



TRABALHO DE GRADUAÇÃO

**CONTROLE DE IMPEDÂNCIA ADAPTATIVO
DO JOELHO DE UMA PRÓTESE DE PERNA
PARA AMPUTAÇÕES TRANSFEMURAIS**

Cíntia Passalaqua Martins

Jefferson Royer Chaurais

Thiago Silva Rocha

Brasília, julho de 2011



**ENGENHARIA
MECATRÔNICA**
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
Faculdade de Tecnologia

TRABALHO DE GRADUAÇÃO

**CONTROLE DE IMPEDÂNCIA ADAPTATIVO
DO JOELHO DE UMA PRÓTESE DE PERNA
PARA AMPUTAÇÕES TRANSFEMURAIS**

Cíntia Passalacqua Martins

Jefferson Royer Chaurais

Thiago Silva Rocha

*Relatório submetido ao Departamento de Engenharia
Elétrica como requisito parcial para obtenção
do grau de Engenheiro de Controle e Automação*

Banca Examinadora

Prof. Geovany Araújo Borges, ENE/UnB
Orientador

Prof. Adolfo Bauchspiess, ENE/UnB
Examinador interno

Prof. Antônio Padilha Lanari Bó, ENE/UnB
Examinador interno

FICHA CATALOGRÁFICA

MARTINS, CÍNTIA PASSALAUQA; CHAURAI, JEFFERSON ROYER; ROCHA, THIAGO SILVA

CONTROLE DE IMPEDÂNCIA ADAPTATIVO DO JOELHO DE UMA PRÓTESE DE PERNA PARA AMPUTAÇÕES TRANSFEMURAI [Distrito Federal] 2011.

xi, 120p., 210 x 297 mm (FT/UnB, Engenheiro de Controle e Automação, 2011).

Graduação - Universidade de Brasília, Faculdade de Tecnologia.

- | | |
|----------------------------------|---------------------------|
| 1. Prótese de Perna | 2. Robótica Médica |
| 3. MRAC | 4. Controle de Impedância |
| I. Engenharia Mecatrônica/FT/UnB | |

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

MARTINS, C.P.; CHAURAI, J.R.; ROCHA, T.S. (2011). CONTROLE DE IMPEDÂNCIA ADAPTATIVO DO JOELHO DE UMA PRÓTESE DE PERNA PARA AMPUTAÇÕES TRANSFEMURAI, Trabalho de Graduação, Publicação FT.TG-011/2011, Faculdade de Tecnologia, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 120p.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Cíntia Passalauqa Martins; Jefferson Royer Chaurais

TÍTULO: CONTROLE DE IMPEDÂNCIA ADAPTATIVO DO JOELHO DE UMA PRÓTESE DE PERNA PARA AMPUTAÇÕES TRANSFEMURAI.

GRAU: Engenheiro de Controle e Automação

ANO: 2011

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. Os autores reservam outros direitos de publicação e nenhuma parte desse Trabalho de Graduação pode ser reproduzida sem autorização por escrito dos autores.

Dedicatórias

*Ao meu filho, Mateus, ao meu namorado,
Fabrício e à minha mãe, Cássia.*

Cíntia Passalaqua Martins

*Ao meu pai, Julio Cezar, à minha mãe, Mar-
lise, e ao meu irmão, Gustavo.*

Jefferson Royer Chaurais

À minha mãe, Eida Conceição Silva.

Thiago Silva Rocha

RESUMO

O presente trabalho propõe a implementação de um controlador adaptativo por modelo de referência em uma prótese de perna para amputações transfemorais. Este controlador tem como referência um modelo com características de um sistema massa-mola-amortecedor, a fim de se obter uma resposta parecida com a do corpo humano. Para o projeto do controlador, foram desenvolvidos modelos e obtidas identificações por meio de técnicas do tipo caixa-cinza. Os resultados simulados mostram que o controlador projetado é capaz de reagir, com uma complacência determinada, a esforços externos e seguir referências de posição. Esses resultados também foram verificados para a junta do joelho da prótese do LARA/UnB.

ABSTRACT

In this work we propose an implementation of a model reference adaptive controller for a prosthetic leg for transfemoral amputations. This controller uses a model with characteristics of a mass-spring-damper system as a reference. Therefore its response to external efforts becomes similar to the human body. To design the controller, system models were developed and their parameters were identified using gray-box techniques. The simulated results show that the designed controller is able to react, with a certain compliance, to external loads and tracking position references. These results were also evaluated for the knee joint of the prosthesis of LARA/UnB.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	CONTEXTUALIZAÇÃO	1
1.2	APRESENTAÇÃO DA PRÓTESE	2
1.3	TRABALHOS ANTERIORES	5
1.4	DEFINIÇÃO DO PROBLEMA	6
1.5	OBJETIVOS DO PROJETO	7
1.6	APRESENTAÇÃO DO DOCUMENTO	8
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	9
2.1	MOTORES DE CORRENTE CONTÍNUA	9
2.2	MODELAGEM DE MANIPULADORES	11
2.3	MODELAGEM E IDENTIFICAÇÃO DE SISTEMAS	17
2.3.1	MÉTODO DOS MÍNIMOS QUADRADOS LINEAR	18
2.3.2	MÉTODO DOS MÍNIMOS QUADRADOS RECURSIVOS LINEAR	19
2.3.3	FILTRO DE KALMAN	21
2.4	TÉCNICAS DE CONTROLE	22
2.4.1	CONTROLE DE IMPEDÂNCIA	22
2.4.2	CONTROLE ADAPTATIVO	23
3	DESENVOLVIMENTO	28
3.1	INTRODUÇÃO	28
3.2	MODELAGEM	29
3.2.1	MODELO SIMPLIFICADO	29
3.2.2	MODELO COMPLETO	32
3.3	IDENTIFICAÇÃO	37
3.3.1	ESCOLHA DO MODELO	38
3.3.2	PROCEDIMENTO DE COLETA DE DADOS	44
3.3.3	ESTUDO DA IDENTIFICAÇÃO DA JUNTA DO JOELHO	45
3.3.4	IDENTIFICAÇÃO DA JUNTA DO JOELHO COM SINAL PRBS DE GRANDE AMPLITUDE	50
3.3.5	IDENTIFICAÇÃO DA JUNTA SAGITAL DO TORNOZELO	52
3.3.6	IDENTIFICAÇÃO DA JUNTA FRONTAL DO TORNOZELO	54
3.4	CONTROLE	55

3.4.1	PROJETO DE CONTROLE DO JOELHO	56
3.4.2	PROJETO DE CONTROLE DO TORNOZELO	62
3.4.3	SIMULAÇÃO	65
3.4.4	IMPLEMENTAÇÃO.....	86
3.5	CONSIDERAÇÕES ACERCA DO EQUIPAMENTO.....	95
4	CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS	101
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	103
	ANEXOS.....	105
I	DESCRIÇÃO DO CONTEÚDO DO CD.....	106

LISTA DE FIGURAS

1.1	Estado atual da prótese de perna do LARA.	3
1.2	Graus de liberdade da prótese de perna do LARA (estrutura mecânica antiga).	4
1.3	Diagrama de blocos de acionamento e sensoriamento da prótese.	5
1.4	Diagrama da função básica do controlador no contexto da prótese.	7
2.1	Diagrama de um motor CC.	9
2.2	Sistemas de coordenadas em corpos rígidos.	11
2.3	Posição e orientação de um corpo rígido.	12
2.4	Transformação de coordenadas.	13
2.5	Convenção DH.	14
2.6	Malha de controle de um sistema de controle adaptativo.	23
2.7	Malha de controle de um sistema de controle adaptativo por modelo de referência.	25
3.1	Desenho da prótese para modelagem analítica.	30
3.2	Diagrama de corpo livre da prótese - Plano Frontal.	33
3.3	Modelagem do Pé.	35
3.4	Modelagem do Tornozelo.	36
3.5	Modelagem da Tibia.	37
3.6	Identificação preliminar dos modelos obtidos.	40
3.7	Identificação preliminar dos modelos obtidos (detalhe).	40
3.8	Exemplo de entrada e saída do processo de coleta de dados.	45
3.9	Sinais de entrada (estudo Joelho/3).	46
3.10	Ângulos das juntas (estudo Joelho/3).	46
3.11	Resultado da primeira identificação do joelho, sem filtragem.	48
3.12	Resultado da primeira identificação do joelho, com filtro de Kalman.	48
3.13	Resultado da segunda identificação do joelho, sem filtragem.	49
3.14	Segunda identificação do joelho, utilizando filtro de Kalman.	50
3.15	Identificação do joelho com PRBS amplo, sem filtragem.	51
3.16	Identificação do joelho com PRBS amplo e filtro de Kalman.	52
3.17	Identificação da junta frontal do tornozelo sem filtragem.	53
3.18	Identificação da junta sagital do tornozelo utilizando filtro de Kalman.	53
3.19	Identificação da junta sagital do tornozelo utilizando filtro passa-baixas.	53
3.20	Identificação da junta frontal do tornozelo sem filtragem.	54
3.21	Identificação da junta frontal do tornozelo utilizando filtro de Kalman.	55

3.22	Identificação da junta frontal do tornozelo utilizando filtro de passa-baixas	55
3.23	Diagrama de blocos do sistema com compensação de não-linearidade.	57
3.24	Diagrama de blocos do controlador projetado.	60
3.25	Referência e saída da simulação no domínio contínuo.	66
3.26	Saída do sistema com parâmetros δ em adaptação.	66
3.27	Saída do sistema com parâmetros δ já adaptados.	67
3.28	Tempo necessário para o erro se tornar menor que 1° e $0,1^\circ$	67
3.29	Corrente da simulação no domínio contínuo.	69
3.30	Evolução do erro de posição angular na simulação no domínio contínuo.	69
3.31	Evolução do erro de velocidade angular na simulação no domínio contínuo.	70
3.32	Evolução dos parâmetros δ na simulação no domínio contínuo.	70
3.33	Evolução dos parâmetros δ na simulação no domínio contínuo.	71
3.34	Valores assumidos pela derivada temporal de V	71
3.35	Referência e saída da simulação no domínio discreto.	72
3.36	Saída do sistema com parâmetros δ em adaptação.	72
3.37	Saída do sistema com parâmetros δ já adaptados.	73
3.38	Tempo necessário para o erro se tornar menor que 1° e $0,1^\circ$	73
3.39	Corrente da simulação no domínio discreto.	74
3.40	Evolução do erro de posição angular na simulação no domínio discreto.	74
3.41	Evolução do erro de velocidade angular na simulação no domínio discreto.	75
3.42	Evolução dos parâmetros δ na simulação no domínio discreto.	75
3.43	Evolução dos parâmetros δ na simulação no domínio discreto.	76
3.44	Valores assumidos pela derivada temporal de V	76
3.45	Saídas para os diferentes valores de K_a	77
3.46	Correntes para os diferentes valores de K_a	77
3.47	Saídas para os diferentes valores de b	78
3.48	Correntes para os diferentes valores de b	78
3.49	Saídas para os diferentes valores de J	79
3.50	Correntes para os diferentes valores de J	79
3.51	Saídas para os diferentes valores de m_T	80
3.52	Correntes para os diferentes valores de m_T	81
3.53	Saídas para os diferentes valores de m_P	81
3.54	Correntes para os diferentes valores de m_P	82
3.55	Saídas para os diferentes modelos de referência	82
3.56	Correntes para os diferentes modelos de referência	83
3.57	Saídas para os diferentes valores de γ	84
3.58	Correntes para os diferentes valores de γ	84
3.59	Saída do sistema simulado para a junta do joelho	85
3.60	Saída do sistema simulado para a junta sagital do tornozelo	85
3.61	Saída do sistema simulado para a junta frontal do tornozelo	86
3.62	Corrente no motor da junta do joelho	86
3.63	Corrente no motor da junta sagital do tornozelo	87

3.64	Corrente no motor da junta frontal do tornozelo	87
3.65	Saída do sistema sem filtro	88
3.66	Corrente aplicada ao motor	89
3.67	Parâmetros do controlador	89
3.68	Parâmetros do controlador	90
3.69	Verificação de dados espúrios na posição e sua influência na velocidade	90
3.70	Saída do sistema com filtro, mas sem a estimação de τ_D	91
3.71	Corrente aplicada ao motor, com filtro, mas sem a estimação de τ_D	91
3.72	Parâmetros do controlador, com filtro, mas sem a estimação de τ_D	92
3.73	Parâmetros do controlador, com filtro, mas sem a estimação de τ_D	92
3.74	Saída do sistema com a estimação de τ_D	93
3.75	Corrente aplicada ao motor, com a estimação de τ_D	93
3.76	Parâmetros do controlador, com a estimação de τ_D	94
3.77	Parâmetros do controlador, com a estimação de τ_D	94
3.78	Resposta em posição angular do motor do joelho para uma excitação senoidal de 1,98A de amplitude.....	97
3.79	Resposta em posição angular do motor do joelho para uma excitação senoidal de 1,18A de amplitude.....	97
3.80	Eixo de um motor de tornozelo antes de ser utilizado na prótese com furo de fixação.	98
3.81	Eixo de um motor de tornozelo depois de ser utilizado na prótese. É visível o efeito do desgaste e da deformação (destacado em vermelho).....	98
3.82	Parafuso de fixação antes de ser utilizado na prótese. As ranhuras na ponta (desta- cadas em vermelho) auxiliam na fixação.....	99
3.83	Parafuso de fixação depois de ser utilizado na prótese. As ranhuras da ponta se desgastaram e deformaram.....	100

LISTA DE TABELAS

3.1	<i>Parâmetros dos elos da prótese.....</i>	33
3.2	<i>Parâmetros obtidos para primeira identificação do joelho, com termos α e β.....</i>	47
3.3	<i>Parâmetros obtidos para segunda identificação do joelho, com termos α e β expandidos</i>	47
3.4	<i>Erros e adequações percentuais para a primeira e segunda identificação do joelho.....</i>	48
3.5	<i>Parâmetros obtidos com a terceira identificação do joelho, com PRBS amplo e utilizando os termos α e β expandidos.....</i>	49
3.6	<i>Erro e adequação percentual obtidos para a terceira identificação.....</i>	50
3.7	<i>Parâmetros obtidos com a identificação da junta sagital do tornozelo.....</i>	54
3.8	<i>Erro e adequação percentual obtidos para identificação da junta sagital do tornozelo..</i>	54
3.9	<i>Parâmetros obtidos com a identificação da junta frontal do tornozelo.</i>	55
3.10	<i>Erro e adequação percentual obtidos para identificação da junta frontal do tornozelo..</i>	56

LISTA DE SÍMBOLOS

Símbolos Latinos

\mathbf{A}_b	Matriz de representação de orientação e posição do sistema de coordenadas b centrado em O' em relação ao sistema global de coordenadas centrado em O
b	Coefficiente de atrito viscoso
B	Coefficiente de atrito viscoso do modelo de referência
d_{FP}	distância entre a junta frontal do tornozelo e o centro de massa do pé perpendicular ao eixo do segundo elo do tornozelo
d_i	distância de off-set entre a origem do $(i - 1)$ -ésimo sistema de coordenadas e a intersecção do Z_{i-1} com o eixo X_i ao longo do eixo Z_{i-1}
d_{JP}	distância perpendicular ao eixo da tíbia entre o joelho e o centro de massa do pé
d_{SP}	distância entre a junta sagital do tornozelo e o centro de massa do pé;
e_1	Erro de posição utilizado para a adaptação dos parâmetros do controlador
e_2	Erro de velocidade utilizado para a adaptação dos parâmetros do controlador
g	Aceleração da gravidade
i_a	Corrente de armadura do motor
i_f	Corrente de campo do motor
J	Momento de inércia do modelo
J_{MQ}	Função de custo
k	Instante atual de um sistema discretizado
K	Constante elástica da mola do modelo de referência
K_a	Constante de armadura do motor
l_i	Menor distância entre os eixos Z_{i-1} e Z_i
l_1	Comprimento da Tíbia

l_2	Comprimento do elo entre os eixos do tornozelo;
l_3	Comprimento do elo entre o eixo frontal do tornozelo e o pé
L_a	Indutância do enrolamento de armadura
l_{JP}	Distância ao longo do eixo da tíbia entre o joelho e o centro de massa do pé
l_{JT}	Distância entre o joelho e o centro de massa da Tíbia
l_{SP}	Distância entre a junta sagital do tornozelo e o centro de massa do pé, ao longo do eixo do primeiro elo do tornozelo
M	Momento de inércia do modelo de referência
m_P	Massa do pé
m_T	Massa da tíbia
O	Ponto fixo na terra
O'	Ponto arbitrário fixo em um corpo rígido
$\mathbf{p}_{O'}$	Vetor de posição do ponto O' no sistema global de coordenadas centrado em O
$p_{O'x}$	Componente x do vetor $\mathbf{p}_{O'}$
$p_{O'y}$	Componente y do vetor $\mathbf{p}_{O'}$
$p_{O'z}$	Componente z do vetor $\mathbf{p}_{O'}$
P_T	Peso da tíbia
P_P	Peso do pé
R_a	Resistência da armadura
\mathbf{R}_b	Matriz de rotação do sistema b em relação ao sistema global de coordenadas
T_s	Taxa de amostragem
u	Sinal de controle
v_a	Tensão da armadura do motor
v_b	Força contra eletro-motriz decorrente do giro do rotor
x	Vetor de estados
\mathbf{x}_b	Eixo coordenado x do sistema de coordenadas b centrado em O'
\mathbf{y}_b	Eixo coordenado y do sistema de coordenadas b centrado em O'
\mathbf{z}_b	Eixo coordenado z do sistema de coordenadas b centrado em O'

Símbolos Gregos

α	Entrada do modelo do joelho dependente dos ângulos das juntas do tornozelo
α_i	Ângulo de off-set os entre eixos Z_{i-1} e Z_i sobre o eixo X_i
β	Entrada do modelo do joelho dependente dos ângulos das juntas do tornozelo
γ	Ganho de adaptação do controlador
δ	Parâmetro de adaptação do controlador
η	Inovação
θ_i	Ângulo de junta entre os eixos X_{i-1} e X_i sobre o eixo Z_{i-1}
θ_1	Ângulo da junta do joelho
θ_2	Ângulo da junta sagital do tornozelo
θ_3	Ângulo da junta frontal do tornozelo
ξ	Resíduo
τ_D	Torque externo resultante
ϕ	O deslocamento angular do rotor do rotor

Sobrescritos

\cdot	Variação temporal
$\hat{}$	Estimado
$+$	Estimativa a posteriori
$-$	Estimativa a priori
b	Representação relativa ao sistema de coordenadas b centrado em O'

Subescritos

m	Modelo de referência
r	Parâmetro real
x	Projeção na direção x do sistema global de coordenadas centrado em O
y	Projeção na direção y do sistema global de coordenadas centrado em O
z	Projeção na direção z do sistema global de coordenadas centrado em O

Siglas

DH	Denavit-Hartenberg
EMG	Eletromiografia/Eletromiográfico
GPDS	Grupo de Processamento Digital de Sinais
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
LARA	Laboratório de Automação e Robótica
MIMO	<i>Multiple Input Multiple Output</i>
MISO	<i>Multiple Input Single Output</i>
MQ	Mínimos Quadrados
MRAC	Controle Adaptativo por Modelo de Referência
NARMAX	Modelo auto-regressivo, não-linear, de média móvel, com entrada exógena
PRBS	Sequência Binária Pseudo-randômica
PWM	Modulação por Largura de Pulso
SISO	<i>Single Input Single Output</i>
UnB	Universidade de Brasília

Capítulo 1

Introdução

1.1 Contextualização

Muitos são os tipos de deficiências que uma pessoa pode ter. Seja ela congênita ou adquirida, quem a possui deve se adaptar ao mundo, o qual muitas vezes não está preparado para acolher essas pessoas. Tarefas cotidianas simples, como escovar os dentes e subir escadas, podem se tornar desafios muito grandes para elas. Segundo o censo do IBGE de 2000 [1], existem 24,6 milhões de brasileiros portadores de algum tipo de deficiência¹. Dentre eles, mais de 1,4 milhões são portadores de deficiência física² e 7,9 milhões apresentam alguma deficiência motora³ permanente, como dificuldade ou incapacidade de caminhar e subir escadas.

A expressão “Robótica de Reabilitação” se refere a uma área multidisciplinar cujo objetivo é desenvolver dispositivos robóticos que auxiliem na reabilitação e promovam maior independência aos indivíduos portadores de algum grau de deficiência, incluindo, mas não se restringindo a, deficiências físicas e motoras.

Dentre a gama de possibilidades da robótica de reabilitação, está o desenvolvimento de exoesqueletos e próteses robóticas para membros superiores e para membros inferiores. Os primeiros esforços em se produzir esses tipos de sistemas robóticos para uso em pessoas com deficiência física, entre os anos 60 e 70, não conseguiram atingir o estado de produção [3]. Entre os motivos deste fracasso inicial, estão os altos custos e a rejeição dos possíveis usuários. Porém, com o sucesso da robótica industrial e desenvolvimento de novas tecnologias, a utilização de próteses robóticas começou a se tornar uma realidade.

No caso de indivíduos que possuem uma perna amputada acima do joelho e a outra perna sadia, a utilização de próteses mecânicas passivas é comumente uma boa opção. Nesses casos, porém, a

¹Incluindo deficiências físicas, motoras, mentais, visuais e auditivas.

²No censo são consideradas como deficiências físicas: tetraplegia, paraplegia, hemiplegia e falta de membro ou de parte dele [2]

³No censo foram contadas declarações para “alguma dificuldade”, “grande dificuldade” e “incapacidade” de caminhar ou subir escadas [2]. O número utilizado considera a soma dos números disponíveis em [1] para esses três graus de severidade.

falta do controle da junta do joelho gera dificuldades na marcha e aumenta o tempo de adaptação do usuário à prótese. Em terrenos planos, um usuário de uma prótese passiva transfemural pode gastar muito mais energia que um indivíduo sem deficiência caminhando com suas duas pernas. Já em terrenos inclinados e com obstáculos, as dificuldades enfrentadas se agravam, pois essas próteses passivas não apresentam, em geral, resistência que facilite a locomoção em situações nesses tipos de terreno. Neste contexto, a utilização de próteses transfemorais ativas, no lugar das próteses passivas convencionais, pode apresentar muitas vantagens aos usuários. Estudos preliminares com próteses robóticas ativas mostraram melhores resultados em comparação às próteses passivas, quanto à independência proporcionada. A existência e o controle da junta do joelho, seja por sinais cerebrais ou predição de marcha, permitem ao usuário um caminhar muito mais natural e confortável, exigindo menos esforço. A exploração de terrenos como rampas e escadas, muito comuns no dia a dia, também é facilitada com a utilização da prótese ativa. Além disso, o período de adaptação do usuário a esse tipo de prótese tende a ser menor, pois as próteses ativas são feitas para se adaptarem ao usuário, e não o contrário. Obviamente, por melhor que seja a prótese, haverá sempre esse tempo de adaptação do usuário a ela, mas, no caso das próteses ativas, esse tempo pode ser diminuído.

O presente trabalho, focado em modelagem, identificação e controle adaptativo, faz parte de um projeto maior, cuja proposta é desenvolver uma prótese de perna robótica para amputados acima do joelho, acionada por sinais mioelétricos. A motivação é desenvolver uma prótese que dê conforto, mobilidade e independência para o usuário, garantindo um desempenho satisfatório em qualquer ambiente. Este projeto, desenvolvido desde 2005 pelo departamento de engenharia elétrica da Universidade de Brasília, é fruto de uma parceria entre o Laboratório de Robótica e Automação (LARA) e o Grupo de Processamento Digital de Sinais (GPDS) e da contribuição de vários alunos e professores.

1.2 Apresentação da Prótese

A estrutura inicial da prótese em desenvolvimento e uma imagem de seu estado atual são mostradas nas Figuras 1.2 (adaptado de [4]) e 1.1, respectivamente. Como indicado na Figura 1.2, o protótipo tem três graus de liberdade, sendo um para o joelho (plano sagital) e dois para o pé (plano sagital e plano frontal). Esse modelo procura imitar os movimentos naturais da joelho e tornozelo humanos: flexão/extensão do joelho, plantiflexão/dorsiflexão do pé (plano sagital) e eversão/inversão do pé (plano frontal).

É importante destacar que a prótese utilizada neste trabalho é apenas um protótipo e, antes de ser utilizada por humanos, deverá ser totalmente reconstruída, embora os conceitos desenvolvidos com essa versão sejam válidos e fundamentais para a continuidade do projeto. A realização de testes com humanos é algo muito delicado, pois coloca em risco a integridade física e a vida desses indivíduos. Portanto, esse tipo de teste só poderá ser iniciado quando o desenvolvimento da prótese atingir um estágio de amadurecimento bastante avançado. Levando isso em conta, a descrição de funcionamento a seguir se refere à idealização da prótese, destinada a amputados acima do joelho

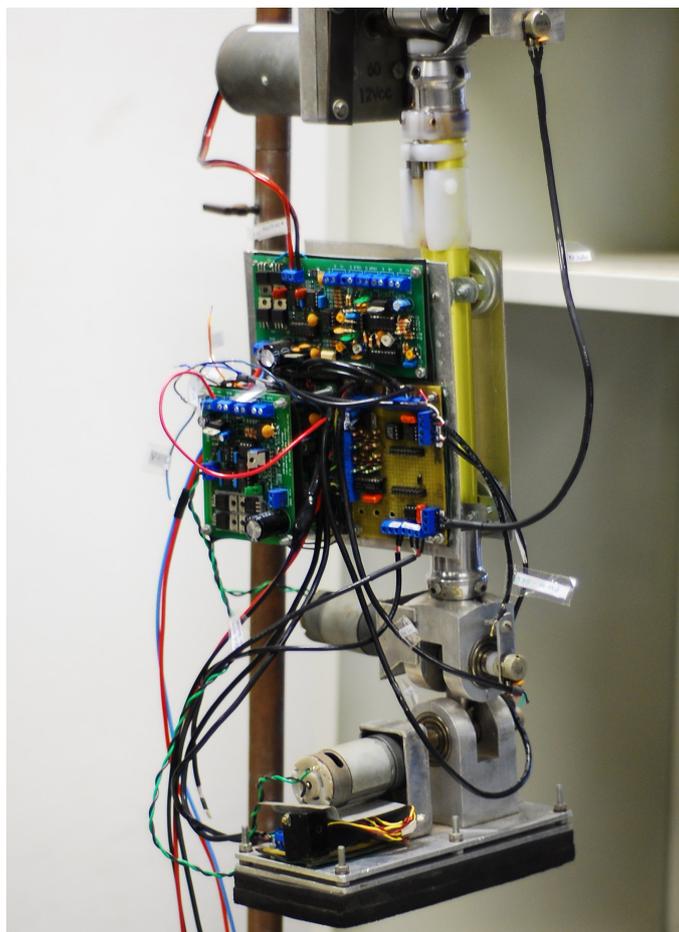


Figura 1.1: Estado atual da prótese de perna do LARA.

que possuem a outra perna sadia.

Nesse caso, para a utilização da prótese, a estrutura mecânica, que foi adaptada para se compatibilizar com um modelo comercial doado pela empresa Ottobock, deverá ser fixada ao membro amputado do paciente por meio de um casulo de fixação, conforme já utilizado em próteses comerciais. Por sua vez, eletrodos de EMG (eletromiografia) serão posicionados sobre a perna sadia do paciente e farão a leitura dos sinais mioelétricos de superfície, provenientes das contrações do músculo da coxa. Esses sinais deverão ser processados através de algoritmos de extração de características e classificação de padrões e modelos preditivos de intenção de movimento e transformados em ângulos de referência para o controlador da junta do joelho da prótese, segundo a intenção de movimento prevista. O controlador da junta do joelho deverá então atingir as posições previstas de forma satisfatória, ou seja, em tempo compatível com o movimento natural do usuário, porém com certa complacência em caso de obstáculos ou níveis de terrenos irregulares não previstos na intenção de movimento.

Para determinar a movimentação (ângulos de referência) das juntas do tornozelo, outras fontes de informação, além dos sinais EMG, são utilizadas para medir a postura do pé em relação ao solo e eixo de gravidade. Essas informações extras poderão ser fornecidas por sensores infravermelhos, posicionados na sola do pé da prótese, além de um acelerômetro e um giroscópio, combinados numa

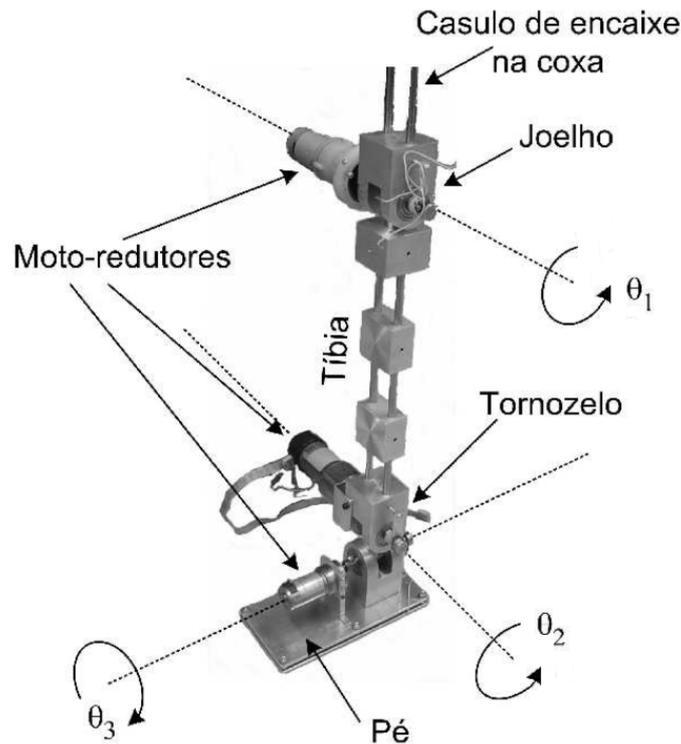


Figura 1.2: Graus de liberdade da prótese de perna do LARA (estrutura mecânica antiga).

mesma placa para medir aceleração e a velocidade angular do pé. Os ângulos de referência obtidos serão as entradas dos controladores das juntas sagital e frontal do tornozelo, que novamente deverão ter um tempo de resposta adequado, além de certa complacência em situações com obstáculos.

A Figura 1.3⁴ mostra o diagrama de blocos referente ao acionamento e sensoriamento atual da prótese. O módulo de aquisição EMG, na parte superior do diagrama é responsável pela aquisição dos sinais EMG de uma perna sadia (que, até o presente momento, pode ser de um indivíduo sem deficiência). Esses sinais são enviados para um microcomputador rodando Linux com extensão de tempo real Xenomai, onde os dados são processados e transformados em intenção de movimento e ângulos de referência para o controlador. O controlador, também implementado nesse mesmo microcomputador, é responsável por calcular e enviar os sinais de atuação das juntas para o microcontrolador AT91SAM7S64, passando antes por um conversor lógico. O microcontrolador então aciona os motores redutores de corrente contínua, responsáveis pela movimentação das juntas do joelho e do tornozelo. Esse acionamento, em sinal de modulação por largura de pulso (PWM), é feito em modo fonte de corrente, para a junta do joelho, e em modo fonte de tensão, para as juntas do tornozelo. Acoplado a cada motor, há um potenciômetro, responsável pela medição dos ângulos θ_1 , θ_2 e θ_3 . Esses ângulos medidos são enviados do microcontrolador para o microcomputador a fim de possibilitar a realimentação do controlador. Sinais referentes à posição do pé, provindos de girômetros e sensores infravermelhos (mostrados na parte inferior do diagrama), também são enviado do microcontrolador para o computador, mas não são utilizados pelo controlador aqui desenvolvido, e sim pelo algoritmo de previsão de movimento do pé.

⁴adaptado de <http://www.lara.unb.br/wiki/index.php>

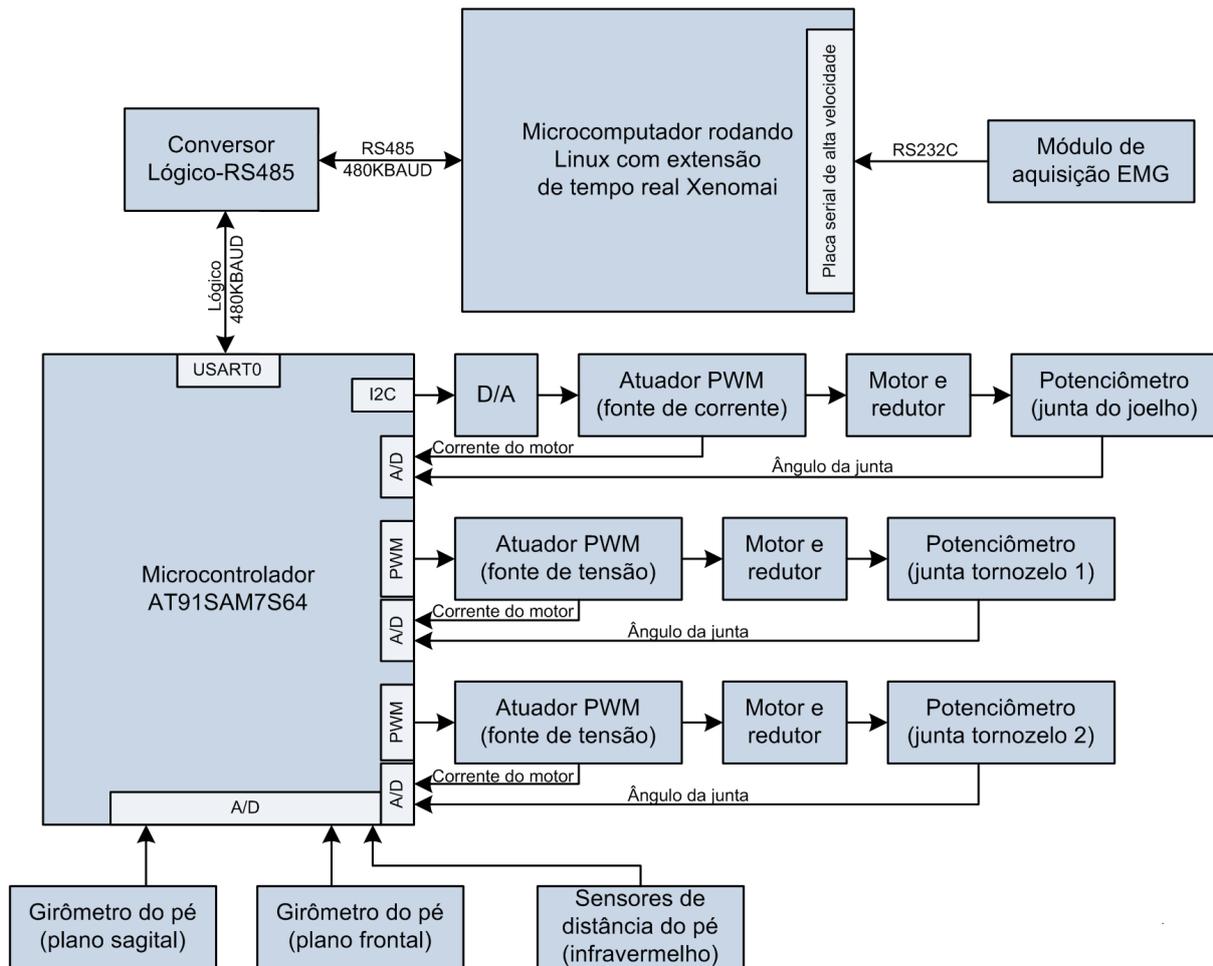


Figura 1.3: Diagrama de blocos de acionamento e sensoriamento da prótese.

1.3 Trabalhos Anteriores

O projeto da prótese de perna do LARA iniciou-se em 2005 com o trabalho de graduação [4]. Neste trabalho foi iniciado o projeto da estrutura mecânica e elétrica da prótese. Também foram apresentadas propostas de trabalhos futuros para o desenvolvimento de diversos controladores para o controle da marcha no final do projeto.

O trabalho de graduação seguinte foi o [5], realizado em 2006. Neste trabalho foram desenvolvidas placas de acionamento dos motores, bem como sistemas de controle digital utilizando microcontroladores. Também começou a ser desenvolvida a interface de comunicação RS-485 das placas de acionamento e os sistemas de medição de corrente.

Em 2007, foi desenvolvido o trabalho de graduação [6]. Nele foram confeccionadas as placas de acionamento dos motores, cujos projetos foram iniciados nos trabalhos anteriores. Também foram projetados controladores PID e adaptativo para a junta do joelho, bem como a placa de interfaceamento da prótese com o computador, utilizando um microcontrolador AT91SAM7S64 baseado no processador ARM7TDMI-S RISC de 32-bits

Em seguida, ainda em 2007, foi desenvolvido o trabalho de graduação [7], em que foi feita uma proposta inicial de estimação da posição do pé com relação ao solo, utilizando-se para isso quatro sensores infra-vermelhos localizados na sola do pé da prótese.

Em 2008 o trabalho de graduação [8] deu sequência ao trabalho anterior, implementando um controlador PI de orientação do pé em relação ao solo. Esse controlador foi projetado para atuar em ambas as juntas do tornozelo e utilizou as medidas de distância dos sensores infra-vermelhos da sola do pé para obter a orientação de referência.

Ainda em 2008 foi desenvolvido o último trabalho de graduação ([9]) antes deste. Nele iniciou-se a captação de sinais EMG para a obtenção da referência de posição a ser utilizada pelos trabalhos seguintes para o controle de marcha.

Por fim, em 2010, foi elaborada a tese de doutorado [10]. Nesta tese, foram aplicadas várias técnicas diferentes de tratamento de sinais para se obter referências confiáveis a partir de sinais EMG.

O presente trabalho de graduação, então, dá continuidade aos trabalhos de graduação de controle da junta do joelho. Quando terminado, ele poderá ser integrado aos anteriores e ser utilizado pelo controle de marcha, a ser desenvolvido. Com a integração de todos os projetos já realizados na prótese, ela deverá ter a capacidade de orientar o pé com relação ao solo, captar sinais EMG da perna sadia, controlar a posição e impedância da junta do joelho para o controle de marcha.

1.4 Definição do Problema

Dentre os objetivos da prótese, estão o conforto do usuário e a naturalidade com que ele se locomove. Como a prótese deve substituir o membro amputado, ela deve ser capaz de realizar suas funções originais. Quanto maior for a quantidade dessas funções realizadas, mais natural será a utilização deste equipamento. Assim, uma prótese de perna deve ser capaz de captar a intenção de movimento do usuário e segui-la. Além disso, ela deve ser capaz de se adaptar a interferências externas como deformidades no solo e obstáculos, como escadas e rampas.

O sistema de controle da prótese, portanto, deve se adaptar às diferentes formas de caminhar e deve responder às intenções em tempo real, de acordo com a marcha com que a pessoa deseja caminhar ou correr. Também é importante que o usuário consiga imprimir na prótese a força necessária para subir escadas e empurrar objetos.

Tendo em vista esses objetivos, este trabalho propõe a implementação de um sistema de controle adaptativo de impedância, para a junta do joelho, capaz de controlar os possíveis esforços a que a prótese pode estar exposta, além de tornar natural a simples tarefa de caminhar. Esse sistema de controle deve ser capaz de seguir a posição de referência provinda da previsão de intenção de marcha, obtidos a partir dos sinais eletromiográficos. Além disso, o controlador deve identificar os esforços externos aplicados à prótese e ceder a eles de forma mais adequada possível em relação à resposta natural do usuário. Assim, ele é dito adaptativo por mudar seus parâmetros de forma a seguir um modelo de referência, o qual, para simular o comportamento humano, é considerado

ser do tipo massa-mola-amortecedor.

Essa ideia, de usar um sistema do tipo massa-mola-amortecedor, é amplamente utilizada em próteses passivas. Porém, por serem sistemas puramente mecânicos, a dinâmica destes somente pode ser alterada com a mudança das peças do equipamento. Como a prótese em estudo é ativa, essas alterações poderão ser realizadas por simples mudanças em linhas de código do software do controlador. Além disso, [11] mostrou que as próteses ativas são capazes de imitar melhor o movimento de flexão da junta do joelho do que as passivas.

No que diz respeito ao uso desse modelo (massa-mola-amortecedor) em robôs e próteses, existem vários trabalhos já realizados, como em [12], [13] e [14]. Assim, para se implementar esse tipo de controlador, decidiu-se optar por utilizar o controle adaptativo por modelo de referência. Este tem como característica principal a adaptação do sistema controlado a um modelo de referência, o qual pode apresentar as características de um sistema massa-mola-amortecedor. Não foi encontrado, nas pesquisas realizadas para este projeto, nenhum trabalho com essa abordagem de controle para o joelho de uma prótese de perna.

1.5 Objetivos do projeto

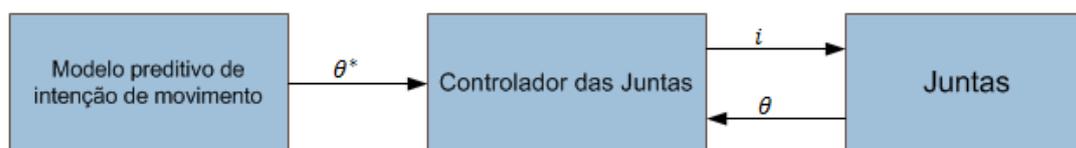


Figura 1.4: Diagrama da função básica do controlador no contexto da prótese.

O objetivo final do presente trabalho é projetar um controlador para as juntas da prótese, como mostrado na Figura 1.4. O controlador deverá, portanto, receber os ângulos de referência do modelo preditivo de intenção de movimento e, a partir dessa referência e das medidas dos ângulos de posição das juntas, definir a corrente de entrada de cada motor. Como dito anteriormente, o controlador proposto deverá fazer com que a prótese siga a referência de posição, mas apresentar certa complacência à aplicação de esforços externos.

Assim, para alcançar o objetivo proposto, alguns objetivos preliminares devem ser alcançados. Primeiro, deve-se fazer um modelo matemático da prótese. Em seguida, os parâmetros desse modelo matemático desenvolvido deverão ser identificados. Paralelamente, algoritmos de estimação para os ângulos das juntas (θ_1 , θ_2 e θ_3), para as respectivas velocidades e para os torques externos atuantes no sistema (τ_D) deverão ser testadas e implementadas. Por fim, o controlador deverá ser projetado, simulado e, finalmente, implementado na prótese.

Como sugerido pelo título deste documento, o foco (e proposta inicial) do presente trabalho é a implementação do controlador da junta do joelho. Para as outras juntas, o controlador será apenas projetado e simulado.

1.6 Apresentação do documento

Este trabalho apresenta no capítulo 2 uma revisão bibliográfica contendo a fundamentação teórica para o entendimento deste. São abordados os temas de modelagem de motores CC., modelagem de manipuladores, mínimos quadrados, mínimos quadrados recursivo, filtro de Kalman, controle de impedância e controle adaptativo por modelo de referência.

Em seguida, o capítulo 3 descreve a metodologia empregada, bem como os dados obtidos e as análises pertinentes. Ele está dividido em modelagem, identificação e controle, apresentando cálculos teóricos, simulações e implementações experimentais na prótese.

Por fim, o capítulo 4 apresenta as conclusões obtidas e apresenta propostas de trabalhos futuros.

Capítulo 2

Fundamentação Teórica

2.1 Motores de Corrente Contínua

A presente subseção apresenta uma explanação sobre conceitos envolvidos em modelagem de motores CC.

