

Auxiliar de locomoção compacto para pessoas com mobilidade reduzida

Gonçalo Miguel Sobral Neves

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em

Engenharia Electrotécnica e de Computadores

Orientadores: Professor João Fernando Cardoso Silva Sequeira
Professora Cristina Manuela Peixoto Santos

Júri

Presidente: Prof. Francisco André Corrêa Alegria
Orientador: Professor João Fernando Cardoso Silva Sequeira
Vogal: Prof. Bruno João Nogueira Guerreiro

Janeiro 2021

Declaração

Declaro que o presente documento é um trabalho original da minha autoria e que cumpre todos os requisitos do Código de Conduta e Boas Práticas da Universidade de Lisboa.

Agradecimentos

Em primeiro lugar quero agradecer aos meus orientadores, Professor João Sequeira e Professora Cristina Santos, que se mostraram sempre incansáveis e prontos para me ajudar ao longo de todo este trabalho e sem os quais não teria conseguido levar este projecto tão longe, e a toda a equipa médica dos Serviços Partilhados do Ministério da Saúde (SPMS) e Agrupamento de Centros de Saúde (ACES) Loures-Odivelas que apoiou o conceito e permitiu elevá-lo a um patamar que de outra forma não seria possível, através das reuniões com pessoal especializado e dos testes com utentes.

Agradeço também ao aluno de doutoramento Nuno Ribeiro e à Professora Cristina Santos, do *Center for Microelectromechanical Systems (CMEMS)* da Universidade do Minho (UMinho) pelas contribuições científicas e dados de uma bengala tradicional providenciadas.

Quero também agradecer aos meus amigos Luís e Mafalda por todo o apoio que me deram ao longo não só da dissertação como de todo o meu percurso como estudante universitário, e aos meus amigos Bruno, André, João e Jaime pela motivação e amizade que sempre me deram.

Por fim, quero agradecer à minha família por todo o carinho e suporte dado, em especial à minha namorada Sofia por toda a paciência que teve nos dias em que me dediquei mais a um robot que a ela, e por toda a ajuda que deu na criação das figuras e na preparação desta tese.

Resumo

Com o aumento constante da população idosa, o número de casos de deficiências motoras tem crescido, tal como a necessidade de um dispositivo de auxílio à locomoção menos intrusivo.

A maioria dos aparelhos desenvolvidos recentemente são criados com o uso hospitalar ou clínico em mente, não existindo um aparelho que os pacientes possam usar em casa, enquanto o défice de mobilidade ainda é leve, ou quando terminam o acompanhamento hospitalar mais intenso, como a fisioterapia.

Esta dissertação propõe uma bengala robótica que auxilia pessoas com défice ligeiro de locomoção, ajudando os utilizadores a manter e recuperar o equilíbrio em situações de marcha e parados em pé.

O projecto é baseado no monociclo e é controlado utilizando *full-state feedback* cujo ganho é obtido através de um Regulador Quadrático Linear (*Linear-Quadratic Regulator*) (LQR) e utilizando técnicas polinomiais de colocação de pólos.

O modelo matemático, o controlo e o hardware do protótipo são analisados detalhadamente, e o seu desempenho é comprovado por simulações e experiências reais, verificando o seu comportamento.

A eficácia do protótipo em aplicações reais foi verificada, sendo testado o seu comportamento quando utilizado por utentes com e sem dificuldades de locomoção, em situações de deslocação normal, situações de utilizador parado e situações de perigo de desequilíbrio. Em todos os testes o dispositivo apresentou um desempenho acima do esperado, confirmando a viabilidade do conceito.

Palavras Chave

Bengala robótica, assistência ligeira de locomoção, auxiliar de locomoção compacto, deficiência de locomoção, mobilidade reduzida, monociclo

Abstract

With the constant increase of the elder population, the number of cases of walking disabilities has grown, together with the need for a less intrusive locomotion aiding device.

Most devices developed recently are created with an hospital or clinical use in mind, lacking a device that patients can use at home, while their locomotion disability is still light, or when they finish the heavier hospital attendance like physiotherapy.

This dissertation proposes a robotic cane that gives assistance to people with light locomotion disabilities, helping users maintain and recover their balances in standing and walking situations.

The design is based on an unicycle, and is controlled using full state feedback with gain obtained by LQR and using polynomial pole placement techniques.

The mathematical model, the control and the hardware of the prototype are analysed in detail, and its performance is confirmed by simulations and real-life experiments, verifying its behaviour.

The effectiveness of the prototype in real world applications was verified, testing its behaviour when used by users with and without mobility impairments, in situations of normal movement, situations of user standing and situations of danger of imbalance. In all tests, the device performed better than expected, confirming the concept viability.

Keywords

Robotic cane, light locomotion assistance, compact locomotion assistant, locomotion disabilities, reduced mobility, unicycle

Conteúdo

1	Introdução	2
1.1	Motivação	3
1.2	Objetivos	4
1.3	Organização do Documento	4
2	Estado da Arte	6
2.1	Robots de auxilio à locomoção	7
2.1.1	Andarilhos inteligentes	7
2.1.1.A	ASBGo	8
2.1.1.B	ISR-AIWALKER	8
2.1.1.C	JARoW	9
2.1.1.D	Guido	9
2.1.1.E	UFES	10
2.1.1.F	RMP	10
2.1.1.G	PAMM SmartWalker	10
2.1.1.H	SMW	11
2.1.1.I	Care-O-Bot	11
2.1.2	Bengalas Inteligentes	12
2.1.2.A	iCane	13
2.1.2.B	<i>Robotic Cane</i> por P.V.Lam, Y.Fujimoto, I.Smadi e K.Shimizu	13
2.1.2.C	RoJi	14
2.1.2.D	PAMM SmartCane	14
2.1.2.E	Intelligent Cane Walker Robot	15
3	Criação e controlo do modelo matemático	16
3.1	Modelo baseado no pêndulo invertido sobre um carro	18
3.2	Modelo baseado no monociclo	21

