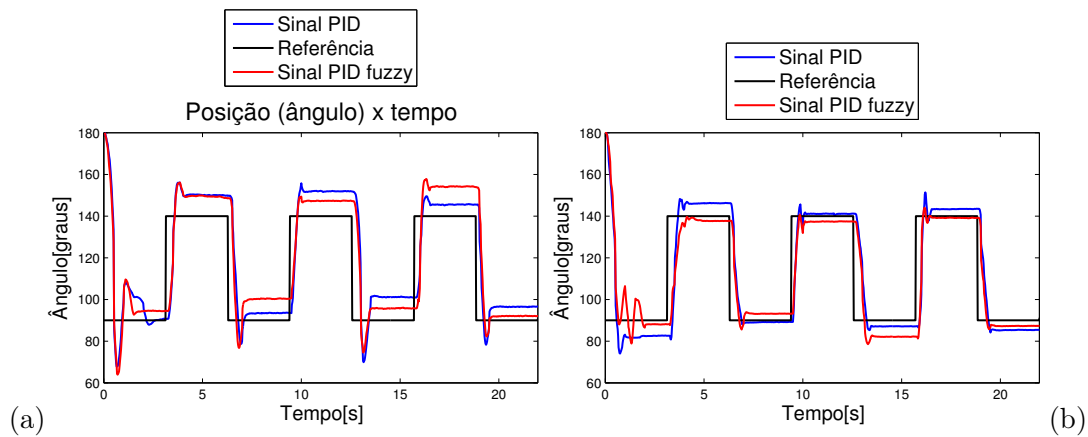


Figura 5.3: Comparação da resposta dos controladores PID e PID fuzzy com (a) 1^a abordagem e (b) 2^a abordagem (indivíduo C)

A abordagem com co-contracção mostrou-se eficaz na tarefa de tornar o sistema mais robusto à perturbações externas, especificamente na movimentação no plano horizontal com perturbação constante e para o caso de movimento vertical, possibilitando que o movimento continuasse a ser executado mesmo na presença dessas, como mostrado nas Figs. 4.37, 4.39 e 4.43. No entanto, para

uma movimentação mais simples sem perturbação essa abordagem não mostrou-se tão apropriada, tornando em alguns casos o sistema instável como mostrado na Figura 5.4 (a). No entanto para esses mesmos indivíduos o controlador fuzzy com a primeira abordagem incorporado ao controlador com co-contracção conseguiu estabilizar o sistema como mostrado na Figura 5.4 (b) e , o que ressalta novamente a eficácia desse. O controlador fuzzy com a segunda abordagem não mostrou-se tão eficaz para essa tarefa sendo mais aplicável para os casos onde não há a presença de perturbações ou fenômenos de co-contracção. Isso porque a modificação incremental dos ganhos pode eventualmente fazer com que esses assumam valores muito altos, fato o qual somado com a presença de uma perturbação no sistema provoque eventualmente uma instabilidade no mesmo.

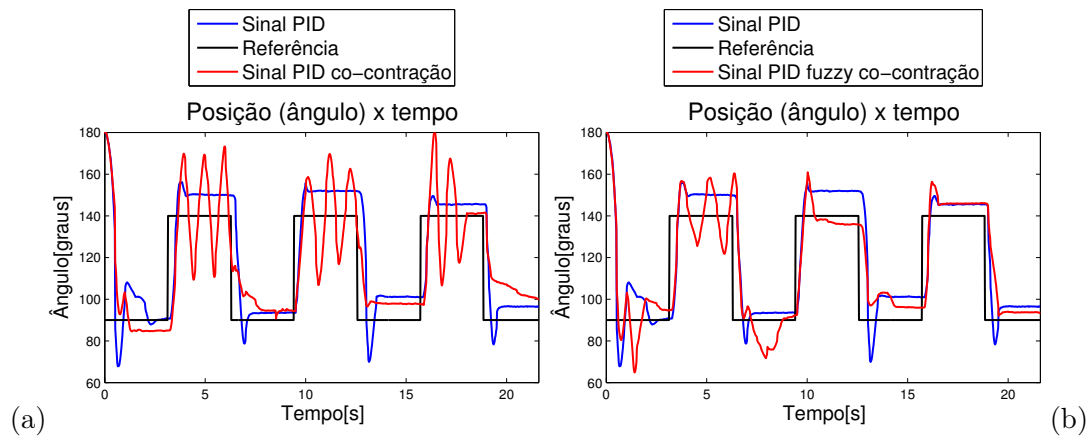


Figura 5.4: Comparação da resposta dos controladores PID e (a) PID com co-contracção, (b) PID fuzzy com co-contracção (indivíduo C)