Motores de corrente contínua (CC) podem ser representados esquematicamente por um circuito como o da figura 2.1 a seguir:

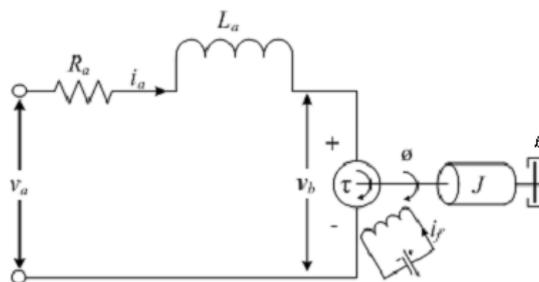


Figura 2.1: Diagrama de um motor CC

Onde:

- v_a : é a tensão da armadura do motor;
- R_a : a resistência da armadura;
- i_a : a corrente da armadura;
- L_a : a indutância do enrolamento de armadura
- v_b : a força contra eletro-motriz decorrente do giro do rotor;
- i_f : a corrente de campo;
- ϕ : o deslocamento angular do rotor;

- J : o momento de inércia equivalente do conjunto motor, caixa redução e carga referidos ao eixo do motor;
- b : a constante de atrito viscoso equivalente do conjunto motor, caixa redução e carga referidos ao eixo do motor.

Em motores CC o fluxo magnético ψ estabelecido pelo estator do motor pode ser gerado por uma corrente no enrolamento de campo como se segue:

$$\psi = K_f i_f, \quad (2.1)$$

onde K_f é uma constante.

Aplicando uma corrente constante no enrolamento de campo o valor fluxo magnético permanece constante, dessa forma escrevemos para o torque no motor:

$$\tau = K_t \psi i_a = K_a i_a, \quad (2.2)$$

onde K_a é a constante de torque elétrico do motor.

Com o rotor em movimento, é gerada uma força contra eletro-motriz proporcional a velocidade angular do rotor. Isto é:

$$v_b(t) = K_e \frac{d\phi}{dt}, \quad (2.3)$$

onde K_e é constante elétrica do motor.

A equação diferencial que rege o circuito da figura 2.1, obtida pela lei das malhas, é dada por:

$$v_a - v_b = R_a i_a + L_a \frac{di_a}{dt}. \quad (2.4)$$

Portanto, pelas equações 2.3 e 2.4 verifica-se que a velocidade de rotação de um motor cc pode ser controlada pela tensão de armadura.

Representando 2.4 no domínio de Laplace resolvida para a corrente de armadura, temos:

$$I_a(s) = \frac{\frac{1}{R_a}}{\left(\frac{L_a}{R_a}\right)s + 1} (V_a(s) - V_b(s)). \quad (2.5)$$

Sendo que a corrente de armadura causa um torque mecânico no rotor, esse torque pode ser descrito pela seguinte equação diferencial:

$$K_a i_a = \tau = J \frac{d^2\phi}{dt^2} + b \frac{d\phi}{dt}. \quad (2.6)$$

Passando a equação 2.6 para o domínio de Laplace e resolvendo para o deslocamento angular temos:

$$\phi(s) = \frac{K_a}{s(Js + b)} I_a(s). \quad (2.7)$$

2.2 Modelagem de Manipuladores

O modelo cinemático de um sistema articulado, tal como a prótese em questão, é representado pela evolução no tempo das suas coordenadas de juntas em um espaço 3D. Os elos de um sistema como esse podem ser modelados como um sistema de corpos rígidos, sendo tais corpos completamente descritos por sua posição e orientação. A posição e orientação de cada corpo podem ser indicadas atribuindo um sistema de coordenadas a um ponto arbitrariamente escolhido fixo no corpo, assim a posição e orientação do corpo sempre terá esse sistema como referência como pode ser visto na figura 2.2 [15].

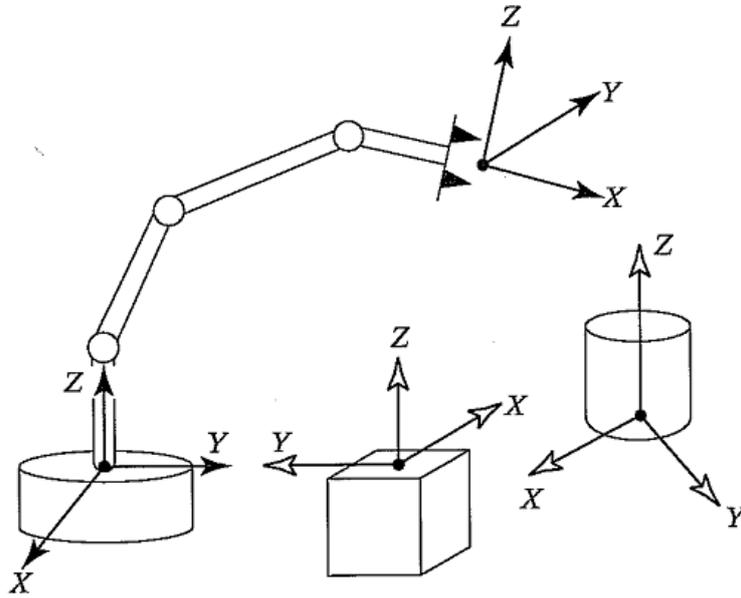


Figura 2.2: Sistemas de coordenadas em corpos rígidos.

A figura 2.3 [16](modificada) mostra um sistema de coordenadas global inercial centrado no ponto O e um ponto O' arbitrário fixo num corpo rígido. Dessa forma, a posição do corpo nesse sistema é representada por:

$$\mathbf{p}_{O'} = \begin{bmatrix} p_{O'x} \\ p_{O'y} \\ p_{O'z} \end{bmatrix}. \quad (2.8)$$

A orientação fica representada estabelecendo no ponto O' um novo sistema de coordenadas $(\mathbf{x}_b, \mathbf{y}_b, \mathbf{z}_b)$. Assim, sendo os eixos \mathbf{x}_b , \mathbf{y}_b e \mathbf{z}_b ortogonais entre si, podemos escrever uma matriz ortonormal que representa completamente a orientação do corpo no sistema global de coordenadas,

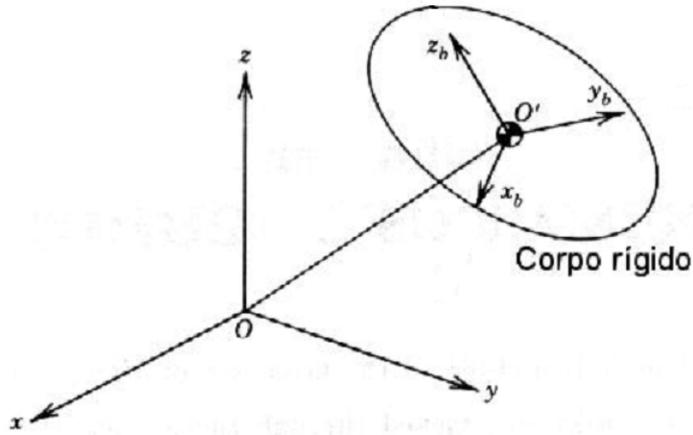


Figura 2.3: Posição e orientação de um corpo rígido.

$$\mathbf{R}_{\mathbf{b}} = \begin{bmatrix} x_{b_x} & y_{b_x} & z_{b_x} \\ x_{b_y} & y_{b_y} & z_{b_y} \\ x_{b_z} & y_{b_z} & z_{b_z} \end{bmatrix}, \quad (2.9)$$

onde x_{b_x} significa a projeção do eixo \mathbf{x}_b no eixo \mathbf{x}_0 do sistema global de coordenadas. A interpretação dos outros componentes da matriz \mathbf{R} é análoga e será omitida nessa exposição. A matriz $\mathbf{R}_{\mathbf{b}}$ pode ser interpretada também como uma matriz de rotação de sistema de coordenadas centrado em O' representada no sistema global de coordenadas.

De posse do vetor $\mathbf{p}_{\mathbf{b}}$ de posição e da matriz $\mathbf{R}_{\mathbf{b}}$ de rotação compõe-se a matriz ${}^0\mathbf{A}_{\mathbf{b}}$ que representa conjuntamente a posição e a orientação (rotação em relação ao sistema global) do sistema centrado em O' com se segue:

$$\mathbf{A}_{\mathbf{b}} = \left[\begin{array}{c|c} \mathbf{R}_{\mathbf{b}(3 \times 3)} & \mathbf{p}_{\mathbf{b}(3 \times 1)} \\ \hline 0_{(1 \times 3)} & 1_{(1 \times 1)} \end{array} \right], \quad (2.10)$$

ou seja,

$$\mathbf{A}_{\mathbf{b}} = \begin{bmatrix} x_{b_x} & y_{b_x} & z_{b_x} & p_{O'x} \\ x_{b_y} & y_{b_y} & z_{b_y} & p_{O'y} \\ x_{b_z} & y_{b_z} & z_{b_z} & p_{O'z} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (2.11)$$

Marcamos agora na representação da figura 2.3 um ponto P , como mostrado na figura 2.4 [16] (modificada), numa posição arbitrária do espaço com sua representação no espaço relativa ao sistema centrado em O' dada por:

$${}^b\mathbf{p}_P = \begin{bmatrix} b_{PPx} \\ b_{PPy} \\ b_{PPz} \end{bmatrix}. \quad (2.12)$$

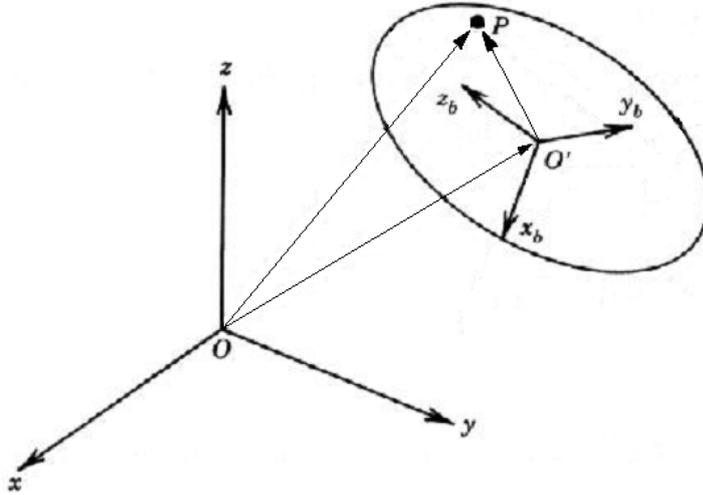


Figura 2.4: Transformação de coordenadas.

Dessa forma, a posição de P representada no sistema de coordenadas global pode ser identificada como a soma entre o vetor $\mathbf{p}_{O'}$ e o vetor ${}^b\mathbf{p}_P$ rotacionado pela matriz \mathbf{R}_b , assim com visto na figura 2.4. Assim:

$$\mathbf{p}_P = \mathbf{R}_b \cdot {}^b\mathbf{p}_P + \mathbf{p}_{O'}. \quad (2.13)$$

O mesmo resultado pode ser obtido da seguinte forma:

$$\mathbf{p}_P = \mathbf{A}_b \cdot \begin{bmatrix} {}^b\mathbf{p}_P \\ 1 \end{bmatrix}. \quad (2.14)$$

Em outras palavras, podemos representar no sistema de coordenadas global qualquer ponto representado no sistema de coordenadas centrado em O' bastando pré-multiplicá-lo pela matriz \mathbf{A}_b . A essa operação damos o nome de transformação de coordenadas e a matriz \mathbf{A}_b é chamada, matriz de transformação homogênea.

De posse do conhecimento de uma das possíveis representações um corpo rígido num espaço tridimensional e de como localizá-lo em diferentes sistemas de coordenadas, passamos agora ao desenvolvimento de um modelo cinemático de um sistema articulado genérico. Dentre as inúmeras formas de descrever a cinemática de tais sistemas existe a convenção de Denavit-Hartenberg (DH), uma poderosa ferramenta capaz de descrever qualquer sistema articulado com n graus de liberdade.

Um elo rígido e suas juntas, prismáticas ou de revolução, tem seu comportamento cinemático completamente descrito a partir de quatro parâmetros intrínsecos a ele pela notação DH. A fi-

gura 2.5 exibe um sistema articulado genérico com a a indicação desses parâmetros conforme as definições abaixo [15](modificado).

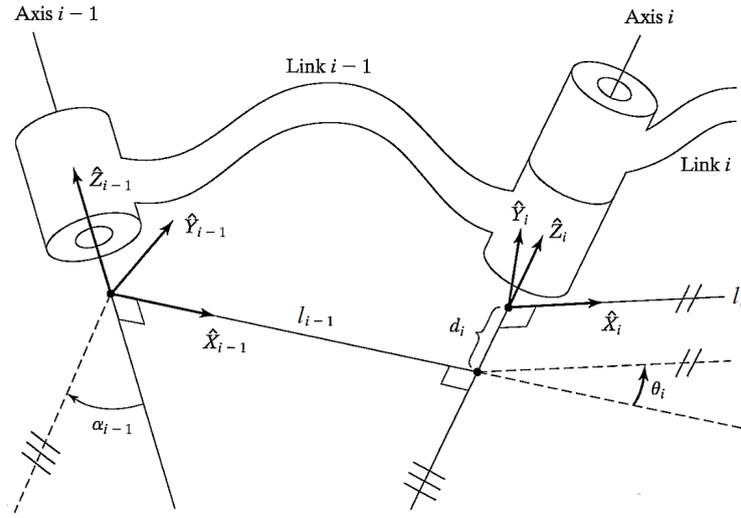


Figura 2.5: Convenção DH.

- θ_i : ângulo de junta entre os eixos X_{i-1} e X_i sobre o eixo Z_{i-1} ;
- α_i : ângulo de off-set entre os eixos Z_{i-1} e Z_i sobre o eixo X_i ;
- l_i : menor distância entre os eixos Z_{i-1} e Z_i ;
- d_i : distância de off-set entre a origem do $(i-1)$ -ésimo sistema de coordenadas e a intersecção do eixo Z_{i-1} e o eixo X_i ao longo do eixo Z_{i-1}

Em uma junta prismática os parâmetros θ_i , α_i e d_i são chamados parâmetros de junta e l_i é a variável de junta, o deslocamento linear da junta. Já para uma junta rotacional α_i , l_i e d_i são os parâmetros de junta e θ_i , a variável de junta. Estabelecidos os sistemas coordenados DH, é possível desenvolver uma matriz de transformação homogênea que relacione o $(i-1)$ -ésimo sistema de coordenadas com o i -ésimo, de acordo com a matriz abaixo:

$${}^{i-1}\mathbf{T}_i = \begin{bmatrix} \cos \theta_i & -\sin \theta_i \cdot \cos \alpha_i & \sin \theta_i \cdot \sin \alpha_i & l_i \cdot \cos \theta_i \\ \sin \theta_i & \cos \alpha_i \cdot \sin \theta_i & -\cos \theta_i \cdot \sin \alpha_i & l_i \cdot \sin \theta_i \\ 0 & \sin \alpha_i & \cos \alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (2.15)$$

A estrutura de um sistema articulado, como o sistema em estudo, consiste numa série de elos rígidos que, idealmente, não se deformam pela ação das forças envolvidas no sistema. Os elos unem-se um ao outro pelas juntas que possibilitam movimentação relativa entre os elos, assim, temos o que é classificado com uma cadeia cinemática aberta, um conjunto de elos unidos por juntas.

Os diferentes tipos de juntas possibilitam diferentes tipos de movimentos. Uma junta prismática determina um movimento linear de deslocamento de um elo com relação ao elo imediatamente anterior, enquanto uma junta rotacional determina um movimento de revolução de um elo em torno da junta.

A representação dos movimentos de um elo em relação ao elo anterior utiliza-se de grandezas físicas representadas pelos parâmetros definidos acima pela convenção DH. Para a determinação da posição espacial de qualquer ponto pertencente ao sistema articulado é suficiente o conhecimento do estado dessas grandezas.

Assim, o levantamento do modelo cinemático de um sistema mecânico articulado consiste dos seguintes passos:

1. **Determinação dos parâmetros DH:** Aqui são feitas as medidas dos comprimentos dos elos, distâncias e ângulos de off-set entre juntas.
2. **Determinação das matrizes de transformação homogêneas entre elos consecutivos:** Utilizando a convenção DH e os parâmetros medidos relaciona-se o i -ésimo sistema de coordenadas com o $(i - 1)$ -ésimo através de (X) .
3. **Determinação da matriz de transformação homogênea geral do sistema:** Multiplicando sucessivamente as matrizes entre elos consecutivos, estabelece-se a matriz que localiza a extremidade do último elo no sistema global de coordenadas como uma função das variáveis de junta de cada uma das juntas do sistema articulado.

Finalmente, temos uma representação geral da posição da extremidade do elo terminal bem como de qualquer das juntas do sistema articulado bastando para isso fazer as multiplicações de matrizes até a representação da posição desejada de acordo com a conveniência ao projetista do sistema. Segue abaixo a formulação geral para o sistema.

$${}^0\mathbf{T}_i = {}^0\mathbf{T}_1 \cdot {}^1\mathbf{T}_2 \cdot {}^2\mathbf{T}_3 \cdot \dots \cdot {}^{i-2}\mathbf{T}_{i-1} \cdot {}^{i-1}\mathbf{T}_i. \quad (2.16)$$

Definido posicionamento estático dos componentes do sistema articulado, passamos agora ao caso dinâmico, onde o posicionamento desses componentes é variante no tempo, ou seja, estamos agora interessados não mais somente na posição espacial das partes do sistema, mas também nas velocidades desenvolvidas por esses.

Partindo da equação 2.16 e considerando um sistema articulado constituído de juntas unicamente rotacionais, com n graus de liberdade, temos que a posição (x, y) da extremidade do elo terminal é dada em função dos ângulos de juntas $(\theta_1$ até $\theta_n)$ por:

$$x = x(\theta_1, \dots, \theta_n), \quad (2.17)$$

$$y = y(\theta_1, \dots, \theta_n), \quad (2.18)$$

$$z = z(\theta_1, \dots, \theta_n). \quad (2.19)$$

Diferenciando parcialmente 2.17, 2.18 e 2.19 em função dos ângulos θ , temos:

$$dx = \frac{\partial x}{\partial \theta_1} d\theta_1 + \dots + \frac{\partial x}{\partial \theta_n} d\theta_n, \quad (2.20)$$

$$dy = \frac{\partial y}{\partial \theta_1} d\theta_1 + \dots + \frac{\partial y}{\partial \theta_n} d\theta_n, \quad (2.21)$$

$$dz = \frac{\partial z}{\partial \theta_1} d\theta_1 + \dots + \frac{\partial z}{\partial \theta_n} d\theta_n. \quad (2.22)$$

Podemos escrever 2.20, 2.21 e 2.22 em forma vetorial como se segue.

$$\mathbf{dx} = \mathbf{J}d\theta. \quad (2.23)$$

Onde \mathbf{dx} e $d\theta$ são vetores de deslocamentos infinitesimais, linear e angular, respectivamente, definidos por:

$$\mathbf{dx} = \begin{bmatrix} dx \\ dy \\ dz \end{bmatrix}, \quad (2.24)$$

e

$$d\theta = \begin{bmatrix} d\theta_1 \\ \vdots \\ d\theta_n \end{bmatrix}. \quad (2.25)$$

Define-se também a matriz \mathbf{J} , o Jacobiano, como a matriz das derivadas parciais de primeira ordem de uma função vetorial como se segue.

$$\mathbf{J} = \begin{bmatrix} \frac{\partial x}{\partial \theta_1} & \dots & \frac{\partial x}{\partial \theta_n} \\ \frac{\partial y}{\partial \theta_1} & \dots & \frac{\partial y}{\partial \theta_n} \\ \frac{\partial z}{\partial \theta_1} & \dots & \frac{\partial z}{\partial \theta_n} \end{bmatrix}. \quad (2.26)$$

Ou seja, o Jacobiano é a representação matricial da relação infinitesimal entre os deslocamentos de juntas e a localização da extremidade do elo terminal. De posse dessa ferramenta é possível a representar de maneira clara a relação entre as velocidades das juntas e da extremidade. Assim, dividindo os dois lados de 2.23 por um diferencial de tempo dt , temos:

$$\frac{d\mathbf{x}}{dt} = \mathbf{J} \frac{d\theta}{dt}. \quad (2.27)$$

Onde define-se,

$$\mathbf{v} = \begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \\ \dot{z} \end{bmatrix}, \quad (2.28)$$

e

$$\dot{\boldsymbol{\theta}} = \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \vdots \\ \dot{\theta}_n \end{bmatrix}. \quad (2.29)$$

como as velocidades linear da extremidade e angular das juntas. Dessa forma a relação entre essas velocidades são dadas pelo Jacobiano como se vê a seguir.

$$\mathbf{v} = \mathbf{J}\dot{\boldsymbol{\theta}}. \quad (2.30)$$

De posse da equação de velocidades em função dos ângulos de juntas é possível equacionar as acelerações da extremidade nos três eixos coordenados derivando \mathbf{v} no tempo. Assim:

$$\mathbf{a} = \frac{d\mathbf{J}}{dt}\dot{\boldsymbol{\theta}} + \mathbf{J}\ddot{\boldsymbol{\theta}}. \quad (2.31)$$

2.3 Modelagem e Identificação de Sistemas

Para o controle um sistema, é indispensável que se tenha um modelo do seu comportamento, ou seja, saber quais e que tipos de entradas geram as saídas desejadas. Esse modelo, com menor ou maior grau de detalhamento - desde o simples conhecimento das entradas e saídas a serem utilizadas até complexas equações que descrevem o processo - deve ser escolhido de acordo com o tipo de controle desejado.

Para a determinação do modelo, existem técnicas que podem utilizar tanto conhecimentos de características e leis que regem o processo, quanto informações empíricas provenientes das relações de entrada e saída. A primeira técnica, baseada em uma modelagem analítica do processo, é denominada modelagem caixa branca, modelagem pela natureza do processo ou modelagem conceitual. Já a segunda, baseada exclusivamente nas relações de entrada e saída, é denominada identificação caixa preta ou modelagem empírica. Por fim, existem as técnicas de modelagem caixa cinza, que misturam algum conhecimento do processo com técnicas de identificação do sistema e serão utilizadas no presente trabalho.

Ao se fazer um modelo, é preciso estar ciente de que este é apenas uma representação do sistema e, portanto, apenas características realmente significativas devem ser consideradas, ao passo de que outras devem ser desprezadas. A escolha dessas características, bem como o tipo de modelo

adotado, parte da análise e conhecimentos disponíveis, além da função a qual tal modelagem se destina.

Para a identificação do sistema, alguns passos básicos devem ser cumpridos. Primeiro, devem ser feitos testes dinâmicos e coletas de dados, para se obter as relações de entrada e saída. Em seguida, deve-se escolher a representação matemática a ser usada, além de determinar a estrutura do modelo e eleger as entradas significativas do processo. Por fim, faz-se a estimação e validação do modelo. Apesar de apresentados em sequência, os passos para a identificação podem ser feitos em outra ordem e iterativamente, até se chegar a uma estrutura satisfatória. É dito que, sob muitos aspectos, a identificação de sistemas é uma “arte”, pois há um certo grau de subjetivismo na aplicação das técnicas disponíveis [17]. Ou seja, existem várias abordagens, técnicas e práticas que podem ser adotadas, mas a escolha de quais utilizar depende do conhecimento, experiência e prática de quem faz a identificação.

O controle do modelo não-linear utilizado para a prótese é feito digitalmente e, portanto, as entradas e saídas do processo devem ser amostradas. Neste caso, outras questões devem ser levadas em consideração como a escolha do tempo de amostragem. Outra consideração importante é sobre o método de identificação a ser utilizado, que pode ser feito recursivamente ou não, e pode levar em conta, ou não, a polarização do erro de estimação. No presente trabalho a técnica utilizada para a identificação do sistema foi o método dos mínimos quadrados linear e sua versão recursiva, sem se considerar a polarização do erro de estimação.

2.3.1 Método dos mínimos quadrados linear

O método mais básico para a identificação de parâmetros de um sistema linear é o método dos mínimos quadrados. Considera-se uma função do tipo:

$$y = \mathbf{x}^T \hat{\boldsymbol{\theta}} + \xi. \quad (2.32)$$

Em que \mathbf{x} é o vetor de regressores da entrada, $\hat{\boldsymbol{\theta}}$ é o vetor de parâmetros estimado, y é a saída e ξ o resíduo. Se experimentalmente são obtidos N pares entrada/saída, forma-se a seguinte equação vetorial:

$$\mathbf{y} = X\hat{\boldsymbol{\theta}} + \boldsymbol{\xi}. \quad (2.33)$$

Em que X é a matriz composta pelos regressores das N entradas, \mathbf{y} é o vetor das saídas obtidas e $\boldsymbol{\xi}$, o vetor de resíduos. Se N for maior que o número de parâmetros, então o sistema estará sobredeterminado, ou seja, existirão diversas soluções possíveis para a determinação dos parâmetros de $\hat{\boldsymbol{\theta}}$. Procura-se, então, a solução ótima, de forma a minimizar o erro. Esta solução ótima é dada definindo-se uma função de custo, J_{MQ} , e minimizando-a.

Assim, dada a equação 2.33, a função de custo pode ser calculada como:

$$J_{MQ} = \sum_{i=1}^N \xi(i)^2 = \boldsymbol{\xi}^T \boldsymbol{\xi} = (\mathbf{y} - X\hat{\boldsymbol{\theta}})^T (\mathbf{y} - X\hat{\boldsymbol{\theta}}) = \mathbf{y}^T \mathbf{y} - \mathbf{y}^T X\hat{\boldsymbol{\theta}} - \hat{\boldsymbol{\theta}}^T X^T \mathbf{y} + \hat{\boldsymbol{\theta}}^T X^T X \hat{\boldsymbol{\theta}}. \quad (2.34)$$

Para minimizar a função de custo com respeito a $\hat{\boldsymbol{\theta}}$, iguala-se sua derivada a zero, obtendo-se:

$$\frac{\partial J_{MQ}}{\partial \hat{\boldsymbol{\theta}}} = -(\mathbf{y}^T X)^T - X^T \mathbf{y} + (X^T X + X^T X) \hat{\boldsymbol{\theta}} = -2X^T \mathbf{y} + 2X^T X \hat{\boldsymbol{\theta}} = 0. \quad (2.35)$$

Como $2X^T X$, derivada segunda de J_{MQ} , é semidefinida positiva, então a equação acima corresponde de fato a um mínimo. Assim, a partir de (2.35), obtém-se a equação de Mínimos Quadrados para a determinação dos parâmetros de $\hat{\boldsymbol{\theta}}$:

$$\hat{\boldsymbol{\theta}} = [X^T X]^{-1} X^T \mathbf{y}. \quad (2.36)$$

2.3.2 Método dos mínimos quadrados recursivos linear

A estimação de parâmetros de um modelo também pode ser feita recursivamente. Entre os motivos de se utilizar a versão recursiva estão a possibilidade de se utilizar uma grande quantidade de dados sem ter de computá-los de uma só vez, a possibilidade de fazer identificação em tempo real e a flexibilidade apresentada, podendo ser utilizado, por exemplo, um fator de esquecimento. No presente trabalho o método dos mínimos quadrados recursivo linear foi implementado, pois foi considerada a possibilidade de se fazer a identificação em tempo real e com fator de esquecimento. Tal técnica, porém, acabou por não ser utilizada dessa forma, pela possibilidade de gerar instabilidade para o sistema.

Os métodos de estimação recursiva calculam e atualizam o vetor de parâmetros a cada novo conjunto de dados recebido, com equações do tipo:

$$\hat{\boldsymbol{\theta}}_k = \hat{\boldsymbol{\theta}}(k-1) + K_k \left[y(k) - \psi_k^T \hat{\boldsymbol{\theta}}(k-1) \right]. \quad (2.37)$$

Sendo $\eta_k = [y(k) - \psi_k^T \hat{\boldsymbol{\theta}}_{k-1}]$ a inovação e K_k , a matriz de ganho. Ou seja, a cada iteração o vetor de parâmetros estimado é atualizado, adicionando-se a ele uma quantia proporcional à inovação, que é a diferença entre a saída atual e a prevista com o vetor calculado na última iteração.

Para se determinar o ganho K_k do estimador recursivo de mínimos quadrados, reescreve-se o estimador MQ com os dados obtidos até a iteração k :

$$\hat{\boldsymbol{\theta}}_{MQk} = \left[\sum_{i=1}^k \psi(i-1) \psi^T(i-1) \right]^{-1} \left[\sum_{i=1}^k \psi(i-1) y(i) \right]. \quad (2.38)$$

Definindo-se

$$P_k = \left[\sum_{i=1}^k \psi(i-1)\psi^T(i-1) \right]^{-1}, \quad (2.39)$$

Chega-se a

$$P_k^{-1} = \left[\sum_{i=1}^{k-1} \psi(i-1)\psi^T(i-1) \right] + \psi(k-1)\psi^T(k-1) = P_{k-1}^{-1} + \psi(k-1)\psi^T(k-1). \quad (2.40)$$

Utilizando a definição de P_k , o estimador se torna:

$$\hat{\theta}_k = P_k \left[\sum_{i=1}^k \psi(i-1)y(i) \right] = P_k \left[\sum_{i=1}^{k-1} \psi(i-1)y(i) + \psi(k-1)y(k) \right]. \quad (2.41)$$

e o estimador para $k-1$ é

$$\hat{\theta}_{k-1} = P_{k-1} \left[\sum_{i=1}^{k-1} \psi(i-1)y(i) \right], \quad (2.42)$$

logo:

$$\left[\sum_{i=1}^{k-1} \psi(i-1)y(i) \right] = P_{k-1}^{-1} \hat{\theta}_{k-1}. \quad (2.43)$$

Substituindo a equação acima em (2.41) e utilizando a equação (2.40), obtem-se:

$$\begin{aligned} \hat{\theta}_k &= P_k \left[P_{k-1}^{-1} \hat{\theta}_{k-1} + \psi(k-1)y(k) \right] \\ &= P_k \left[(P_k^{-1} - \psi(k-1)\psi^T(k-1)) \hat{\theta}_{k-1} + \psi(k-1)y(k) \right] \\ &= \hat{\theta}_{k-1} + P_k \psi(k-1) \left[y(k) - \psi^T(k-1) \hat{\theta}_{k-1} \right]. \end{aligned} \quad (2.44)$$

Portanto, o ganho procurado é dado por $K_k = P_k \psi(k-1)$. Por fim, aplicando-se o lema da inversão para P_k , como definida em (2.39), tem-se:

$$P_k = P_{k-1} - P_{k-1} \psi(k-1) (\psi^T(k-1) P_{k-1} \psi(k-1) + 1)^{-1} \psi^T(k-1) P_{k-1}. \quad (2.45)$$

E o ganho se torna:

$$\begin{aligned} K_k &= P_{k-1} \psi(k-1) - \frac{P_{k-1} \psi(k-1) \psi^T(k-1) P_{k-1} \psi(k-1)}{\psi^T(k-1) P_{k-1} \psi(k-1) + 1} \\ &= \frac{P_{k-1} \psi(k-1)}{\psi^T(k-1) P_{k-1} \psi(k-1) + 1}. \end{aligned} \quad (2.46)$$

Assim, chega-se ao algoritmo recursivo de MQ (RMQ), cuja iteração k é dada por:

$$\begin{cases} K_k = \frac{P_{k-1}\psi_k}{\psi_k^T P_{k-1} \psi_k + 1}, \\ \hat{\boldsymbol{\theta}}_k = \hat{\boldsymbol{\theta}}_{k-1} + K_k \left[y(k) - \psi_k^T \hat{\boldsymbol{\theta}}(k-1) \right], \\ P_k = P_{k-1} - K_k \psi_k^T P_{k-1}. \end{cases} \quad (2.47)$$

2.3.3 Filtro de Kalman

O filtro de Kalman pode ser interpretado como um estimador de estados ótimo, que atualiza a estimação de estados recursivamente, minimizando a variância da estimativa. Neste trabalho, o filtro de Kalman foi utilizado para tratar os dados de posições θ_1 , θ_2 e θ_3 das juntas, antes do processo de identificação, a fim de diminuir o ruído dessas medidas e tentar melhorar a identificação obtida.

Considera-se o sistema no espaço de estados abaixo:

$$\begin{cases} \mathbf{x}_{k+1} = \Phi_k \mathbf{x}_k + \Gamma_k \mathbf{u}_k + \gamma_k \mathbf{w}_k, \\ \mathbf{y}_{k+1} = H_{k+1} \mathbf{x}_{k+1} + \mathbf{v}_{k+1}, \end{cases} \quad (2.48)$$

sendo $\mathbf{w}_k \sim N(0, Q_k)$ perturbação do processo e $\mathbf{v}_k \sim N(0, R_k)$ o ruído de medição. Conhecidas as condições iniciais x_0 , sua matriz de covariância inicial P_0 , a sequência de entradas u_k e as respectivas medições y_k , é possível aplicar o filtro de Kalman para se estimar os estados x_k do processo.

As equações que compõem o filtro de Kalman são divididas em duas etapas: predição e correção. O algoritmo pode ser resumido pelo sistema de equações 2.49, em que a primeira dupla de equações representa a etapa de predição e o restante, a etapa de correção.

$$\begin{cases} \mathbf{x}_{k+1}^- = \Phi_k \mathbf{x}_k^+ + \Gamma_k \mathbf{u}_k, \\ P_{k+1}^- = \Phi_k P_k^+ \Phi_k^T + \gamma_k Q_k \gamma_k^T, \\ K_{k+1} = P_{k+1}^- H_{k+1}^T [H_{k+1} P_{k+1}^- H_{k+1}^T + R_{k+1}]^{-1}, \\ \mathbf{x}_{k+1}^+ = \mathbf{x}_{k+1}^- + K_{k+1} [\mathbf{y}_k - H_{k+1} \mathbf{x}_{k+1}^-], \\ P_{k+1}^+ = P_{k+1}^- - K_{k+1} H_{k+1} P_{k+1}^-. \end{cases} \quad (2.49)$$

Como mostrada nas equações, a estimativa a priori, \mathbf{x}_{k+1} , feita antes do novo dado de medição \mathbf{y}_{k+1} chegar, é dada pela propagação \mathbf{x}_k^+ de acordo com o modelo do processo, em 2.48. Já a estimativa a posteriori, \mathbf{x}_{k+1}^+ , é responsável pela correção da estimativa \mathbf{x}_{k+1}^- de acordo com o erro entre a saída esperada, $H_{k+1} \mathbf{x}_{k+1}^-$, e a medida obtida, \mathbf{y}_{k+1} .

2.4 Técnicas de Controle

Quando um sistema físico apresenta uma dinâmica indesejada, podem-se utilizar técnicas de controle para que ele se comporte de forma desejada. Assim, nesta seção são apresentadas a teoria do controle de impedância e uma forma de se projetar um controle adaptativo por modelo de referência.

O controle de impedância surgiu para simplificar a forma como variáveis de fluxo e de esforço eram controladas em braços manipuladores na indústria. Ele também apresentou uma forma interessante de se resolver esses problemas sem a necessidade de se encontrar a equação de cinemática inversa do manipulador.

Por sua vez, o controle adaptativo por modelo de referência é uma técnica em que os parâmetros do controlador se ajustam de forma que o sistema controlado se comporte de acordo com um modelo de referência. Assim, é possível gerar um controle adaptativo com as características de um controle de impedância.

2.4.1 Controle de Impedância

Algumas tarefas realizadas em indústrias são repetitivas e podem ser substituídas por braços manipuladores. Dessas, algumas exigem, além de alta precisão da ponta do manipulador com relação à posição, uma elevada precisão na força aplicada pela extremidade, como, por exemplo, o transporte e posicionamento de janelas em carros.

Esse tipo de controle dessas duas variáveis também se aplica em robótica de reabilitação, como no caso de próteses de membros superiores, em que o usuário, frequentemente tem problemas para realizar tarefas simples como pegar um copo plástico sem esmagá-lo e implimir a força necessária para se abrir frascos de vidro.

Considerando essas tarefas, uma possível abordagem para se controlar essas duas variáveis é utilizando um controle complacente [18]. Este tem como característica a atuação nas duas variáveis de forma independente. Por exemplo, considere a extremidade do manipulador em contato com uma superfície rígida. As variáveis como posição, velocidade e aceleração, atuam na direção tangencial à superfície, enquanto que a força imprimida pelo manipulador na superfície atua na direção normal a ela. Assim controlam-se as variáveis nessas duas direções separadamente.

Pode-se então fazer uma distinção entre as variáveis que atuam nessas duas direções. As primeiras, como estão relacionadas a movimento, são chamadas de variáveis de fluxo, enquanto que as que atuam perpendicularmente ao plano são variáveis de esforço. Para exemplificar, faz-se uma analogia com sistemas elétricos, nos quais a corrente elétrica se encaixa no primeiro tipo, enquanto que a tensão elétrica se enquadra no segundo grupo.

Verifica-se, porém, que, sendo um sistema mecânico ou elétrico, existe uma relação entre as variáveis de fluxo e de esforço. Sabe-se, pela Lei de Ohm que, em sistemas puramente resistivos, a tensão elétrica se relaciona com a corrente por uma resistência elétrica. Em sistemas mecânicos, a relação entre força e deformação de uma mola se dá pela constante elástica da mola.

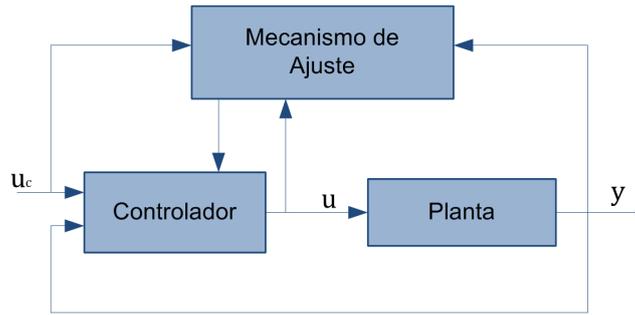


Figura 2.6: Malha de controle de um sistema de controle adaptativo

Considerando essas relações, classificam-se as constantes de proporcionalidade como sendo de admitância, quando a entrada do sistema é uma variável de esforço e a de saída é de fluxo. Caso a entrada seja de fluxo e a saída seja uma variável de esforço, tem-se uma relação de impedância.

Tendo em vista a modelagem de manipuladores, pela cinemática direta é possível encontrar o esforço da extremidade com relação aos ângulos de cada junta. Como a equação de cinemática inversa é complexa de ser encontrada, sendo às vezes inexistente, pois envolve a inversão da matriz jacobiana singular, é interessante trabalhar com a relação de impedância.

Visando o desenvolvimento de um controlador capaz de tratar dessas relações de impedância, foi desenvolvida a teoria de controle de impedância descrita nos trabalhos [19–24].

Resumidamente, essa teoria controla o sistema físico considerando as relações de impedância entre entrada e saída. Como resultado, tem-se um sistema com comportamento semelhante ao de um sistema massa-mola-amortecedor com impedâncias variáveis.

2.4.2 Controle Adaptativo

Na teoria de controle clássico, projeta-se controladores em sistemas de malha fechada por realimentação negativa. Um controlador projetado dessa forma é capaz de controlar sistemas lineares e invariantes no tempo com elevada precisão. Porém, para o caso em que a planta pode variar no tempo, o controlador deve ser calculado para cada estado diferente em que o sistema se encontra. Pode-se fazer isso por meio do chaveamento entre controladores previamente calculados para cada faixa de operação da planta, ou pode-se utilizar um controlador adaptativo, em que os parâmetros se ajustam com o estado do sistema.

Um sistema de controle adaptativo precisa ajustar os parâmetros do controlador em tempo real. Para isso, na malha de controle clássico é inserido um bloco cujas entradas são o sinal de referência, o sinal de controle e a saída da planta. A partir desses dados, ele calcula os novos parâmetros do controlador (saída). Um diagrama é mostrado na Figura 2.6.

Diferentes técnicas podem ser utilizadas para se projetar um sistema de controle adaptativo. Uma descrição mais detalhada dos tipos de controladores e de como projetá-los pode ser encontrada em [25]. Neste trabalho é abordada apenas a técnica de controle adaptativo por modelo de

referência (MRAC).

2.4.2.1 Teoria de Lyapunov

Para se ter um bom entendimento do funcionamento de um sistema de controle adaptativo por modelo de referência, primeiramente deve-se entender a teoria de Lyapunov sobre estabilidade de sistemas variantes no tempo.

Antes de introduzir o teorema da estabilidade de Lyapunov, devem ser feitas algumas definições. De acordo com [25]:

Definição Uma função continuamente diferenciável $V : R^n \rightarrow R$ é dita *positiva definida* em uma região $U \subset R^n$ contendo a origem se

1. $V(0) = 0$;
2. $V(x) > 0$, $x \in U$ e $x \neq 0$.

Uma função é chamada de *positiva semidefinida* se a segunda condição for substituída por $V(x) \geq 0$.

Definição A solução de uma equação diferencial variante no tempo é uniformemente estável se para algum $\varepsilon > 0$ existe um número $\delta(\varepsilon) > 0$, independente de t_0 , tal que

$$|x(t_0)| < \delta \Rightarrow |x(t)| < \varepsilon \quad , \forall t \geq t_0 \geq 0.$$

A solução é *assintoticamente uniformemente estável* se ela é uniformemente estável e existe uma constante $c > 0$, independente de t_0 , tal que $x(t) \rightarrow 0$ com $t \rightarrow \infty$, para todo $|x(t_0)| < c$.

Definição Uma função contínua $\alpha : [0, \alpha) \rightarrow [0, \infty)$ é dita pertencer à *classe K* se ela é estritamente crescente e $\alpha(0) = 0$. Ela é dita pertencer à *classe K_∞* se $\alpha = \infty$ e $\alpha(r) \rightarrow \infty$ com $r \rightarrow \infty$.

Considere um sistema variante no tempo descrito pela equação diferencial 2.50.

$$\frac{dx}{dt} = f(x, t). \tag{2.50}$$

Para garantir que f possui solução para todo $t \geq t_0$, assume-se que f é contínua por partes em t e localmente Lipschitz em x em uma vizinhança de $x(t) = 0$, ou seja,

$$\| f(x) - f(y) \| \leq L \| x - y \| \quad , L > 0.$$

Tem-se, então o teorema da estabilidade de Lyapunov para sistemas variantes no tempo.

Teorema 2.4.1 *Seja $x = 0$ o ponto de equilíbrio da equação 2.50 e $D = \{x \in R^n \mid \|x\| < r\}$. Seja V uma função continuamente diferenciável tal que*

$$\alpha_1(\|x\|) \leq V(x, t) \leq \alpha_2(\|x\|) \\ \frac{dV}{dt} = \frac{\partial V}{\partial t} + \frac{\partial V}{\partial x} f(x, t) \leq -\alpha_3(\|x\|) \quad , \forall t \geq 0,$$

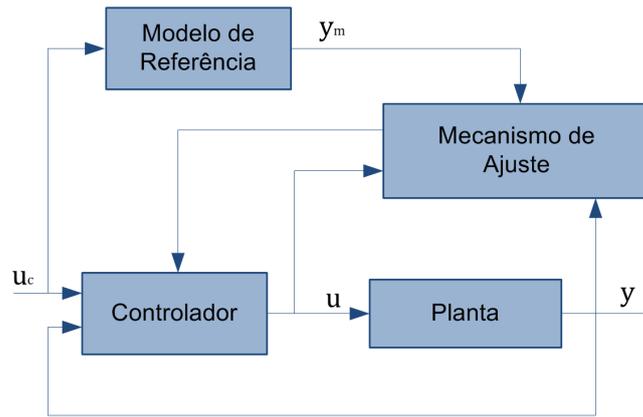


Figura 2.7: Malha de controle de um sistema de controle adaptativo por modelo de referência

onde α_1 , α_2 e α_3 são funções de classe K . Então $x = 0$ é assintoticamente, uniformemente estável.

Quando se utiliza a teoria de Lyapunov para se resolver problemas de controle adaptativo, deve-se encontrar a função V , a qual depende de alguns sinais do sistema, então, para provar a estabilidade de $\frac{dV}{dt}$ deve-se provar que esses sinais são limitados. Para isso pode-se utilizar o teorema a seguir.