4	Implementação	38
4.1	Desenvolvimento do protótipo	39
4.1.1	Componentes do robot	39
4.1.1.A	Controlador	40
4.1.1.B	Motor	40
4.1.1.C	<i>Motor driver</i>	42
4.1.1.D	IMU	42
4.1.1.E	<i>Encoder</i>	43
4.1.1.F	Bateria	44
4.1.1.G	Módulo Bluetooth	44
4.1.1.H	Sensores de força	45
4.1.2	Caracterização dos protótipos	45
5	Teste e análise de resultados	52
5.1	Testes dos protótipos	53
5.1.1	Protótipo LEGO® de dimensões reduzidas	53
5.1.2	Protótipo LEGO® de dimensões reais	54
5.1.3	Protótipo em Alumínio	58
5.1.3.A	Testes com utilizadores com mobilidade normal	58
5.1.3.B	Testes com utilizadores com mobilidade reduzida	60
5.2	Comparação entre LQR e Técnicas Polinomiais de Colocação de Pólos	65
6	Conclusão	69
6.1	Conclusões	70
6.2	Limitações do sistema e trabalho futuro	70
A	Simulações para determinar o peso de cada componente do controlador	78
B	Dados do teste do protótipo em alumínio	80
B.1	Informações dos sujeitos de teste	80
B.2	Resultados dos testes	80
C	Informações dos utentes com problemas de mobilidade	83
C.1	Utente 1	83
C.2	Utente 2	84

Lista de Figuras

3.1	Esboço de opções do design geral do robot	17
3.2	Possíveis tipos de rodas para o robot.	17
3.3	Esquema representativo do modelo do pêndulo invertido sobre um carro.	18
3.4	Resposta do modelo baseado no pêndulo invertido sobre o carro, a uma perturbação, sem peso colocado sobre o mesmo.	21
3.5	Resposta do modelo baseado no pêndulo invertido sobre o carro a uma perturbação, com peso colocado sobre o mesmo.	21
3.6	Esquema representativo do modelo baseado no monociclo.	22
3.7	Diagrama de blocos do sistema controlado por <i>full-state feedback</i> cujo ganho é obtido através de LQR.	24
3.8	Resposta do modelo baseado no monociclo a uma perturbação, com referências a zero.	24
3.9	Esquema representativo do modelo baseado no monociclo com as forças aplicadas pelo utilizador.	25
3.10	Resposta do modelo baseado no monociclo a uma referência variável de ângulo.	26
3.11	Mapa pólos-zeros das duas componentes do modelo em cadeia aberta.	27
3.12	Diagrama de blocos do sistema controlado através de técnicas polinomiais de colocação de pólos.	28
3.13	Mapa pólos-zeros das duas componentes do modelo em cadeia fechada.	28
3.14	Comportamento do sistema nas simulações para determinar o peso de cada componente do controlador.	29
3.15	Sinais criados para simular as forças aplicadas pelo utilizador no topo da bengala a uma velocidade de $0.25m/s$	30
3.16	Sinais criados para simular as forças aplicadas pelo utilizador no topo da bengala a uma velocidade de $1m/s$	30
3.17	Sinais criados para simular as forças aplicadas pelo utilizador no topo da bengala a uma velocidade de $2m/s$	30

3.18	Resposta do modelo baseado no monociclo, controlado por técnicas polinomiais de colocação de pólos, numa situação de movimento lento ($0.25m/s$).	31
3.19	Resposta do modelo baseado no monociclo, controlado por técnicas polinomiais de colocação de pólos, numa situação de movimento normal ($1m/s$).	32
3.20	Resposta do modelo baseado no monociclo, controlado por técnicas polinomiais de colocação de pólos, numa situação de movimento rápido ($2m/s$).	33
3.21	Resposta do modelo com controlo adaptativo a situações de movimento de diferentes velocidades.	34
3.22	Comportamento do sistema nas simulações para determinar os limites impostos ao valor de α .	35
3.23	Valores de α obtidos ao longo do teste de velocidade rápida ($2m/s$).	35
3.24	Resposta do modelo com controlo adaptativo com limites a situações de movimento de diferentes velocidades.	36
3.25	Mapa pólos-zeros do modelo completo em cadeia aberta.	37
4.1	Modelo 3D do protótipo.	39
4.2	Fluxograma do controlo do sistema.	40
4.3	Motor LEGO® utilizado no robot.	41
4.4	Tensão em vazio do motor LEGO® Technic 43362, obtidos em [1].	41
4.5	encoder testado.	43
4.6	Sinais provenientes do encoder.	44
4.7	Posicionamento dos sensores de força na pega da bengala.	45
4.8	Relação entre tensão de saída da Resistência de detecção de força (<i>Force Sensing Resistor</i>) (FSR) e a força aplicada.	45
4.9	Protótipo LEGO® de dimensões reduzidas.	46
4.10	Procedimento do teste realizado à Unidade de Medida Inercial (<i>Inertial Measurement Unit</i>) (IMU).	47
4.11	Procedimento do teste realizado ao encoder.	48
4.12	Protótipo LEGO® de dimensões reais.	49
4.13	Protótipo em alumínio.	50
5.1	Comportamento do protótipo LEGO® de dimensões reduzidas numa situação de locomoção normal.	53
5.2	Comportamento do protótipo LEGO® de dimensões reduzidas numa situação de queda eminente.	54
5.3	Problema de flexibilidade da estrutura do protótipo LEGO® de dimensões reduzidas.	54

5.4	Teste da capacidade do protótipo LEGO® de dimensões reais manter a sua posição e apoiar o utilizador no caso de queda eminente.	55
5.5	Teste da capacidade do protótipo LEGO® de dimensões reais atingir as referências desejadas.	56
5.6	Teste da capacidade do protótipo LEGO® de dimensões reais acompanhar o movimento normal do utilizador.	56
5.7	Resposta do sistema ao teste da capacidade do protótipo LEGO® de dimensões reais acompanhar o movimento do utilizador.	57
5.8	Teste da capacidade do protótipo LEGO® de dimensões reais segurar a sua posição e apoiar o utilizador no caso de desequilíbrio.	58
5.9	Teste do protótipo em alumínio em situações do utilizador na vertical e em desequilíbrio.	59
5.10	Teste do protótipo em alumínio com utente em recuperação de mobilidade.	60
5.11	Resposta do sistema no teste do protótipo em alumínio com utente em recuperação de mobilidade.	61
5.12	Teste do protótipo em alumínio com utente em manutenção de mobilidade.	62
5.13	Resposta do sistema no teste do protótipo em alumínio com utente em manutenção de mobilidade.	63
5.14	Polígonos de suporte em diferentes situações.	64
5.15	Teste da capacidade do protótipo atingir as referências desejadas quando controlado pelos dois métodos.	65
5.16	Resposta do sistema ao teste da capacidade do protótipo acompanhar o movimento do utilizador quando controlado pelos dois métodos.	66
5.17	Teste da capacidade do protótipo apoiar o utilizador numa situação de desequilíbrio quando controlado pelos dois métodos.	67
5.18	Teste da capacidade do protótipo acompanhar um movimento semelhante ao que os utentes de maior idade realizaram, quando controlado pelos dois métodos.	67
B.1	Testes do protótipo em alumínio com utilizadores sem problemas de mobilidade (I). . . .	81
B.2	Testes do protótipo em alumínio com utilizadores sem problemas de mobilidade (II). . . .	82