A incorporação de vários controladores em um sistema só não mostrou-se tão eficaz quanto esperado, pois em muitos casos essa abordagem deteriorou a resposta ou tornou o sistema instável , como mostrado no gráfico da Figura 4.14. Assim recomenda-se que inicialmente sejam utilizados controladores mais simples quando possível, sendo aplicados algoritmos mais robustos quando necessário. Isso pois a resposta do sistema músculo-esquelético humano comporta-se de forma extremamente não-linear , no qual fenômenos como a fadiga, movimentação relativa do eletrodo e dor durante a estimulação deterioreem ainda mais sua resposta.

Capítulo 6

Conclusões

Como citado a expansão das aplicações da técnica FES ainda é dificultada pelo baixo desempenho proporcionado pela utilização de sistemas em malha aberta. Por outro lado os sistemas em malha fechada apresentam inúmeras vantagens com relação aos de malha aberta, possibilitando um controle mais fino e preciso do sistema. Tendo em vista esse cenário o presente trabalho buscou a criação e implementação de sistemas de controle em malha fechada para aplicação em sistemas FES. Foram criados, testados e comparados vários controladores com diferentes abordagens, sempre objetivando uma melhora em algum parâmetro específico da resposta do sistema. Além do desenvolvimento dos controladores em si, foi desenvolvido um aparato experimental a ser utilizado em trabalhos futuros na área da FES.

6.1 Principais resultados obtidos e dificuldades encontradas

Os sistemas de controle desenvolvidos em geral mostraram-se eficazes na obtenção da resposta almejada. Mesmo os controladores mais simples como PI ou PID proporcionaram uma resposta na movimentação próxima da referência utilizada. Esses controladores possibilitaram ainda uma boa resposta do sistema mesmo na presença de perturbações externas aplicadas ao sistema. Os algoritmos de *feedforward* implementados mostraram-se eficazes em aumentar a velocidade de reposta inicial do sistema, sendo a segunda abordagem, no entanto, preferível devido a menor influência da mesma na fase de assentamento final do sistema. Esses algoritmos podem ainda ser aperfeiçoados aumentando-se o nível inicial dos sinais de *feedforward*, o que provocará um aumento na largura de pulso dos sinais de estimulação afetando conseqüentemente a velocidade de movimentação do sistema.

O algoritmo de co-contracção mostrou-se eficaz na obtenção de um sistema mais robusto à perturbações constantes e não constantes. No entanto o mesmo provocou em alguns casos uma instabilidade do sistema, a qual pode ser corrigida com a utilização do segundo algoritmo fuzzy implementado. Assim sugere-se que a abordagem de co-contracção seja utilizada integrado com esse sistema fuzzy de forma a estabilizar e melhorar a resposta do sistema como um todo. Os controladores fuzzy quando utilizados individualmente mostraram-se ainda eficazes na melhora

de outros parâmetros do sistema, como diminuição do erro de estado estacionário e do tempo de subida, fato que ressalta novamente a aplicabilidade dessa abordagem em sistemas FES. Por fim a incorporação de vários controladores conjuntamente não mostrou-se tão eficaz quanto esperado, provocando em muitos casos uma deterioração da resposta ou a instabilidade do sistema. Assim recomenda-se que inicialmente sejam utilizados controladores mais simples quando possível, sendo aplicados algoritmos mais robustos quando necessário.

As principais dificuldades encontradas nos experimentos estão ligadas ao aparato experimental utilizado bem como a natureza não linear do sistema músculo-esquelético humano. No aparato experimental o sistema utilizado para simulação da perturbação constante não mostrou-se tão robusto quanto esperado, fato devido à dificuldade em se manter o peso fixa na polia, o que dificultou o prosseguimento dos experimentos. Outro fator dificultante encontrado está ligado à dependência do bom funcionamento do sistema de controle aos eletrodos de superfície utilizados. Notou-se durante os experimentos que a utilização de eletrodos de menor área superficial provocou em muitos casos uma instabilidade do sistema, impossibilitando o controle do mesmo. Assim sugere-se que sejam utilizados eletrodos com maior área superficial (cerca de 20 cm^2), uma vez que esses possibilitam além de uma estimulação mais confortável uma maior estabilidade do sistema. Outro fenômeno encontrado com a utilização de eletrodos superficiais está ligado à dificuldade de localização do ponto motor, especificamente no músculo tríceps braquial, em algumas pessoas. Para minimização desse fenômeno sugere-se que sejam utilizados sempre eletrodos novos e de qualidade, uma vez que a falta de aderência desses pode eventualmente dificultar ainda mais essa localização.