Teorema 2.4.2 *Seja $D = \{x \in R^n \mid \|x\| < r\}$ e suponha que $f(x, t)$ é localmente Lipschitz em $D \times [0, \infty)$. Seja V uma função continuamente diferenciável tal que*

$$\alpha_1(\|x\|) \leq V(x, t) \leq \alpha_2(\|x\|) \quad , \forall t \geq 0 \text{ e } \forall x \in D, \\ \frac{dV}{dt} = \frac{\partial V}{\partial t} + \frac{\partial V}{\partial x} f(x, t) \leq -W(x) \leq 0$$

onde α_1 e α_2 são funções de classe K definidas em $[0, r)$ e $W(x)$ é contínua em D . Então tem-se que $\frac{dV}{dt}$ é uniformemente contínua em t . Assim, todas as soluções da equação 2.50 com $\|x(t_0)\| < \alpha_2^{-1}(\alpha_1(r))$ são limitadas e satisfazem $W(x(t)) \rightarrow 0$ com $t \rightarrow \infty$.

2.4.2.2 Controle Adaptativo por Modelo de Referência

Ao se projetar um controlador, escolhem-se os parâmetros de forma que a resposta do sistema final siga as especificações do projeto. Porém para o caso de se ter um controle adaptativo, os parâmetros devem ser adaptados, preferencialmente, de acordo com alguma referência.

Considere um sistema físico a ser controlado, pois apresenta uma resposta dinâmica não desejada. Neste caso pode-se especificar a referência do controle adaptativo por um modelo dinâmico com a resposta desejada. Neste caso, utiliza-se um controle adaptativo por modelo de referência. Um esquemático desse tipo de controle pode ser visto na Figura 2.7.

Verifica-se que o sinal de referência é utilizado para atualizar o estado do sistema controlador-planta e do modelo de referência. Verifica-se, porém, que, ao contrário da Figura 2.6, o bloco de ajuste de parâmetros não é mais atualizado pela entrada de referência, mas sim pelas saídas dos da

planta e do modelo de referência. Essa característica será importante para encontrar as equações de adaptação dos parâmetros.

O exemplo a seguir (adaptado de [25]) mostra como ajustar esses parâmetros. Considere um sistema linear descrito pela seguinte equação diferencial:

$$\frac{dy}{dt} = -ay + bu,$$

cujo modelo de referência é dado por

$$\frac{dy_m}{dt} = -a_m y_m + b_m u_c, \quad a_m > 0.$$

O sinal de controle depende do sinal de referência e da saída da planta.

$$u = \theta_1 u_c - \theta_2 y,$$

em que θ_1 e θ_2 são os parâmetros a serem ajustados. Define-se então, o erro utilizado pelo bloco de ajuste dos parâmetros como sendo

$$e = y - y_m.$$

Esse erro representa o quanto a dinâmica do sistema físico difere da do modelo de referência. Assim, é desejado que esse erro seja minimizado. Para isso é natural derivá-lo com relação ao tempo.

$$\begin{aligned} \frac{de}{dt} &= \frac{dy}{dt} - \frac{dy_m}{dt} \\ &= -a_m e - (b\theta_2 + a - a_m)y + (b\theta_1 - b_m)u_c. \end{aligned}$$

Para utilizar o teorema de Lyapunov, deve-se encontrar uma função V para se deduzir as equações de atualização dos parâmetros θ_1 e θ_2 . Essa função deve, então ter sua derivada temporal negativa definida ou negativa semidefinida. Assim, pode-se supor V da seguinte forma, com $b\gamma > 0$:

$$V(e, \theta_1, \theta_2) = \frac{1}{2} \left(e^2 + \frac{1}{b\gamma} (b\theta_2 + a - a_m)^2 + \frac{1}{b\gamma} (b\theta_1 - b_m)^2 \right).$$

Assim, a derivada temporal de V é da forma:

$$\begin{aligned} \frac{dV}{dt} &= e \frac{de}{dt} + \frac{1}{\gamma} (b\theta_2 + a - a_m) \frac{d\theta_2}{dt} + \frac{1}{\gamma} (b\theta_1 - b_m) \frac{d\theta_1}{dt} - \\ &= -a_m e^2 + \frac{1}{\gamma} (b\theta_2 + a - a_m) \left(\frac{d\theta_2}{dt} - \gamma y e \right) + \\ &\quad + \frac{1}{\gamma} (b\theta_1 - b_m) \left(\frac{d\theta_1}{dt} - \gamma u_c e \right) \end{aligned}$$

Assim, pode-se definir a evolução dos parâmetros como sendo:

$$\frac{d\theta_1}{dt} = -\gamma u_c e;$$

$$\frac{d\theta_2}{dt} = \gamma y e.$$

Assim, temos que

$$\frac{dV}{dt} = -a_m e^2,$$

o que é negativo semidefinido, mas não negativo definido. Assim, temos que as entradas e , θ_1 e θ_2 são limitadas, o que implica em a saída $y = e + y_m$ ser limitada. Calculando a derivada de segunda ordem de V tem-se

$$\frac{d^2V}{dt^2} = -2a_m e \frac{de}{dt} = -2a_m e (-a_m e - (b\theta_2 + a - a_m)y + (b\theta_1 - b_m)u_c).$$

Pelo Teorema 2.4.2, como u_c , e e y são limitadas, V também é. Então $\frac{dV}{dt}$ é uniformemente contínua e o erro e convergirá para zero. Isso, contudo, não garante que os parâmetros θ_1 e θ_2 convergirão para seus valores corretos, para isso é necessário que excitação do sistema seja persistente.

Essa teoria de sistemas de controle adaptativo por modelo de referência aplica-se muito bem para sistemas lineares do tipo SISO que podem ser variantes no tempo. Para o caso de sistemas MIMO, [25] mostra que a demonstração anterior facilmente pode ser expandida para esse tipo de sistema, considerando equações lineares.

Capítulo 3

Desenvolvimento

3.1 Introdução

Para o projeto do controlador seguiram-se três etapas bem definidas: a modelagem do sistema, a identificação dos parâmetros do modelo e o desenvolvimento e implementação do controlador.

Na etapa de modelagem do sistema, foram feitas duas modelagens. A primeira modelagem, mais simples, foi obtida à partir da análise direta e simplificada das forças e torques que agem sobre a prótese. Já a segunda, muito mais complexa, foi obtida a partir de uma análise mais detalhada, utilizando as convenções Denavit-Hartenberg.

Para a etapa de identificação dos parâmetros do modelo, foram feitas várias coletas de dados, exigindo o estabelecimento de um protocolo adequado e organização correta dos dados. Alguns dados de entrada e saída coletados foram utilizados para identificação, enquanto outros foram separados para validação do modelo. Uma identificação preliminar foi feita a fim de validar as modelagens e escolher a mais adequada. A modelagem por Denavit-Hartenberg foi descartada, pois o modelo simplificado, o qual é um caso especial, já se apresentou satisfatório e as vantagens do primeiro não foram tão significativas, além de acrescentar muito ruído ao sistema. Em seguida, para a identificação em si, foi necessário manipular as equações, discretizá-las, e isolar o termo de interesse, no caso, a posição angular das juntas. Fez-se então a identificação do joelho, utilizando o método dos mínimos quadrados. Neste estágio, porém, foi verificada a existência de um nível elevado de atrito estático no motor do joelho, que o impedia de responder adequadamente às entradas. Uma nova identificação com sinais de entrada mais amplos, evitando o atrito, forneceu um resultado melhor e com sinais compatíveis com o modelo (o que indica um sentido físico mínimo para a identificação obtida). Resultados aceitáveis e com algum sentido físico também foram obtidos com as identificações dos modelos das juntas sagital e frontal do tornozelo.

Na etapa de controle, o controlador foi desenvolvido, simulado e implementado. O projeto do controlador MRAC do joelho foi feito utilizando como referência um modelo massa-mola-amortecedor. A partir do Teorema de Estabilidade de Lyapunov, foram determinadas as regras de atualização dos parâmetros do controlador, assegurando seu comportamento adaptativo. Também na etapa do projeto do controlador, foi feito um modelo para estimação do torque externo aplicado,

necessário para o comportamento proposto. Projetos similares foram feitos para as juntas sagital e frontal do tornozelo, a partir dos respectivos modelos. Em seguida, para validação da teoria, foi feita a simulação de cada um dos projetos desenvolvidos, obtendo resultados excelentes. Por fim, fez-se a implementação e testes do controlador na prótese real, obtendo-se resultados satisfatórios. Dentre os resultados, foram observados o controle da posição próximo ao sinal de referência e o comportamento similar ao de uma mola quando perturbado por torques externos.

Durante a realização do trabalho, apareceram várias dificuldades quanto às condições da prótese. Algumas puderam ser resolvidas ou amenizadas, outras, porém, só poderão ser corrigidas com a reconstrução do protótipo. Dentre essas dificuldades estão os atritos no motor do joelho, como já comentado, a excentricidade na caixa de redução do joelho, falhas nas caixas de redução dos tornozelos, folga entre os eixos do motor e acoplamentos e mal contato nas placas de circuitos eletrônicos.

3.2 Modelagem

Este trabalho tem como objetivo principal o controle das juntas da prótese de perna do laboratório LARA. Para isso, é necessário criar um modelo da dinâmica do processo. Foram adotadas duas abordagens para a modelagens, sendo a primeira uma versão simplificada, utilizando a análise da *Segunda Lei de Newton*, e a segunda uma análise de robótica de manipuladores.

Nas modelagens que se seguem, o ângulo θ_1 deve ser medido com relação ao eixo da gravidade. Como o fêmur está fixo na posição vertical, utilizou-se as medidas do potenciômetro da junta do joelho para esse ângulo.

3.2.1 Modelo Simplificado

Para esta modelagem, considere as Figuras 3.1(a), 3.1(b), 3.1(c) e 3.1(d), as quais representam as forças, os torque e as medidas da prótese. Como o sistema é formado por três juntas, são elaborados três modelos distintos para cada junta, sendo as três juntas consideradas: joelho (junta 1), tornozelo sagital (junta 2) e tornozelo frontal (junta 3).

A seguinte nomenclatura é utilizada para as medidas mostradas nas figuras 3.1(a), 3.1(b), 3.1(c) e 3.1(d):

l_1 - comprimento da Tíbia;

l_2 - comprimento do elo entre os eixos do tornozelo;

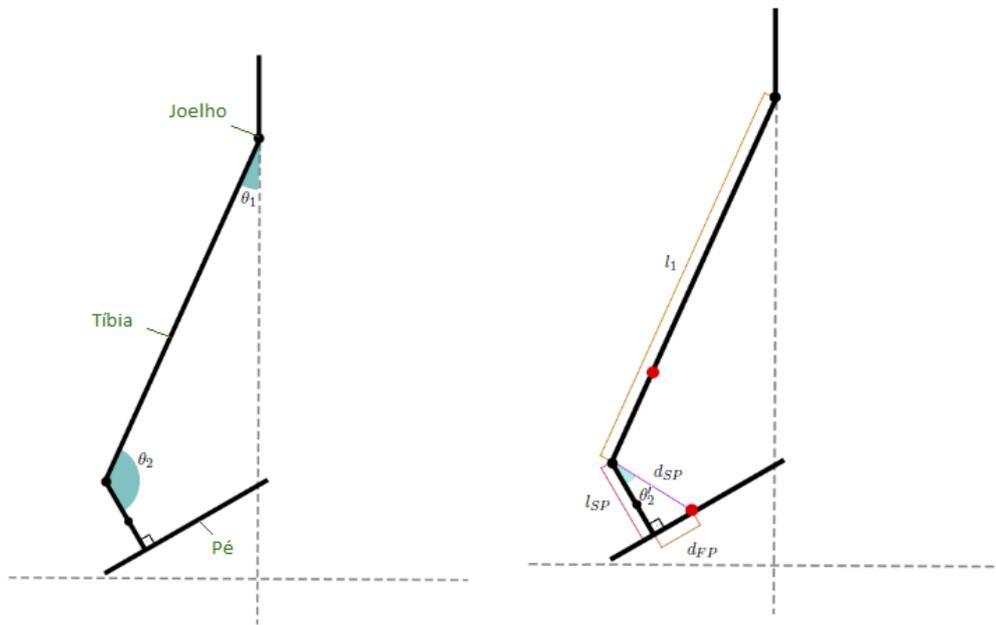
l_3 - comprimento do elo entre o eixo frontal do tornozelo e o pé;

l_{JT} - distância entre o joelho e o centro de massa da Tíbia;

l_{JP} - distância, ao longo do eixo da tíbia, entre o joelho e o centro de massa do pé;

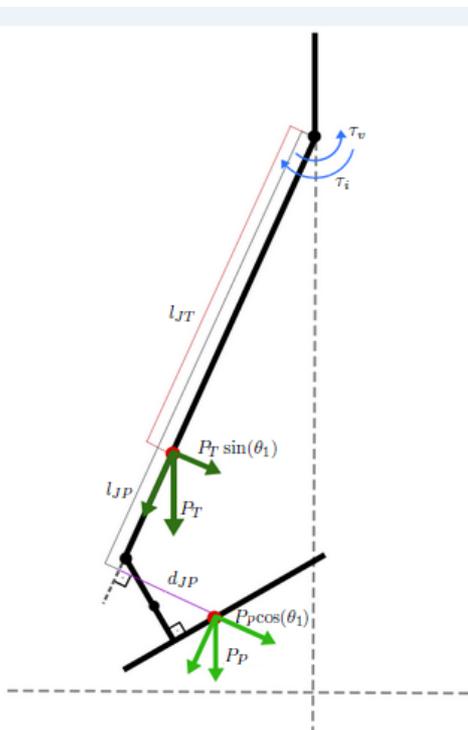
d_{JP} - distância, perpendicular ao eixo da tíbia, entre o joelho e o centro de massa do pé;

l_{SP} - distância entre a junta sagital do tornozelo e o centro de massa do pé, ao longo do eixo do

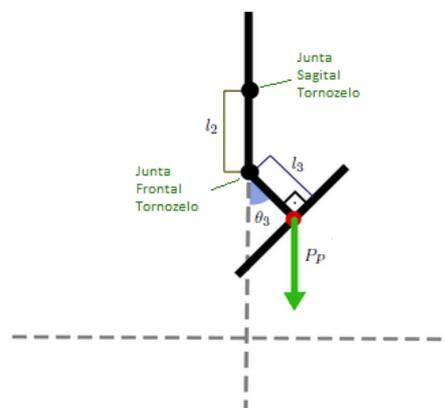


(a) Visão Sagital - Ângulos.

(b) Visão Sagital.



(c) Visão Sagital - Torques e forças.



(d) Visão Frontal.

Figura 3.1: Desenho da prótese para modelagem analítica.

primeiro elo do tornozelo;

d_{SP} - distância entre a junta sagital do tornozelo e o centro de massa do pé;

d_{FP} - distância entre a junta frontal do tornozelo e o centro de massa do pé, perpendicular ao eixo do segundo elo do tornozelo.

3.2.1.1 Modelo Simplificado - Joelho

Para esta modelagem, considere o somatório dos torques que atuam na junta do joelho. A partir da *Segunda Lei de Newton* é possível chegar à Equação 3.1.

$$T = \tau_i - \tau_v - \tau_{P_T} - \tau_{P_P} + \tau_D, \quad (3.1)$$

em que T é o torque resultante, τ_i é o gerado pelo motor, τ_v é devido ao atrito viscoso da junta, τ_{P_T} é devido ao peso da tíbia, τ_{P_P} , ao peso do pé e τ_D são os torques externos não modelados.

Assim, o torque resultante pode ser definido pelo produto do momento de inércia da prótese pela aceleração angular da junta, o gerado pelo motor, como sendo o produto da constante do motor pela corrente, o do atrito é o produto do coeficiente de atrito viscoso pela velocidade e os torque dos pesos são calculados pela força multiplicada pelo braço de momento. Desta forma, substituindo-se essas formas de cálculo na Equação 3.1, encontra-se a Equação 3.2

$$J\ddot{\theta}_1 = K_a \dot{i}_a - b\dot{\theta}_1 - P_T l_{JT} \sin(\theta_1) - P_P l_{JP} \sin(\theta_1) + P_P d_{JP} \cos(\theta_1) + \tau_D. \quad (3.2)$$

Os valores de d_{JP} , l_{JP} , foram, então, calculados de forma analítica.

$$\begin{aligned} l_{SP} &= l_3 \cos(\theta_3) + l_2, \\ d_{SP} &= \sqrt{l_{SP}^2 + d_{FP}^2}, \\ \theta'_2 &= \tan^{-1} \left(\frac{d_{FP}}{l_{SP}} \right), \\ l_{JP} &= l_1 - d_{SP} \cos(\theta_2 - \theta'_2), \\ d_{JP} &= d_{SP} \sin(\theta_2 - \theta'_2). \end{aligned}$$

É importante verificar que o torque devido ao peso do pé tem influência das posições das juntas sagital e frontal do tornozelo. Assim, o modelo pode ser descrito pela Equação 3.3.

$$J\ddot{\theta}_1 = K_a \dot{i}_a - b\dot{\theta}_1 - (P_T l_{JT} + P_P l_1) \sin(\theta_1) + P_P \alpha \sin(\theta_1) + P_P \beta \cos(\theta_1) + \tau_D, \quad (3.3)$$

em que α e β são calculados por

$$\alpha = \cos \left(\theta_2 - \arctan \left(\frac{d_{FP}}{(l_3 \cos(\theta_3) + l_2)} \right) \right) \sqrt{d_{FP}^2 + (l_3 \cos(\theta_3) + l_2)^2}.$$

e

$$\beta = \sin \left(\theta_2 - \arctan \left(\frac{d_{FP}}{(l_3 \cos(\theta_3) + l_2)} \right) \right) \sqrt{d_{FP}^2 + (l_3 \cos(\theta_3) + l_2)^2}$$

sendo d_{FP} , l_3 , l_2 contantes conhecidas e previamente medidas. Por sua vez, θ_2 e θ_3 são entradas do sistema, a serem medidas em tempo real.

3.2.1.2 Modelo Simplificado - Tornozelo Sagital

De forma semelhante ao que foi feito para a junta do joelho, faz-se para a junta sagital do tornozelo. Verificam-se quais os torques que atuam na junta e se utiliza a *Segunda Lei de Newton* para chegar à Equação 3.4.

$$T = \tau_i - \tau_v - \tau_{PP} + \tau_D. \quad (3.4)$$

Substituindo-se os valores dos torque, chega-se à Equação 3.5.

$$J\ddot{\theta}_2 = K_a i_a - b\dot{\theta}_2 + P_P(l_2 + l_3 \cos(\theta_3)) \sin(\theta_1 + \theta_2) - P_P d_{FP} \cos(\theta_1 + \theta_2) + \tau_D. \quad (3.5)$$

É importante reparar que neste modelo o torque devido ao peso varia com $(\theta_1 + \theta_2)$. Isto acontece devido ao fato de que a posição do joelho influencia na posição da junta sagital em relação ao eixo da gravidade e, por consequência, no torque em questão.

3.2.1.3 Modelo Simplificado - Tornozelo Frontal

Da mesma forma que foi feito para a junta sagital do tornozelo, pela *Segunda Lei de Newton* chega-se à Equação 3.6.

$$T = \tau_i - \tau_v - \tau_{PP} + \tau_D. \quad (3.6)$$

Em seguida, substituindo-se os torques pelos seus respectivos valores chega-se à Equação 3.7, a qual representa o modelo da junta frontal do tornozelo.

$$J\ddot{\theta}_3 = K_a i_a - b\dot{\theta}_3 + P_P \cos(\theta_1 + \theta_2) l_3 \sin(\theta_3) + \tau_D. \quad (3.7)$$

É importante ressaltar que, para o torque devido ao peso, considera-se apenas a componente normal à sola do pé, a qual depende dos ângulos θ_1 e θ_2 .

3.2.2 Modelo Completo

Para a segunda modelagem da perna, mais detalhada, utilizou-se a técnica de modelagem para manipuladores. Para essa modelagem, também foi considerado o fêmur parado na vertical. Nesse modelo, as forças externas foram desprezadas.

Comparando a prótese com um manipulador, verifica-se que ela é formada por 3 juntas rotacionais e 3 elos, os quais foram numerados e nomeados da seguinte forma:

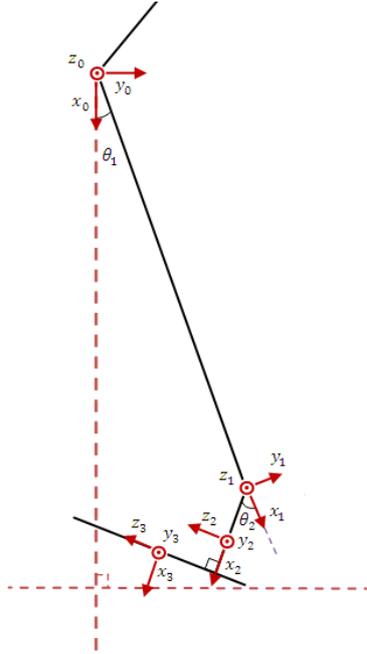


Figura 3.2: Diagrama de corpo livre da prótese - Plano Frontal.

Junta 0: “Joelho”; Elo 1: “Tíbia”; Junta 1: Junta sagital do tornozelo; Elo 2: “Tornozelo” (elo entre as juntas do tornozelo); Junta 2: Junta fronta do tornozelo; Elo 3: “Pé” (restante do tornozelo e pé).

Tendo nomeadas as juntas e os elos, foi possível fixar um sistema de coordenadas para cada junta da perna, de acordo com a figura 3.2. Assim, foi possível construir a tabela dos parâmetros das juntas (Tabela 3.1) de acordo com a convenção DH.

Tabela 3.1: *Parâmetros dos elos da prótese*

<i>Elo</i>	<i>Var</i>	θ	α	d	l
1	θ_1	θ_1	0	0	l_1
2	θ_2	θ_2	90°	0	l_2
3	θ_3	θ_3	0	d_2	l_3

Tendo a definida a tabela, é possível calcular as matrizes de transformação do sistema global de coordenadas (zero) até os demais sistemas (um e dois).

$${}^0T_1 = \begin{bmatrix} \cos(\theta_1) & -\sin(\theta_1) & 0 & l_1 \cos(\theta_1) \\ \sin(\theta_1) & \cos(\theta_1) & 0 & l_1 \sin(\theta_1) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}; \quad (3.8)$$

$${}^0T_2 = \begin{bmatrix} \cos(\theta_1 + \theta_2) & 0 & \sin(\theta_1 + \theta_2) & l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + l_1 \cos(\theta_1) \\ \sin(\theta_1 + \theta_2) & 0 & -\cos(\theta_1 + \theta_2) & l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + l_1 \sin(\theta_1) \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (3.9)$$

Com as transformações definidas, pode-se iniciar a análise dinâmica do sistema. Para o cálculo das forças e dos torques, é necessário, primeiramente, calcular as velocidades e acelerações de cada elo em relação ao sistema global de coordenadas, por meio das matrizes de transformação direta.

$${}^0V_{0,1} = \begin{bmatrix} -\frac{l_1}{2} \sin(\theta_1) \\ \frac{l_1}{2} \cos(\theta_1) \\ 0 \end{bmatrix} \dot{\theta}_1; \quad (3.10)$$

$${}^0V_{1,2} = \begin{bmatrix} -\frac{l_2}{2} \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ \frac{l_2}{2} \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 \end{bmatrix} \dot{\theta}_2; \quad (3.11)$$

$${}^0V_{2,3} = \begin{bmatrix} -\frac{l_3}{2} \sin(\theta_3) \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ -\frac{l_3}{2} \sin(\theta_3) \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ \frac{l_3}{2} \cos(\theta_3) \end{bmatrix} \dot{\theta}_3; \quad (3.12)$$

$${}^0a_1 = \begin{bmatrix} -\frac{l_1}{2} \sin(\theta_1) \\ \frac{l_1}{2} \cos(\theta_1) \\ 0 \end{bmatrix} \ddot{\theta}_1 - \begin{bmatrix} \frac{l_1}{2} \cos(\theta_1) \\ \frac{l_1}{2} \sin(\theta_1) \\ 0 \end{bmatrix} \dot{\theta}_1^2. \quad (3.13)$$

$${}^0a_2 = \begin{bmatrix} -\frac{3l_1}{2} \sin(\theta_1) \\ \frac{3l_1}{2} \cos(\theta_1) \\ 0 \end{bmatrix} \ddot{\theta}_1 - \begin{bmatrix} \frac{3l_1}{2} \cos(\theta_1) \\ \frac{3l_1}{2} \sin(\theta_1) \\ 0 \end{bmatrix} \dot{\theta}_1^2 + \begin{bmatrix} l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 \end{bmatrix} \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + \begin{bmatrix} -\frac{l_2}{2} \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ \frac{l_2}{2} \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 \end{bmatrix} \ddot{\theta}_2 - \begin{bmatrix} \frac{l_2}{2} \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ \frac{l_2}{2} \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 \end{bmatrix} \dot{\theta}_2^2; \quad (3.14)$$

$${}^0a_3 = \begin{bmatrix} -\frac{3l_1}{2} \sin(\theta_1) \\ \frac{3l_1}{2} \cos(\theta_1) \\ 0 \end{bmatrix} \ddot{\theta}_1 - \begin{bmatrix} \frac{3l_1}{2} \cos(\theta_1) \\ \frac{3l_1}{2} \sin(\theta_1) \\ 0 \end{bmatrix} \dot{\theta}_1^2 + \begin{bmatrix} l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 \end{bmatrix} \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + \begin{bmatrix} -\frac{3l_2}{2} \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ \frac{3l_2}{2} \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 \end{bmatrix} \ddot{\theta}_2 - \begin{bmatrix} \frac{3l_2}{2} \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ \frac{3l_2}{2} \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 \end{bmatrix} \dot{\theta}_2^2 - \begin{bmatrix} l_3 \sin(\theta_3) \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ l_3 \sin(\theta_3) \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 \end{bmatrix} \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_3 + \begin{bmatrix} -\frac{l_3}{2} \sin(\theta_3) \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ \frac{l_3}{2} \sin(\theta_3) \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 \end{bmatrix} \ddot{\theta}_3 - \begin{bmatrix} \frac{l_3}{2} \cos(\theta_3) \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ \frac{l_3}{2} \cos(\theta_3) \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ \frac{l_3}{2} \sin(\theta_3) \end{bmatrix} \dot{\theta}_3^2. \quad (3.15)$$

Por fim, é possível equacionar as forças e os torques de cada elo, a partir da extremidade do manipulador, no caso da prótese, o pé.

3.2.2.1 Modelagem do Pé

Para se obter o modelo dinâmico da prótese, deve-se iniciar os cálculos pela extremidade do manipulador, ou seja, pelo pé da prótese. Assim, a Figura 3.3 mostra as forças atuantes neste elo.

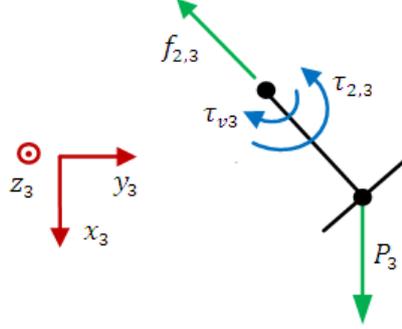


Figura 3.3: Modelagem do Pé.

$$F_3 = P_3 - f_{2,3}; \quad (3.16)$$

$$f_{2,3} = m_3g - m_3a_3; \quad (3.17)$$

$$\tau_3 = \tau_{2,3} - \tau_{v_3} - \tau_{P_3}; \quad (3.18)$$

$$\begin{aligned} \tau_{2,3} = & \begin{bmatrix} -I_{zx3} \cos(\theta_1 + \theta_2) + I_{zz3} \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ -I_{zx3} \sin(\theta_1 + \theta_2) - I_{zz3} \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ -I_{zy3} \end{bmatrix} \ddot{\theta}_3 + \begin{bmatrix} I_{zy3} \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ I_{zy3} \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ -I_{zx3} \end{bmatrix} \dot{\theta}_3^2 + \\ & + B_3 \begin{bmatrix} \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ -\cos(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 \end{bmatrix} \dot{\theta}_3 + \begin{bmatrix} 0 \\ m_3gL_3 \sin(\theta_3) \\ m_3gL_3 \cos(\theta_3) \sin(\theta_1 + \theta_2) \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (3.19)$$

3.2.2.2 Modelagem do Tornozelo

Prosseguindo com a obtenção do modelo dinâmico da prótese passamos aos cálculos para o elo do tornozelo como pode ser visto no diagrama de corpo livre da figura 3.4 a seguir:

$$F_2 = P_2 + f_{2,3} - f_{1,2}; \quad (3.20)$$

$$f_{1,2} = P_2 + f_{2,3} - m_2a_2; \quad (3.21)$$

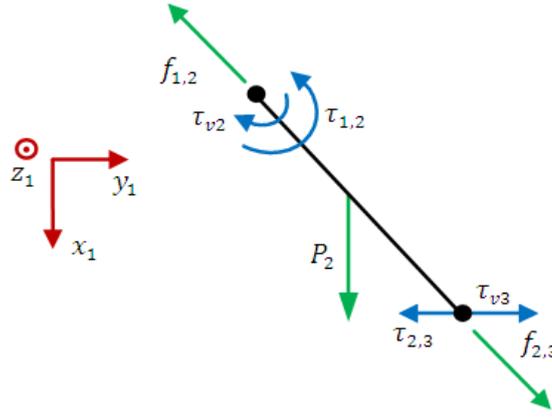


Figura 3.4: Modelagem do Tornozelo.

$$\tau_2 = \tau_{1,2} - \tau_{v2} - \tau_{2,3} + \tau_{v3} - \tau_{f_{2,3}} - \tau_{P_2} \quad (3.22)$$

;

$$\begin{aligned} \tau_{1,2} = & \begin{bmatrix} -I_{zx2} \cos(\theta_1) + I_{zy2} \sin(\theta_1) \\ -I_{zx2} \sin(\theta_1) - I_{zy2} \cos(\theta_1) \\ I_{zz2} \end{bmatrix} \ddot{\theta}_2 + \begin{bmatrix} -I_{zy2} \cos(\theta_1) + I_{zx2} \sin(\theta_1) \\ I_{zy2} \sin(\theta_1) - I_{zx2} \cos(\theta_1) \\ 0 \end{bmatrix} \dot{\theta}_2^2 + \\ & + B_2 \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} - B_3 \begin{bmatrix} \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ -\cos(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 \end{bmatrix} \dot{\theta}_3 + \begin{bmatrix} L_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ L_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 \end{bmatrix} \times f_{2,3} + \tau_{2,3} \end{aligned} \quad (3.23)$$

3.2.2.3 Modelagem da Tíbia

Por fim, passamos aos cálculos para o elo da tíbia mostrada na figura 3.5 a seguir:

$$F_1 = P_1 + f_{1,2} - f_{0,1}; \quad (3.24)$$

$$f_{0,1} = m_1 g - m_1 a_1 + f_{1,2}; \quad (3.25)$$

$$\tau_1 = \tau_{0,1} - \tau_{v1} - \tau_{1,2} + \tau_{v2} - \tau_{P_1} - \tau_{f_{1,2}}; \quad (3.26)$$

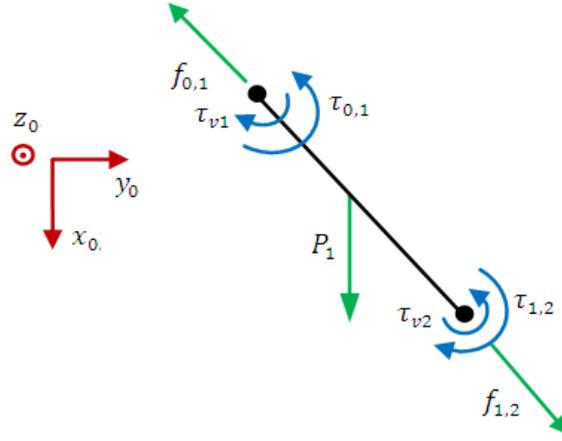


Figura 3.5: Modelagem da Tíbia.

$$\begin{aligned}
 \tau_{0,1} = & \begin{bmatrix} -I_{zx1} \\ -I_{zy1} \\ I_{zz1} \end{bmatrix} \ddot{\theta}_1 + \begin{bmatrix} I_{zy1} \\ -I_{zx1} \\ 0 \end{bmatrix} \dot{\theta}_1^2 + B1 \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 \end{bmatrix} - \\
 & -B_2 \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ m_1 g L_{\frac{1}{2}} \sin \theta_1 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} L_1 \cos(\theta_1) \\ L_1 \sin(\theta_1) \\ 0 \end{bmatrix} \times f_{1,2} + \tau_{1,2}
 \end{aligned} \quad (3.27)$$

3.3 Identificação

Nesta seção serão mostrados os procedimentos e resultados da identificação do modelo obtido na seção anterior. Serão feitas a escolha do modelo a ser utilizado e a manipulação desta para o processo de identificação. Em seguida, serão mostrados os resultados obtidos com a identificação, além dos procedimentos adotados para a coleta de dados. Entre os resultados de identificação, será mostrado um estudo feito para a identificação do joelho na tentativa de se obter melhores resultados, antes da observação do alto nível de atrito do motor desta junta. Depois que este problema foi observado, no entanto, foram obtidos resultados satisfatórios para o modelo da junta do joelho. Resultados razoavelmente bons também foram obtidos para as juntas do tornozelo.

É importante notar o vetor de parâmetros a ser estimado, chamado de $\hat{\theta}$ na revisão bibliográfica, será referenciado como λ , cujos termos são λ_i , para evitar confusões com as entradas θ , referentes às posições angulares das juntas. O vetor de regressores, por sua vez, será referenciado por ψ , de acordo com na seção 2.3.2, da revisão bibliográfica.

O filtro de Kalman, utilizado para tratar os dados antes da identificação, não está na sua forma de “estimador ótimo”, pois não utiliza o modelo do processo como matriz de estados do sistema

(Φ) , e sim um modelo obtido a partir das velocidades e acelerações estimadas:

$$\Phi = \begin{bmatrix} 1 & T_s & \frac{T_s^2}{2} \\ 0 & 1 & T_s \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad (3.28)$$

sendo T_s o período de amostragem.

Já o filtro passa-baixas discreto, também utilizado para a filtragem dos dados antes de algumas identificações, foi utilizado de acordo com a seguinte equação:

$$y(i) = y(i-1) \cdot (\tau/(\tau + T_s)) + x(i) \cdot (T_s/(\tau + T_s)), \quad (3.29)$$

em que i indica a iteração e τ é a constante de tempo.

3.3.1 Escolha do Modelo

3.3.1.1 Comparação entre os modelos

A partir da modelagem simplificada (seção 3.2.1) e da modelagem detalhada (seção 3.2.2), foram obtidos os seguintes modelos para o joelho, que relacionam os ângulos das juntas (θ_1 , θ_2 e θ_3) com a corrente de entrada do motor (i_1).

Modelo simplificado:

$$i_a = \lambda_1 \ddot{\theta}_1 + \lambda_2 \dot{\theta}_1 + \lambda_3 \sin(\theta_1) - \lambda_4 \alpha \sin(\theta_1) - \lambda_5 \beta \cos(\theta_1) + \lambda_6 \tau_D, \quad (3.30)$$

com α e β dados por

$$\alpha = \cos \left(\theta_2 - \arctan \left(\frac{d_{FP}}{l_3 \cos(\theta_3) + l_2} \right) \right) \sqrt{d_{FP}^2 + (l_3 \cos(\theta_3) + l_2)^2}$$

e

$$\beta = \sin \left(\theta_2 - \arctan \left(\frac{d_{FP}}{l_3 \cos(\theta_3) + l_2} \right) \right) \sqrt{d_{FP}^2 + (l_3 \cos(\theta_3) + l_2)^2}.$$

Modelo completo:

$$\begin{aligned} i_a = & \lambda_1 \dot{\theta}_1 + \lambda_2 \ddot{\theta}_3 + \lambda_3 \ddot{\theta}_1 + \lambda_4 \ddot{\theta}_2 + \lambda_5 \dot{\theta}_3^2 + \lambda_6 \sin(\theta_1 + \theta_2 - \theta_3) + \lambda_7 \ddot{\theta}_1 \cos(2\theta_1) \\ & + \lambda_8 \sin(\theta_1 + \theta_2) + \lambda_9 \cos(\theta_1 + \theta_2) + \lambda_{10} \sin(2\theta_1 + \theta_2 - \theta_3) + \lambda_{11} \sin(2\theta_1 + 2\theta_2 + \theta_3) \\ & + \lambda_{12} \ddot{\theta}_2 \cos(2\theta_1 + 2\theta_2) + \lambda_{13} \sin(\theta_1) + \lambda_{14} \dot{\theta}_1^2 \sin(2\theta_1) + \lambda_{15} \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ & + \lambda_{16} \sin(2\theta_1 + 2\theta_2 - \theta_3) + \lambda_{17} \dot{\theta}_2^2 \sin(2\theta_1 + 2\theta_2) + \lambda_{18} \sin(2\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ & + \lambda_{19} \dot{\theta}_2^2 \sin(2\theta_1 + \theta_2) + \lambda_{20} \dot{\theta}_1^2 \sin(2\theta_1 + \theta_2) + \lambda_{21} \ddot{\theta}_3 \cos(\theta_2 + \theta_3) \\ & + \lambda_{22} \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \sin(2\theta_1 + 2\theta_2) + \lambda_{23} \ddot{\theta}_2 \cos(2\theta_1 + \theta_2) + \lambda_{24} \ddot{\theta}_1 \cos(2\theta_1 + \theta_2) \\ & + \lambda_{25} \ddot{\theta}_3 \cos(\theta_2 - \theta_3) + \lambda_{26} \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_3 \sin(2\theta_1 + \theta_2 - \theta_3) + \lambda_{27} \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_3 \sin(2\theta_1 + 2\theta_2 + \theta_3) \\ & + \lambda_{28} \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \sin(2\theta_1 + \theta_2) + \lambda_{29} \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_3 \sin(2\theta_1 + 2\theta_2 - \theta_3) + \lambda_{30} \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_3 \sin(2\theta_1 + \theta_2 + \theta_3). \end{aligned} \quad (3.31)$$

O segundo modelo, referente ao modelo completo, foi obtido a partir da equação de torques 3.26, da seção 3.2.2. Todas as equações, de 3.8 a 3.27, foram transcritas para o *software Matlab*, utilizando a *toolbox* de variáveis simbólicas. Essas equações foram calculadas pelo programa, isolando o termo i_a . Em seguida, a equação foi simplificada com a utilização do comando *simplify*, obtendo-se a equação 3.31. Essa última simplificação explica a presença de termos que não apareciam nas equações da seção 3.2.2, como $\sin(2\theta_1 + \theta_2 - \theta_3)$ e $\dot{\theta}_2^2 \sin(2\theta_1 + 2\theta_2)$.

Esse segundo modelo, como pode ser visto nas equações acima, parece ser muito mais completo, pois tem muitos termos a mais. Contudo, é importante lembrar que qualquer um dos modelos, não importa o quão abrangente pareça, é apenas uma representação do processo e, portanto, não deve considerar detalhes que não sejam realmente significativos. Sendo assim, esse segundo modelo, também muito mais complexo, pode não apresentar tanta vantagem em comparação ao modelo mais simples, se o aumento na complexidade não aumentar também a fidelidade da representação em relação ao processo.

Apenas com o intuito de comparar o desempenho dos modelos, fez-se uma identificação preliminar utilizando as Equações 3.30 e 3.31. Como mostrado nessas equações, ambos os modelos foram expandidos de forma a se obter como saída a corrente do motor e como entradas, todos os termos dependentes dos ângulos das juntas e suas derivadas. Para essa identificação preliminar, as equações foram assim utilizada (com i_a isolado), para possibilitar uma comparação mais rápida, ainda que não tão representativa, entre os modelos. Isso porque isolar o termo θ_1 da equação do modelo 2 (modelo detalhado) seria muito trabalhoso, sendo justificado apenas se essa identificação preliminar mostrasse diferenças muito grandes entre os dois modelos.

A identificação foi feita em batelada (de uma só vez), utilizando o método dos mínimos quadrados. O resultado da validação é mostrado nas Figuras 3.6 e 3.7. Nessas figuras, vê-se claramente que o sinal de corrente obtido com a validação do modelo simplificado (em azul) está bem próximo do modelo detalhado (em verde), o que sugere que os termos mais significativos para a representação considerada estão presentes nos dois modelos. Mais que isso, as figuras também mostram considerável ruído no sinal do modelo 2, possivelmente proveniente da complexidade desse modelo. Além do ruído e do custo computacional superior, a complexidade apresentada pelo modelo 2 dificultaria muito a manipulação da equação e aumentaria a probabilidade de erro humano, como, inclusive, pode ter ocorrido durante o processo de transcrição para o computador. Portanto, como o modelo 2 é muito mais complexo e não apresenta vantagem aparente sobre o modelo mais simples, este último foi escolhido como modelo final para a dinâmica do sistema da junta do joelho. Para as juntas do tornozelo espera-se que o mesmo ocorra e, portanto, também será adotado o modelo simplificado.

3.3.1.2 Manipulação do Modelo escolhido

As identificações preliminares da seção anterior foram feitas considerando i_1 como saída e os termos dependentes de θ_1 , θ_2 e θ_3 como entradas. Apesar de obviamente representar a relação entre as variáveis e possibilitar a comparação entre os modelos, esse não é o modelo mais adequado para expressar a dinâmica do processo, pois em malha aberta o ângulo θ_1 depende da corrente i_1 ,

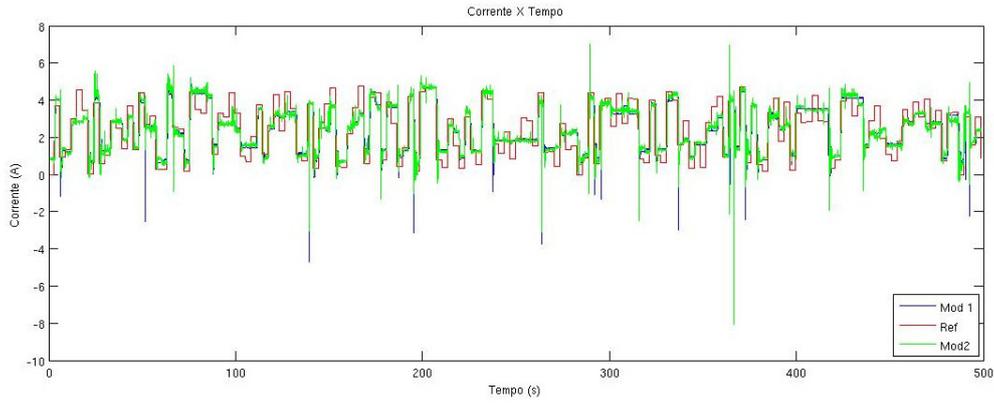


Figura 3.6: Identificação preliminar dos modelos obtidos

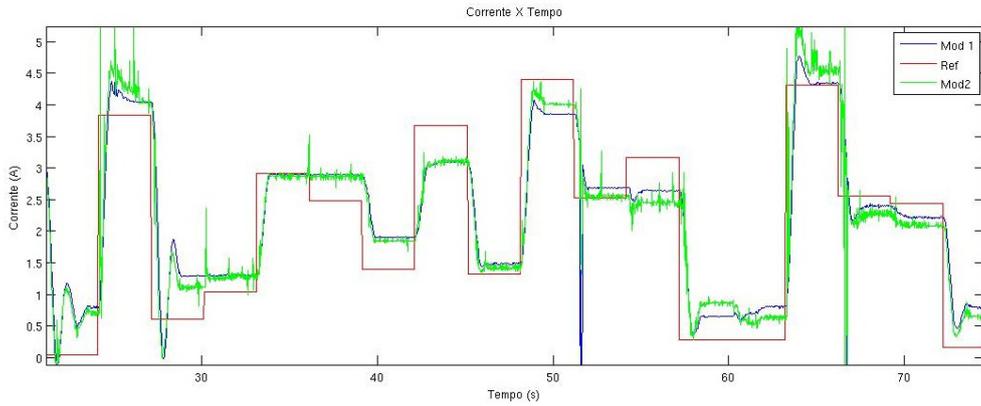


Figura 3.7: Identificação preliminar dos modelos obtidos (detalhe)

e não o contrário.