Lista de Tabelas

3.1	Variáveis do modelo baseado no pêndulo invertido sobre um carro.	18
3.2	Variáveis do modelo baseado no monociclo.	22
3.3	RMSE dos testes do modelo baseado no monociclo, controlado por técnicas polinomiais de colocação de pólos.	36
4.1	Condições em carga do motor LEGO® Technic 43362, obtidos em [1]	41
4.2	Teste realizado à IMU	47
4.3	Teste realizado ao <i>encoder</i>	48
4.4	Parâmetros do protótipo LEGO® de dimensões reduzidas.	48
4.5	Parâmetros do protótipo LEGO® de dimensões reais.	49
4.6	Parâmetros do protótipo em alumínio.	50
A.1	Resultados das simulações para determinar o peso de cada componente do controlador.	79
B.1	Informações dos utilizadores sem problemas de mobilidade dos testes realizados ao protótipo em alumínio.	80

Lista de Algoritmos

4.1	Algoritmo de controlo da direção de rotação dos motores	42
-----	---	----

Acrónimos

UMinho	Universidade do Minho
ACES	Agrupamento de Centros de Saúde
SPMS	Serviços Partilhados do Ministério da Saúde
SW	Andarilho Inteligente (<i>Smart Walker</i>)
SC	Bengala Inteligente (<i>Smart Cane</i>)
CMEMS	<i>Center for Microelectromechanical Systems</i>
ISR	Instituto de Sistemas e Robótica
JARoW	<i>JAIST active Robotic Walker</i>
JAIST	<i>Japan Advanced Institute of Science and Technology</i>
UFES	Universidade Federal Espírito Santo
AVC	Acidente Vascular Cerebral
sEMG	Electromiografia de Superfície
RMP	<i>Robotic Mobility Platform</i>
MIT	Instituto de Tecnologia de Massachusetts
PAMM	<i>Personal Aids for Mobility and Monitoring</i>
SMW	<i>Smart Mobile Walker</i>
iCane	Intelligent Cane Robot
FT	Função Transferência
LQR	Regulador Quadrático Linear (<i>Linear-Quadratic Regulator</i>)
RMSE	Raiz Quadrada do Erro-Médio(<i>Root Mean Square Error</i>)
FFT	Transformada Rápida de Fourier (<i>Fast Fourier Transform</i>)
IMU	Unidade de Medida Inercial (<i>Inertial Measurement Unit</i>)

PWM	Modulação por largura de pulso (<i>Pulse Width Modulation</i>)
MEMS	Sistema Microeletromecânico (<i>Micro-Electro-Mechanical Systems</i>)
DMP	Processador de Movimento Digital (<i>Digital Motion Processor</i>)
I²C	Circuito Inter-Integrado (<i>Inter-Integrated Circuit</i>)
LiPo	Polímero de Lítio
FSR	Resistência de detecção de força (<i>Force Sensing Resistor</i>)
USB	Porta Série Universal (<i>Universal Serial Bus</i>)

1

Introdução

Conteúdo

1.1	Motivação	3
1.2	Objetivos	4
1.3	Organização do Documento	4

Neste capítulo são enunciadas as motivações para a realização desta tese, os objetivos que se pretendiam alcançar e é descrita a estrutura do restante documento.

1.1 Motivação

A capacidade de andar de pé é um dos fatores mais importantes que definem um ser humano. Juntamente com o cérebro massivo (*homo sapiens*) e a capacidade de fazer ferramentas (*homo habilis*), é uma das características distintivas que separa a espécie humana e seus ancestrais (*homo erectus*) do resto dos animais [2]. Paralelamente a isso, a capacidade de caminhar traz não só o bem-estar físico para a vida de um indivíduo, como também o bem-estar psicológico, social e económico, uma vez que essa incapacidade retira grande parte da liberdade do paciente e diminui o desempenho na maioria das actividades da vida diária. [3].

Além disso, devido aos baixos níveis de força física resultantes de fraqueza muscular ou outras condições médicas, os idosos são a faixa etária que mais sofre com movimentos restritos e, como a população idosa está a aumentar, correspondendo em 2019 a 22,1% da população portuguesa, perto de 2% superior aos valores de 2018 [4], a escassez de jovens para os cuidados de enfermagem pode tornar-se um problema [5].

Por esse motivo, os meios e dispositivos de auxílio à locomoção tornam-se objetos de extrema importância para recuperar a capacidade de andar a utilizadores com condições que deterioram ou removem totalmente essas capacidades, sem a necessidade de avaliação e supervisão constante por enfermeiros, fisioterapeutas ou outros profissionais.

Estudos foram feitos em Andarilhos Inteligentes (*Smart Walkers*) (SWs), para avaliação clínica e assistência de pessoas com capacidade reduzida de locomoção [6]. No entanto, esses SWs apresentam um design volumoso e complicado que reduz a possibilidade de seu uso fora dos ambientes clínicos e hospitalares.

Portanto, uma Bengala Inteligente (*Smart Cane*) (SC) torna-se mais adequada para uso doméstico e individual, sem a supervisão constante de uma equipa médica. Este dispositivo é mais portátil e menos invasivo, embora se torne menos estável devido ao tamanho, design da estrutura e peso. Por esse motivo, é mais apropriado para pessoas que ainda mantêm algum controlo sobre a sua locomoção, mantendo ou corrigindo a sua marcha, a fim de garantir a conservação da sua capacidade de andar. Pode ser utilizado também como uma segunda etapa para pessoas que recuperam de problemas atáxicos ou outros problemas de marcha incorrecta que já foram previamente avaliados e reabilitados com a ajuda de um SW em ambiente clínico, podendo agora ir para casa com um dispositivo menor e menos intrusivo.