A natureza não-linear do sistema músculo esquelético humano também provocou algumas dificuldades na implementação do sistema de controle. Entre essas dificuldades estão a impossibilidade de criação de um modelo único e universal da planta e as eventuais mudanças identificadas na resposta do sistema sem nenhuma modificação aparente do mesmo. Além desses fenômenos, outros como a fadiga, a movimentação relativa do eletrodo e a dor durante a estimulação também se fizeram presente, dificultando e em alguns casos impossibilitando o prosseguimento dos testes. Aqueles ligados à natureza não-linear do sistema não podem ser evitados, no entanto os últimos citados o podem, utilizando-se eletrodos com área e qualidade adequadas, bem como diminuindo-se o número de testes realizados seguidamente.

6.2 Perspectivas Futuras

Como trabalhos futuros propõem-se melhorias nos controladores desenvolvidos, aplicação dos mesmos na estimulação de indivíduos com restrições de movimento bem como em outras partes do corpo. As melhorias nos controladores podem ser feitas realizando-se mais experimentos de forma a serem encontrados os melhores valores para os parâmetros e para as variáveis envolvidas nos algoritmos. Os controladores fuzzy, por sua vez podem ser facilmente melhorados modificando-se a base de regras de forma a se ter respostas mais confiáveis e com o comportamento requerido, dependendo da aplicação objetivada. Propõem-se ainda uma melhoria no aparato experimental utilizado, como implementação dos algoritmos aqui descritos em outros softwares/linguagens de

programação de forma a serem obtidos sistemas mais rápidos (com menor período de amostragem) e mais robustos. As melhorias no aparato podem ainda serem feitas no sistema utilizado para simulação da perturbação constante, de forma a serem eliminados os problemas citados.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] POPOVIC, D. B.; SINKJAER, T. *Control of movement for the physically disabled: control for rehabilitation technology*. [S.l.]: Center for Sensory-Motor Interaction (SMI), Department of Health Science and Technology, Aalborg University, 2000.
- [2] KASABOV, N. K. *Foundations of neural networks, fuzzy systems and knowledge engineering*. [S.l.]: Marcel Alencar, 1996. 130-240 p.
- [3] LIANZA, S. *Estimulação elétrica funcional—FES e reabilitação*. [S.l.: s.n.], 1993.
- [4] FILHO, O. V. Neuroestimulação e dor. *Revista Biotecnologia Ciência e desenvolvimento*, v. 6, p. 34–39, 1998.
- [5] WATSON, T. *Eletroterapia: Prática baseada em evidências*. [S.l.]: Rio de Janeiro: Elsevier, 2009.
- [6] BO, A. *Compensation Active de Tremblements Pathologiques des Membres Supérieurs via la Stimulation Electrique Fonctionnelle*. Tese (Doutorado) — Montpellier 2, 2010.
- [7] BÓ, A. P. L. Simultaneous motion and impedance joint control using electrical stimulation. 2012.
- [8] BAZANELLA, A. S.; JR, J. d. S. Ajuste de controladores pid. *Apostila do Curso de Extensão, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Porto Alegre*, 1999.
- [9] TANSCHKEIT, R. Fundamentos da lógica fuzzy e controle fuzzy. *Departamento de Engenharia Elétrica, Pontifícia Universidade Católica—RJ, Rio de Janeiro*, 2002.
- [10] RAO, J.; ZHOU, D.; LIU, X. Study of hthp rheometer pressure control based on fuzzy self-tuning pid controller. In: IEEE. *Computer Science and Automation Engineering (CSAE), 2011 IEEE International Conference on*. [S.l.], 2011. v. 3, p. 441–444.
- [11] BLANA, D.; KIRSCH, R. F.; CHADWICK, E. K. Combined feedforward and feedback control of a redundant, nonlinear, dynamic musculoskeletal system. *Medical & biological engineering & computing*, Springer, v. 47, n. 5, p. 533–542, 2009.

ANEXOS

I. DESCRIÇÃO DO CONTEÚDO DO CD