O modelo final escolhido, proveniente da modelagem simplificada, é dado pela Equação 3.3, sendo que τ_D não será utilizado, pois não pode ser diretamente medido e não estará presente no processo de identificação. Essa equação, que será a base da identificação, é reproduzida abaixo:

$$J\ddot{\theta}_1 = K_a i_a - b\dot{\theta}_1 - (P_T l_{JT} + P_P l_1) \sin(\theta_1) + P_P \alpha \sin(\theta_1) + P_P \beta \cos(\theta_1), \quad (3.32)$$

em que α e β são calculados a cada instante por

$$\alpha = \cos \left(\theta_2 - \arctan \left(\frac{d_{FP}}{(l_3 \cos(\theta_3) + l_2)} \right) \right) \sqrt{d_{FP}^2 + (l_3 \cos(\theta_3) + l_2)^2}$$

e

$$\beta = \sin \left(\theta_2 - \arctan \left(\frac{d_{FP}}{(l_3 \cos(\theta_3) + l_2)} \right) \right) \sqrt{d_{FP}^2 + (l_3 \cos(\theta_3) + l_2)^2}.$$

Como se tem o interesse em isolar $\theta_{1(k)}$, o modelo pode ser discretizado utilizando aproximações de Euler um passo a frente, obtendo-se

$$k_a i_{1(k)} = \left(\frac{T_s b + J}{T_s^2} \right) \theta_{1(k+1)} - \left(\frac{T_s b + 2J}{T_s^2} \right) \theta_{1(k)} + \left(\frac{J}{T_s^2} \right) \theta_{1(k-1)} + (P_P l_1 + P_T l_{JT}) \sin(\theta_{1(k)}) - P_P \alpha \sin(\theta_{1(k)}) - P_P \beta \cos(\theta_{1(k)}). \quad (3.33)$$

Rearranjando os termos da equação acima chega-se a:

$$\left(\frac{T_s b + J}{T_s^2} \right) \theta_{1(k+1)} = \left(\frac{T_s b + 2J}{T_s^2} \right) \theta_{1(k)} - \left(\frac{J}{T_s^2} \right) \theta_{1(k-1)} - (P_P l_1 + P_T l_{JT}) \sin(\theta_{1(k)}) + P_P \alpha \sin(\theta_{1(k)}) + P_P \beta \cos(\theta_{1(k)}) + k_a i_{1(k)}, \quad (3.34)$$

e, portanto,

$$\theta_{1(k)} = \lambda_1 \theta_{1(k-1)} + \lambda_2 \theta_{1(k-2)} + \lambda_3 \sin(\theta_{1(k-1)}) + \lambda_4 (\alpha \sin(\theta_{1(k-1)}) + \beta \cos(\theta_{1(k-1)})) + \lambda_5 i_1, \quad (3.35)$$

sendo

$$\lambda_1 = \frac{T_s b + 2J}{T_s b + J} = 1 + \frac{J}{T_s b + J}, \quad (3.36)$$

$$\lambda_2 = -\frac{J}{T_s b + J} = 1 - \lambda_1, \quad (3.37)$$

$$\lambda_3 = -\frac{(P_P l_1 + P_T l_{JT}) T_s^2}{T_s b + J}, \quad (3.38)$$

$$\lambda_4 = \frac{P_P}{T_s b + J} T_s^2, \quad (3.39)$$

$$\lambda_5 = \frac{k_a T_s^2}{T_s b + J}. \quad (3.40)$$

Dessa forma, a Equação (3.35) representa um modelo não-linear MISO, cuja saída é a posição da junta do joelho, θ_1 , e as entradas são dadas por i_1 e pelos termos α e β , dependentes de funções senoidais dos ângulos θ_2 , θ_3 . Observa-se, neste modelo não linear, uma linearidade no que diz respeito aos parâmetros, o que permite o uso de técnicas de identificação lineares para se obter uma estimativa do vetor de parâmetros $\boldsymbol{\lambda}$. Verifica-se, ainda, que os parâmetros λ_2 e λ_3 identificados deverão necessariamente ser negativos para que o modelo identificado tenha algum sentido físico. Isto porque esses parâmetros, obtidos diretamente do modelo da Equação 3.34, são compostos de termos que só fazem sentido fisicamente se forem positivos, como as constantes J e b , ou seja, termos que não podem mudar o sinal (negativo) apresentado para os parâmetros λ_2 e λ_3 no modelo da equação 3.34. Da mesma forma, todos os outros termos devem ser positivos, como mostrado na equação 3.34.

Os regressores para a identificação dos parâmetros do modelo da equação 3.35 são dados pelo vetor de regressores abaixo:

$$\boldsymbol{\psi} = [\theta_{1(k-1)} \quad \theta_{1(k-2)} \quad \sin(\theta_{1(k-1)}) \quad (\alpha \sin(\theta_{1(k-1)}) + \beta \cos(\theta_{1(k-1)})) \quad i_1]^T, \quad (3.41)$$

lembrando que os termos α e β não são constantes, mas foram assim abreviados para facilitar o entendimento.

É interessante notar que, se as funções senoidais forem expandidas com a série de Taylor e truncadas em um ponto conveniente (5 ou 6 termos, por exemplo), o modelo da Equação (3.35) se torna uma representação NARMAX polinomial do tipo

$$\begin{aligned}
y_{(k)} &= \lambda'_1 y_{(k-1)} + \lambda'_2 y_{(k-2)} + \lambda'_3 y_{(k-1)}^3 + \lambda'_4 y_{(k-1)}^5 \\
&+ \lambda'_5 u_\beta + \lambda'_6 y_{(k-1)} u_\alpha + \lambda'_7 y_{(k-1)}^2 u_\beta + \lambda'_8 y_{(k-1)}^3 u_\alpha \\
&+ \lambda'_9 y_{(k-1)}^4 u_\beta + \lambda'_{10} y_{(k-1)}^5 u_\alpha + \lambda'_{11} u_i.
\end{aligned} \tag{3.42}$$

Voltando à Equação (3.35), observa-se que o cálculo dos termos α e β depende do conhecimento de parâmetros medidos, d_{FP} , l_3 e l_2 . Porém, a determinação desses parâmetros, principalmente d_{FP} e l_3 , é difícil, pois depende da determinação do centro de massa do pé. Além disso, seus valores podem ser alterados se o pé for modificado. Nesse caso, talvez seja interessante incluir essas medidas no processo de identificação. Isso pode ser feito considerando que os movimentos de eversão e inversão do pé humano, ou seja, o movimento da junta frontal do tornozelo da prótese, não deve atingir ângulos muito grandes em relação ao eixo da tibia. Sendo assim, em experimentos controlados com excursão limitada para θ_3 , a distância l_{SP} (e por consequência, a distância d_{SP} e o ângulo θ'_2) é aproximadamente constante e os termos α e β podem ser dados por

$$\alpha = d_{SP} \cos(\theta_2 - \theta'_2) = d_{SP} \cos(\theta'_2) \cos(\theta_2) + d_{SP} \sin(\theta'_2) \sin(\theta_2), \tag{3.43}$$

$$\beta = d_{SP} \sin(\theta_2 - \theta'_2) = d_{SP} \cos(\theta'_2) \sin(\theta_2) - d_{SP} \sin(\theta'_2) \cos(\theta_2), \tag{3.44}$$

resultando no seguinte modelo:

$$\begin{aligned}
\theta_{1(k)} &= \lambda_1 \theta_{1(k-1)} + \lambda_2 \theta_{1(k-2)} + \lambda_3 \sin(\theta_{1(k-1)}) + \lambda_4 (\cos(\theta_2) \sin(\theta_1) + \sin(\theta_2) \cos(\theta_1)) \\
&+ \lambda_5 (\sin(\theta_2) \sin(\theta_1) - \cos(\theta_2) \cos(\theta_1)) + \lambda_6 i_1,
\end{aligned} \tag{3.45}$$

sendo

$$\lambda_1 = \frac{T_s b + 2J}{T_s b + J} = 1 + \frac{J}{T_s b + J}, \tag{3.46}$$

$$\lambda_2 = -\frac{J}{T_s b + J} = 1 - \lambda_1, \tag{3.47}$$

$$\lambda_3 = -\frac{(P_P l_1 + P_T l_{JT})}{T_s b + J} T_s^2, \tag{3.48}$$

$$\lambda_4 = d_{SP} \cos(\theta'_2) \frac{P_P}{T_s b + J} T_s^2, \tag{3.49}$$

$$\lambda_5 = d_{SP} \sin(\theta'_2) \frac{P_P}{T_s b + J} T_s^2, \tag{3.50}$$

$$\lambda_6 = \frac{k_a T_s^2}{T_s b + J}. \tag{3.51}$$

Nesse caso, os regressores para a identificação dos parâmetros do modelo da equação 3.45 são dados pelo vetor de regressores abaixo:

$$\psi = [\theta_{1(k-1)} \quad \theta_{1(k-2)} \quad \sin(\theta_{1(k-1)}) \quad (\cos(\theta_2) \sin(\theta_1) + \sin(\theta_2) \cos(\theta_1)) \quad (\sin(\theta_2) \sin(\theta_1) - \cos(\theta_2) \cos(\theta_1)) \quad i_1]^T \quad (3.52)$$

Se as funções senoidais de θ_2 também forem expandidas e truncadas, uma representação NAR-MAX polinomial do modelo também pode ser desenvolvida, com entradas diretas de θ_2 e i_1 , porém conterá muitos termos.

Para a junta sagital do tornozelo, o modelo adotado é expresso na equação 3.53.

$$J\ddot{\theta}_2 = K_a i_a - b\dot{\theta}_2 + P_P(l_2 + l_3 \cos(\theta_3)) \sin(\theta_1 + \theta_2) - P_P d_{FP} \cos(\theta_1 + \theta_2). \quad (3.53)$$

A manipulação do modelo, incluindo discretização dos termos e isolamento de $\theta_{2(k)}$, foi feita de forma semelhante à feita para a junta do joelho. O resultado é mostrado na equação 3.54.

$$\begin{aligned} \theta_{2(k)} = & \lambda_1 \theta_{2(k-1)} + \lambda_2 \theta_{2(k-2)} + \lambda_3 \sin(\theta_{1(k-1)} + \theta_{2(k-1)}) \\ & + \lambda_4 \cos(\theta_{3(k-1)}) \sin(\theta_{1(k-1)} + \theta_{2(k-1)}) + \lambda_5 \cos(\theta_{1(k-1)} + \theta_{2(k-1)}) + \lambda_6 i_2, \end{aligned} \quad (3.54)$$

sendo

$$\lambda_1 = \frac{T_s b + 2J}{T_s b + J} = 1 + \frac{J}{T_s b + J}, \quad (3.55)$$

$$\lambda_2 = -\frac{J}{T_s b + J} = 1 - \lambda_1, \quad (3.56)$$

$$\lambda_3 = \frac{P_P l_2}{T_s b + J} T_s^2, \quad (3.57)$$

$$\lambda_4 = \frac{P_P l_3}{T_s b + J} T_s^2, \quad (3.58)$$

$$\lambda_5 = -\frac{P_P d_{FP}}{T_s b + J} T_s^2, \quad (3.59)$$

$$\lambda_6 = \frac{k_a T_s^2}{T_s b + J}. \quad (3.60)$$

Os regressores para a identificação dessa junta são dados pelo vetor de regressores abaixo:

$$\psi = [\theta_{2(k-1)} \quad \theta_{2(k-2)} \quad \sin(\theta_{1(k-1)} + \theta_{2(k-1)}) \quad \cos(\theta_{3(k-1)}) \sin(\theta_{1(k-1)} + \theta_{2(k-1)}) \quad \cos(\theta_{1(k-1)} + \theta_{2(k-1)}) \quad i_2]^T. \quad (3.61)$$

Por fim, para a junta frontal, a equação do modelo, já discretizada e com $\theta_{3(k)}$ isolado, é:

$$\theta_{3(k)} = \lambda_1 \theta_{3(k-1)} + \lambda_2 \theta_{3(k-2)} + \lambda_3 \cos(\theta_{1(k-1)} + \theta_{2(k-1)}) \sin(\theta_{3(k-1)}) + \lambda_4 i_3, \quad (3.62)$$

sendo

$$\lambda_1 = \frac{T_s b + 2J}{T_s b + J} = 1 + \frac{J}{T_s b + J}, \quad (3.63)$$

$$\lambda_2 = -\frac{J}{T_s b + J} = 1 - \lambda_1, \quad (3.64)$$

$$\lambda_3 = \frac{P_P l_3}{T_s b + J} T_s^2, \quad (3.65)$$

$$\lambda_4 = \frac{k_a T_s^2}{T_s b + J}. \quad (3.66)$$

E o vetor de regressores correspondente para a identificação é:

$$\psi = [\theta_{3(k-1)} \quad \theta_{3(k-2)} \quad \cos(\theta_{1(k-1)} + \theta_{2(k-1)}) \sin(\theta_{3(k-1)}) \quad i_3]^T. \quad (3.67)$$

3.3.2 Procedimento de coleta de dados

Conforme descrito na seção 3.2, o modelo é sabidamente não linear. Nesse caso, o tipo de entrada mais adequado para a identificação do processo é um sinal com variações tanto em amplitude quanto em frequência. Os valores escolhidos para a amplitude do sinal de entrada foram escolhidos de forma que a amplitude do sinal de saída fosse a maior possível, porém de maneira controlada, evitando choques mecânicos. Por praticidade, o sinal de entrada foi gerado diretamente para as entradas reais do processo (i_1 , i_2 e i_3), em vez das entradas do modelo (α e β), uma vez que não se tem controle direto dessas entradas. A intenção era que a faixa de variação da frequência variasse de 0,1 a 0,25Hz. Por descuido, porém, a frequência não foi variada, permanecendo constante em 0,25Hz, como pode ser visto na Figura 3.8, que mostra um exemplo dos sinais de entrada e saída obtidos. Os dados foram coletados em malha aberta.

Os dados foram coletados em tomadas de 500s, por limitação computacional de armazenamento e manipulação dos dados. Com um período de amostragem de 20ms, cada coleta resultou em 25.000 dados de entrada e saída. Após o período de coleta de dados, já no software *MatLab*, os dados são extraídos e transformados em variáveis manipuláveis para a identificação. Nesse estágio, também se faz a conversão entre o sinal recebido do potenciômetro e os ângulos do modelo.

Durante o presente trabalho, dados foram coletados diversas vezes. Além disso, foram feitas várias alterações na prótese, principalmente no que diz respeito às folgas. Em meio a essas alterações, os potenciômetros que medem os ângulos das juntas, saíam frequentemente da posição, exigindo alterações no cálculo dos ângulos. Assim, depois de vários dados perdidos por falta de informação a respeito das condições da prótese no momento da coleta, foi verificado que o estabelecimento de um protocolo e a organização adequada dos dados coletados é algo imprescindível, muito mais que puro preciosismo. No caso específico da prótese, um protocolo a ser seguido inclui os seguintes passos:

1. Verificar folgas e funcionamento geral;
2. Anotar medidas dos potenciômetros para $\theta_1 = 0$, $\theta_1 = 90$, $\theta_2 = 90$, $\theta_2 = 270$, $\theta_3 = -90$, $\theta_3 = 90$;

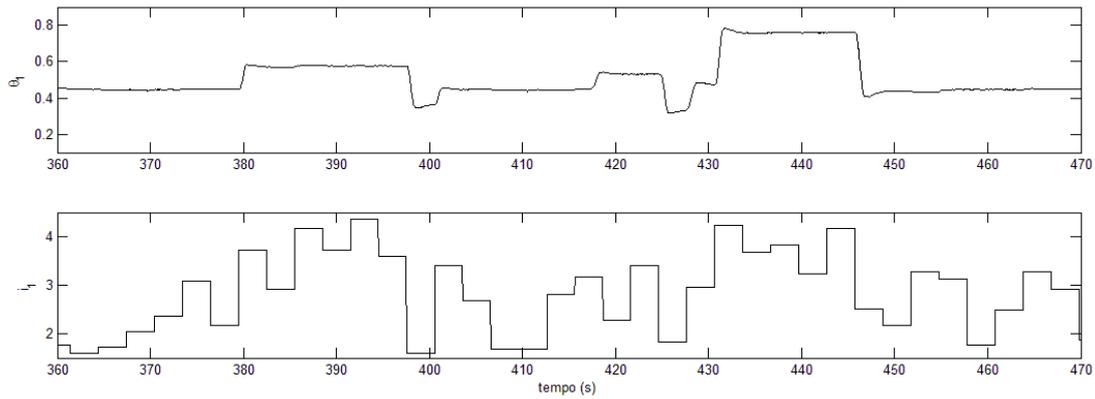


Figura 3.8: Exemplo de entrada e saída do processo de coleta de dados.

3. Programar sinais de entrada desejados;
4. Rodar o programa de identificação;
5. Gerar dados com `demo.m`;
6. Salvar os dados gerados em uma pasta, com o `demo.m` utilizado para gerá-los, bem como um arquivo “`readme.txt`” contendo:
 - data e hora de coleta;
 - nome de quem coletou;
 - trecho de código utilizado para gerar o sinal de entrada;
 - medidas do potenciômetro;
 - observações importantes sobre o procedimento de coleta e condições da prótese.

3.3.3 Estudo da Identificação da Junta do Joelho

Uma vez escolhido o modelo e obtidos os dados, pode-se iniciar a etapa de identificação dos seus parâmetros. Para as primeiras identificações do modelo dinâmico do joelho, Equação 3.35, foram utilizados os dados disponíveis nas pastas “`estudoJoelho/3`” e “`estudoJoelho/10`”, do CD. As entradas e saídas dessas coletas são mostradas nas Figuras 3.9 e 3.10. A Figura 3.9, mostra as entradas i_1 , i_2 e i_3 das juntas da prótese ao longo do tempo. Nota-se que as medidas i_2 e i_3 são bem mais ruidosas que a medida de i_1 . Isso se dá porque, como mostrado no diagrama 1.3, o acionamento da junta do joelho é feito em modo fonte de corrente, enquanto o acionamento das outras juntas é feita em modo fonte de tensão. Desse modo, os sinais i_2 e i_3 vêm de sensores de corrente, enquanto o sinal i_1 é calculado. Já a Figura 3.10, mostra a variação das posições angulares θ_1 , θ_2 e θ_3 ao longo do tempo, referentes as entradas da Figura 3.9.

A primeira tentativa de identificar o processo foi feita utilizando o método dos mínimos quadrados em batelada, ou seja, utilizando todos os dados coletados de uma só vez. Nessa primeira

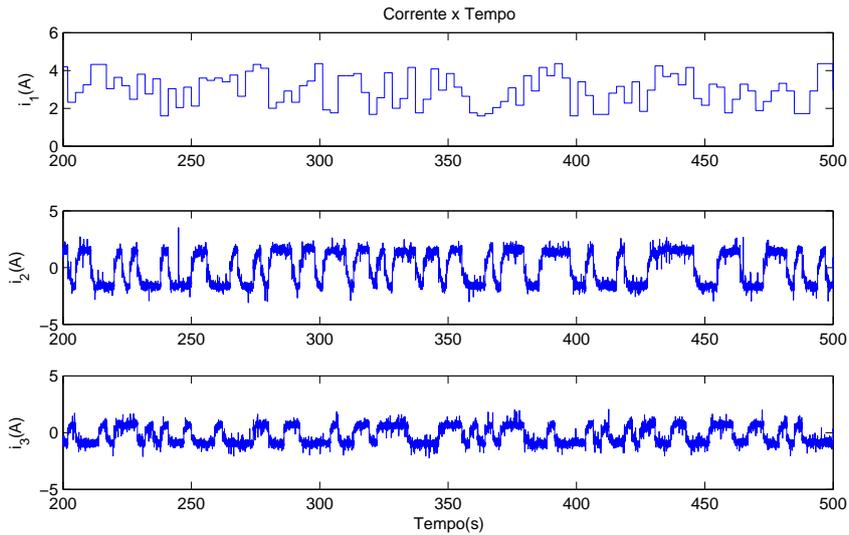


Figura 3.9: Sinais de entrada (estudoJoelho/3)

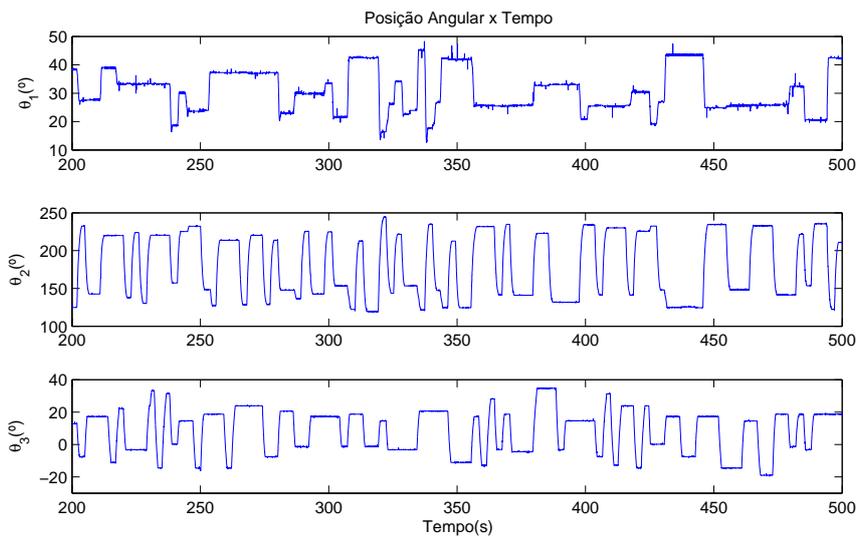


Figura 3.10: Ângulos das juntas (estudoJoelho/3)

tentativa, não foi feito nenhum tratamento dos dados, exceto a remoção de dados espúrios (“outliers”).

A identificação foi feita utilizando os dados “estudoJoelho/10” e a validação foi feita com os dados “estudoJoelho/3”. Fez-se também a identificação com os dados “3”, sem simulação de validação, apenas para comparação dos parâmetros obtidos.

A Figura 3.11, mostra o resultado da validação para primeira identificação do sistema da junta

do joelho. O gráfico inferior da figura 3.11 mostra a variação da entrada i_1 ao longo do tempo e o gráfico superior, a variação da posição angular, θ_1 , medida (linha contínua) e simulada com os parâmetros identificados (linha tracejada). Verifica-se, nessa figura, um resultado bastante insatisfatório, desqualificando esta primeira identificação. O sinal de θ_1 do modelo simulado permanece quase constante, com pequenas variações conforme a entrada i_1 . Além disso, os parâmetros obtidos (tabela 3.2), tanto para o conjunto de dados “10”, quanto para o conjunto “3”, ficaram bem diferentes do esperado para o modelo. Isso porque, para que a identificação tenha algum sentido físico de acordo com o modelo, o mínimo que se espera é que λ_1 seja positivo, λ_2 negativo, e que a soma desses parâmetros resulte aproximadamente em 1, conforme as Equações 3.37 e 3.38. Claramente, nem toda identificação precisa ter um sentido físico segundo algum modelo, já que, como se sabe, este modelo não abrange todas as características físicas do processo. Porém, nesse caso específico, deseja-se que os parâmetros identificados tenham algum sentido físico que justifique a modelagem feita. Tendo isso em mente, pensou-se que o principal motivo para tal discrepância fosse dado pelo ruído do processo, não incluído no modelo, e que provoca estimativas equivocadas da velocidade e aceleração.

Tabela 3.2: *Parâmetros obtidos para primeira identificação do joelho, com termos α e β*

	Sem filtro (10)	Sem Filtro (3)	Com Filtro (10)	Com Filtro (3)
λ_1	0,7166	0,6326	1,9212	1,8966
λ_2	0,1156	0,1964	-0,9292	-0,9047
λ_3	0,1797	0,1835	0,0080	0,0080
λ_4	0,0855	0,1044	0,0037	0,0047
λ_5	-0,0155	-0,0210	-0,0002	-0,0007
λ_6	0,0008	0,0009	0,0001	0,0002

Tabela 3.3: *Parâmetros obtidos para segunda identificação do joelho, com termos α e β expandidos*

	Sem filtro (10)	Sem Filtro (3)	Com Filtro (10)	Com Filtro (3)
λ_1	0,8549	0,7681	1,9395	1,9142
λ_2	0,1542	0,2490	-0,9343	-0,9088
λ_3	-0,0198	-0,0294	-0,0063	-0,0068
λ_4	0,0007	0,0013	0,0012	0,0010
λ_5	-0,0012	-0,0017	-0,0007	-0,0006
λ_6	-0,0004	0,0010	-0,0002	-0,0001
λ_7	0,0008	-0,0003	0,0002	0,0001
λ_8	0,0015	0,0017	0,0001	0,0002

Fez-se então uma segunda tentativa, com os mesmos dados e técnica, porém filtrando previamente os dados com o filtro de Kalman. O resultado obtido é mostrado na Figura 3.12. Observa-se claramente uma melhora com relação à figura anterior. Entretanto, ainda é um resultado ruim, uma vez que o sinal do modelo simulado (tracejado) acompanha o sinal de θ_1 real (contínuo) de

Tabela 3.4: Erros e adequações percentuais para a primeira e segunda identificação do joelho

	Primeira identificação sem filtro	Primeira identificação com filtro	Segunda identificação sem filtro	Segunda identificação com filtro
Erro Quadrático Médio	0,0078	0,0065	0,0040	0,0020
Adequação Percentual	90,63%	92,11%	92,05%	95,62%

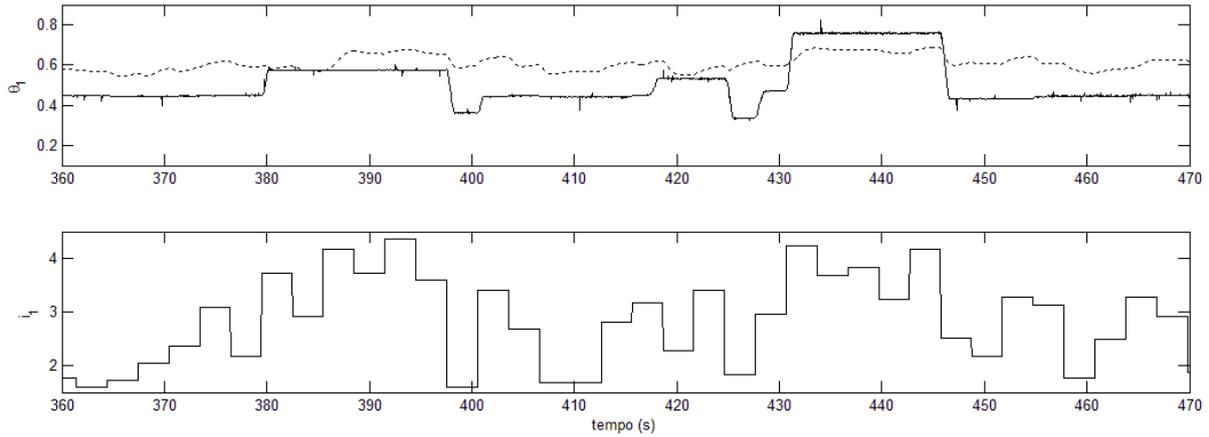


Figura 3.11: Resultado da primeira identificação do joelho, sem filtragem

forma sutil, com pequenas variações segundo a entrada i_1 . Apesar disso, os parâmetros λ_1 e λ_2 já apresentam algum (mínimo) sentido físico, como esperado.

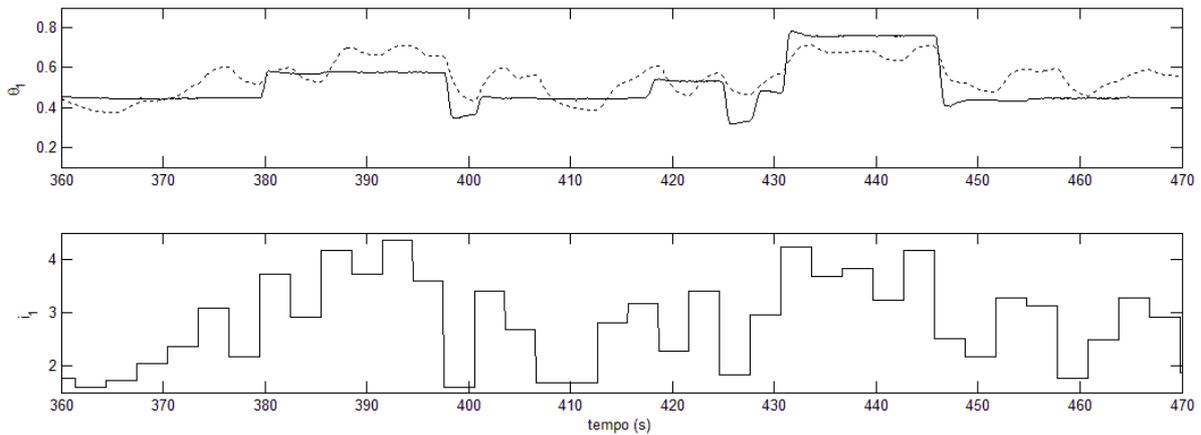


Figura 3.12: Resultado da primeira identificação do joelho, com filtro de Kalman

Outra hipótese para os resultados ruins obtidos foi, como já explorado anteriormente, o fato de as entradas α e β dependerem dos parâmetros d_{FP} e l_3 , que não podem ser exatamente medidos, pois dependem da determinação do centro de massa do pé. Nesse caso, tentaram-se mais duas identificações, ainda por mínimos quadrados em batelada, utilizando o modelo da Equação

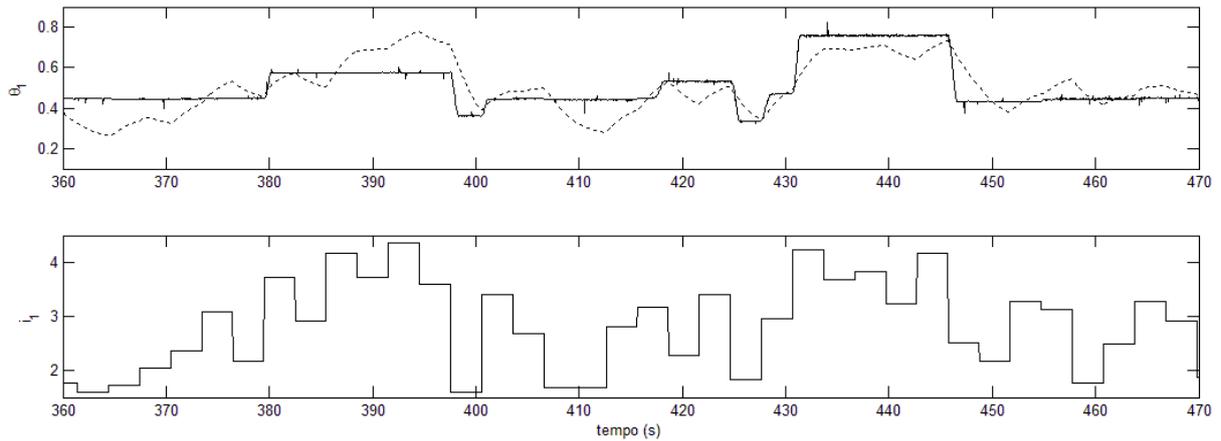


Figura 3.13: Resultado da segunda identificação do joelho, sem filtragem

3.45. As Figuras 3.13 e 3.14 mostram os resultados das validações obtidas para identificação sem e com filtragem prévia dos dados, respectivamente. Novamente, observa-se uma melhora do sinal simulado, em relação aos das figuras anteriores, porém não o suficiente para caracterizar uma boa identificação. Tanto na Figura 3.14 quanto na Figura 3.13, o sinal θ_1 do modelo simulado (traçado) acompanha o sinal medido (contínuo) de forma um pouco mais explícita, porém variando bastante de acordo com a entrada i_1 . Observa-se, na tabela 3.3 que novamente os parâmetros λ identificados com filtro ficaram mais próximos do esperado (mais sentido físico) que os parâmetros identificados sem utilização de filtro. Os valores da tabela 3.3, com e sem filtro, mostram certa convergência dos parâmetros obtidos com os dados “3” e “10”. Mesmo assim, para que os parâmetros sejam determinados, pode ser necessária uma convergência maior, obtida avaliando-se mais dados. Tendo isso em mente, optou-se por fazer as próximas identificações utilizando mínimos quadrados recursivos, de forma a possibilitar a avaliação de muitos dados em sequência, sem ter que processá-los de uma só vez.

Tabela 3.5: Parâmetros obtidos com a terceira identificação do joelho, com PRBS amplo e utilizando os termos α e β expandidos

	Sem filtro (1)	Sem filtro (2)	Com filtro de Kalman (1)	Com filtro de Kalman (2)	Com filtro passa-baixas (1)	Com filtro passa-baixas (2)
λ_1	1,1979	1,2861	1,9456	1,9511	1,6056	1,6056
λ_2	-0,2042	-0,2849	-0,9514	-0,9552	-0,6124	-0,6124
λ_3	-0,0198	-0,0249	0,0029	0,0011	-0,0066	-0,0066
λ_4	0,0025	0,0054	0,0024	0,0012	0,0027	0,0027
λ_5	0,0085	0,0069	0,0022	0,0028	0,0051	0,0051
λ_6	0,0040	0,0037	0,0005	0,0005	0,0021	0,0021

Tabela 3.6: Erro e adequação percentual obtidos para a terceira identificação

	Sem Filtro	Com Filtro de Kalman	Com Filtro passa-baixas
Erro Quadático Médio	0,0040	0,0020	0,0034
Adequação Percentual	90,05%	95,67%	93,23%

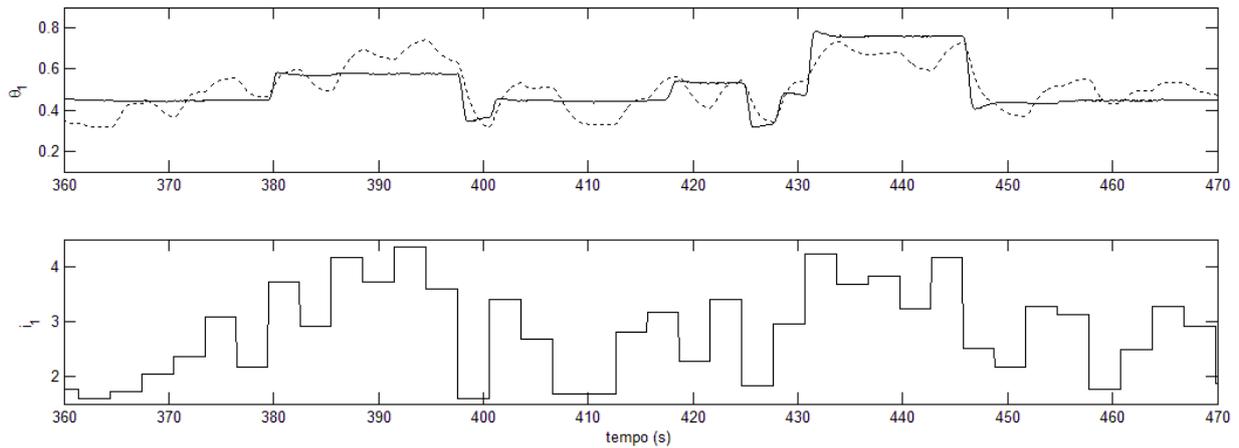


Figura 3.14: Segunda identificação do joelho, utilizando filtro de Kalman

3.3.4 Identificação da Junta do Joelho com Sinal PRBS de Grande Amplitude

Observando novamente as Figuras de 3.11 a 3.14, chegou-se à conclusão final de que o maior problema para a identificação em questão é o atrito estático do motor do joelho. Em todas essas figuras, observa-se que o ângulo medido θ_1 (contínuo, gráfico superior) não varia, a menos que haja uma variação considerável na corrente de entrada i_1 (gráfico inferior). Essa falta de resposta da saída (θ_1) à entrada (i_1), parece óbvia desde as primeiras figuras mostradas nessa seção. Porém, no processo de identificação, esta comparação só foi feita depois dos primeiros resultados obtidos.

Um atrito estático em nível tão alto, como o apresentado pelo motor da junta do joelho, dificulta bastante a identificação e prejudica o controle da prótese. O ideal seria trocar o motor da junta do joelho, como certamente será feito futuramente. Porém, enquanto isso não acontece, deve-se procurar alguma forma de identificar o sistema da junta do joelho. Como modelar atrito é algo muito complicado e uma identificação caixa preta foge do objetivo proposto, a alternativa é tentar evitar que esse atrito tenha uma interferência muito grande no processo de identificação. Para isso, duas opções foram pensadas: a primeira, utilizar um sinal PRBS com amplitudes fixas e grandes, variando a frequência. E a segunda, utilizar um sinal que fizesse com que o joelho nunca ficasse totalmente parado, como um sinal senoidal, por exemplo. Porém, como será mostrado na seção 3.5, um sinal senoidal também seria afetado pelo atrito.

Partiu-se, então, para a abordagem com sinais PRBS de grande amplitude. Os dados utilizados

estão nas pastas “idJoelho/1” (identificação) e “idJoelho/2” (validação e identificação para comparação), no CD. O sinal PRBS com amplitude fixa e frequência variada é geralmente utilizado para identificação linear, mas, dadas as condições, pode ser utilizado para o sistema não linear em questão. Como esperado, com esse novo sinal, o ângulo θ_1 varia sempre que a entrada i_1 varia, possibilitando uma melhor identificação.

Foi feita a identificação por mínimos quadrados recursivos, com e sem filtro de Kalman. O modelo utilizado voltou a ser o da Equação 3.35, com os termos α e β , pois os ângulos de θ_3 , nos dados disponíveis em “idJoelho” têm excursão grande e, portanto, os termos d_{SP} e θ'_2 não podem ser considerados constantes.

A Figura 3.15 mostra o resultado da simulação dos modelos sem filtragem dos dados. A melhora observada com a utilização dos sinais PRBS mais amplos é clara. Como agora θ_1 varia com a entrada i_1 , da forma que o modelo assume que aconteça, o sinal do modelo simulado se aproxima melhor do sinal θ_1 medido. Porém, esse sinal simulado não se aproxima ainda da dinâmica apresentada pelo sinal medido sugerindo, novamente, a necessidade de filtragem.

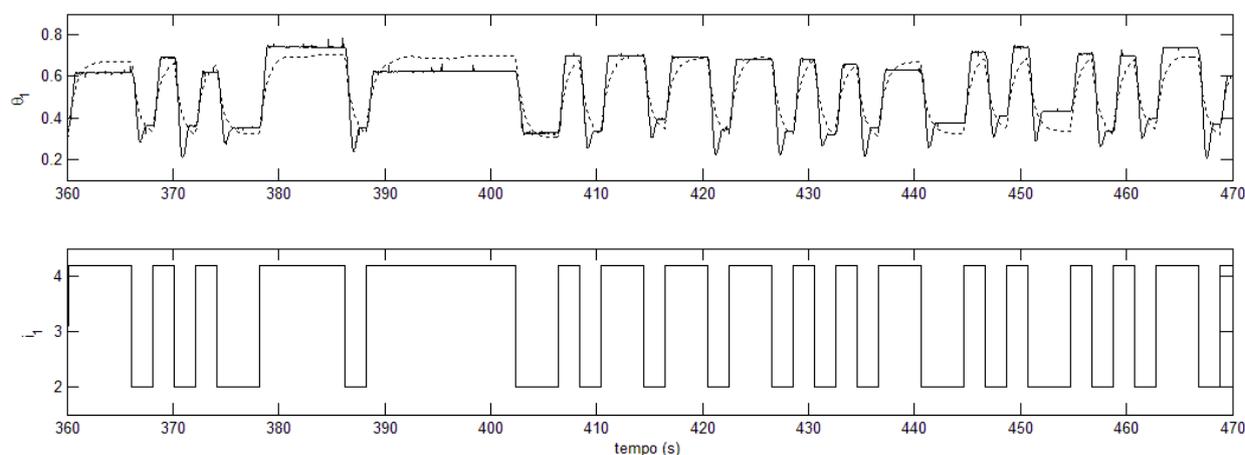


Figura 3.15: Identificação do joelho com PRBS amplo, sem filtragem

O resultado da validação com a utilização do filtro de Kalman, mostrada na Figura 3.16, apresenta mais uma melhora em relação à identificação anterior, reafirmando a importância da filtragem dos dados. Vê-se, nessa figura, que o sinal simulado (tracejado) acompanha a dinâmica do processo razoavelmente bem e os erros médios quadráticos e a adequação percentual do modelo (tabela 3.5) foram os menores até o momento. Acredita-se que, apesar da utilização de sinais de entrada i_1 com amplitudes maiores, as amplitudes dos outros sinais de entrada, α e β não são grandes o suficiente para realmente fazer diferença em relação ao atrito estático do motor quando a posição θ_1 está estável. Isso pode ser visto nos intervalos entre 380 e 400s, em que, segundo o modelo, o ângulo do joelho deveria ter variado com a alteração de θ_2 e θ_3 , o que não aconteceu provavelmente por causa do atrito. Dessa forma, não se espera que muita melhora ocorra com outras abordagens para identificação ou se for considerado, por exemplo, polarização do estimador.

Apesar de o resultado com filtro de Kalman ter se mostrado melhor que o resultado sem filtra-

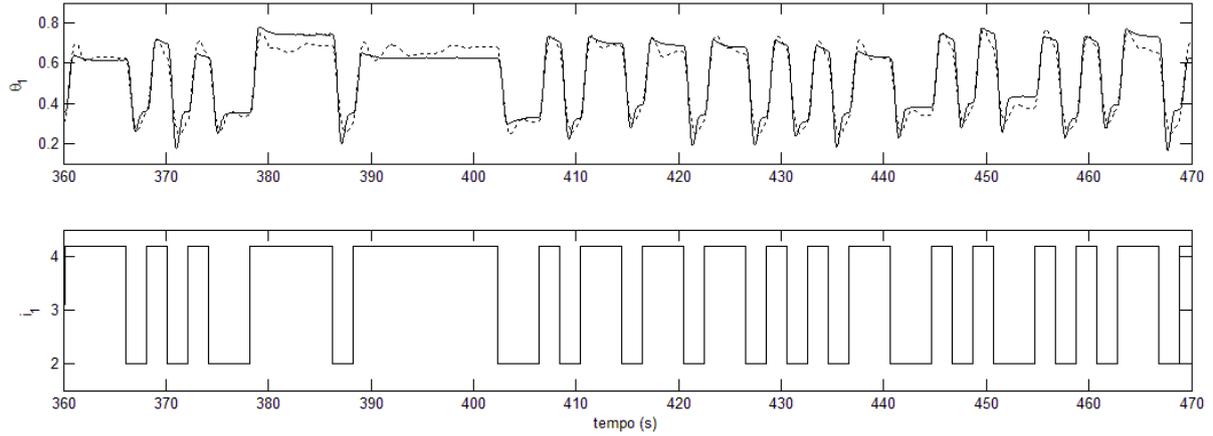


Figura 3.16: Identificação do joelho com PRBS amplo e filtro de Kalman

gem, seus parâmetros não ficaram tão próximos do esperado para o modelo. Mais especificamente, o parâmetro λ_3 , que deveria ser negativo segundo o modelo, foi estimado com um valor positivo. Nesse caso, foi feita uma nova identificação sem o filtro de Kalman, mas agora com um filtro passa-baixas com $\tau = 0,01$, como será utilizado no controlador. Com a utilização do filtro passa-baixas, os novos parâmetros obtidos mostrados na tabela 3.5 ficaram próximos do esperado para o modelo, pelo menos no que diz respeito ao sinal. Porém, os parâmetros λ_4 e λ_5 , relativos às entradas α e β deveriam ser iguais. Para poder calcular os parâmetros J , b , k_a , como inicialmente proposto, fez-se uma nova identificação com filtro passa-baixas com $\tau = 0,01$, colocando-se os termos α e β somados como uma entrada do modelo ($\alpha + \beta$). O resultado obtido foi muito semelhante ao obtido anteriormente com α e β separados, com exceção dos parâmetros λ_4 e λ_5 , que foram estimados como $\lambda_4 = 0,045$. Assim, tomando a massa do pé como conhecida, $m_P = 1,6Kg$, foram calculados:

$$J = 0,7315Kg\,m^2, b = 23,1585Nms \text{ e } K_a = 6,1956Nm \cdot A^{-1}.$$

Além disso, também foi estimado o peso da tíbia como sendo $m_T = 3,0533Kg$, o que é bem plausível. Esses cálculos, porém, são apenas uma interpretação dos parâmetros obtidos e muito provavelmente os valores reais de J , b e K_a são diferentes dos estimados acima. Comentando, em particular, o valor encontrado para o coeficiente de atrito viscoso, verifica-se que o valor encontrado é bastante maior do que o esperado. Isso pode ter sido causado pelo atrito estático do motor do joelho, o qual não foi modelado para a identificação. Mesmo com essas considerações, com esses valores tem-se uma relação razoável entre as entradas e saída do processo, de forma coerente com o modelo adotado.