1.2 Objetivos

Este projecto visa a pesquisar e a desenvolver um dispositivo de auxilio a indivíduos com capacidade de locomoção reduzida, capazes de locomoção autónoma embora em condições de esforço, que se torne uma alternativa aos andarilhos inteligentes, que embora mais estáveis tendem a ser mais volumosos.

O dispositivo a ser estudado corresponderá a uma plataforma móvel leve, de dimensões reduzidas, que será fisicamente conectada a um utilizador por meio de uma interface inteligente capaz de estimar em tempo real o movimento pretendido. O seu controlo deverá ser interactivo e intuitivo, resultando num comportamento suave de forma a transmitir segurança, e permitindo identificar e corrigir momentos de instabilidade do utilizador.

Este dispositivo destina-se à fase final de recuperação de pacientes e/ou pessoas com dificuldades ligeiras de locomoção e à manutenção da qualidade de marcha em utentes com patologias que levem à deterioração da mesma, ajudando a reduzir os efeitos.

O facto deste dispositivo ser mais apto para ambientes domésticos possibilita um aumento da segurança destes indivíduos em locais como no domicílio ou em lares, evitando acidentes devido a desequilíbrios e reduzindo o número de casos com necessidade de recuperação. Para além disso, como o conceito representa uma novidade para os utentes resulta numa maior aderência por parte destes indivíduos à utilização de auxiliares de marcha, removendo o estereótipo associado a dispositivos tradicionais.

O controlo do sistema é realizado de forma semelhante ao modelo de um monociclo/pêndulo invertido, ajustado às aplicações pretendidas, através de retro-alimentação do ângulo por *full-state feedback* com controlo óptimo utilizando Regulador Quadrático Linear (*Linear-Quadratic Regulator*) (LQR), tornando o seu funcionamento intuitivo e mantendo o protótipo simples tanto a nível mecânico como de controlo.

1.3 Organização do Documento

Esta tese está dividida em 6 capítulos.

No **Capítulo 2** são abordados vários trabalhos já existentes com aplicações ou funcionamentos semelhantes ao conceito em estudo, sendo analisadas as suas principais características de forma a se criar uma selecção das funcionalidades e qualidades de maior importância neste projecto.

No **Capítulo 3** são criados os modelos matemáticos e os controladores do robot e realizadas simulações de forma a se realizar uma primeira análise da viabilidade do projecto e das alterações que tenham que ocorrer.

No **Capítulo 4** são implementados os controladores estudados nos capítulos anteriores, sendo criados vários protótipos, permitindo o teste real do conceito e da sua viabilidade.

No **Capítulo 5** os protótipos são testados em diversas situações de funcionamento, e os respectivos comportamentos são analisados de forma a se perceber as alterações necessárias ao projecto.

Por fim, no **Capítulo 6** são feitas as conclusões sobre o trabalho realizado e são propostos trabalhos futuros a desenvolver neste conceito.

2

Estado da Arte

Conteúdo

2.1	Robots de auxílio à locomoção	7
-----	-------------------------------	---

2.1 Robots de auxilio à locomoção

Um robot de auxilio à locomoção permite reduzir as incapacidades motoras de uma pessoa, aumentando assim a sua liberdade em termos de mobilidade e melhorando a sua qualidade de vida. Este tipo de robots, por norma, acompanhamos movimentos realizados pelo utilizador, melhorando e corrigindo a sua locomoção, de forma mais intuitiva e menos intrusiva possível não se tornando um obstáculo na vida do paciente [7] [8].

Através de diferentes sensores, este tipo de robots recebe informações a nível da força aplicada pelo utente no sistema, postura do utilizador, posição dos pés, entre outros, variando em cada implementação, de forma a garantir a segurança e bem estar do utilizador. Algumas implementações, mais direccionadas para a recolha de informações de forma a serem realizados diagnósticos por parte das equipas médicas especializadas, possuem ainda mais sensores de forma a se parametrizar melhor a locomoção dos utentes.

Foram já realizados vários estudos em redor do tema dos robots de auxilio à mobilidade e à locomoção, no entanto verifica-se que a maioria são implementações robustas e de grande dimensão, como SWs, mais direccionadas para ambientes hospitalares e clínicos, verificando-se uma falta de sistemas para utilização num ambiente de dimensões mais reduzido, como lares ou casas. Estas aplicações de dimensão mais reduzida baseiam-se maioritariamente nas bengalas ou objetos de utilização semelhante, mas, ao contrário da implementação em estudo neste trabalho, envolvem sensores que são posicionados no utilizador e/ou uma área ainda assim demasiado grande para uma utilização confortável em locais mais apertados. O dispositivo em estudo deverá corrigir estas falhas presentes nos dispositivos implementados e estudados até à actualidade, apresentando uma área mais reduzida e utilizando apenas sensores presentes no corpo do equipamento, não sendo necessários sensores ligados ao utilizador que compliquem a sua utilização.

Abaixo encontra-se uma selecção dos estudos que foram analisados nesta área, correspondendo aos que possuem características que poderão ter implicações interessantes numa aplicação semelhante à estudada nesta dissertação, como por exemplo recolha de dados do utente, obtenção da sua posição e do seu centro de massa, métodos para o movimento dos sistemas, interface entre o utilizador e o robot e implementações de controlo do sistema, entre outras.

2.1.1 Andarilhos inteligentes

Como referido anteriormente, este tipo de implementação tende a ser mais robusta e de maior dimensão. São normalmente mais complexos a nível de recolha de informação dos utentes, com um maior número de sensores, algo de enorme importância para a realização de diagnósticos por parte das equipas especializadas. A forma como se movimentam varia de modelo para modelo, dependendo

de fatores como o controlo, tipo e organização das rodas e formato da plataforma, entre outros [9].

2.1.1.A ASBGo

O ASBGo [6] [10] foi criado pelo *Center for Microelectromechanical Systems (CMEMS)* da Universidade do Minho (UMinho)¹, em conjunto com o Departamento de Medicina Física e de Reabilitação do Hospital de Braga². Este robot baseia-se no design dos andarilhos utilizados no meio hospitalar, com 4 rodas e uma estrutura larga e robusta que permite ao utente apoiar grande parte do seu peso e realizar os movimentos necessários com os membros inferiores de forma a manter o equilíbrio, visto os utilizadores deste sistema serem pessoas com ataxia [11] e outras doenças que provocam perturbações na locomoção, que tendem a ter uma base mais larga de movimentos, sendo necessário mais espaço.

Através de sensores de profundidade inseridos na estrutura do SW, este sistema consegue obter os movimentos dos membros inferiores e a postura do utilizador. Sensores de carga e de força e potenciómetros permitem perceber quais as forças que o utilizador está a aplicar no SW e, em conjunto com sensores de infravermelhos e com uma unidade de medição de inércia, possibilitam que seja calculado o risco de queda. Para além disso, através de um conjunto de sonares e de um sensor *laser rangefinder*, são obtidos os dados necessários para o sistema de navegação do robot. Dependendo de todos estes dados obtidos pelos diversos sensores o SW age de forma diferente, eliminando situações que representem perigo para o utilizador e permitindo auxiliar o mesmo no caso de ser detectado perigo de queda.

Um protótipo do ASBGo está já a ser utilizado no Hospital de Braga, no Departamento de Medicina Física e de Reabilitação, onde alguns pacientes foram seleccionados para realizar os seus tratamentos de fisioterapia com este sistema, sendo seguidos pelos profissionais envolvidos no projecto. Através destes testes o robot vai sofrendo ajustes e melhorias que se verifiquem necessárias, tendo já sofrido várias actualizações ao longo do seu desenvolvimento.

2.1.1.B ISR-AIWALKER

Desenvolvido pelo Departamento de Engenharia Electrotécnica e de Computadores, do Instituto de Sistemas e Robótica (ISR) da Universidade de Coimbra³, o ISR-AIWALKER [12] propõe um novo método para a obtenção da intenção de locomoção do utilizador. Utilizando sensores de visão, em alternativa aos mais comuns sensores de força, a intenção de locomoção é obtida com a mesma precisão, enquanto que os custos associados aos sensores são reduzidos. Um dispositivo rastreador de mão baseado em visão, composto por sensores e emissores de infravermelhos, permite obter a posição das mãos do utilizador, que agarram o andarilho por intermédio de duas pegas deslizáveis. De forma a

¹<http://www.mems.dei.uminho.pt/>

²<https://hospitaldebraga.pt/>

³<https://www.isr.uc.pt/>

serem analisadas as características de marcha do utilizador, este dispositivo possui também sensores infravermelhos e uma câmara com informação de profundidade, ambos direccionados para os membros inferiores. Através da conjugação da informação destes sensores, este SW consegue modelar o comportamento do utilizador, verificando não só a sua intenção de movimento e posição, como detectando situações de perigo e classificando a sua marcha.

2.1.1.C JARoW

O robot *JAIST active Robotic Walker (JARoW)* [13] [14], desenvolvido no *Japan Advanced Institute of Science and Technology (JAIST)* ⁴, aborda o movimento de uma forma diferente dos outros SWs observados. Neste caso foram colocadas 3 rodas omnidireccionais dispostas num círculo, desfasadas 120º entre si, permitindo um movimento omnidireccional do robot. Devido à sua forma redonda, semelhante à forma de uma ferradura, com o utente localizado no centro, este robot permite que o utilizador tenha um maior apoio a nível dos membros superiores, onde exerce a maior parte da força sobre o sistema. No entanto esta forma cria constrangimentos a nível do movimento dos membros inferiores, pois há uma área mais reduzida onde o utilizador se pode movimentar e esta área estar mais limitada, visto existir apenas uma pequena abertura na parte traseira do robot para o utilizador entrar para o centro do círculo.

O JARoW possui dois sensores de infravermelhos que lhe permitem obter a localização de cada um dos membros inferiores e, com isso, estimar as coordenadas do centro de massa e dos calcanhares do utente, pontos que são importantes para o controlo do sistema para manutenção do equilíbrio e da correta locomoção dos utentes.

2.1.1.D Guido

Ao contrário dos outros SWs estudados, o Guido [15] [16] é dirigido para pessoas com deficiência visual. Desenvolvido pela *División de Ingeniería de Sistemas y Automática da Universidad Politécnica de Madrid* ⁵ em conjunto com a Haptica Ltd., empresa que tinha já criado anteriormente outros robots com aplicações semelhantes, este sistema possui uma estrutura robusta com 4 rodas, das quais as rodas dianteiras possuem motores que permitem ao sistema acompanhar o movimento do utilizador.

Este SW possui um sensor *laser rangefinder*, que lhe permite obter a localização de obstáculos e calcular o caminho indicado a seguir, e sensores de força implementados no guiador do robot, permitindo-lhe não só determinar a direcção que o utilizador pretende seguir como estimar a postura do mesmo.

Apesar de estar direccionado para pessoas com deficiência visual, este robot tem implementado várias funcionalidades que se mostram bastante úteis para pessoas com capacidades de locomoção

⁴<http://www.jaist.ac.jp/english/>

⁵<http://www.disam.upm.es/>

reduzidas, tal como prevenção de colisão, estimação de postura, localização e mapeamento simultâneo, planeamento de trajectória e interacção robot-humano.

2.1.1.E UFES

Desenvolvido na Universidade Federal Espírito Santo (UFES) ⁶, este SW [17] [18] foi desenvolvido tendo em mente indivíduos que possuam marcha hemiparética, devido a um Acidente Vascular Cerebral (AVC). Esta condição, causada por danos a nível neurológico, cria problemas numa selecção de movimentos devido a uma fraca coordenação intermuscular, podendo ocorrer também em certos casos perda parcial do reconhecimento de localização espacial, levando a uma diminuição do equilíbrio.

A partir de Electromiografia de Superfície (sEMG), uma técnica que permite ler as potenciais acções dos músculos através da análise da actividade eléctrica dos mesmos com a implementação de eléctrodos em locais específicos da pele, é possível analisar o funcionamento dos músculos do utente durante a locomoção, diagnosticando e corrigindo eventuais problemas. Estes dados são combinados com as restantes informações obtidas através de outros sensores, como sensores de força localizados nos suportes de forma a se determinar a força aplicada pelo utilizador no sistema e um sensor *laser rangefinder* que permite calcular a localização dos membros inferiores, permitindo ao SW manter uma distância constante do utilizador.