3.3.5 Identificação da Junta Sagital do Tornozelo

De forma semelhante à identificação do joelho, foi feita a identificação da junta sagital do tornozelo. Nesse caso, a identificação foi feita utilizando os dados “idTornozeloS/1” e “idTornozeloS/2”, no CD. As Figuras 3.17, 3.18 e 3.19 mostram os resultados obtidos sem a utilização de filtro, com a utilização de filtro de Kalman e com a utilização do filtro passa-baixas, a tabela 3.7 mostra os parâmetros obtidos com as identificações e a tabela 3.8 mostra os erros quadráticos médios,

bem como as adequações percentuais dos modelos identificados. O valor negativo do parâmetro λ_5 , bem como o comportamento “oposto” da relação entre entrada e saída observado nas Figuras 3.17, 3.18 e 3.19 se deram porque o valor da entrada i_1 foi utilizado com sinal trocado, o que não altera a validação do modelo esperado. Novamente, o melhor resultado foi obtido utilizando o filtro passa-baixas com $\tau = 0,01$. Os seguintes parâmetros foram calculados a partir dessa identificação:

$$J = 0,0232Kgm^2, b = 1,1089Nms \text{ e } K_a = 0,4201Nm \cdot A^{-1}.$$

Esses parâmetros são razoáveis, considerando que, segundo o *datasheet* do motor, a constante K_a esperada tem um valor em torno de $0,4Nm \cdot A^{-1}$. Valores usuais das constantes J e b são pequenos, geralmente bem menores que 1. Os parâmetros obtidos, então, diferem da realidade, mas não muito, além de aproximarem uma relação válida para a entrada e a saída do processo identificado.

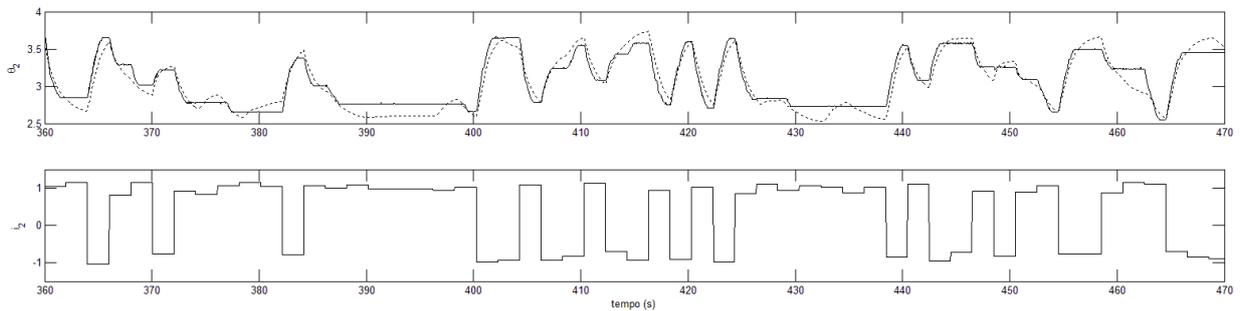


Figura 3.17: Identificação da junta frontal do tornozelo sem filtragem

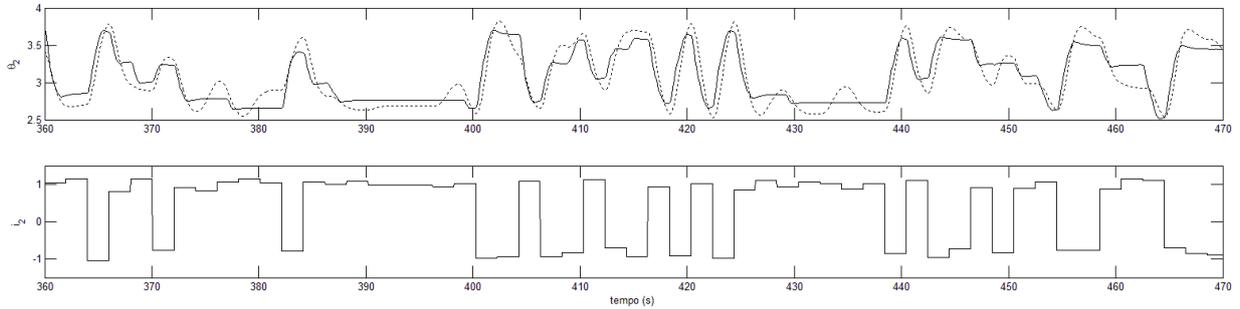


Figura 3.18: Identificação da junta sagital do tornozelo utilizando filtro de Kalman

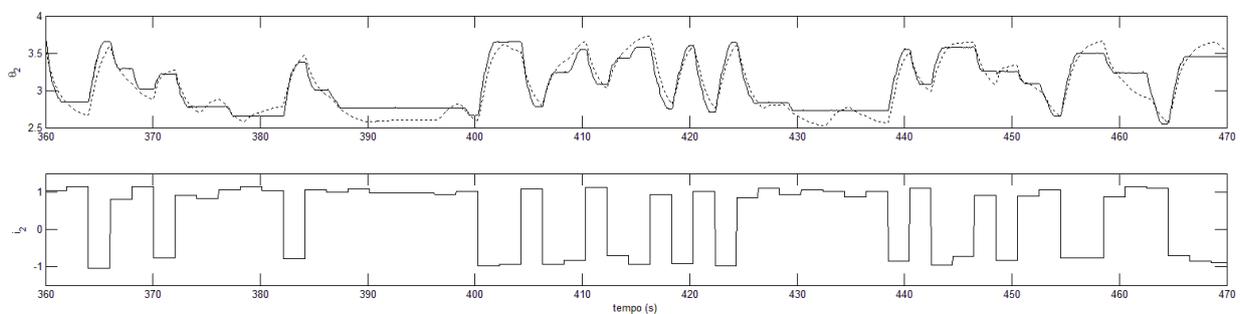


Figura 3.19: Identificação da junta sagital do tornozelo utilizando filtro passa-baixas

Tabela 3.7: *Parâmetros obtidos com a identificação da junta sagital do tornozelo.*

	Sem filtro (1)	Sem filtro (2)	Com filtro de Kalman (1)	Com filtro de Kalman (2)	Com filtro passa-baixas (1)	Com filtro passa-baixas (2)
λ_1	1,3487	1,1463	1,9607	1,9539	1,5110	1,4311
λ_2	-0,3496	-0,1477	-0,9608	-0,9541	-0,5117	-0,4321
λ_3	0,0087	0,0117	0,0008	0,0008	0,0062	0,0076
λ_4	-0,0075	-0,0110	-0,0009	-0,0011	-0,0058	-0,0075
λ_5	-0,0049	-0,0063	-0,0004	-0,0004	-0,0037	-0,0042

Tabela 3.8: *Erro e adequação percentual obtidos para identificação da junta sagital do tornozelo*

	Sem Filtro	Com Filtro de Kalman	Com Filtro passa-baixas
Erro Quadático Médio	0,0111	0,0115	0,0260
Adequação Percentual	92,76%	94,65%	96,46%

3.3.6 Identificação da Junta Frontal do Tornozelo

Por fim, fez-se a identificação do joelho, utilizando os dados “idTornozeloF/n1” e “idTornozeloF/2”, no CD. As Figuras 3.20, 3.21 e 3.22 mostram os resultados obtidos sem a utilização de filtro, com a utilização de filtro de Kalman e com a utilização do filtro passa-baixas, a tabela 3.9 mostra os parâmetros obtidos com as identificações e a tabela 3.10 mostra os erros quadráticos médios, bem como as adequações percentuais dos modelos identificados. Mais uma vez, o melhor resultado foi obtido utilizando o filtro passa-baixas com $\tau = 0,01$. Novamente, os parâmetros calculados se mostraram razoáveis, como mostrados abaixo.

$$J = 0,0095Nm^{-1}s^2, b = 1,0192Nm^{-1}s \text{ e } K_a = 0,6048Nm \cdot A^{-1}.$$

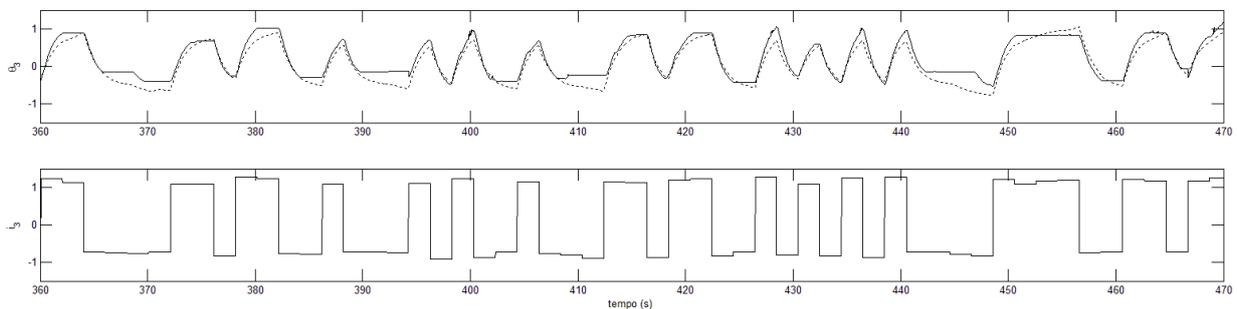


Figura 3.20: Identificação da junta frontal do tornozelo sem filtragem

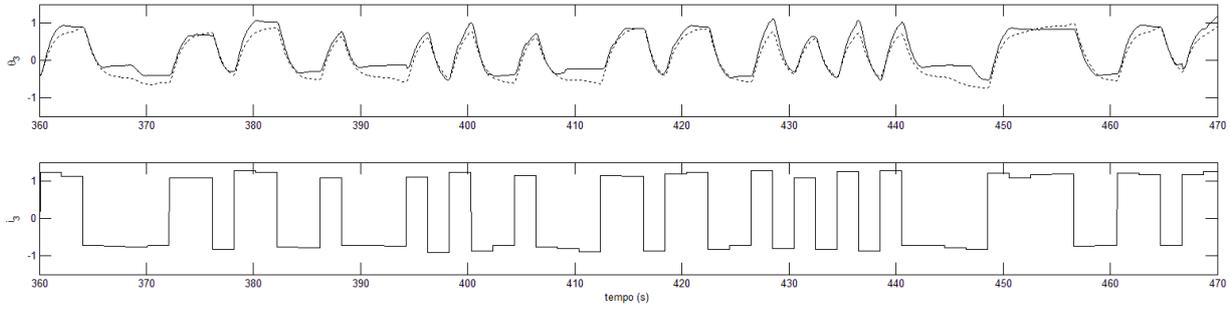


Figura 3.21: Identificação da junta frontal do tornozelo utilizando filtro de Kalman

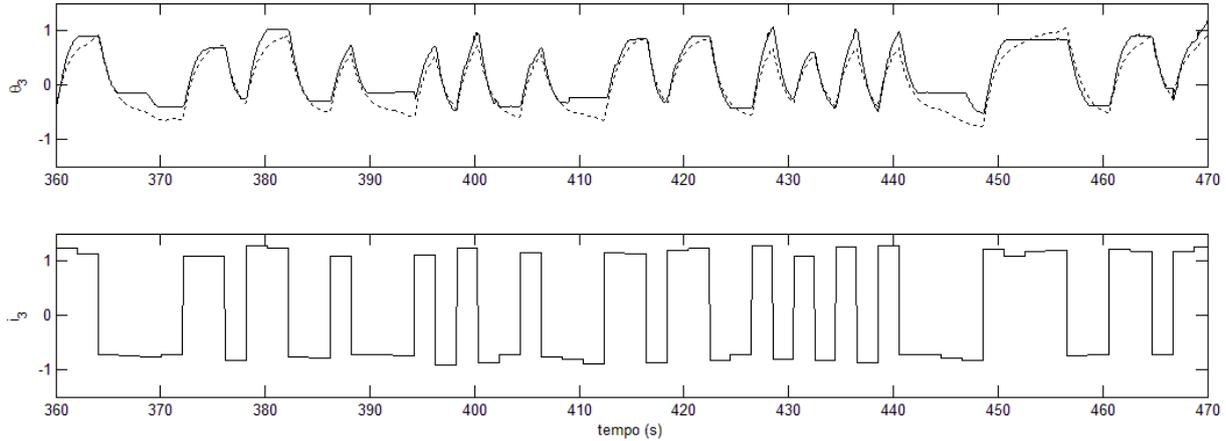


Figura 3.22: Identificação da junta frontal do tornozelo utilizando filtro de passa-baixas

3.4 Controle

Tendo definido um modelo e identificado os parâmetros dele, pode-se desenvolver o controlador. Para isso, primeiramente, ele deve ser projetado com base nos dados obtidos pela modelagem e pela identificação. Em seguida, para testá-lo, faz-se uma simulação. Caso ela ocorra de forma diferente da esperada, deve-se reprojeter o controlador. Por fim, com o projeto validado, pode-se implementar o sistema de controle na prótese. Neste trabalho, esse tipo de procedimento foi utilizado. Após se definir uma primeira versão do controlador, este era simulado para validar o projeto. Quando isto não ocorria, ele era reprojeterado. Assim, a versão apresentada a seguir foi a

Tabela 3.9: *Parâmetros obtidos com a identificação da junta frontal do tornozelo.*

	Sem filtro (1)	Sem filtro (2)	Com filtro de Kalman (1)	Com filtro de Kalman (2)	Com filtro passa-baixas (1)	Com filtro passa-baixas (2)
λ_1	1,0325	0,7962	1,8677	1,8467	1,3158	1,1490
λ_2	-0,0351	0,2003	-0,8681	-0,8472	-0,3175	-0,1512
λ_3	0,0147	0,0163	0,0024	0,0024	0,0105	0,0117
λ_4	0,0116	0,0141	0,0017	0,0020	0,0081	0,0099

Tabela 3.10: Erro e adequação percentual obtidos para identificação da junta frontal do tornozelo

	Sem Filtro	Com Filtro de Kalman	Com Filtro passa-baixas
Erro Quadático Médio	0,0309	0,0319	0,0308
Adequação Percentual	93,67%	93,72%	93,67%

última realizada.

3.4.1 Projeto de controle do joelho

O projeto do controlador deve ter como partida o modelo definido e identificado. Desenvolvendo, primeiramente, para a junta do joelho, tem-se o modelo já descrito anteriormente, o qual, para facilitar a leitura, é reescrito na Equação 3.68.

$$J\ddot{\theta}_1 = K_a i_a - b\dot{\theta}_1 - (P_T l_{JT} + P_P l_1 + P_P \alpha) \sin(\theta_1) + P_P \beta \cos(\theta_1) + \tau_D, \quad (3.68)$$

com α e β , não dependentes de θ_1 , dados por:

$$\alpha = \cos\left(\theta_2 - \arctan\left(\frac{d_{FP}}{l_3 \cos(\theta_3) + l_2}\right)\right) \sqrt{d_{FP}^2 + (l_3 \cos(\theta_3) + l_2)^2}$$

e

$$\beta = \sin\left(\theta_2 - \arctan\left(\frac{d_{FP}}{l_3 \cos(\theta_3) + l_2}\right)\right) \sqrt{d_{FP}^2 + (l_3 \cos(\theta_3) + l_2)^2}.$$

Como mostrado anteriormente, o controle adaptativo por modelo de referência é uma técnica que pode ser utilizada por sistemas lineares. Porém a Equação 3.68 é não linear, pois a aceleração angular depende do seno dos ângulos das juntas da prótese.

Antes de realizar a compensação dessa não-linearidade, considere um sistema em que o vetor de estados \dot{x} apresenta uma relação não-linear com as variáveis x e com a entrada i .

$$\dot{x} = f_1(x) + f_2(i)$$

Neste caso, pode-se introduzir uma nova entrada u no sistema, de forma que a relação entre o vetor de estados \dot{x} e as variáveis x , bem como com a entrada u , seja linear.

$$\dot{x} = f_1(x) + f_2(u)$$

Desta forma, verifica-se que o valor da entrada i é dado pela equação 3.69.

$$i = f_2^{-1}(f_1(x) + f_2(u) - f_1(x)) \quad (3.69)$$

Assim, fazendo-se uma análise por diagramas de blocos, inseriu-se um bloco entre o controlador e o sistema, de forma que esse novo bloco com o do sistema antigo gerem juntos um novo sistema com característica linear, como mostra a Figura 3.23.

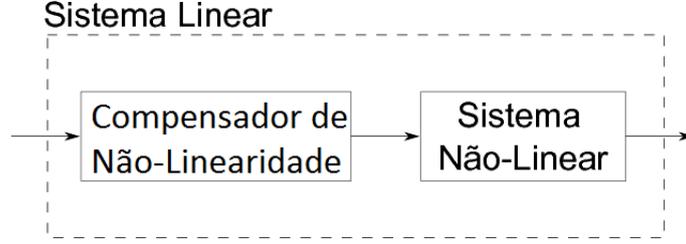


Figura 3.23: Diagrama de blocos do sistema com compensação de não-linearidade.

Assim, como i_a é a entrada controlada do sistema, tem-se seu valor calculado pela Equação 3.70.

$$i_a = \frac{1}{K_a} ((P_T l_{JT} + P_P l_1 + P_P \alpha) \sin(\theta_1) - P_P \beta \cos(\theta_1) + u), \quad (3.70)$$

em que u é a entrada controlada do sistema linear, o qual pode ser obtido pela substituição da Equação 3.70 na 3.68.

$$\ddot{\theta}_1 = \frac{1}{J} (-b\dot{\theta}_1 + \tau_D + u). \quad (3.71)$$

Como o objetivo é o de que este sistema linear se comporte como um sistema massa-mola-amortecedor, uma possível abordagem é utilizar um MRAC em que o modelo de referência tem esse comportamento. Para isso, parte-se da equação geral de um sistema com essa dinâmica:

$$\tau = M\ddot{\theta} + B\dot{\theta} + K(\theta - \theta^*),$$

em que M corresponde ao momento de inércia, B , ao coeficiente de atrito viscoso e K , à constante elástica da mola. Esta última, se relaciona ao torque pela deformação da mola, ou seja, pela diferença entre o ângulo medido (θ) e o ângulo de referência (θ^*).

No caso da prótese, o torque que a desloca da posição de equilíbrio, está sendo modelado como τ_D , o qual é uma entrada de perturbação do sistema a ser estimada. Como saída, comparando com a Equação 3.71, tem-se a aceleração angular $\ddot{\theta}_1$. Assim, a equação geral do modelo de referência pode ser reescrita como sendo:

$$\ddot{\theta}_{1m} = \tau_D \left(\frac{1}{M} \right) - \theta_{1m} \left(\frac{K}{M} \right) + \theta_1^* \left(\frac{K}{M} \right) - \dot{\theta}_{1m} \left(\frac{B}{M} \right). \quad (3.72)$$

Verifica-se que a saída do modelo de referência se relaciona por constantes com a entrada τ_D , com a referência e com o vetor de estados. Assim, pode-se definir a entrada u do nosso sistema como sendo:

$$u = \delta_1 \tau_D + \delta_2 \theta_1 + \delta_3 \theta_1^* + \delta_4 \dot{\theta}_1, \quad (3.73)$$

em que os parâmetros δ do controlador devem ser adaptados pelo erro entre o sistema medido e o de referência. Esse erro é, então, definido como sendo a diferença entre os vetores de estados x e x_m .

$$e = x - x_m = \begin{bmatrix} \theta_1 \\ \dot{\theta}_1 \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} \theta_{1m} \\ \dot{\theta}_{1m} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} e_1 \\ e_2 \end{bmatrix}. \quad (3.74)$$

Para encontrar a forma de atualização desses parâmetros, pode-se utilizar o Teorema da Estabilidade de Lyapunov, no qual uma função de Lyapunov (V) deve ser definida. Para isso, primeiramente se deve calcular a derivada temporal do erro, pois será necessário calcular a derivada temporal de V .

$$\frac{\partial e_1}{\partial t} = \dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_{1m} = e_2. \quad (3.75)$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial e_2}{\partial t} &= \dot{\theta}_1 \left(\frac{\delta_4 - b}{J} \right) + \tau_D \left(\frac{1 + \delta_1}{J} \right) + \theta_1 \left(\frac{\delta_2}{J} \right) + \theta_1^* \left(\frac{\delta_3}{J} \right) + \\ &\quad + \dot{\theta}_{1m} \left(\frac{B}{M} \right) - \tau_D \left(\frac{1}{M} \right) + \theta_{1m} \left(\frac{K}{M} \right) - \theta_{1m}^* \left(\frac{K}{M} \right) \\ &= e_2 \left(-\frac{b}{J} - \frac{B}{M} \right) + e_1 \left(-\frac{K}{M} \right) + \tau_D \left(\frac{1 + \delta_1}{J} - \frac{1}{M} \right) + \\ &\quad + e_1 \left(\frac{\delta_2}{J} \right) + \theta_1^* \left(\frac{\delta_3}{J} - \frac{K}{M} \right) + \dot{\theta}_1 \left(\frac{\delta_4}{J} \right). \end{aligned} \quad (3.76)$$

Definidas as derivadas do erro, é possível determinar V . Isso, porém, não é uma tarefa trivial, pois é preciso considerar que a derivada dessa função deve ser negativa semidefinida. Também se deve considerar o tipo de evolução dos parâmetros δ que se deseja para o sistema. Como o objetivo é que o sistema siga o modelo de referência, uma possível solução é fazer com que a evolução dos parâmetros δ seja proporcional aos erro e_1 e e_2 . Desta forma, os parâmetros irão convergir até que a trajetória da prótese se iguale à do modelo de referência. Assim, pode-se escolher V como mostra a Equação 3.78.

Para facilitar a leitura, faz-se a seguinte atribuição:

$$erro = e_2 \left(\frac{b}{J} + \frac{B}{M} \right) + e_1 \left(\frac{K}{M} \right). \quad (3.77)$$

$$\begin{aligned}
V = & \frac{1}{2} \left[\left(\frac{JM}{bM + JB} \right) erro^2 + \frac{J}{\gamma} \left(\frac{M + M\delta_1 - J}{JM} \right)^2 + \frac{J}{\gamma} \left(\frac{\delta_2}{J} \right)^2 + \right. \\
& \left. + \frac{J}{\gamma} \left(\frac{M\delta_3 - JK}{JM} \right)^2 + \frac{J}{\gamma} \left(\frac{\delta_4}{J} \right)^2 \right], \quad \gamma > 0.
\end{aligned} \tag{3.78}$$

Desta forma, pode-se calcular a derivada temporal de V :

$$\begin{aligned}
\frac{\partial V}{\partial t} = & e_2 \cdot erro + \dot{e}_2 \cdot erro + \frac{\dot{\delta}_1}{\gamma} \left(\frac{M + M\delta_1 - J}{JM} \right) + \frac{\dot{\delta}_2}{\gamma} \left(\frac{\delta_2}{J} \right) + \\
& + \frac{\dot{\delta}_3}{\gamma} \left(\frac{M\delta_3 - JK}{JM} \right) + \frac{\dot{\delta}_4}{\gamma} \left(\frac{\delta_4}{J} \right).
\end{aligned}$$

Substituindo o valor da derivada temporal de e_2 , tem-se:

$$\begin{aligned}
\frac{\partial V}{\partial t} = & e_2 \cdot erro - erro^2 + erro \cdot \tau_D \left(\frac{M + M\delta_1 - J}{JM} \right) + erro \cdot e_1 \left(\frac{\delta_2}{J} \right) + \\
& + erro \cdot \theta_1^* \left(\frac{M\delta_3 - JK}{JM} \right) + erro \cdot \theta_1 \left(\frac{\delta_4}{J} \right) + \\
& + \frac{\dot{\delta}_1}{\gamma} \left(\frac{M + M\delta_1 - J}{JM} \right) + \frac{\dot{\delta}_2}{\gamma} \left(\frac{\delta_2}{J} \right) + \\
& + \frac{\dot{\delta}_3}{\gamma} \left(\frac{M\delta_3 - JK}{JM} \right) + \frac{\dot{\delta}_4}{\gamma} \left(\frac{\delta_4}{J} \right).
\end{aligned}$$

Por fim, agrupando-se os termos semelhantes, tem-se a Equação 3.79.

$$\begin{aligned}
\frac{\partial V}{\partial t} = & e_2 \cdot erro - erro^2 + \left(\frac{M + M\delta_1 - J}{JM} \right) \left(\frac{\dot{\delta}_1}{\gamma} + erro \cdot \tau_D \right) + \\
& + \left(\frac{\delta_2}{J} \right) \left(\frac{\dot{\delta}_2}{\gamma} + erro \cdot e_1 \right) + \left(\frac{M\delta_3 - JK}{JM} \right) \left(\frac{\dot{\delta}_3}{\gamma} + erro \cdot \theta_1^* \right) + \\
& + \left(\frac{\delta_4}{J} \right) \left(\frac{\dot{\delta}_4}{\gamma} + erro \cdot \theta_1 \right).
\end{aligned} \tag{3.79}$$

Ao analisar a Equação 3.79, verifica-se que, escolhendo-se apropriadamente os valores de evolução dos parâmetros δ , pode-se cancelar a maioria dos termos do lado direito. Assim, a escolha da variação temporal desses parâmetros é mostrada nas Equações 3.80, 3.81, 3.82 e 3.83.

$$\dot{\delta}_1 = -\gamma \cdot erro \cdot \tau_D, \tag{3.80}$$

$$\dot{\delta}_2 = -\gamma \cdot erro \cdot e_1, \tag{3.81}$$

$$\dot{\delta}_3 = -\gamma \cdot erro \cdot \theta_1^*, \tag{3.82}$$

$$\dot{\delta}_4 = -\gamma \cdot erro \cdot \theta_1. \tag{3.83}$$

Desta forma, a Equação 3.79 se resume à Equação 3.84.

$$\frac{\partial V}{\partial t} = e_2 \cdot erro - erro^2. \quad (3.84)$$

É necessário que esta equação seja negativa semidefinida. Para isso, impõe-se a restrição da Inequação 3.85 sobre e_2 :

$$e_2 \leq e_1 \left(\frac{JK}{JM - bM + BJ} \right). \quad (3.85)$$

Desta forma, garante-se que $\frac{\partial V}{\partial t} \leq 0$.

Como V é positiva semidefinida e $\frac{\partial V}{\partial t}$ é negativa semidefinida, tem-se, pelo Teorema da Estabilidade de Lyapunov, que os parâmetros δ e *erro* são limitados. Assim, tem-se que e_1 e e_2 também o são. Isso implica em $\theta_1 = e_1 + \theta_{1m}$ e $\dot{\theta}_1 = e_1 + \dot{\theta}_{1m}$ também serem limitados. Como a entrada θ_1^* , também é limitada, tem-se que, pelo Teorema 2.4.2:

$$\begin{aligned} e_1 &\rightarrow 0 \\ e_2 &\rightarrow 0 \end{aligned}, \quad t \rightarrow \infty,$$

ou seja, o erro tende a se anular e o sistema tende a seguir o modelo de referência.

É importante ressaltar que, aplicando-se a restrição da Inequação 3.85, garante-se que o sistema será estável e que o erro se anulará com o passar do tempo. Porém, caso a restrição não seja seguida, não necessariamente o sistema será instável, apenas é perdida a garantia da estabilidade e de convergência, o que não implica em o sistema não convergir para o modelo de referência.

Até este ponto foi definido o modelo de referência, o sinal de controle e a forma como os parâmetros do controlador devem ser adaptados. Assim tem-se o projeto do controlador como ilustrado pela Figura 3.24.

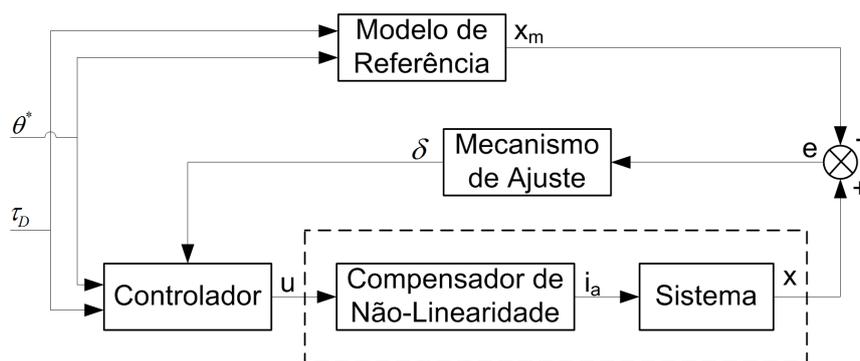


Figura 3.24: Diagrama de blocos do controlador projetado.

Analisando-se o diagrama de blocos, verifica-se que as entradas do sistema (θ^* e τ_D) entram nos blocos do controlador e do modelo de referência. O primeiro excita o sistema linearizado com o sinal de controle u , o que gera o vetor de estados y . Já o modelo de referência gera o vetor y_m .

Esses dois vetores de estados são comparados de forma a gerar os erros de posição e_1 e de velocidade e_2 , os quais são utilizados pelo mecanismo de ajuste para atualizar os valores dos parâmetros δ do controlador.

A Figura 3.27 mostra o comportamento do sistema após essa adaptação. Verifica-se um certo deslocamento da saída após 1750s. Isso se deve ao torque aplicado periodicamente ao sistema. Verifica-se, também, que o sistema se desloca sem perder as características de um sistema massa-mola-amortecedor. Isso era esperado, pois essa é a característica desejada do controlador deste trabalho, que a prótese se adapte aos torques externos sem que essa adaptação tenha que ser feita pelo usuário. Este, portanto, é o resultado almejado para o comportamento real da junta da prótese, pois indica que ela se adaptará ao meio sem causar danos ao usuário, fazendo com que este possa usufruir do equipamento de forma mais natural e confortável do que sem este controlador.

Tem-se, então, o controlador do joelho para o caso contínuo, porém, para implementá-lo no computador, precisa-se discretizar as equações. Assim, tem-se que o modelo discretizado, utilizando-se a aproximação de Euler de 1ª ordem, é dado pela Equação 3.86, em que T_s é a taxa de amostragem.

$$\begin{aligned} \dot{\theta}_1(k) = & \frac{1}{J + bT_s} \left[J\dot{\theta}_1(k-1) + K_a T_s i_a(k) + T_s \tau_D(k) - \right. \\ & \left. - (P_T l_{JT} + P_P l_1 + P_P \alpha) T_s \sin(\theta_1(k-1)) + P_P \beta T_s \cos(\theta_1(k-1)) \right]. \end{aligned} \quad (3.86)$$

Discretizando-se a corrente i_a , tem-se a Equação 3.87.

$$\begin{aligned} i_a(k) = & \frac{1}{T_s K_a} [(P_T l_{JT} + P_P l_1 + P_P \alpha) T_s \sin(\theta_1(k-1)) \\ & - P_P \beta T_s \cos(\theta_1(k-1)) + u(k)]. \end{aligned} \quad (3.87)$$

Discretiza-se, então a equação do modelo linearizado, como mostra a Equação 3.88.

$$\dot{\theta}_1(k) = \frac{1}{J + bT_s} \left[J\dot{\theta}_1(k-1) + T_s \tau_D(k) + u(k) \right]. \quad (3.88)$$

O modelo de referência em sua forma discretizada é mostrado na Equação 3.89.

$$\dot{\theta}_{1m}(k) = \frac{M}{M + BT_s} \left[\dot{\theta}_{1m}(k-1) + \tau_D(k) \left(\frac{T_s}{M} \right) - \theta_{1m}(k) \left(\frac{KT_s}{M} \right) + \theta_1^*(k) \left(\frac{KT_s}{M} \right) \right], \quad (3.89)$$

em que $\theta_{1m}(k)$ é calculado pela aproximação de Euler de primeira ordem, conforme a Equação 3.90.

$$\theta_{1m}(k) = \theta_{1m}(k-1) + T_s \dot{\theta}_{1m}(k). \quad (3.90)$$

Torna-se, então, necessário discretizar o sinal de controle u .

$$u(k) = \delta_1(k)\tau_D(k) + \delta_2(k)\theta_1(k) + \delta_3(k)\theta_1^*(k) + \delta_4(k)\dot{\theta}_1(k-1), \quad (3.91)$$

Definem-se, então, os erros discretizados $e_1(k)$, $e_2(k)$ e $erro(k)$.

$$e(k) = x(k) - x_m(k) = \begin{bmatrix} \theta_1(k) \\ \dot{\theta}_1(k) \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} \theta_{1m}(k) \\ \dot{\theta}_{1m}(k) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} e_1(k) \\ e_2(k) \end{bmatrix}. \quad (3.92)$$

Discretizando-se a Equação 3.77, tem-se:

$$erro(k) = e_2(k) \left(\frac{b}{J} + \frac{B}{M} \right) + e_1(k) \left(\frac{K}{M} \right). \quad (3.93)$$

Por fim, as atualizações dos parâmetros δ são dadas pelas Equações 3.94, 3.95, 3.96 e 3.97 com a restrição da Equação 3.98.

$$\delta_1(k) = \delta_1(k-1) - T_s\gamma \cdot erro(k) \cdot \tau_D(k), \quad (3.94)$$

$$\delta_2(k) = \delta_2(k-1) - T_s\gamma \cdot erro(k) \cdot e_1(k), \quad (3.95)$$

$$\delta_3(k) = \delta_3(k-1) - T_s\gamma \cdot erro(k) \cdot \theta_1^*(k), \quad (3.96)$$

$$\delta_4(k) = \delta_4(k-1) - T_s\gamma \cdot erro(k) \cdot \dot{\theta}_1(k-1). \quad (3.97)$$

$$e_2(k) \leq e_1(k) \left(\frac{JK}{JM - bM + BJ} \right). \quad (3.98)$$

3.4.2 Projeto de controle do tornozelo

O desenvolvimento do controlador para essas juntas se assemelha muito ao da junta do joelho, mudando, apenas, as equações, mas mantendo o desenvolvimento lógico delas.

Assim, reescrevem-se os modelos nas Equações 3.99 e 3.100.

$$J\ddot{\theta}_2 = K_a i_{a2} - b\dot{\theta}_2 + P_P(l_2 + l_3 \cos(\theta_3)) \sin(\theta_1 + \theta_2) - P_P d_{FP} \cos(\theta_1 + \theta_2) + \tau_D, \quad (3.99)$$

$$J\dot{\theta}_3 = K_a i_{a3} - b\dot{\theta}_3 + P_P \cos(\theta_1 + \theta_2) l_3 \sin(\theta_3) + \tau_D. \quad (3.100)$$

Encontram-se, então, as expressões que representam as correntes i_{a2} e i_{a3} .

$$i_{a2} = \frac{1}{K_a} (P_P d_{FP} \cos(\theta_1 + \theta_2) - P_P(l_2 + l_3 \cos(\theta_3)) \sin(\theta_1 + \theta_2) + u), \quad (3.101)$$

$$i_{a3} = \frac{1}{K_a} (-P_P \cos(\theta_1 + \theta_2) l_3 \sin(\theta_3) + u). \quad (3.102)$$

Substituindo-se as expressões das correntes dos motores nos respectivos modelos não-lineares, tem-se as Equações 3.103 e 3.104.

$$\ddot{\theta}_2 = \frac{1}{J} \left(-b\dot{\theta}_2 + \tau_D + u_2 \right), \quad (3.103)$$

$$\ddot{\theta}_3 = \frac{1}{J} \left(-b\dot{\theta}_3 + \tau_D + u_3 \right). \quad (3.104)$$

O modelo de referência deve manter a mesma relação encontrada para o joelho, porém em torno das variáveis θ_2 e θ_3 , ao invés de θ_1 .

$$\ddot{\theta}_{2m} = \tau_D \left(\frac{1}{M} \right) - \theta_2 \left(\frac{K}{M} \right) + \theta_2^* \left(\frac{K}{M} \right) - \dot{\theta}_2 \left(\frac{B}{M} \right), \quad (3.105)$$

$$\ddot{\theta}_{3m} = \tau_D \left(\frac{1}{M} \right) - \theta_3 \left(\frac{K}{M} \right) + \theta_3^* \left(\frac{K}{M} \right) - \dot{\theta}_3 \left(\frac{B}{M} \right). \quad (3.106)$$

Definem-se, então, os sinais de controle u_2 e u_3 como sendo a combinação linear das variáveis dos modelos de referência.

$$u_2 = \delta_1 \tau_D + \delta_2 \theta_2 + \delta_3 \theta_2^* + \delta_4 \dot{\theta}_2, \quad (3.107)$$

$$u_3 = \delta_1 \tau_D + \delta_2 \theta_3 + \delta_3 \theta_3^* + \delta_4 \dot{\theta}_3. \quad (3.108)$$

A partir deste ponto, o projeto dos controladores se torna semelhante ao desenvolvido para o joelho. Isso ocorre, pois os modelos linearizados, os sinais de controle e os modelos de referência são iguais aos encontrados anteriormente, mudando apenas a variável θ_1 para θ_2 e θ_3 e suas respectivas derivadas. Assim, as equações de atualização dos parâmetros δ para a junta sagital são:

$$\dot{\delta}_1 = -\gamma \cdot erro \cdot \tau_D, \quad (3.109)$$

$$\dot{\delta}_2 = -\gamma \cdot erro \cdot e_1, \quad (3.110)$$

$$\dot{\delta}_3 = -\gamma \cdot erro \cdot \theta_2^*, \quad (3.111)$$

$$\dot{\delta}_4 = -\gamma \cdot erro \cdot \dot{\theta}_2, \quad (3.112)$$

enquanto que para a junta frontal são dadas por:

$$\dot{\delta}_1 = -\gamma \cdot erro \cdot \tau_D, \quad (3.113)$$

$$\dot{\delta}_2 = -\gamma \cdot erro \cdot e_1, \quad (3.114)$$

$$\dot{\delta}_3 = -\gamma \cdot erro \cdot \theta_3^*, \quad (3.115)$$

$$\dot{\delta}_4 = -\gamma \cdot erro \cdot \dot{\theta}_3. \quad (3.116)$$

É importante ressaltar que, para as juntas do tornozelos, também é necessária a aplicação da restrição da Equação 3.85.

Como feito para a junta do joelho, é necessário discretizar as equações. Assim, tem-se os modelos discretizados mostrados nas Equações 3.117 e 3.118.

$$\begin{aligned} \dot{\theta}_2(k) = & \frac{1}{J + bT_s} \left[J\dot{\theta}_2(k-1) + K_a T_s i_{a2}(k) - P_P d_{FP} T_s \cos(\theta_1(k-1) + \theta_2(k-1)) + \right. \\ & \left. + P_P (l_2 + l_3 \cos(\theta_3(k-1))) T_s \sin(\theta_1(k-1) + \theta_2(k-1)) + T_s \tau_D(k) \right], \end{aligned} \quad (3.117)$$

$$\begin{aligned} \dot{\theta}_3(k) = & \frac{1}{J + bT_s} \left[J\dot{\theta}_3(k-1) + K_a T_s i_{a3}(k) + T_s \tau_D(k) + \right. \\ & \left. + P_P T_s \cos(\theta_1(k-1) + \theta_2(k-1)) l_3 \sin(\theta_3(k-1)) \right]. \end{aligned} \quad (3.118)$$

As correntes são, então, descritas por:

$$\begin{aligned} i_{a2}(k) = & \frac{1}{T_s K_a} (P_P d_{FP} \cos(\theta_1(k-1) + \theta_2(k-1)) - \\ & - P_P (l_2 + l_3 \cos(\theta_3(k-1))) \sin(\theta_1(k-1) + \theta_2(k-1)) + u(k)), \end{aligned} \quad (3.119)$$

$$i_{a3}(k) = \frac{1}{T_s K_a} (-P_P \cos(\theta_1(k-1) + \theta_2(k-1)) l_3 \sin(\theta_3(k-1)) + u(k)). \quad (3.120)$$

Assim, tem-se os modelos linearizados e discretizados dados por:

$$\dot{\theta}_2(k) = \frac{1}{J + bT_s} \left[J\dot{\theta}_2(k-1) + T_s \tau_D(k) + u(k) \right], \quad (3.121)$$

$$\dot{\theta}_3(k) = \frac{1}{J + bT_s} \left[J\dot{\theta}_3(k-1) + T_s \tau_D(k) + u(k) \right]. \quad (3.122)$$

Por sua vez, os modelos de referência discretizados são dados por:

$$\dot{\theta}_{2m}(k) = \frac{M}{M + BT_s} \left[\dot{\theta}_{2m}(k-1) + \tau_D(k) \left(\frac{T_s}{M} \right) - \theta_{2m}(k) \left(\frac{KT_s}{M} \right) + \theta_{2m}^*(k) \left(\frac{KT_s}{M} \right) \right], \quad (3.123)$$

$$\dot{\theta}_{3m}(k) = \frac{M}{M + BT_s} \left[\dot{\theta}_{3m}(k-1) + \tau_D(k) \left(\frac{T_s}{M} \right) - \theta_{3m}(k) \left(\frac{KT_s}{M} \right) + \theta_{3m}^*(k) \left(\frac{KT_s}{M} \right) \right]. \quad (3.124)$$

Os calculos de θ_{2m} e de θ_{3m} são feitos pelas Equações 3.125 e 3.126.

$$\theta_{2m}(k) = \theta_{2m}(k-1) + T_s \dot{\theta}_{2m}(k), \quad (3.125)$$

$$\theta_{3m}(k) = \theta_{3m}(k-1) + T_s \dot{\theta}_{3m}(k). \quad (3.126)$$

Discretizando-se os sinais de controle tem-se:

$$u_2(k) = \delta_1(k)\tau_D(k) + \delta_2(k)\theta_2(k) + \delta_3(k)\theta_2^*(k) + \delta_4(k)\dot{\theta}_2(k-1), \quad (3.127)$$

$$u_3(k) = \delta_1(k)\tau_D(k) + \delta_2(k)\theta_3(k) + \delta_3(k)\theta_3^*(k) + \delta_4(k)\dot{\theta}_3(k-1). \quad (3.128)$$

Aplicando-se a restrição descrita na Equação 3.98 têm-se as atualizações dos parâmetros δ da junta sagital dadas por:

$$\delta_1(k) = \delta_1(k-1) - T_s \gamma \cdot erro(k) \cdot \tau_D(k), \quad (3.129)$$

$$\delta_2(k) = \delta_2(k-1) - T_s \gamma \cdot erro(k) \cdot e_1(k), \quad (3.130)$$

$$\delta_3(k) = \delta_3(k-1) - T_s \gamma \cdot erro(k) \cdot \theta_2^*(k), \quad (3.131)$$

$$\delta_4(k) = \delta_4(k-1) - T_s \gamma \cdot erro(k) \cdot \dot{\theta}_2(k-1), \quad (3.132)$$

enquanto que para a junta frontal têm-se:

$$\delta_1(k) = \delta_1(k-1) - T_s \gamma \cdot erro(k) \cdot \tau_D(k), \quad (3.133)$$

$$\delta_2(k) = \delta_2(k-1) - T_s \gamma \cdot erro(k) \cdot e_1(k), \quad (3.134)$$

$$\delta_3(k) = \delta_3(k-1) - T_s \gamma \cdot erro(k) \cdot \theta_3^*(k), \quad (3.135)$$

$$\delta_4(k) = \delta_4(k-1) - T_s \gamma \cdot erro(k) \cdot \dot{\theta}_3(k-1). \quad (3.136)$$

3.4.3 Simulação

Tendo projetados os controladores das juntas a partir dos modelos simplificados, é necessário simulá-los para a validação da teoria. Esta é uma ferramenta capaz de apontar erros cometidos durante o desenvolvimento matemático do projeto do controlador. Assim, após algumas reformulações, foi possível chegar às simulações mostradas a seguir.