2.1.1.F RMP

Desenvolvido no Departamento de Engenharia Mecânica e de Materiais da Universidade de Queen ⁷, no Canada, o *Robotic Mobility Platform* (RMP) [19] foi criado através da modificação de uma plataforma de mobilidade robótica da Segway ®. A uma destas plataformas foi acrescentada uma estrutura que lhe adiciona mais duas rodas, onde o utilizador se pode apoiar. Nesta estrutura encontra-se também um sensor de força e binário de 6 eixos, que permite ao sistema obter as forças aplicadas pelo utilizador, que em conjunto com o controlo do sistema da Segway ® permite obter uma estimativa do movimento pretendido pelo utente.

2.1.1.G PAMM SmartWalker

Criado pelo Departamento de Engenharia Mecânica do Instituto de Tecnologia de Massachusetts (MIT) ⁸, o *Personal Aids for Mobility and Monitoring* (PAMM) SmartWalker [20] [21] foi um dos primeiros sistemas deste tipo que foram desenvolvidos. Com uma estrutura baseada nos andarilhos tradicionais, este robot destaca-se pelo uso de rodízios activos separados com offset (*active split offset casters*).

⁶<https://www.ufes.br/>

⁷<https://me.queensu.ca/>

⁸<http://meche.mit.edu/>

Este tipo de rodízio corresponde a duas rodas coaxiais controladas de forma independente, separadas por uma determinada distância e ligadas ao resto da plataforma com um offset. Este tipo de rodízio previne que exista uma grande resistência devido à fricção quando as rodas sofrem torções com eixo vertical, facilitando o movimento omnidireccional do sistema.

Este robot possui um sensor de força e binário de 6 eixos, obtendo desta forma as intenções de movimento do utilizador, sensores ultra-sónicos de forma a identificar e prevenir colisões com obstáculos, e uma câmara apontada para cima, de forma a se reconhecer identificadores visuais que permitem ao SW saber o local onde se encontra dentro do edifício. Para além disto, o SW também recolhe os sinais vitais do utente, comunicando via *wireless* com um sistema no edifício para onde envia os dados vitais e a localização do utente, e recebendo informações a nível do planeamento da trajectória. Como tal, este robot está criado para um uso limitado aos ambientes hospitalares ou semelhantes, onde este sistema e os marcadores visuais estejam implementados.

2.1.1.H SMW

O *Smart Mobile Walker* (SMW) [22] foi desenvolvido pelo Laboratório de Mecatrónica e Armazenamento da LG Electronics®, Inc., em conjunto com o Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Yonsei⁹ e com o Instituto de Pesquisa do Centro Nacional de Reabilitação¹⁰, todos localizados em Seoul, Coreia.

A implementação deste robot foca-se na transição dos utentes entre as posições de sentado e em pé. Por isso possui uma estrutura inferior com 6 actuadores lineares que permitem que toda a estrutura suba ou desça, consoante a posição do utilizador, acompanhando o movimento que este realiza quando se senta ou se levanta. É utilizado um sensor de força e binário de 6 eixos de forma a se obter a intenção do utilizador, tanto a nível do movimento como a nível da posição. Desta forma, o utilizador tem sempre o apoio necessário para se movimentar e se sentar ou levantar sem efectuar esforços que de outra forma poderiam ser prejudiciais.

2.1.1.I Care-O-Bot

Tal como o PAMM, o Care-O-Bot® foi um dos primeiros protótipos de SWs. Este robot, no entanto, foi idealizado com um leque de funções muito maior que os SWs anteriores. Tendo como alvo o apoio de idosos a nível de funções do quotidiano, este robot pretende eliminar a necessidade dos seus utilizadores realizarem todo um conjunto de tarefas que, devido à idade ou a outras condições que possam sofrer, se tornam de difícil execução, tal como regar as plantas, ir buscar comida ou ligar a televisão.

Este robot foi apresentado ao público pela primeira vez em 1998, desenvolvido pela Fraunhofer

⁹<http://me.yonsei.ac.kr/eng/>

¹⁰http://www.nrc.go.kr/eng/html/content.do?depth=n_ri&menu_cd=02_01_01

IPA¹¹ em Stuttgart, na Alemanha. O seu primeiro protótipo [23] estava equipado com um monitor e dois manípulos, onde o utilizador se podia apoiar. Os três estavam fixados à restante estrutura através de uma dobradiça activa, que permitia ajustar a posição tanto do monitor como dos apoios consoante a sua utilização a cada momento. Possuía também uma câmara para a realização de vídeo-chamadas que era usada também como sensor, sensores ultra-sónicos, scanners de laser e para-choques mecânico, de forma a se detectar obstáculos e desta forma navegar de forma independente. Três destes robots foram implementados em 2000 num museu em Berlim.

O segundo modelo do Care-O-Bot ® [24] recebeu um braço manipulador, com o qual consegue interagir com o meio onde se encontra, que é analisado através de duas câmaras e um scanner de laser montados numa cabeça inclinável, realizando um mapeamento 3D do espaço envolvente, permitindo não só detectar objetos com que o manipulador possa interagir como calcular uma trajectória para o mesmo livre de colisões. No entanto, devido às dimensões do sistema e da sua incapacidade de movimentação em locais apertados, não se verificou como sendo de viável implementação num local público, como feito com o modelo anterior.

No terceiro modelo [25] resultou do aperfeiçoamento do modelo anterior. As dimensões do robot foram optimizadas e reduzidas e as suas funcionalidades melhoradas. Manteve-se os mesmos sensores que no segundo modelo, tal como o braço manipulador, acrescentando-se um sistema de locomoção omnidireccional, corrigindo os problemas que o anterior modelo teve em se movimentar em locais apertados.

Actualmente o Care-O-Bot ® encontra-se na sua quarta versão [26], onde deixou as suas funcionalidades como robot de apoio à mobilidade e à realização de tarefas e passou a ter um foco superior na robótica social.