Primeiramente faz-se a simulação do joelho no domínio contínuo para validar as equações de compensação de não-linearidade, modelo de referência, mecanismo de adaptação e do controlador, projetadas na seção anterior. Assim, definindo o ganho de adaptação $\gamma = 5$ e os parâmetros do modelo de referência $M = 1$, $B = 4$ e $K = 4$, pode-se simular com uma entrada de onda quadrada, com período de 40s. Esta entrada tem limite inferior de 0,3rad e superior de 0,6rad. Também foi aplicada uma entrada de torque externo, representado por uma onda quadrada com período de 320s e limites inferior e superior de 0 e de 1Nm. Rodando a simulação por 2000s, obtêm-se as Figuras 3.25, 3.26, 3.27 e 3.28, representando, respectivamente, a saída do sistema com a entrada

de referência, O trecho inicial da saída, em que os parâmetros δ estão em adaptação, o trecho final, com os parâmetros δ já adaptados e o tempo que o sistema leva para chegar a erros de 1° e de $0,1^\circ$.

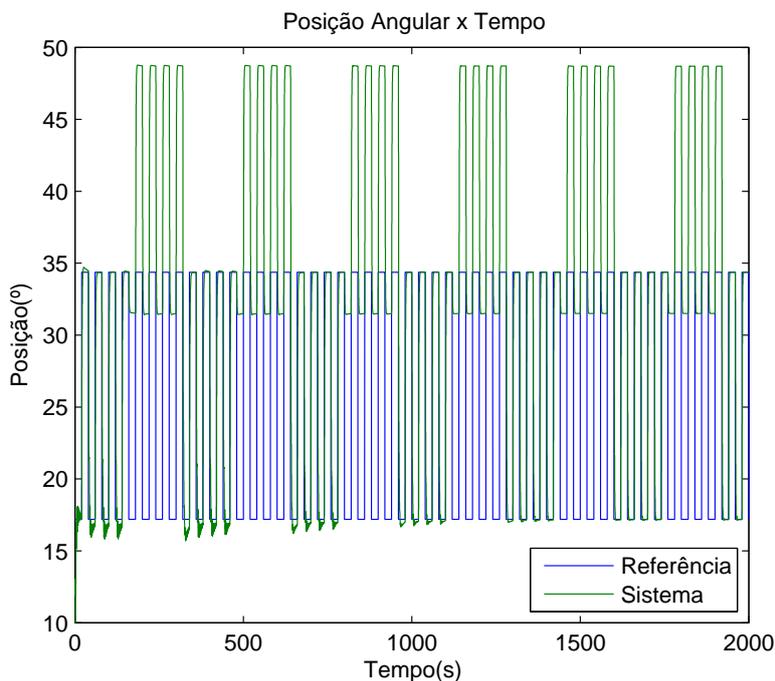


Figura 3.25: Referência e saída da simulação no domínio contínuo.

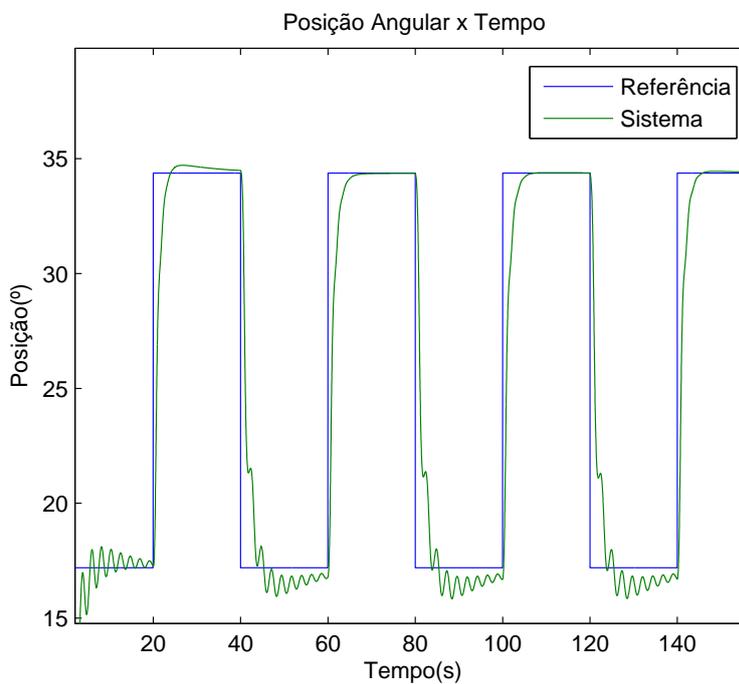


Figura 3.26: Saída do sistema com parâmetros δ em adaptação.

A partir da Figura 3.25, verifica-se que o sistema demora um certo tempo para conseguir

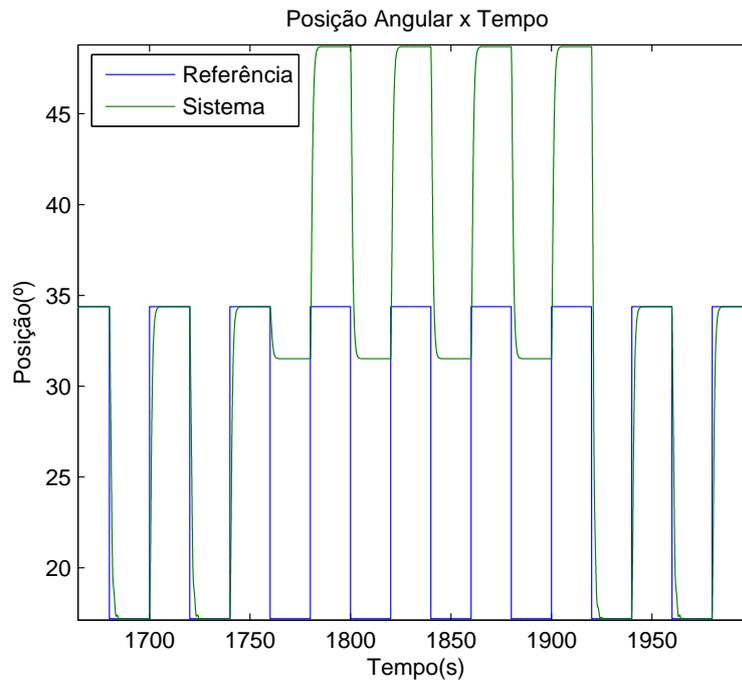


Figura 3.27: Saída do sistema com parâmetros δ já adaptados.

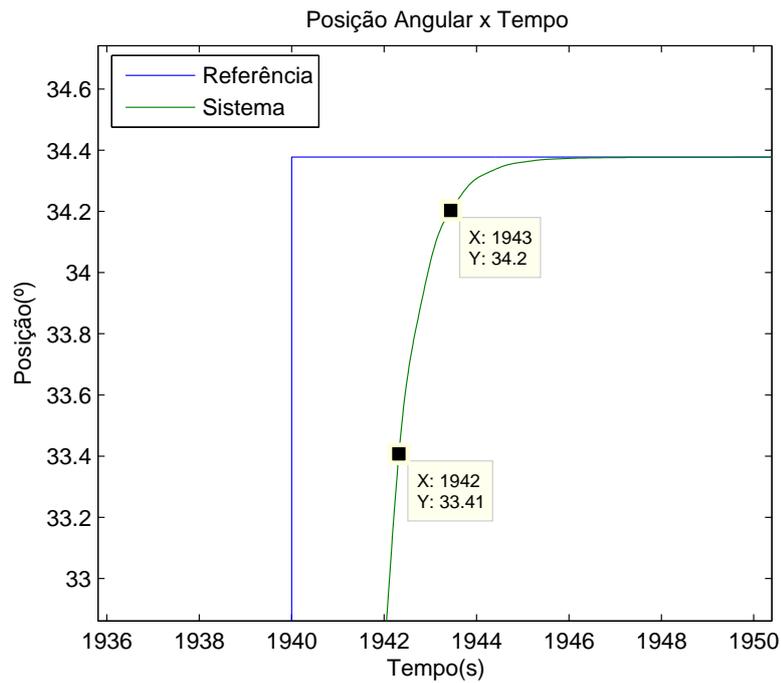


Figura 3.28: Tempo necessário para o erro se tornar menor que 1° e $0,1^\circ$.

adaptar os parâmetros do controlador, antes de seguir o modelo de referência. Esse período é ilustrado pela Figura 3.26, em que é possível ver oscilações não esperadas em um sistema massa-mola-amortecedor.

A Figura 3.27 mostra o comportamento do sistema após essa adaptação. Verifica-se um certo deslocamento da saída após 1750s. Isso se deve ao torque aplicado periodicamente ao sistema. Verifica-se que o sistema se desloca, sem perder as características de um sistema massa-mola-amortecedor. Isso era esperado, pois essa é a característica desejada do controlador deste trabalho, que a prótese se adapte aos torques externos sem que essa adaptação tenha que ser feita pelo usuário. Assim, considerando-se apenas essa simulação, é possível inferir que a prótese se adaptará ao meio sem causar danos ao usuário, fazendo com que este possa usufruir do equipamento de forma mais natural e confortável do que sem este controlador.

Após a adaptação desses parâmetros (Figura 3.27), verifica-se que o sistema apresenta um comportamento criticamente amortecido. Isso acontece por causa da escolha dos parâmetros do modelo de referência. Por ser um sistema massa-mola-amortecedor, seus polos, desconsiderando a entrada de torque externo, podem ser calculados pela Equação 3.137.

$$\theta = \frac{-B \pm \sqrt{B^2 - 4MK}}{2M} \quad (3.137)$$

Assim, a condição para que o sistema seja criticamente amortecido é:

$$B^2 = 4MK.$$

Analisando a Equação 3.137 também é possível perceber que, se o sistema não for sobre-amortecido, os polos tem sua parte real dada pela relação $\frac{-B}{2M}$, de forma que, quanto maior for o módulo desta relação, mais rápido será a resposta do sistema. Desta forma, o tempo para a acomodação da resposta é ilustrado na Figura 3.28.

Para validar o projeto, também devem ser analisadas outras variáveis. As Figuras 3.29, 3.30, 3.31, 3.32 e 3.33 mostram a evolução da corrente, do erro de posição, do erro de velocidade e dos parâmetros δ , respectivamente.

Com relação à corrente (Figura 3.29), verifica-se que o sinal permanece limitado e dentro dos limites realizáveis pelo joelho, os quais podem passar, em módulo, de 5A.

Analisando-se os erros das Figuras 3.30 e 3.31, verifica-se a redução do módulo deles ao longo do tempo. Os picos mostrados representam os instantes em que uma perturbação é gerada, ou por torque externo, ou por alteração brusca da posição de referência. Assim, os parâmetros do controlador devem se readaptar à nova configuração das variáveis.

As Figuras 3.32 e 3.33 mostram essa adaptação. Verifica-se que os parâmetros convergem, mas sofrem adaptações devido às perturbações anteriormente mencionadas.

Verifica-se, então que o sistema está estável com os erros tendendo a se anularem e os parâmetros δ a convergirem. Ela, porém foi realizada sem a aplicação da restrição do e_2 . A Figura 3.34 mostra o valor da derivada temporal de V . Verifica-se que, mesmo ela não sendo negativa semidefinida, o sistema pode ser estável.

Tendo verificado a validade do projeto no domínio contínuo, torna-se necessário verificá-la

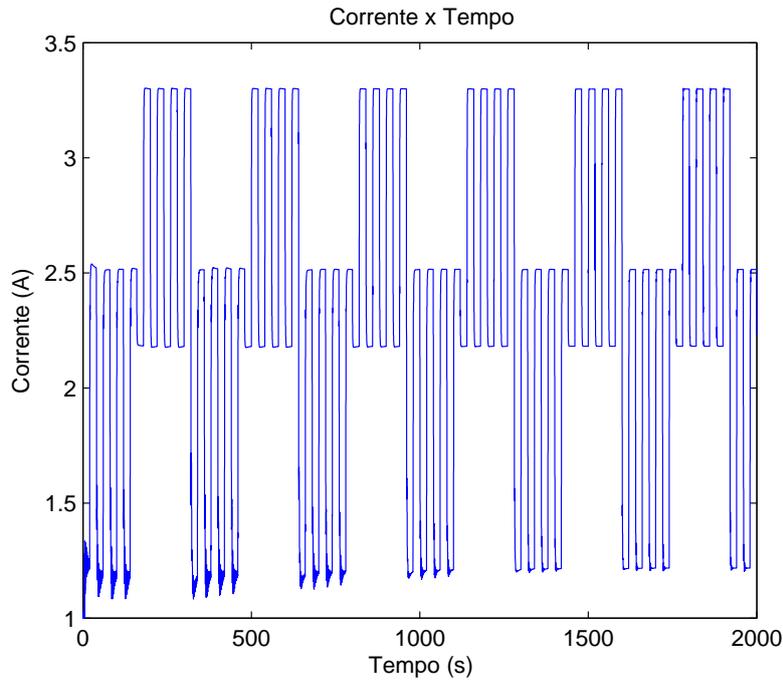


Figura 3.29: Corrente da simulação no domínio contínuo.

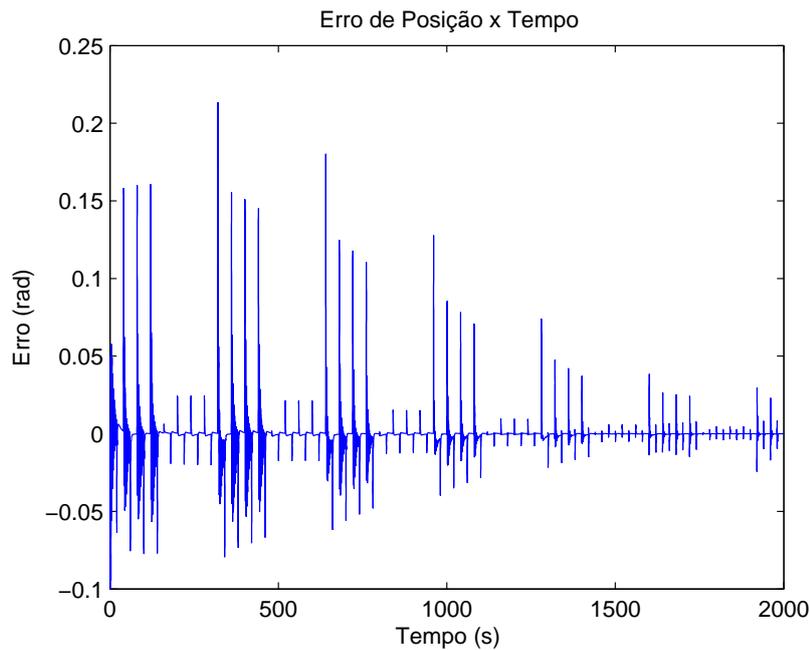


Figura 3.30: Evolução do erro de posição angular na simulação no domínio contínuo.

no domínio discreto, uma vez que a discretização gera atrasos no sistema, o que pode levar à instabilidade dele. Para as mesmas condições anteriores, porém com $\gamma = 1$ realizou-se a simulação com duração de $5000s$ e com $T_s = 0,02s$ e foram obtidas as Figuras 3.35, 3.36, 3.37 e 3.38.

O deslocamento da posição na Figura 3.37 ocorre pelo mesmo motivo do caso contínuo, devido

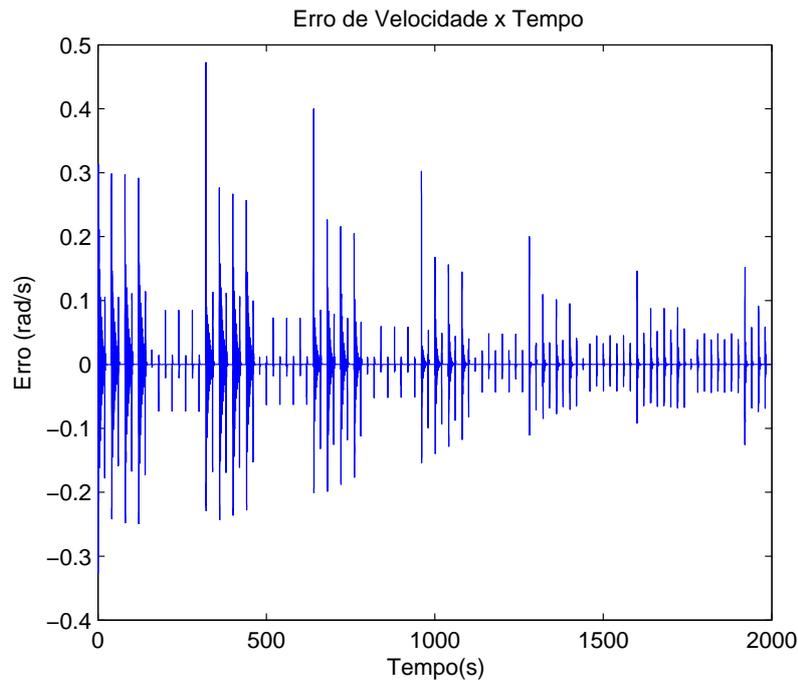


Figura 3.31: Evolução do erro de velocidade angular na simulação no domínio contínuo.

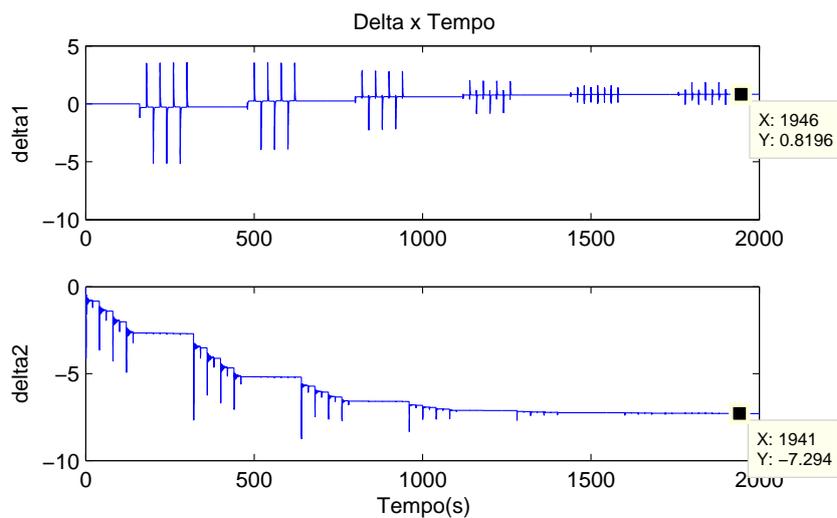


Figura 3.32: Evolução dos parâmetros δ na simulação no domínio contínuo.

ao torque externo periódico aplicado ao sistema. Assim, verifica-se que a saída está de acordo com o esperado, mas ainda é necessário verificar as demais variáveis do sistema, antes de implementar o controlador. Assim, da mesma forma que no domínio contínuo, a corrente, os erros e os parâmetros δ são mostrados, respectivamente, nas Figuras 3.39, 3.40, 3.41, 3.42 e 3.43.

Verifica-se que a corrente apresenta valores menores que $3,5A$, o que é realizável pelo joelho da prótese. Também é possível verificar que os erros de posição e de velocidade reduzem de módulo

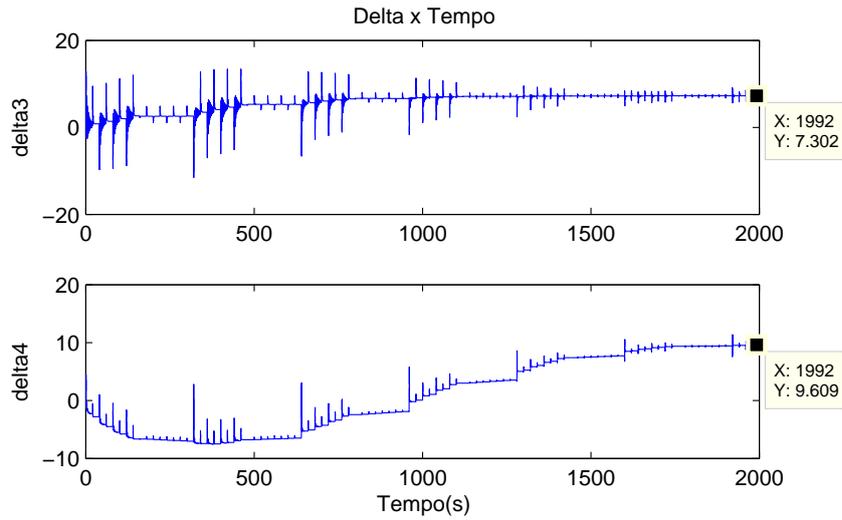


Figura 3.33: Evolução dos parâmetros δ na simulação no domínio contínuo.

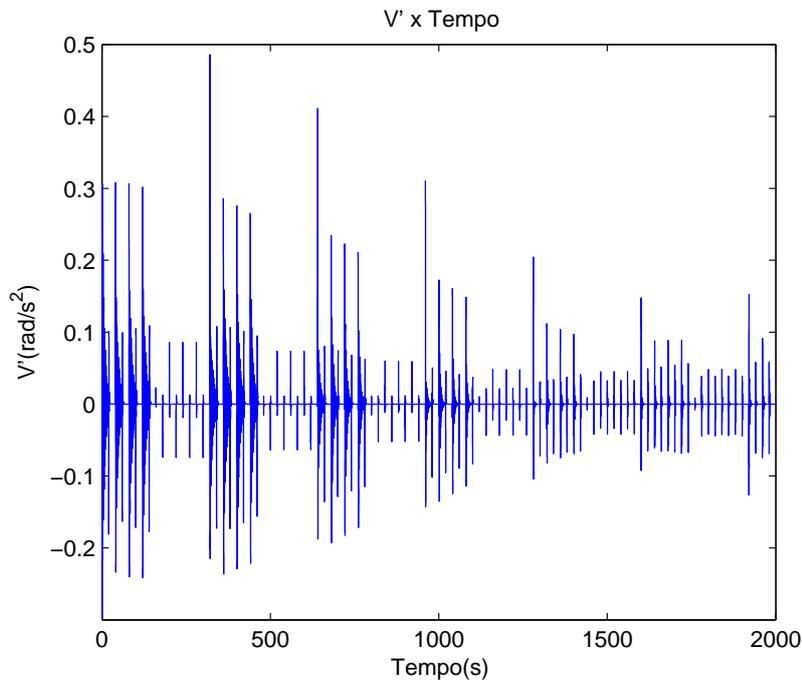


Figura 3.34: Valores assumidos pela derivada temporal de V

com o passar do tempo. Quanto aos parâmetros δ , verifica-se que eles também convergem. Assim, o sistema é estável, mesmo estando no domínio discreto e a derivada temporal de V não sendo negativa semidefinida, como mostra a Figura 3.44.

O resultado é muito satisfatório, mas a simulação foi feita considerando-se que os parâmetros do sistema foram corretamente identificados. Sendo assim, torna-se importante fazer uma verificação de como a resposta do sistema se altera na presença de valores diferentes dos reais.

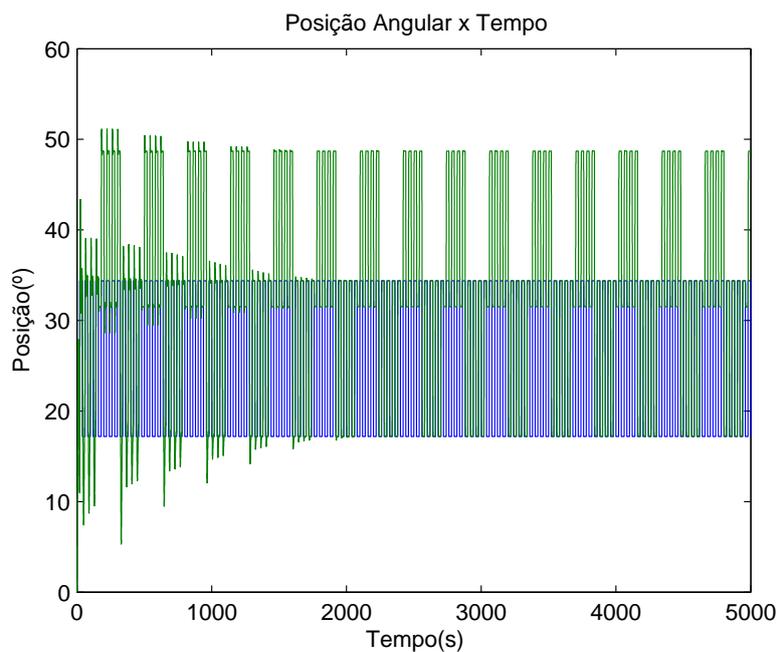


Figura 3.35: Referência e saída da simulação no domínio discreto.

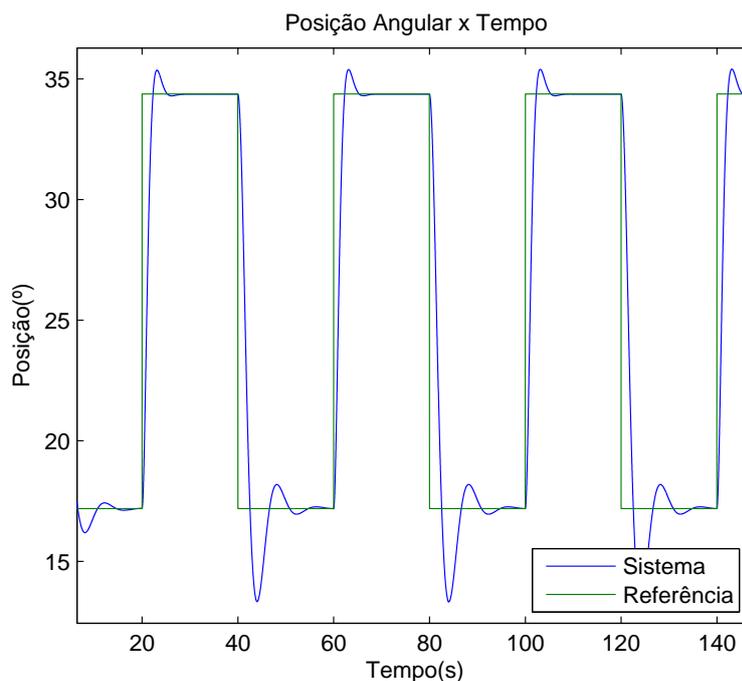


Figura 3.36: Saída do sistema com parâmetros δ em adaptação.

Para iniciar essa análise, reduz-se o valor do ganho de adaptação para $\gamma = 0,1$. Assim, variando-se o valor da constante do motor foi possível obter as Figuras 3.45 e 3.46.

Para a configuração utilizada nesta simulação, quando se utilizou um valor de $K_a = K_{ar} * 0,01$, onde K_a é a constante identificada e K_{ar} é o parâmetro real da prótese, o sistema se tornou instável,

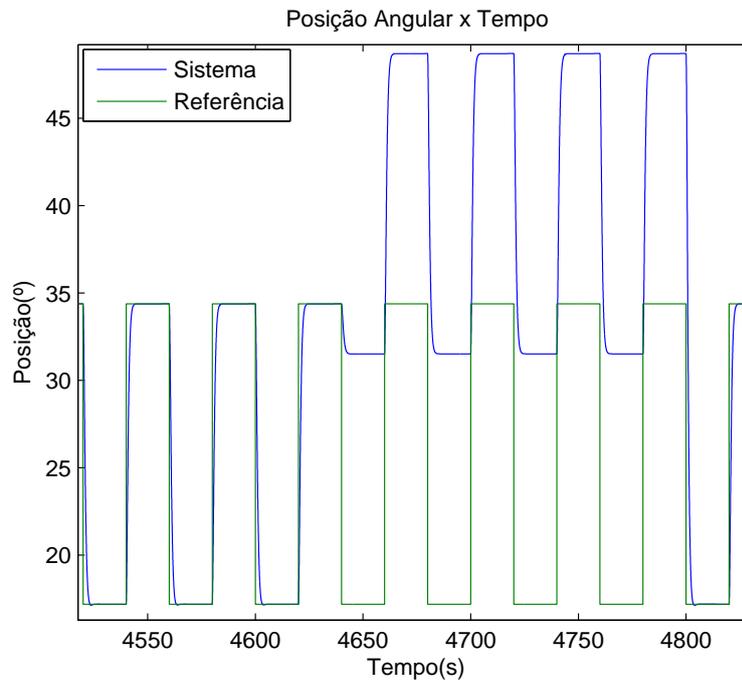


Figura 3.37: Saída do sistema com parâmetros δ já adaptados.

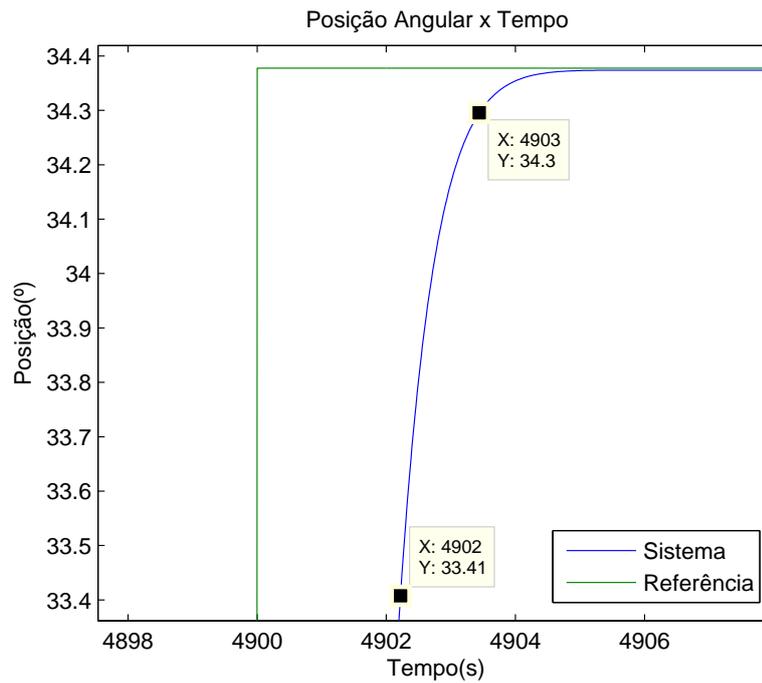


Figura 3.38: Tempo necessário para o erro se tornar menor que 1° e $0,1^\circ$.

porém para os valores $K_a = K_{ar} * 0,1$, $K_a = K_{ar} * 10$ e $K_a = K_{ar} * 100$, verificou-se que o sistema se mantém estável.

Analisando a Figura 3.45 é possível verificar que valores baixos de K_a geram uma oscilação,

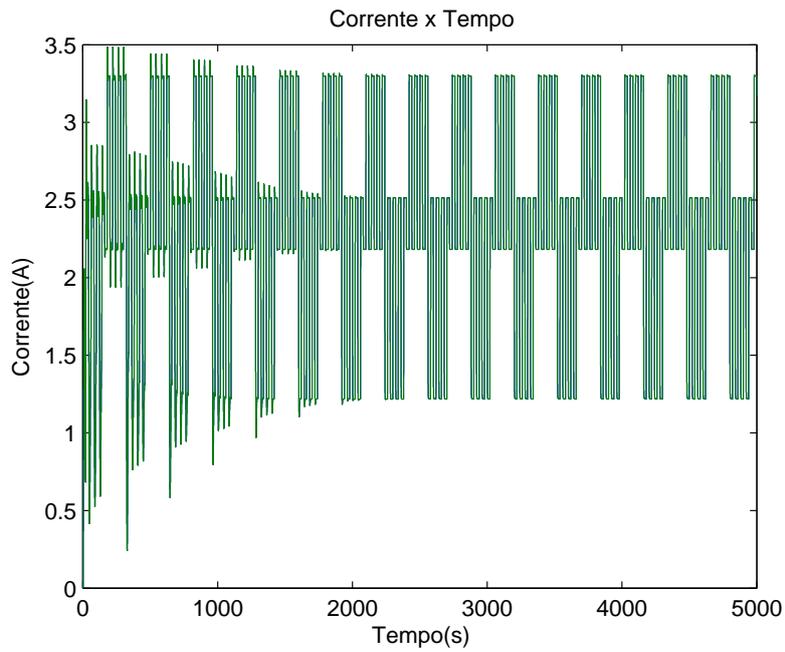


Figura 3.39: Corrente da simulação no domínio discreto.

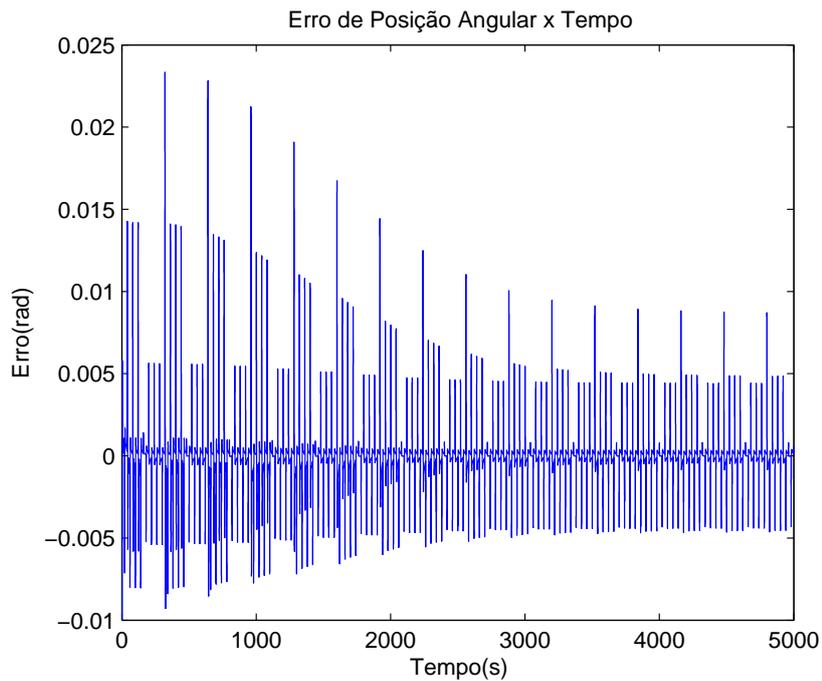


Figura 3.40: Evolução do erro de posição angular na simulação no domínio discreto.

o que pode deixar o sistema instável, como foi o caso de $K_a = K_{ar} * 0,01$. Também é possível verificar que, para valores muito grandes de K_a o sistema para de seguir a referência com erro nulo, além de gerar picos indesejáveis na corrente do motor.

Assim, conclui-se que este parâmetro não pode ser nem muito maior, nem muito menor que o

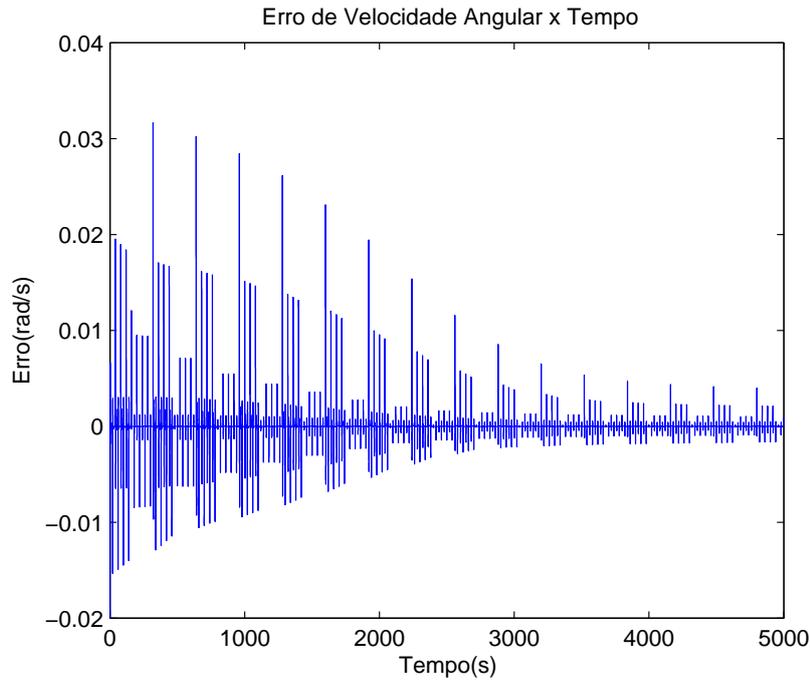


Figura 3.41: Evolução do erro de velocidade angular na simulação no domínio discreto.

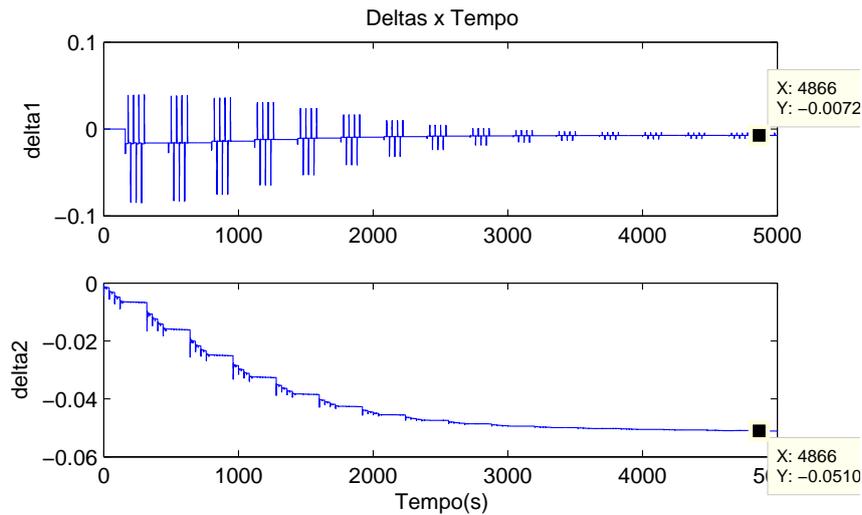


Figura 3.42: Evolução dos parâmetros δ na simulação no domínio discreto.

valor correto, sendo que uma diferença de dez vezes para mais ou para menos ainda é aceitável.

Outro parâmetro que deve ser analisado é o coeficiente de atrito viscoso b . As Figuras 3.47 e 3.48 mostram como a identificação dele afeta a resposta do sistema.

Nestas Figuras, é possível verificar, como no caso de K_a , que valores identificados muito menores que o real levam o sistema a oscilar, o que pode levar à instabilidade. Essa relação, porém, é menor do que no caso de K_a , uma vez que $b = b_r * 0,01$ não foi capaz de desestabilizá-lo.

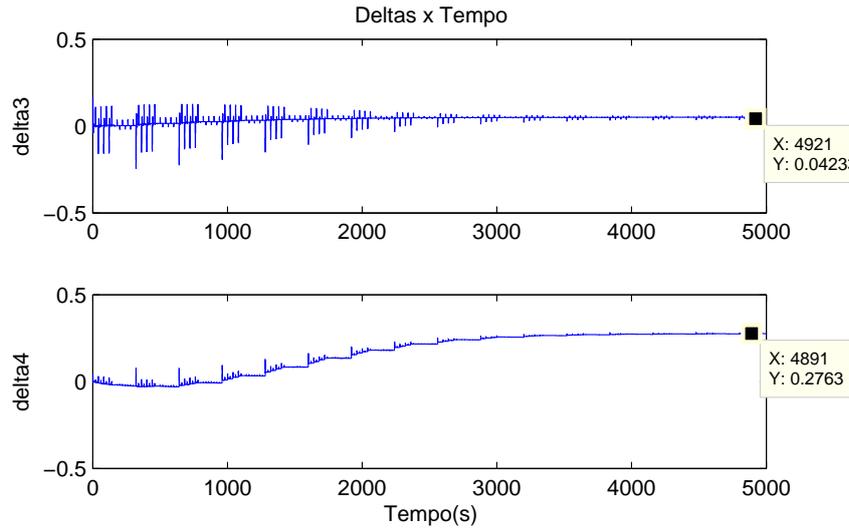


Figura 3.43: Evolução dos parâmetros δ na simulação no domínio discreto.

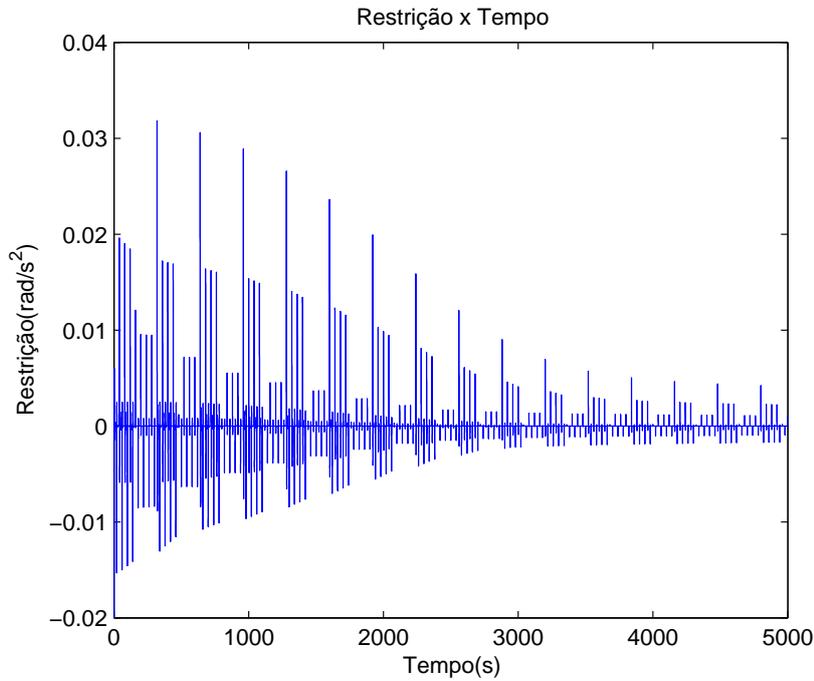


Figura 3.44: Valores assumidos pela derivada temporal de V

A influência de b pode ser melhor vista pela Figura 3.48, na qual verifica-se que, para elevados valores de b , o pico de corrente é muito superior ao suportado pela prótese e muito maior que o gerado por altos valores de K_a .

Conclui-se, então, que o valor de b , assim como no caso de K_a , não pode ser nem muito pequeno e nem muito grande, pois pode levar à instabilidade do sistema no primeiro caso, ou a valores inaceitáveis de corrente no segundo caso.

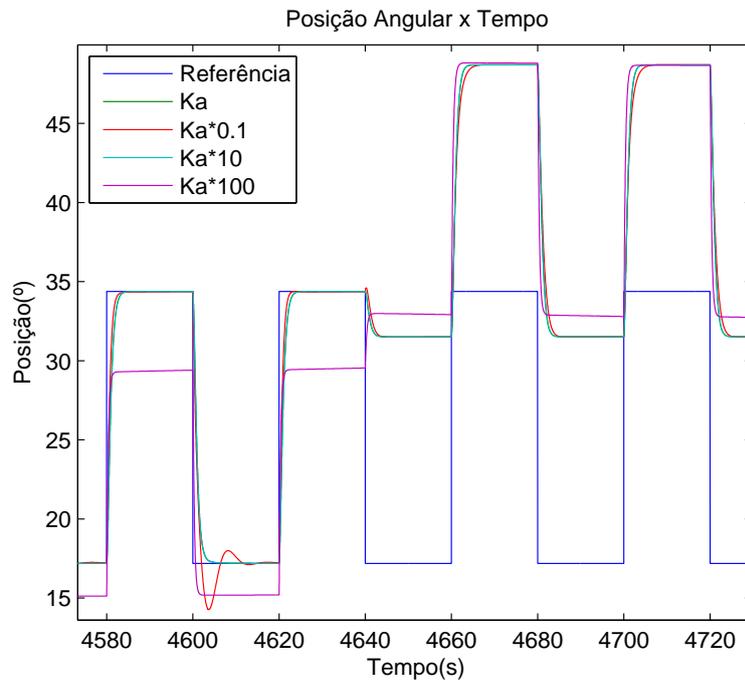


Figura 3.45: Saídas para os diferentes valores de K_a

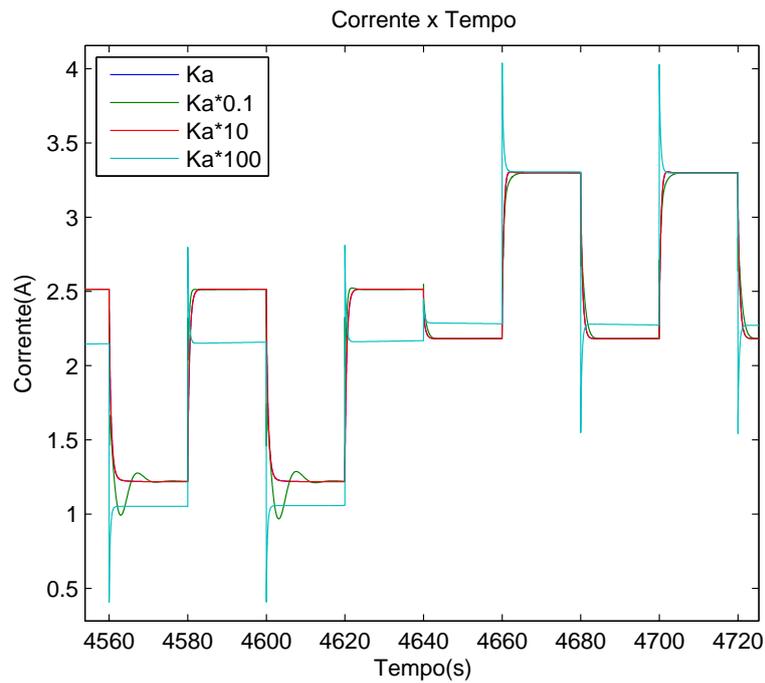


Figura 3.46: Correntes para os diferentes valores de K_a

Analisa-se, então, a influência da identificação errônea do momento de inércia da prótese J na resposta do sistema. As Figuras 3.49 e 3.50 ilustram essa influência.

É possível verificar que valores mais elevados de J fazem com que o sistema apresente uma

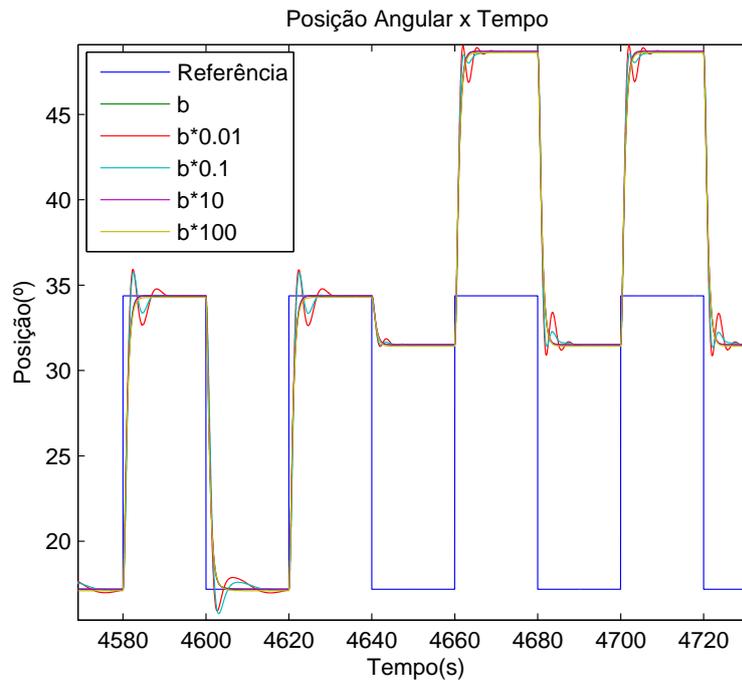


Figura 3.47: Saídas para os diferentes valores de b

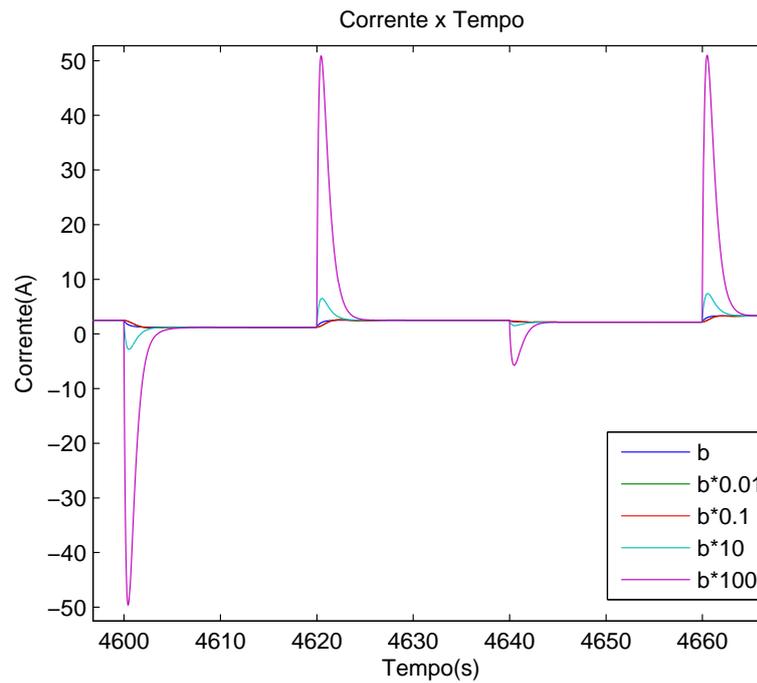


Figura 3.48: Correntes para os diferentes valores de b

demora maior para conseguir acompanhar a referência. Além disso, esses valores geram picos na corrente do motor. A influência de J nesses picos, ainda é menor do que no caso de b , mas eles são indesejáveis na prótese.

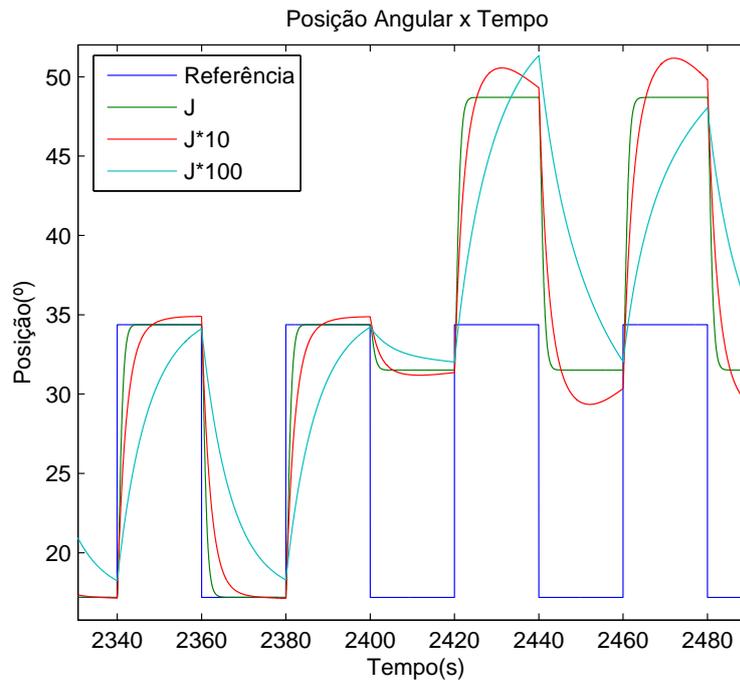


Figura 3.49: Saídas para os diferentes valores de J

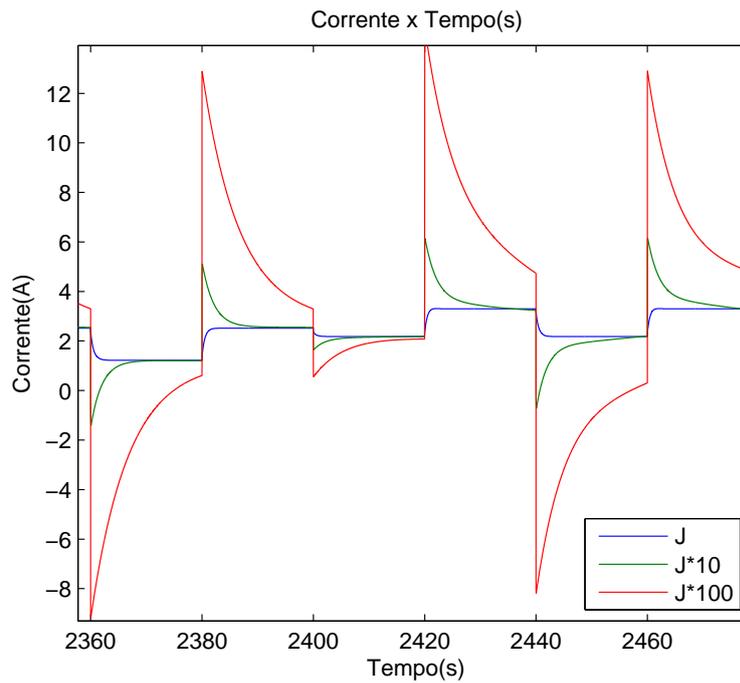


Figura 3.50: Correntes para os diferentes valores de J

Para o caso de valores menores de J , não foi possível obter uma resposta, pois essa simulação, apresenta laços de integração. A ferramenta utilizada realiza integração numérica de alguns desses laços, o que, muitas vezes pode levar a singularidades. Como valores menores de J levavam a essa situação, não foi possível verificar esse tipo de resposta, porém, provavelmente, esses valores tam-

bém levariam o sistema a instabilidade, pois o comportamento verificado em J é muito semelhante ao de K_a e de b .

Outro parâmetro a ser analisado é a massa da tíbia m_T . Ao contrário do que vinha acontecendo com K_a , b e com J , ao aumentar a massa identificada para $m_T = m_{T_r} * 100$, verificou-se que o sistema ficou instável. Outros valores desse parâmetro podem ser vistos nas Figuras 3.51 e 3.52.

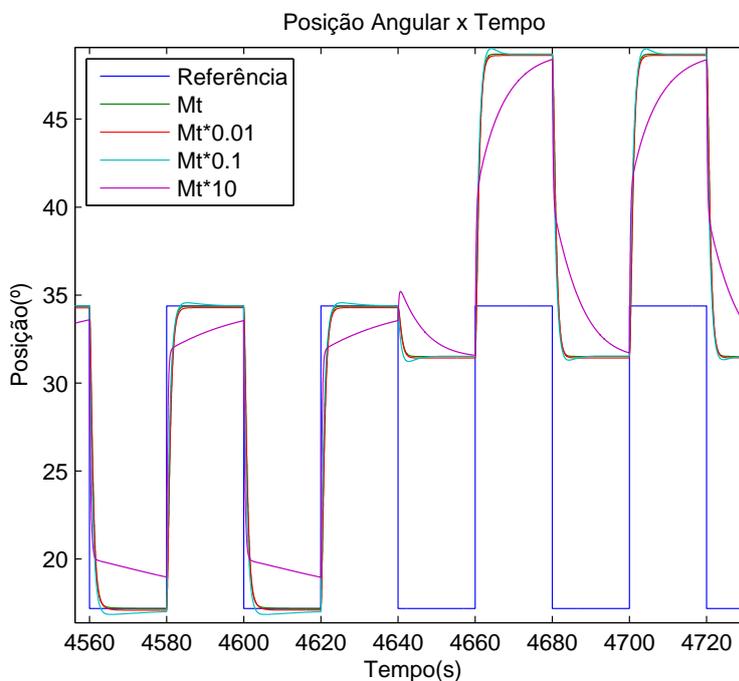


Figura 3.51: Saídas para os diferentes valores de m_T

O comportamento verificado pela Figura 3.51 é o de que, para elevados valores de m_T , o sistema se torna mais lento do que deveria ser, não conseguindo mais seguir a referência.

Pela Figura 3.52, verifica-se que, para pequenos valores de m_T , o sistema tende a responder mais rápido do que o projetado, o que faz aparecerem picos de corrente, inaceitáveis no sistema.

Conclui-se, então, que este parâmetro, como os anteriores, não pode ser nem muito maior, nem muito menor do que o valor real.

Por fim, analisa-se a influência da massa do pé m_P na resposta do sistema. Como resultados tem-se as Figuras 3.53 e 3.54.

Ao contrário do que foi verificado para m_T , este parâmetro apresenta elevados picos de corrente para elevados valores de m_P . Pela Figura 3.53 verifica-se que, esses valores também levam o sistema a responder de forma tão rápida que são geradas muitas oscilações e o sistema não é capaz de seguir a referência.

Por outro lado, para baixos valores de m_P , a resposta se torna mais lenta, mas essa influência é consideravelmente menor que a de m_T .

Conclui-se, então que este parâmetro, quando identificado como sendo maior que o real, preju-

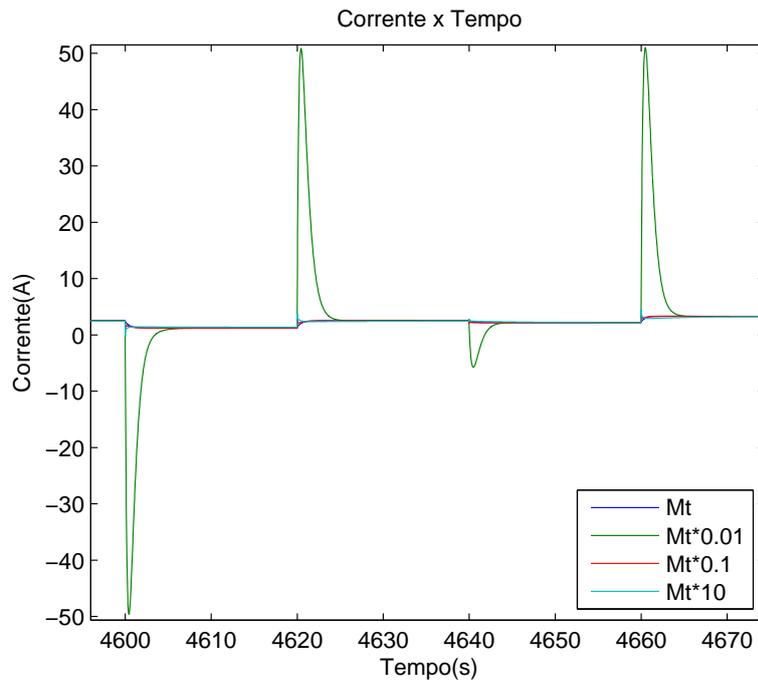


Figura 3.52: Correntes para os diferentes valores de m_T

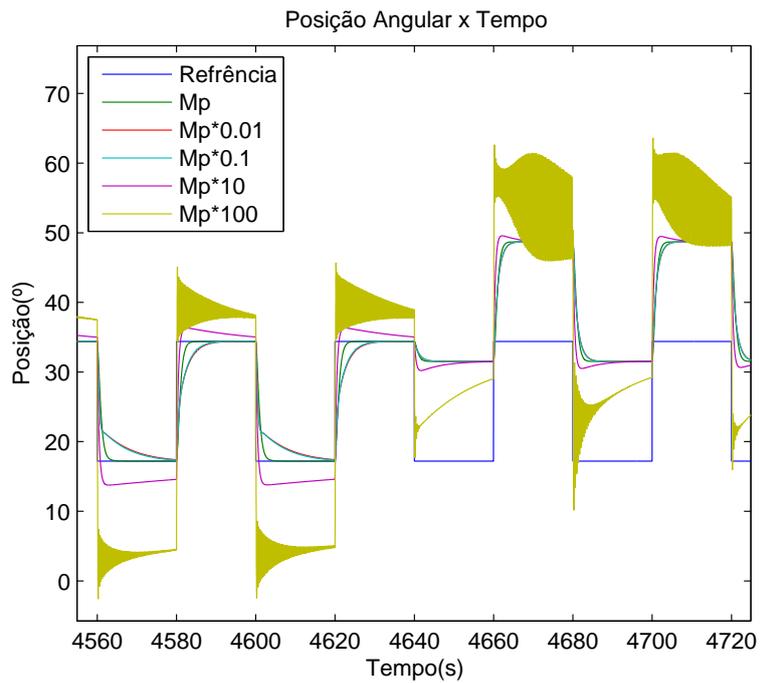


Figura 3.53: Saídas para os diferentes valores de m_P

dica muito mais a resposta final do sistema do que quando é menor que o real.

Outra análise importante de ser feita é sobre os parâmetros do modelo de referência, uma vez que a dinâmica dele é responsável pelo comportamento (massa-mola-amortecedor) desejado para a

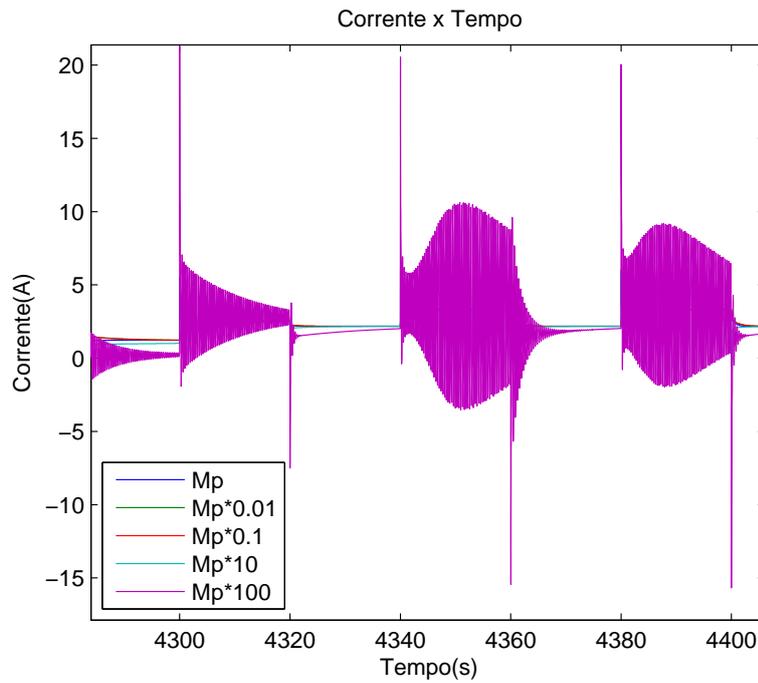


Figura 3.54: Correntes para os diferentes valores de m_p

prótese. Assim, esta comparação é feita nas Figuras 3.55 e 3.56.

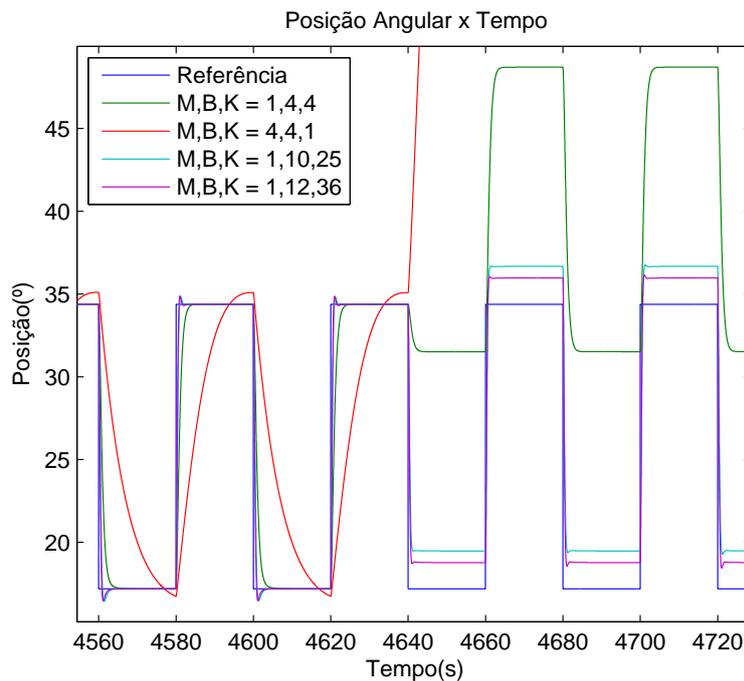


Figura 3.55: Saídas para os diferentes modelos de referência

Todos os modelos utilizados são do tipo criticamente amortecido. Assim, espera-se que, os modelos com maior relação entre B e M serão os mais rápidos. A Figura 3.55 mostra essa relação

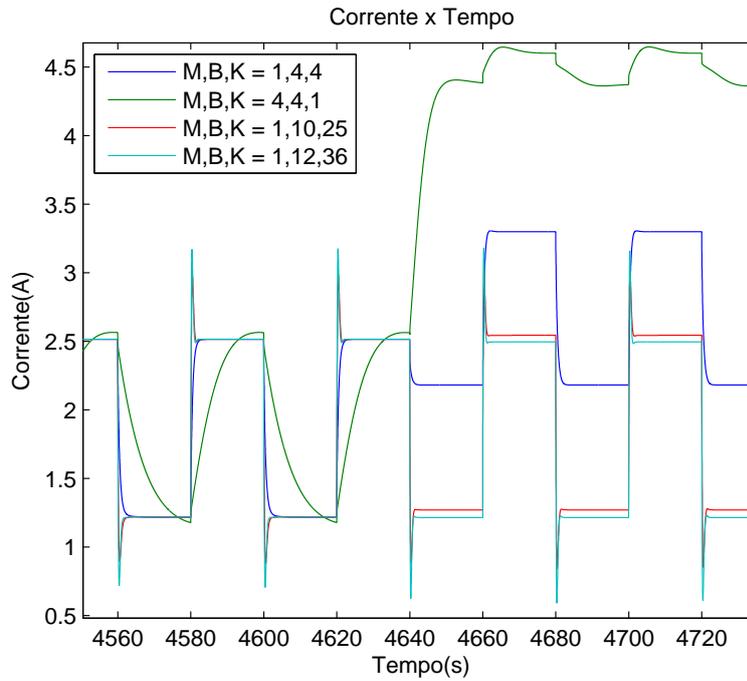


Figura 3.56: Correntes para os diferentes modelos de referência

entre os modelos. Também é possível verificar que, como o torque externo é sempre de $1Nm$, quanto menor o valor de K , mais facilmente a prótese é retirada da sua posição de equilíbrio.

Por sua vez, a Figura 3.56 mostra que, quanto mais rápido for o sistema, mais corrente deverá ser fornecida, o que pode gerar picos de correntes muito elevados, capazes de queimar componentes eletrônicos, ou até mesmo a placa de acionamento do motor, mesmo ela tendo um circuito de segurança.

Por fim, falta verificar a influência do ganho de adaptação na resposta de saída. Para isso, foram simulados os valores de $\gamma = 0,01$, $\gamma = 0,05$, $\gamma = 0,1$, $\gamma = 0,5$ e $\gamma = 1$, como mostram as Figuras 3.57 e 3.58.

As correntes da Figura 3.58 não mostram diferenças significativas entre os diferentes valores desse parâmetro, porém é possível perceber, pela Figura 3.57, que, quanto maior o valor de γ , mais rápido é o sistema. Assim, em simulação, com os parâmetros identificados corretamente pode-se concluir que, quanto maior for o valor de γ melhor.

De fato, a convergência dos parâmetros ocorre rapidamente, mas, verificou-se que, para variações nos parâmetros identificados, esse aumento de velocidade pode piorar a resposta do sistema, podendo, inclusive, torná-lo instável. Então, é necessário analisar para quais valores de γ o sistema ainda responde de forma estável.

Tendo, então concluído a análise de variações dos modelos e dos parâmetros, pode-se realizar a simulação das juntas do tornozelo sagital e frontal. Ela, porém tende a ser muito semelhante às análises até aqui realizadas. Isso porque, como visto no projeto, a diferença que existe entre os modelos de cada junta é compensada pelo bloco compensador de não-linearidade. Assim, como

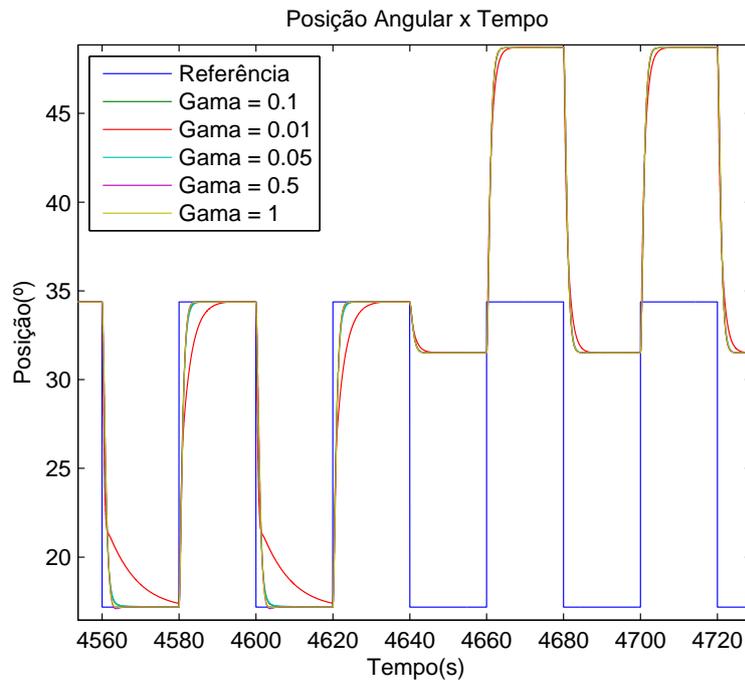


Figura 3.57: Saídas para os diferentes valores de γ

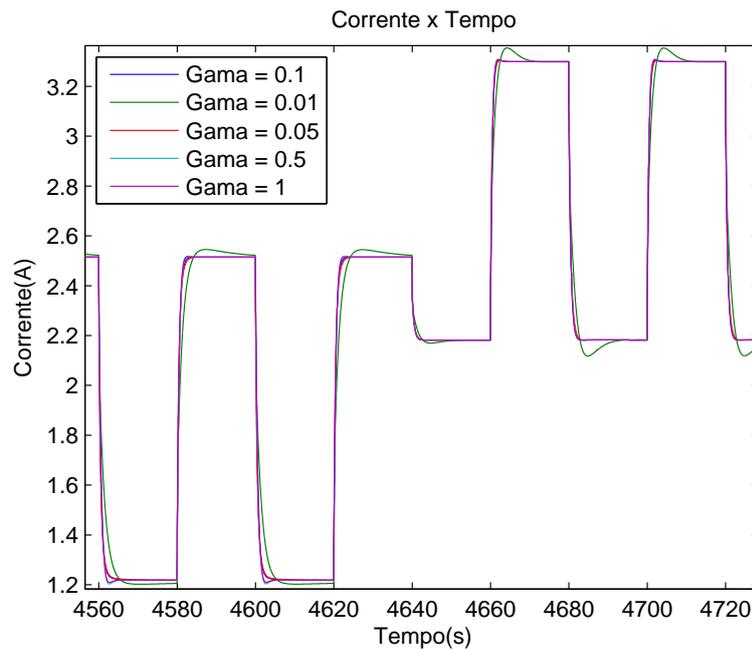


Figura 3.58: Correntes para os diferentes valores de γ

um todo o sistema tende a ser o mesmo, variando apenas os valores de corrente provindos dessa linearização.

Desta forma, os três sistemas foram simulados e suas saída são mostradas nas Figuras 3.59, 3.60 e 3.61.

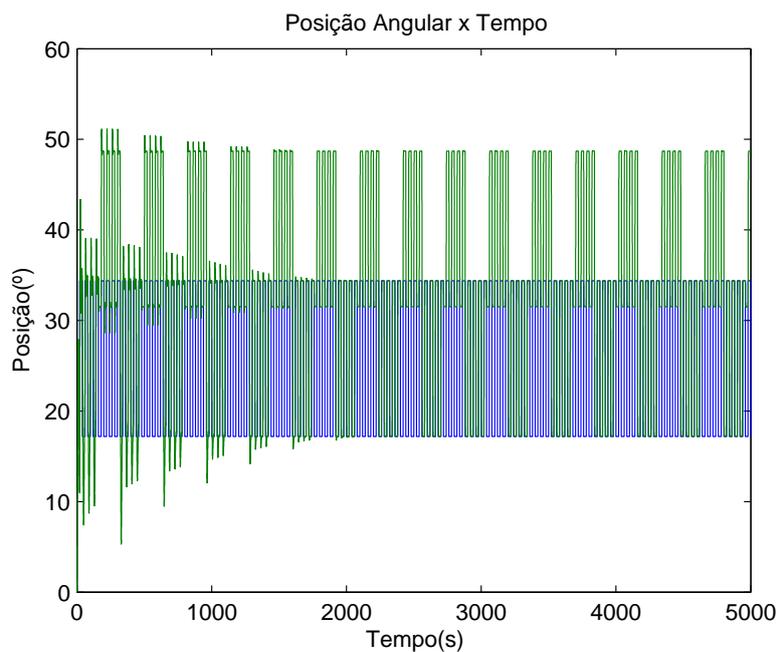


Figura 3.59: Saída do sistema simulado para a junta do joelho

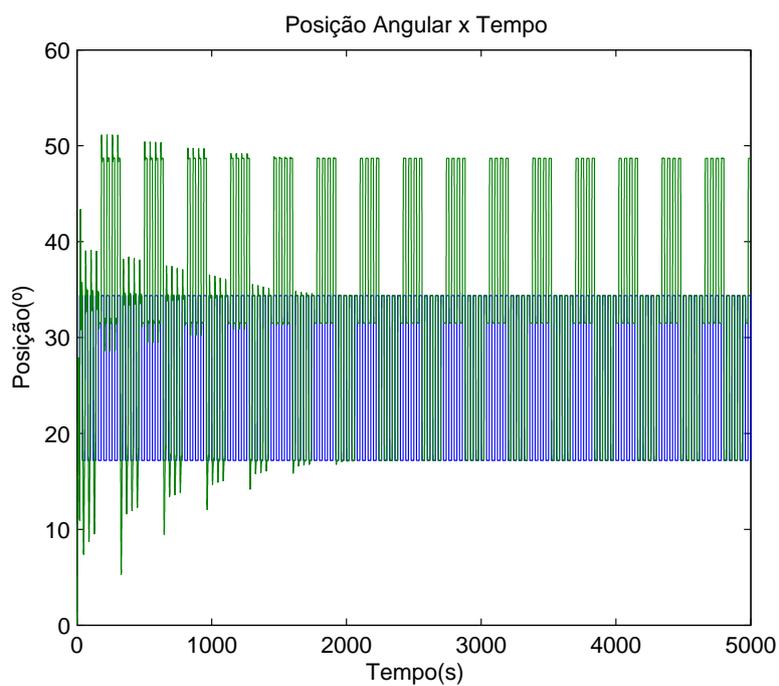


Figura 3.60: Saída do sistema simulado para a junta sagital do tornozelo

Verifica-se que as saídas são idênticas, o que era esperado, já que o modelo linear é o mesmo.

Por sua vez, a corrente de cada simulação é diferente entre si. Todas elas apresentam semelhanças na amplitude com, mas os valores de corrente atuando nos motores do tornozelo são menores que os do joelho. Essa relação é mostrada nas Figuras 3.62, 3.63 e 3.64.

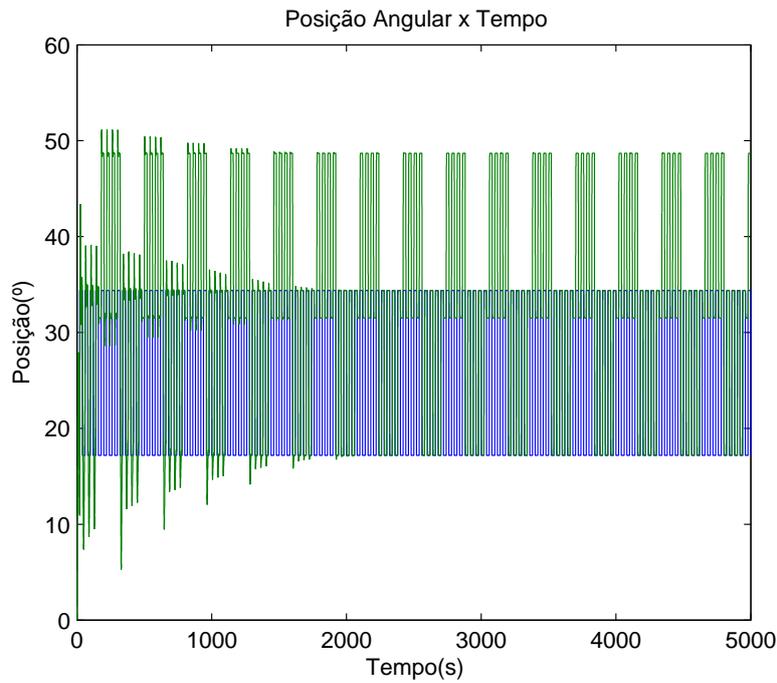


Figura 3.61: Saída do sistema simulado para a junta frontal do tornozelo

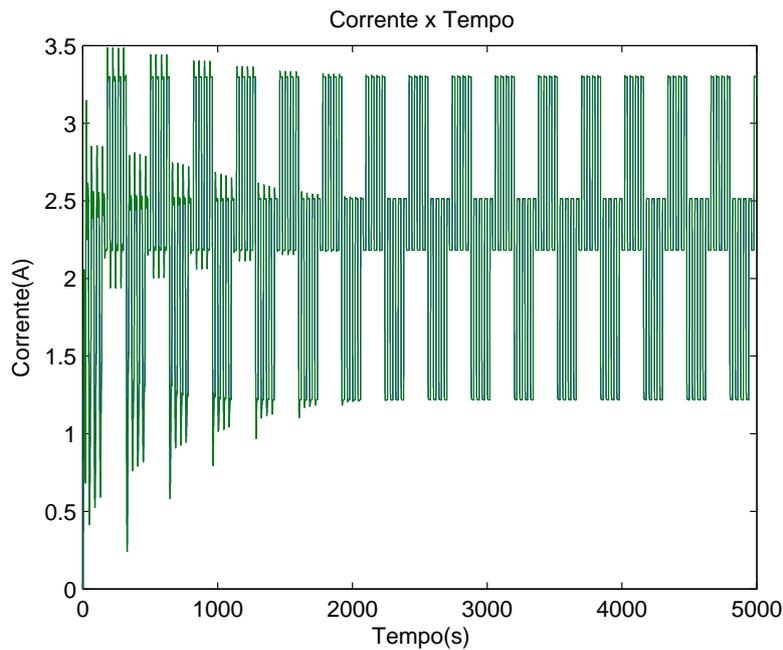


Figura 3.62: Corrente no motor da junta do joelho

3.4.4 Implementação

Como visto nas simulações, caso a identificação retorne valores para os parâmetros distantes dos reais, o sistema pode se tornar instável. Por isso, foi escolhido um modelo de referência relativamente lento ($M = 1Nm^{-1}s^2$, $B = 4Nm^{-1}s$ e $K = 4Nm^{-1}$) e um valor baixo para ganho

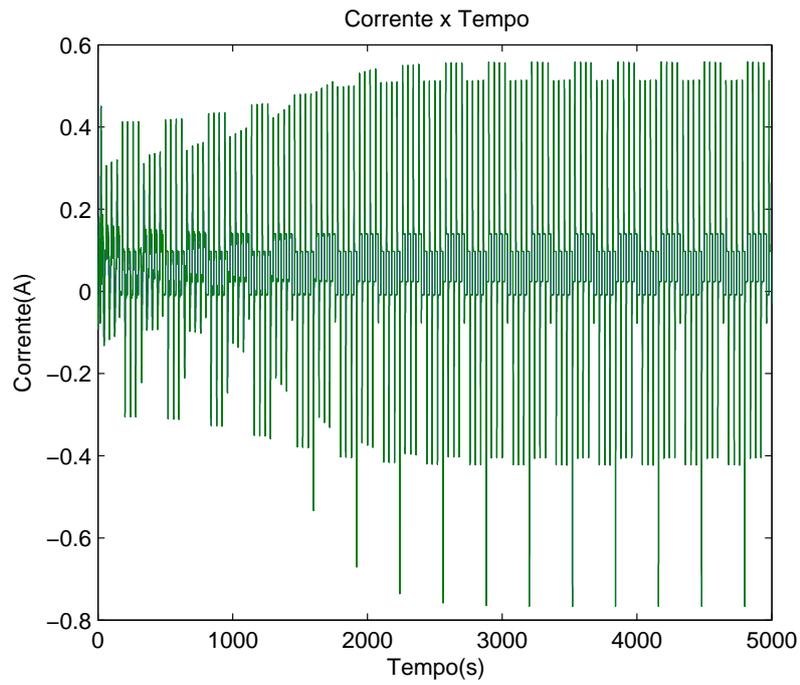


Figura 3.63: Corrente no motor da junta sagital do tornozelo

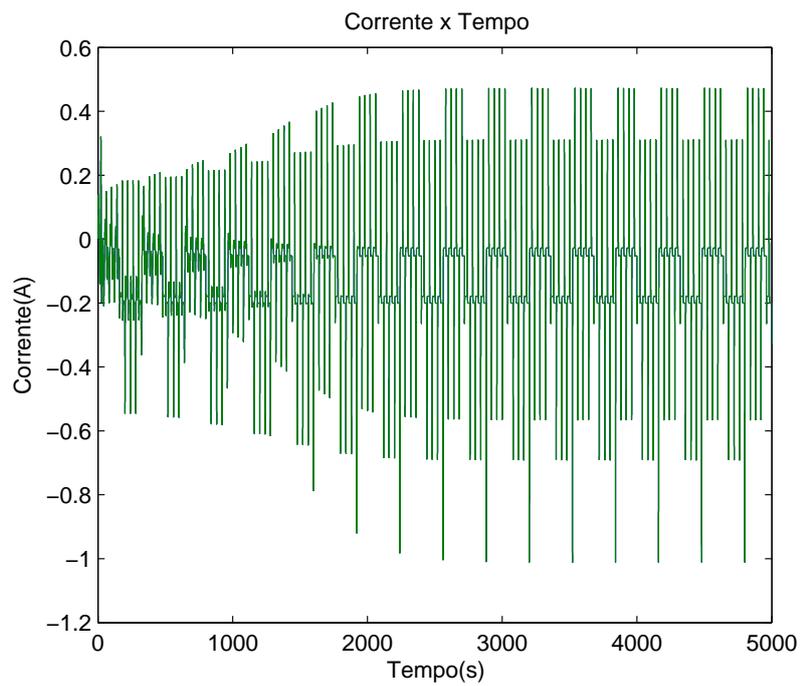


Figura 3.64: Corrente no motor da junta frontal do tornozelo

do controlador ($\gamma = 0,05$).

A identificação dos parâmetros retornou os seguintes valores:

- $J = 0,7315Kgm^2$

- $b = 23,1585 Nms$
- $K_a = 6,1956 Nm \cdot A^{-1}$
- $m_T = 3,0533 Kg$
- $m_P = 1,6 Kg$

Com esses parâmetros, o sistema estava instável. Então reduziu-se o ganho do controlador até $\gamma = 0,02$. Assim, o sistema se mostrava às vezes instável e às vezes estável. Verificou-se, então que o potenciômetro, apresentava alguns dados espúrios. Estes, se propagavam muito para a velocidade, pois ela está sendo calculada por uma aproximação de Euler de primeira ordem. O resultado é mostrado nas Figuras 3.65, 3.66, 3.67 e 3.68.

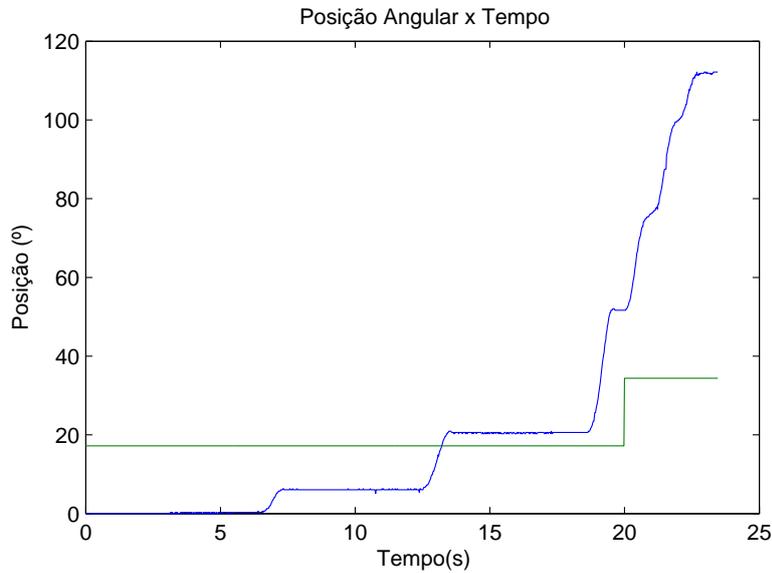


Figura 3.65: Saída do sistema sem filtro

Verifica-se que o sistema está instável e um dos motivos disso pode ser a presença desses dados espúrios. Para verificar essa influência, estabeleceu-se um valor de corrente fixa para o joelho, de forma que a posição dele não se alterasse com o tempo. A Figura 3.69 mostra dois gráficos com os dados obtidos, um com o ângulo θ_1 e outro com a velocidade angular da junta $\dot{\theta}_1$. Verifica-se que, para o transitório, a velocidade se apresenta muito ruidosa. Também é possível verificar que pequenas variações espúrias na posição geram ruídos muito grandes na velocidade.