2.1.2 Bengalas Inteligentes

Ao contrário dos SWs inteligentes, este tipo de implementação tende a ser mais compacta e menos robusta, com uma menor recolha de informação quanto ao estado dos utentes, tornando-se mais práticos e menos intrusivos, mas com uma complexidade superior a nível de controlo. Tendem a ter uma maior facilidade de movimento em locais apertados, sendo mais indicados para ambientes mais quotidianos e reduzidos.

¹¹ <https://www.ipa.fraunhofer.de/en.html>

2.1.2.A iCane

Desenvolvida pelas Universidades de Nagoya ¹² e Meiji ¹³ no Japão, pelo Instituto de Tecnologia de Pequim ¹⁴ e Universidade de Ciência e Tecnologia de Huazhong ¹⁵ na China e pelas Universidades de Tanta ¹⁶, South Valley ¹⁷ e de Ciência e Tecnologia Egipto-Japão ¹⁸ no Egipto, a Intelligent Cane Robot (iCane) [27] [28] [29] [30] [31] [5] [32] [33] corresponde a um varão metálico, onde o utilizador se apoia como numa bengala tradicional, interligado a uma plataforma por uma junta universal controlada por dois motores DC, que lhe permite inclinar-se de forma controlada. A plataforma possui 3 rodas omnidireccionais desfasadas 120º entre si, possibilitando ao sistema movimentar-se em qualquer direcção.

Para além disso, no topo do varão, no local onde o utilizador se apoia, foi implementado um sensor de força e binário de 6 eixos, permitindo obter a força aplicada pelo utilizador na SC, tal como um sensor *laser rangefinder* com o qual o robot calcula a distância do varão aos joelhos e ao corpo do utente. Com estes dados o sistema obtém a intenção de movimentação do utilizador e detecta possíveis situações de perigo, como quedas ou perdas de equilíbrio, movimentando-se da forma mais adequada a ajudar o utente.

2.1.2.B *Robotic Cane* por P.V.Lam, Y.Fujimoto, I.Smadi e K.Shimizu

Esta SC [34] [35] [36] [37] [38], desenvolvida pela Universidade Nacional de Yokohama¹⁹ no Japão e pela Universidade de Ciência e Tecnologia da Jordânia²⁰, distingue-se das outras SCs estudadas pelo facto de possuir uma única roda. Através do uso de uma *omniwheel* activa, ligada a dois motores DC em que, dependendo da direcção de rotação de cada um dos motores, é possível controlar o movimento da SC em ambas as direcções frente/trás e direita/esquerda, possibilitando ao sistema movimentar-se em qualquer direcção.

Este sistema funciona de uma forma semelhante a um pêndulo invertido ou um unicycle, corrigindo constantemente a sua posição de forma a manter a verticalidade, somando ainda ao controlo a força aplicada pelo utilizador, através de um sensor de força que mede a força vertical e, em algumas implementações, de um outro sensor igual para a força horizontal. Desta forma, a SC consegue ajustar-se de modo a não só se manter equilibrada mas também de forma a apoiar o movimento do utilizador ao máximo, evitando situações de risco.

¹²<http://en.nagoya-u.ac.jp/>

¹³<https://www.meiji.ac.jp/cip/english/>

¹⁴<http://english.bit.edu.cn/>

¹⁵http://english.hust.edu.cn/Academics/Schools_and_Departments.htm

¹⁶<https://tanta.edu.eg/en/default.aspx>

¹⁷<http://www.svu.edu.eg/en/>

¹⁸<https://ejust.edu.eg/>

¹⁹<https://www.ynu.ac.jp/english/>

²⁰<https://www.just.edu.jo/Pages/Default.aspx>

Foi também implementada uma diferente versão desta SC [39] [40] [41], em que a roda *omniwheel* activa foi substituída por duas rodas convencionais, substituindo também os sensores de força por um sensor de força e binário de 6 eixos, sendo no entanto realizado um controlo bastante semelhante ao anterior.

2.1.2.C RoJi

A RoJi [42] [43] [44] consiste num manípulo comprido com quatro botões na extremidade do utilizador, ligado a uma plataforma com três rodas, duas das quais motorizadas.

Desenvolvida pela Universidade Nacional de Pusan ²¹, na Coreia, e pela LG Electronics®, Inc. este robot foi criado com o objetivo de auxiliar pessoas cegas ou com deficiências visuais a movimentar-se. Assim, de forma a efectuar a interacção com o utilizador, para além dos 4 botões na extremidade do manípulo que possuem *feedback* háptico em que o utilizador define a direção em que se quer movimentar, este sistema recebe ainda a posição da cabeça do utilizador através de um giroscópio acoplado a esta, e informa o utilizador sobre obstáculos existentes nessa mesma direção.

Este sistema possui ainda um sensor ultrasónico, três sensores de infravermelhos, detectando obstáculos, e duas antenas para detecção de contactos. Com base nas informações dos botões, do giroscópio e dos sensores o robot informa o utilizador da proximidade e direção de obstáculos evitando situações de perigo.

2.1.2.D PAMM SmartCane

Tal como o PAMM SmartWalker, a PAMM SmartCane [45] foi criada pelo Departamento de Engenharia Mecânica do MIT ²². Possui 3 rodas, das quais 2 são motorizadas.

Este robot possui um sensor de força e binário de 6 eixos, obtendo desta forma as intenções de movimento do utilizador, sensores ultra-sónicos de forma a identificar e prevenir colisões com obstáculos, e uma câmara apontada para cima, de forma a se reconhecer identificadores visuais que permitem à SC saber o local onde se encontra dentro do edifício. Para além disto, o robot também recolhe os sinais vitais do utente, comunicando via *wireless* com um sistema no edifício para onde envia os dados vitais e a localização do utente, e recebendo informações a nível do planeamento da trajectória. Da mesma forma que com o SmartWalker, a SmartCane está criado para um uso limitado aos ambientes hospitalares ou semelhantes, onde este sistema e os marcadores visuais estejam implementados.

²¹<http://www.pusan.ac.kr/eng/Main.do>

²²<http://meche.mit.edu/>

2.1.2.E Intelligent Cane Walker Robot

Desenvolvido pela Universidade de Tecnologia de Shenyang ²³, esta SC [46] é bastante semelhante à iCane referida anteriormente. Distingue-se pela junta esférica que une o varão à base, passando a ter um movimento livre, e pela forma como o sistema prevê a intenção de movimento do utilizador.