Assim, para evitar que esses dados influenciem no resultado do controlador, utilizou-se um filtro passa-baixas da forma:

$$G(s) = \frac{1}{\tau s + 1} \quad (3.138)$$

Na forma discretizada, após calcular o valor de $\dot{\theta}_1$, este dado é atualizado pela seguinte equação:

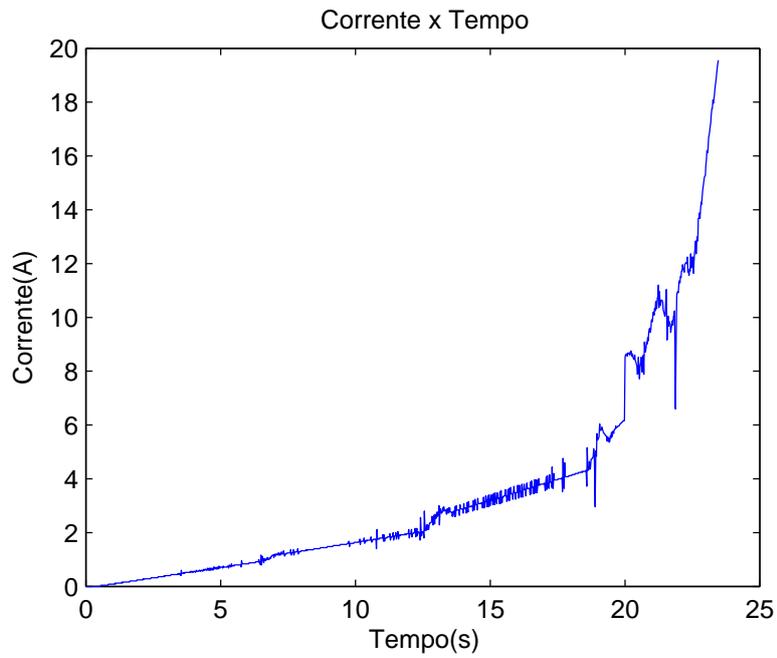


Figura 3.66: Corrente aplicada ao motor

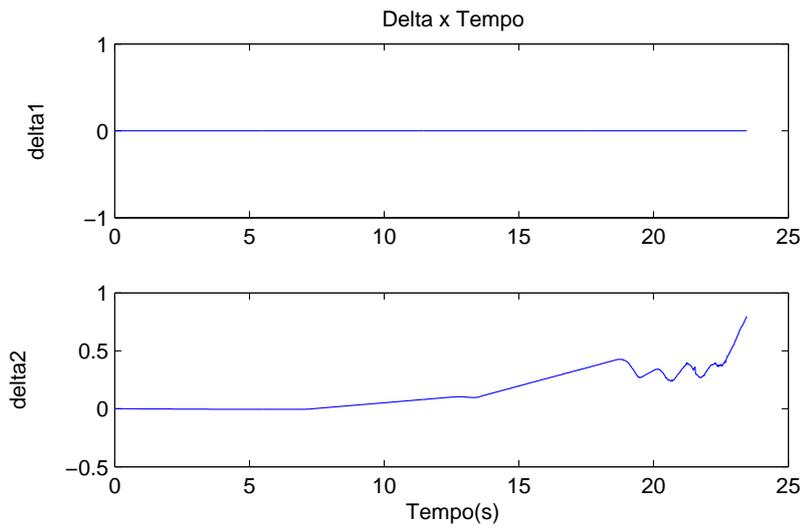


Figura 3.67: Parâmetros do controlador

$$\dot{\theta}_1(k) = \frac{\dot{\theta}_1(k-1)\tau + \theta_1 T s}{\tau + T s} \quad (3.139)$$

O filtro, por definição deve apenas filtrar os dados, sem que seu polo influencie na dinâmica do sistema. Dado que os polos do sistema são calculados por:

$$\frac{(\delta_4 - b) \pm \sqrt{(b - \delta_4)^2 - 4J\delta_2}}{2J}$$

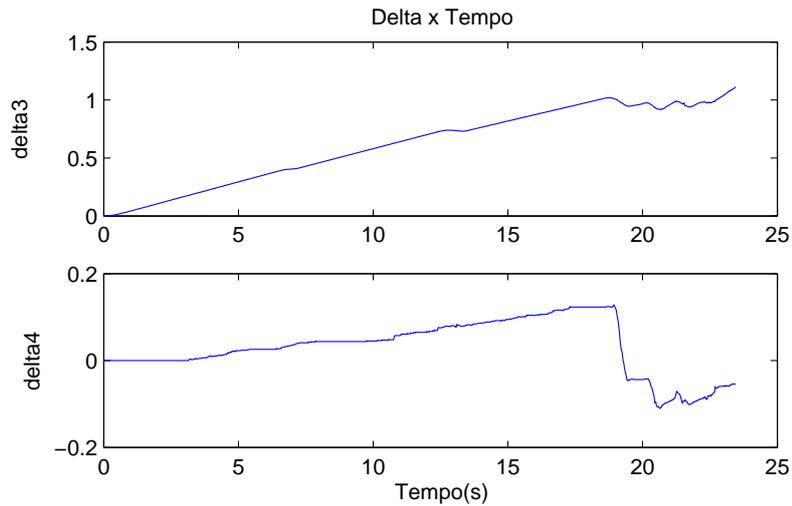


Figura 3.68: Parâmetros do controlador

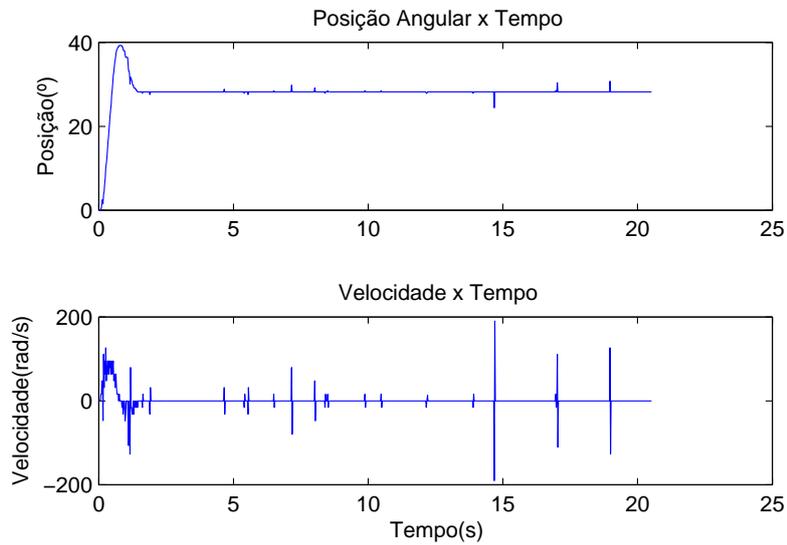


Figura 3.69: Verificação de dados espúrios na posição e sua influência na velocidade

Supondo o polo do filtro posicionado em -100 , ou seja, $\tau = 0,01$, tem-se o resultado mostrado nas Figuras 3.70, 3.71, 3.72 e 3.73.

Verifica-se que o sistema se tornou estável, mas ele não consegue estabilizar com erro nulo em regime permanente. Ao invés disso, aparecem patamares próximos à referência. Como discutido anteriormente, o motor do joelho apresenta muito atrito seco, o que leva a prótese a não responder a pequenos estímulos. Como um sistema massa-mola-amortecedor tende a se aproximar mais rapidamente da posição de referência quando está mais distante dela, ao se aproximar, o incremento na corrente é tão pouco que a prótese não se desloca. Porém, pela Figura 3.71 verifica-se que o valor da corrente continua se alterando nos patamares a fim de levar a prótese à posição de referência.

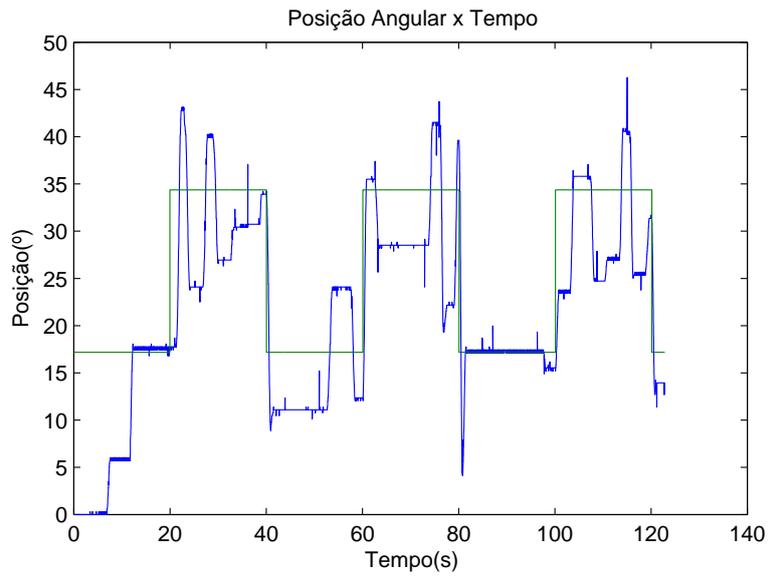


Figura 3.70: Saída do sistema com filtro, mas sem a estimação de τ_D

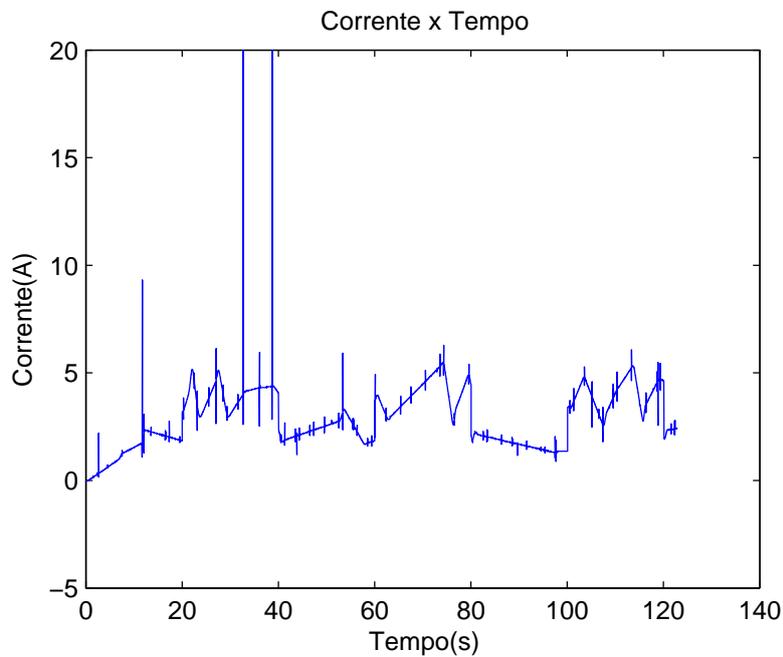


Figura 3.71: Corrente aplicada ao motor, com filtro, mas sem a estimação de τ_D

Esse fato de a prótese não conseguir chegar completamente à referência, faz com que os integradores de adaptação do controlador continuem integrando um erro que não deveria existir, assim, dificilmente o controlador convergirá para o modelo de referência estipulado. As Figuras 3.72 e 3.73 mostram esse efeito. Os parâmetros δ não conseguem convergir, a não ser pelo δ_1 , o qual se relaciona com o τ_D , que ainda não foi considerado no sistema.

Precisa-se, também, verificar qual a influência do polo do filtro no sistema. Para isso, verifica-se que os valores finais dos parâmetros foram $\delta_2 = -0,2117$ e $\delta_4 = -0,1915$. Assim, os polos do filtro

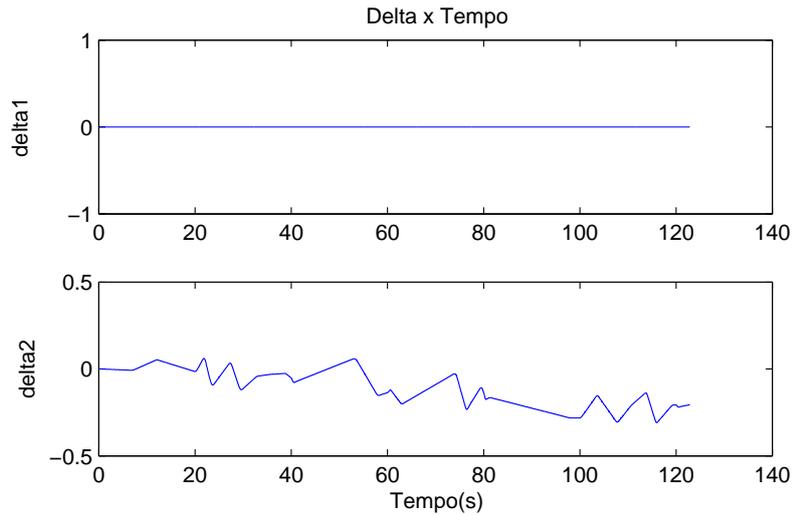


Figura 3.72: Parâmetros do controlador, com filtro, mas sem a estimação de τ_D

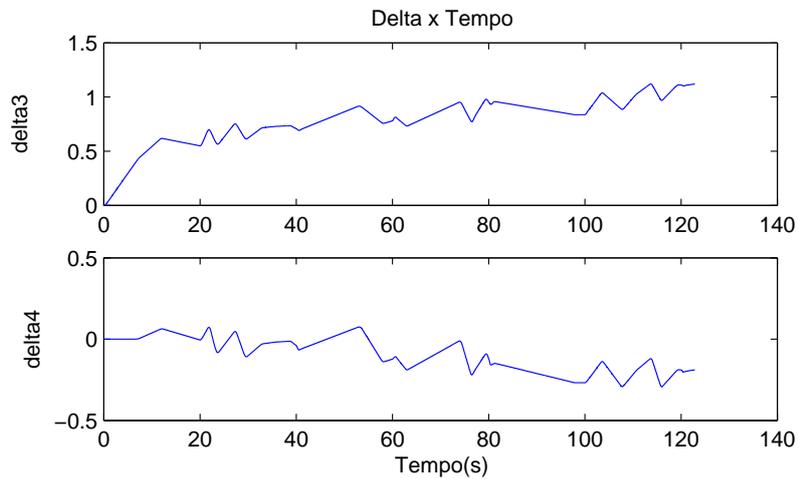


Figura 3.73: Parâmetros do controlador, com filtro, mas sem a estimação de τ_D

são calculados como estando nas posições $-12,6139$ e $-19,3068$. Dessa forma, verifica-se que o polo mais rápido do sistema ainda é cinco vezes mais lento que o do filtro, o que mostra que ele praticamente não influenciou na dinâmica do sistema.

Este resultado mostra que, apesar de não seguir a referência com erro nulo de posição, o controlador está bem projetado, uma vez que, mesmo com o atrito seco impedindo a movimentação do joelho em aproximadamente 10° e com os parâmetros não totalmente corretos, a prótese oscilou em torno da referência.

Este controlador, porém, tem como uma segunda entrada o torque externo aplicado à prótese. Para estimar esse valor, faz-se uso do modelo linearizado. Com esse modelo, é possível calcular o valor esperado de $\dot{\theta}_1$. Este valor também é calculado pela aproximação de Euler de primeira

ordem. Assim, a diferença entre os dois é o somatório de torques externos aplicados ao joelho.

$$\tau_D(k) = \frac{1}{T_s + \delta_1} \left(\dot{\theta}_1(k)(J + bT_s) - \theta_1(k)(\delta_2) - \theta_1^*(k)(\delta_3) - \dot{\theta}_1(k-1)(J + \delta_4) \right) \quad (3.140)$$

Tendo, então, definida a forma de estimação de τ_D , pode-se aplica-la no controlador. O resultado obtido é mostrado nas Figuras 3.74, 3.75, 3.76 e 3.77.

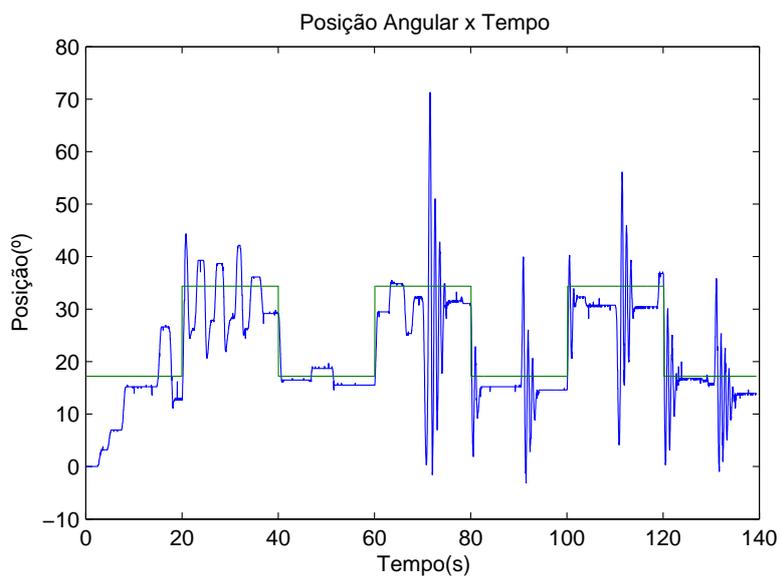


Figura 3.74: Saída do sistema com a estimação de τ_D

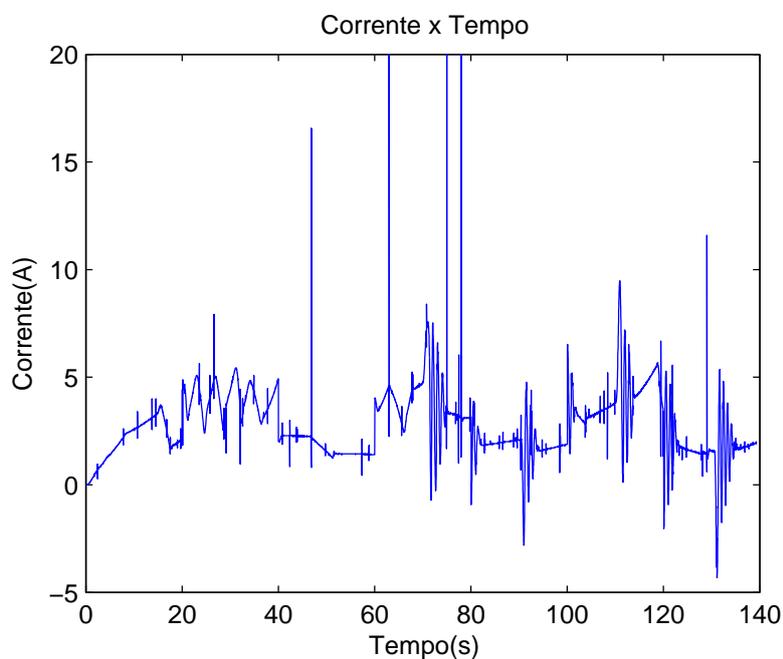


Figura 3.75: Corrente aplicada ao motor, com a estimação de τ_D

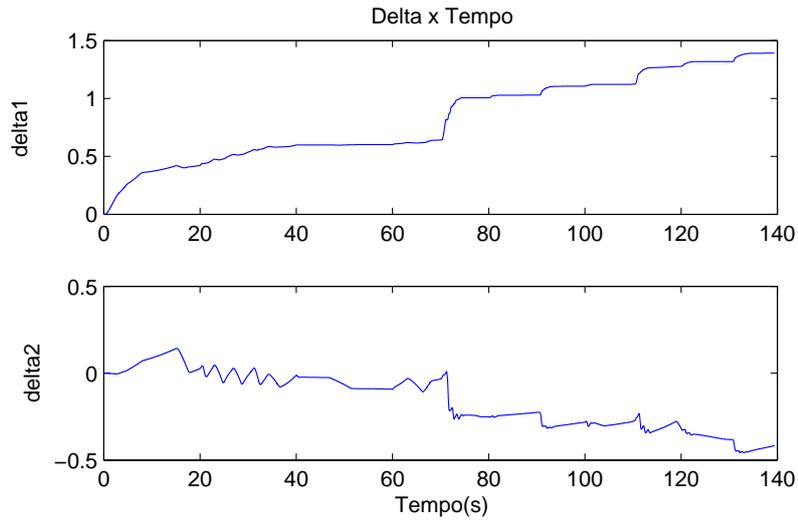


Figura 3.76: Parâmetros do controlador, com a estimação de τ_D

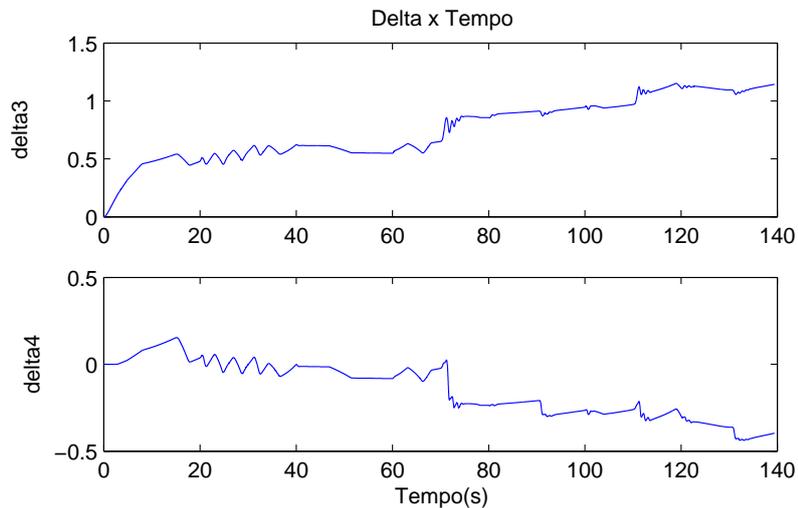


Figura 3.77: Parâmetros do controlador, com a estimação de τ_D

Verifica-se que os patamares da resposta estão mais próximos da referência do que no caso sem a estimação de τ_D . Isso se deve, provavelmente, ao fato de que o torque devido ao atrito seco também ser computado pela estimação do torque externo. Ela, porém, não está totalmente certa, uma vez que depende dos parâmetros J e b , os quais devem estar diferindo dos valores reais.

Outro ponto importante a ser ressaltado, é que os parâmetros δ estão convergindo mais do que anteriormente, o que faz com que o sistema se comporte mais como um sistema massa-mola-amortecedor.

Durante a coleta de dados, para testar a estimação de τ_D , a prótese foi deslocada de sua posição original nos instantes 70s, 90s, 110s e 130s, por esta razão, nestes instantes ela apresentou

oscilações amortecidas como as esperadas de um sistema massa-mola-amortecedor. Como o modelo de referência é criticamente amortecido, essas oscilações devem prover ou da estimação não precisa dos parâmetros, ou da convergência errada dos parâmetros δ , ou de ambos os motivos.

Diferentemente da simulação, foi possível verificar que, apesar de satisfatória, a resposta do sistema indica que a prótese ainda não pode ser utilizada. Ela está oscilando muito em torno da referência, o que causaria muito desconforto ao usuário. Além disso, ela apresenta uma resposta muito lenta. Para resolver esses problemas, seria interessante trocar o joelho do motor, para eliminar o atrito seco e conseguir identificar parâmetros mais próximos aos reais, além de fazer com que o controlador consiga seguir a referência.

Por fim, o controlador deveria ter sido implementado para as juntas do tornozelo. Porém, quando isso foi feito, verificou-se a necessidade de se ajustar alguns parâmetros, pois o sistema se apresentava instável. Infelizmente, o grupo não conseguiu fazê-lo com sucesso no prazo estipulado.

3.5 Considerações acerca do equipamento

Como explicitado na seção 1.2 deste documento, o protótipo de prótese utilizado neste trabalho deverá ser reconstruído para seu uso final. Para além disso, o próprio protótipo necessita de ajustes para um melhor funcionamento. Uma série de problemas estruturais foram encontrados no decorrer dos trabalhos experimentais executados, trazendo dificuldades adicionais para a obtenção de bons e verossímeis resultados. Tais problemas são aqui descritos.

Atrito no motor do joelho O motor do joelho apresentava atrito mecânico em um nível muito acima do esperado. A provável causa desse atrito é o tempo de uso (6 anos). Esse é um problema para o qual não se encontrou solução durante o período de execução dos experimentos dada a impossibilidade de troca do motor. Uma solução alternativa que poderia ter sido tomada seria a modelagem e compensação desse atrito através de algum método presente na vasta literatura existente a respeito desse tipo de imperfeição, entretanto o uso de qualquer um desses métodos, que são de imensa complexidade, elevaria muito a carga de trabalho, já que, apesar do conhecimento por parte do grupo de trabalho da existência de tais métodos, eles não eram de domínio do grupo sendo então necessário maiores estudos e experimentação. Assim, o grupo optou por não adotar esse tipo de solução em virtude da falta de tempo hábil para a sua execução. As figuras 3.78 e 3.79 mostram claramente o efeito do atrito para duas entradas de excitação do motor de amplitudes diferentes em forma de senoide.

Excentricidade do eixo da caixa de redução do motor do joelho Em ensaios executados no motor do joelho, estando esse desacoplado do corpo da prótese, foi verificada visualmente tal excentricidade que, apesar de não ter sido quantificada, aparentava ser considerável, agindo possivelmente como um fator de agravamento do problema relatado no item anterior. Dadas as baixas velocidades angulares desenvolvidas por esse motor não foi observada vibração decorrente dessa imperfeição, porém os esforços mecânicos causados por ela possuem um comportamento imprevisível gerando uma fonte de erro de difícil modelagem e compensação.

Portanto esse foi outro problema mecânico não solucionado.

Falhas nas caixas de redução dos motores do tornozelo As engrenagens das caixas de redução sofriam de constantes falhas mecânicas como quebra de dentes ou deformação dos mesmos. Apesar do dimensionamento de esforços mecânicos solicitantes dos motores estar de acordo com o datasheet do fabricante as falhas eram recorrentes evidenciando que os esforços máximos suportados pelos componentes mecânicos dos motores são menores do que os registrados no referido datasheet. A solução para o problema foi a troca dos motores a cada ocorrência de falha, uma tarefa bastante trabalhosa já que os sistemas de fixação dos motores são bastantes rígidos e de difícil remoção, justamente para evitar esforços solicitantes causadores de fadiga mecânica nos componentes da prótese.

Folga entre os eixos dos motores e acoplamentos O acoplamento utilizado entre os motores e o corpo da prótese permitia a ocorrência de folga entre os mesmos. Frequentemente a folga ocorria quando o parafuso que fixa o eixo do motor à peça de acoplamento, se movia minimamente em decorrência da repetição de esforços, causando o deslizamento do eixo do motor dentro do furo da peça de acoplamento. Por mais apertado que fosse o parafuso a folga continuava a ser observada após a execução de um experimento. Foi então feita a fixação do parafuso com cola evitando o seu movimento, porém a folga tornava a ocorrer após a execução de uma maior série experimentos mesmo sem movimento do parafuso o que evidenciou a ocorrência do deslizamento do eixo do motor sobre o parafuso após o desgaste e deformação tanto do eixo do motor quanto do parafuso devido a solicitação repetitiva desses. As figuras 3.80 a 3.83 são fotografias do estado do eixo do motor e do parafuso antes e depois do uso, evidenciando a ocorrência de tal deformação. A solução adotada foi o ajuste constante do parafuso a cada execução de um experimento.

Mal contato entre as placas de circuitos eletrônicos A placa do microcontrolador utilizado na prótese, com frequência se desencaixava causando falha na comunicação com o PC. Credita-se esse efeito às repetidas e bruscas movimentações a que está submetido todo o conjunto. A solução para esse problema é o reencaixe da placa sempre que necessário.

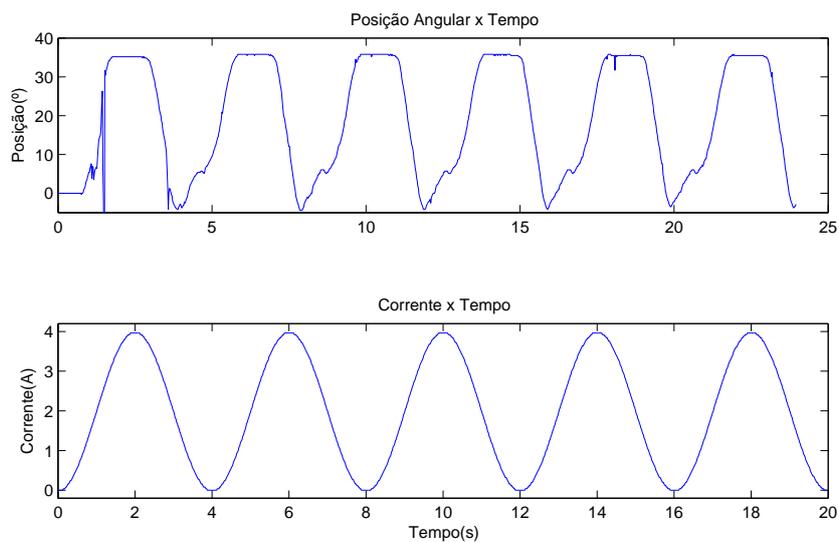


Figura 3.78: Resposta em posição angular do motor do joelho para uma excitação senoidal de 1,98A de amplitude.

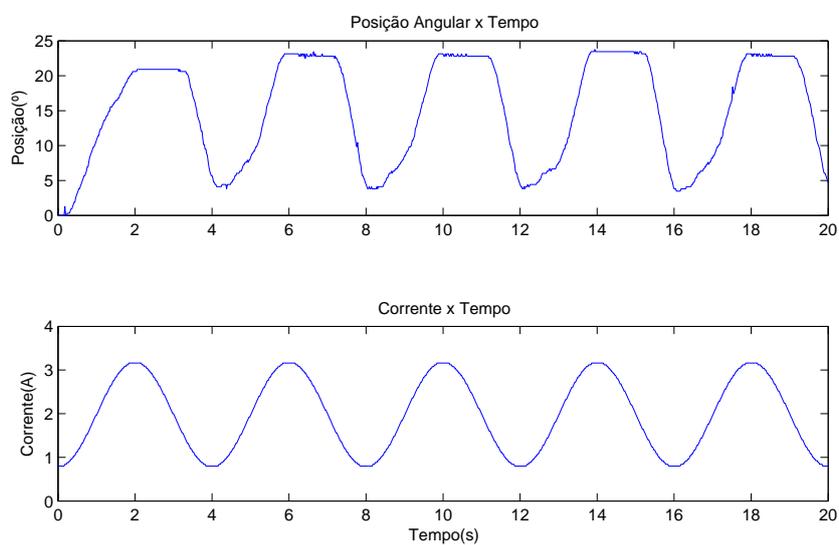


Figura 3.79: Resposta em posição angular do motor do joelho para uma excitação senoidal de 1,18A de amplitude.

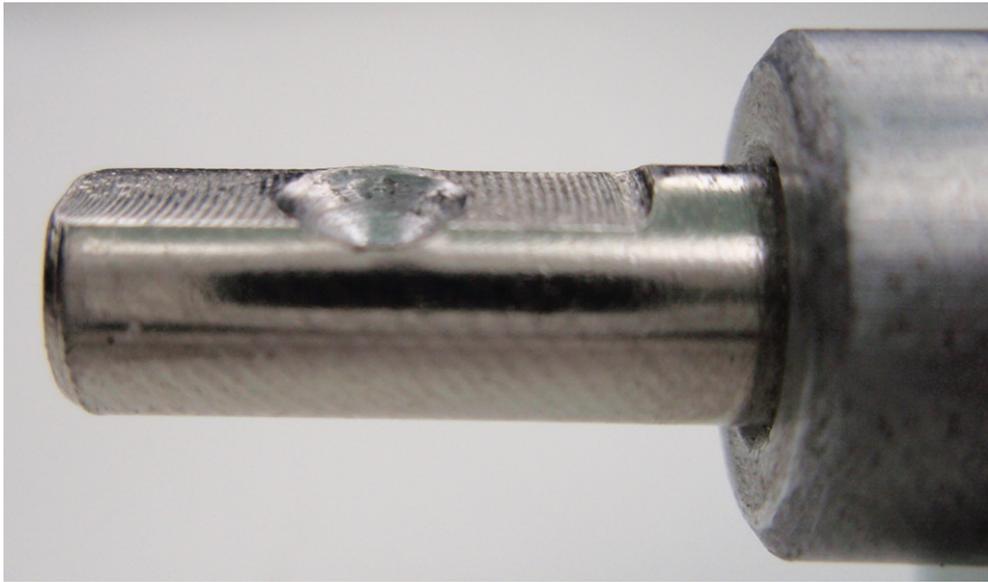


Figura 3.80: Eixo de um motor de tornozelo antes de ser utilizado na prótese com furo de fixação.

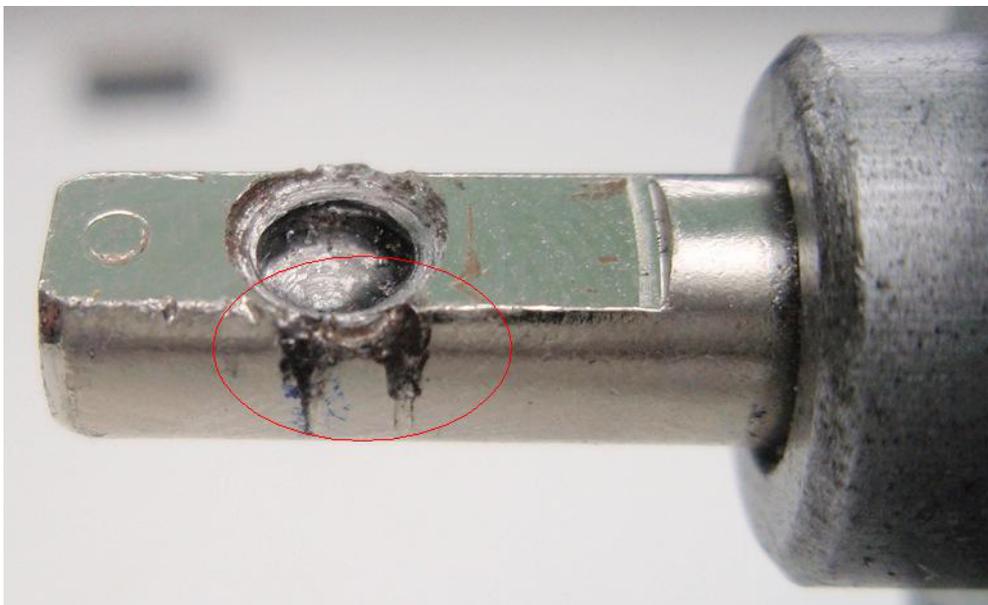


Figura 3.81: Eixo de um motor de tornozelo depois de ser utilizado na prótese. É visível o efeito do desgaste e da deformação (destacado em vermelho).



Figura 3.82: Parafuso de fixação antes de ser utilizado na prótese. As ranhuras na ponta (destacadas em vermelho) auxiliam na fixação.



Figura 3.83: Parafuso de fixação depois de ser utilizado na prótese. As ranhuras da ponta se desgastaram e deformaram.

Capítulo 4

Conclusões e Trabalhos Futuros

O objetivo principal do presente trabalho era o de desenvolver um controlador para a prótese de perna, capaz de simular o comportamento humano durante as diferentes marchas. Assim, foi feita uma proposta de controle adaptativo por modelo de referência para implementar o controle de impedância, responsável por gerar esse comportamento. Para isso, primeiramente foram feitas duas modelagens, sendo uma simplificada e outra utilizando modelagem de manipuladores. Em seguida, fez-se uma identificação preliminar dos parâmetros de ambos os sistemas e analisaram-se as respostas. A partir delas não foi possível verificar uma melhora significativa ao se utilizar o segundo modelo, o qual também apresentou um aumento significativo de ruídos. Por isso e por causa da complexidade da segunda modelagem, decidiu-se utilizar o primeiro modelo.

Em seguida, manipulou-se o modelo escolhido a fim de realizar a identificação dos parâmetros. Vários dados foram coletados e foi verificada a necessidade de se estabelecer um padrão de coletas, bem como de armazenar todas as variáveis envolvidas durante elas, pois a falta de uma sistematização adequada levou à perda de vários dados coletados.

Durante o processo de identificação, verificou-se a necessidade de se conhecer bem o sistema para saber qual a abordagem a ser dada para se identificar os parâmetros. Também foi verificada a necessidade de se conhecer a finalidade dos parâmetros identificados. Principalmente, concluiu-se que esse é um processo que depende muito da experiência de quem faz a identificação, uma vez que certas decisões precisam ser tomadas sem que exista uma forma canônica de fazê-las.

Foi verificado, no processo de identificação, um alto grau de atrito seco do motor. Esse atrito, não considerado no modelo, dificultou a identificação dos parâmetros do modelo. Mesmo assim, foram obtidos bons resultados quando o efeito deste atrito foi minimizado com o aumento da amplitude de excitação da prótese.

Entre os resultados de identificação obtidos, o com a utilização de um filtro passa-baixas suave se mostraram mais apropriadas para a proposta. A utilização do filtro de Kalman, conhecido por ser um estimador ótimo, poderia ser uma melhor opção, se para isso fosse utilizado um modelo mais preciso do processo, com estimativas mais próximas da perturbação dinâmica e do ruído de medição, em vez de ajustados empírica e arbitrariamente, como foi feito.

Com os parâmetros identificados, fez-se o projeto do controlador para cada uma das juntas. Em seguida, foram feitas simulações para validar o projeto. Durante a simulação foi possível verificar que o sistema estava estável, mesmo sem a implementação da restrição que garante a estabilidade. Porém, verificou-se que o sistema poderia ficar instável caso os parâmetros identificados fossem muito diferentes dos reais.

Ao implementar o controlador na prótese, verificou-se que ela ficava instável para ganhos não muito elevados do controlador, bem como para modelos de referência muito rápidos. As causas principais desse problema foram atribuídas ao atrito do motor do joelho, gerado, provavelmente, pelo eixo excêntrico, e à diferença entre os parâmetros reais e identificados, os quais também têm influência desse atrito.

Também foi verificado que as medições dos ângulos estavam ruidosas, o que era ampliado para a velocidade devido à forma com que foi calculada. Para solucionar esse problema, foi utilizado um filtro passa-baixas, com polo localizado de tal forma que a influência dele sobre o sistema fosse minimizada.

Por fim, ao controlador foi adicionado a estimação do torque externo e foi possível verificar que essa estimação auxiliava o sistema a compensar o atrito seco do motor, pois este é um esforço externo não modelado. Isso, porém, não era feito de forma eficiente, pois os parâmetros estimados, estavam diferentes dos reais. Assim, ainda existia um erro de posição devido ao atrito, o que fazia com que os parâmetros do controlador não conseguissem convergir corretamente e o sistema não conseguir seguir o modelo de referência.

Apesar dos problemas encontrados, verificou-se que o controlador é capaz de seguir uma referência e de se adaptar a perturbações externas, mas para que isso aconteça efetivamente na prótese, sugere-se a troca do motor do joelho. Assim os parâmetros do sistema podem ser identificados com maior precisão e o sistema poderá seguir a referência enviada pela perna sadia.

Quanto aos controladores das juntas do tornozelo, o grupo não conseguiu implementá-lo com sucesso, deixando a proposta como trabalho futuro. Isso, porém, não compromete a realização dos objetivos primários do trabalho de realizar o controle adaptativo de impedância da junta do joelho.

Sugere-se, também, como trabalho futuro, a implementação de um filtro capaz de estimar os parâmetros do modelo em tempo real, paralelamente à execução do controlador.

Também sugere-se a integração deste com trabalhos anteriores de forma que a referência de posição da prótese seja provinda de sinais EMG e do controle de orientação do pé.

Outra proposta considera a posição atual do fêmur, o qual está fixo na vertical. Propõe-se, então, a instalação de um acelerômetro capaz de identificar a direção das forças peso.

Além do atrito observado, outros problemas quanto à condição da prótese também foram verificados: a excentricidade na caixa de redução do joelho, falhas nas caixas de redução dos tornozelos, folga entre os eixos do motor e acoplamentos e mal contato nas placas de circuitos eletrônicos. Portanto, sugere-se ainda, para trabalhos futuros, uma reforma completa da prótese.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] IBGE. *Características Gerais da População: Resultados da Amostra*. Rio de Janeiro: IBGE, 2003. 29,30,65,66 p. Censo Demográfico 2000.
- [2] IBGE. *Metodologia do censo demográfico 2000*. Rio de Janeiro: IBGE, 2003. 216 - 242 p. Série relatórios metodológicos, volume 25.
- [3] PRIOR, S.; WARNER, P. A review of world rehabilitation robotics research. In: *High-Tech Help for the Handicapped, IEE Colloquium on*. [S.l.: s.n.], 1990. p. 1/1 –1/3.
- [4] JUNIOR, C. A. C. *Prótese Mecânica para Reabilitação Robótica*. 2005. Relatório de trabalho de conclusão de curso de graduação em Eng. Mecatrônica.
- [5] BECKMANN, E. D.; SANTOS, G. F. *Desenvolvimento de Controladores de Juntas para Prótese Robótica de Perna*. 2006. Relatório de trabalho de conclusão de curso de graduação em Eng. Mecatrônica.
- [6] SCANDAROLI, G. G. *Controle adaptativo de juntas para uma prótese robótica de perna*. 2007. Relatório de trabalho de conclusão de curso de graduação em Eng. Mecatrônica.
- [7] ALVES, E. S. *Proposta de um módulo sensorial para estimação de postura com relação ao solo de uma prótese robótica de perna*. 2007. Relatório de trabalho de conclusão de curso de graduação em Eng. Mecatrônica.
- [8] BRASIL, D. A. *Controle de orientação do pé de uma prótese robótica para amputados acima do joelho*. 2008. Relatório de trabalho de conclusão de curso de graduação em Eng. Mecatrônica.
- [9] FELIX, A. C. C.; VASCONCELLOS, H. A. S. *Interpretação de sinais de EMG para joelho de prótese robótica*. 2008. Relatório de trabalho de conclusão de curso de graduação em Eng. Mecatrônica.
- [10] DELIS, A. L. *Processamento de sinais de EMG para prótese robótica de perna*. Tese (Doutorado) — Universidade de Brasília, 2008.
- [11] DABIRI, Y. et al. Comparison of passive and active prosthetic knee joint kinematics during swing phase of gait. *17th Iranian Conference of Biomedical Engineering (ICBME)*, p. 1 – 3, 2010.

- [12] CHEN, Y. et al. A high-precision fuzzy impedance control algorithm and application in robotic arm. *Proceedings of 2005 International Conference on Machine Learning and Cybernetics*, v. 2, p. 905 – 910, 2005.
- [13] AU, S.; WEBER, J.; HERR, H. Biomechanical design of a powered ankle-foot prosthesis. *ICORR 2007. IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, p. 298 – 303, 2007.
- [14] TZAFESTAS, C.; GUIHARD, M.; M’SIRDI, N. Two-stage adaptive impedance control applied to a legged robot. *Human Robot Interaction and Cooperative Robots’, Proceedings. 1995 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, v. 3, p. 173 – 178, 1995.
- [15] CRAIG, J. J. *Introduction to Robotics: Mechanics And Control*. 3rd. ed. Upper Saddle River, New Jersey: Prentice Hall, 2005.
- [16] MEGGIOLARO, M. A. *Curso de especialização CPG/FT-UFAM. Apostila*. 2005.
- [17] AGUIRRE, L. A. *Introdução à Identificação de Sistemas: Técnicas Lineares e Não Lineares Aplicadas a Sistemas Reais*. 3rd. ed. UFMG: Editora UFMG, 2007.
- [18] MASON, M. T. Compliance and force control for computer controlled manipulators. *IEEE Trans.Sys.*, SMC-11, p. 418 – 432, 1981.
- [19] HOGAN, N. Mechanical impedance control in assistive devices and manipulators. *Proceedings of the IEEE Joint Automatic Controls Conference*, v. 1, 1980. Paper TA-10-B.
- [20] HOGAN, N. Impedance control of a robotic manipulator. *Presented at the Winter Annual Meeting of the American Society of Mechanical Engineers*, 1981.
- [21] HOGAN, N. Programmable impedance control of industrial manipulators. *Proceedings of the Conference on CAD/CAM in Mechanical Engineering, MIT*, 1982.
- [22] HOGAN, N.; COTTER, S. L. Cartesian impedance control of a nonlinear manipulator. *Robotics Research and Advanced Applications, ASME, W.J. Book*, Santa Clara, CA, p. 121 – 128, 1982.
- [23] HOGAN, N. Impedance control: An approach to manipulation. *American Control Conference, 1984*, p. 304 – 313, 1984.
- [24] HOGAN, N. Impedance control of industrial robots. *Robotics and Computer Aided Manufacturing*, v. 1, p. 97 – 113, 1984.
- [25] ASTROM, K. J.; WITTENMARK, B. *Adaptive Control*. 2nd. ed. Reading, MA: Addison Wesley Publishing Company, 1995.
- [26] MCKERROW, P. J. *Introduction to Robotics*. 1st. ed. Reading, MA: Addison Wesley Publishing Company, 1991.

ANEXOS

I. DESCRIÇÃO DO CONTEÚDO DO CD

O CD do projeto encontra-se dividido em três pastas: “Monografia”, “Resumo” e “Outros”. A primeira e segunda pastas contêm a versão digital do relatório e um resumo em PDF. A estrutura da pasta “Outros” é descrita a seguir:

/Controle Esta pasta contém o programa em linguagem C utilizado para controlar o joelho da prótese. Ela também contém os arquivos com as simulações realizadas.

/DadosColetados Esta pasta contém 3 subpastas com os dados coletados para a identificação

/estudoJoelho Contém 20 pastas numeradas com diferentes coletas

/idJoelho Contém 4 pastas numeradas com diferentes coletas

/idTornozeloS Contém 3 pastas numeradas com diferentes coletas

/idTornozeloF Contém 3 pastas numeradas com diferentes coletas

/Identificação Contém os arquivos do Matlab (scripts e funções) utilizados para a identificação. Ela está organizada em 5 subpastas, sendo 3 identificações do joelho, 1 da junta sagital do tornozelo e 1 da frontal.

/primeiraJoelho

/segundaJoelho

/terceiraJoelho

/sagital

/frontal

/Vídeos Contém os vídeos do funcionamento da prótese.