Este robot possui dois sensores de força, por cima e por baixo do manípulo, detectando forças de pressão (para baixo) e de elevação (para cima), e um sensor de inércia que permite ao sistema obter as velocidades lineares e angulares do varão da SC. Estes dados são utilizados para modelar o estado da SC e prever as intenções futuras do utilizador através de uma rede neuronal de 3 camadas.

²³<https://english.sut.edu.cn/>

3

Criação e controlo do modelo matemático

Conteúdo

3.1 Modelo baseado no pêndulo invertido sobre um carro	18
3.2 Modelo baseado no monociclo	21

A nível do design geral do robot, tendo em conta os objetivos definidos anteriormente, foi criado um modelo de uma bengala tradicional acoplada a um robot localizado na sua base. Como pode ser observado na Figura 3.1, com base num sistema deste tipo é possível criar-se diferentes modelos que se tornam mais ou menos viáveis dependendo das funções pretendidas.

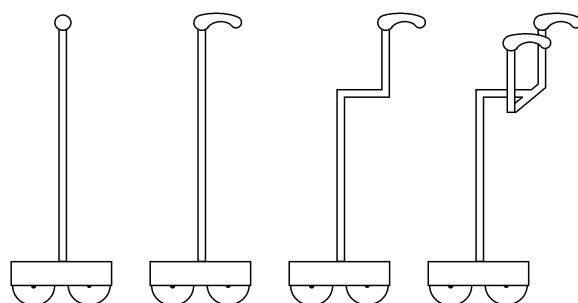
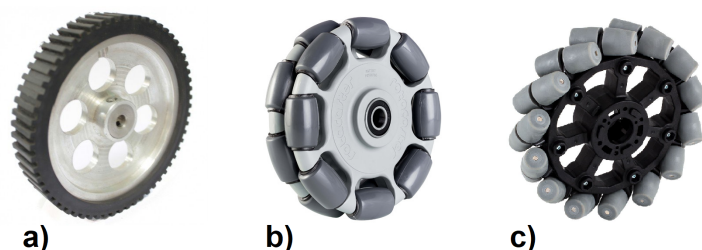


Figura 3.1: Esboço de opções do design geral do robot

Uma outra característica que muda drasticamente o comportamento do sistema é o facto da base do robot ser omnidireccional ou bidireccional. Um modelo omnidireccional tem a vantagem de conseguir realizar movimentos para qualquer direção, independentemente da sua orientação, o que pode ser crítico em locais apertados ou sem continuidade (como corredores sem saída), que obriguem a manobras de maior complexidade como movimentos de 180° de forma a inverter o sentido. No entanto, este tipo de modelo não oferece tanta estabilidade como um modelo bidireccional. Neste último, visto não haver a possibilidade de movimentos laterais, possibilita que, em caso de queda ou deslize que aplique uma força intensa lateralmente, haja um maior suporte ao utilizador, tornando-se mais seguro. O modelo bidireccional é também mais simples, tornando o seu controlo, por consequência, mais simples de implementar e mais robusto, e o seu comportamento mais previsível e intuitivo para o utilizador.

O tipo de movimento, bidireccional ou omnidireccional, do robot depende em grande parte do tipo de roda utilizado. As opções estudadas são as rodas tradicionais, as rodas omnidireccionais (*omniwheel*) e as rodas mecanum (*mecanum wheel*), que podem ser observadas na Figura 3.2.



a) Rodas tradicionais; b) Rodas omnidireccionais; c) Rodas mecanum.

Figura 3.2: Possíveis tipos de rodas para o robot.

3.1 Modelo baseado no pêndulo invertido sobre um carro

Analisando um modelo bidireccional com rodas tradicionais, foi utilizado um controlo semelhante ao de um pêndulo invertido sobre um carro, com um grau de liberdade no ponto de ligação entre estas duas partes, movimentando-se apenas num plano de duas dimensões. Um esquema representativo deste primeiro modelo pode ser observado na Figura 3.3.

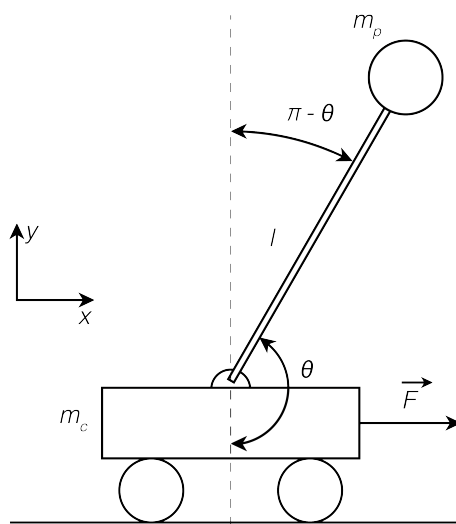


Figura 3.3: Esquema representativo do modelo do pêndulo invertido sobre um carro.

Tabela 3.1: Variáveis do modelo baseado no pêndulo invertido sobre um carro.

$x[m]$	posição do carro
$\dot{x}[m/s]$	velocidade do carro
$\theta[rad]$	ângulo do pêndulo
$\dot{\theta}[rad/s]$	velocidade angular do pêndulo
$m_p[kg]$	massa do pêndulo
$m_c[kg]$	massa do carro
$g[m^2/s]$	aceleração gravítica
$l[m]$	comprimento do braço do pêndulo
$\delta[N \cdot m \cdot s]$	coeficiente de amortecimento por fricção
u	entrada de controlo

O sinal de entrada de controlo u corresponde à tensão que é enviada pelo controlador ao motor, que a traduz depois num binário, resultando em movimento.

Somando as forças que actuam num carrinho na direção horizontal obtemos a equação do movimento,

$$m_c \ddot{x} + \delta \dot{x} + N = F, \quad (3.1)$$

em que N é a força de reacção que o pêndulo exerce sobre o carro, podendo ser obtida através de

(3.2), que corresponde à soma das forças que actuam no pêndulo,

$$N = m_p \ddot{x} + m_p l \ddot{\theta} \cos \theta - m_p l \dot{\theta}^2 \sin \theta. \quad (3.2)$$

Substituindo a eq. (3.2) na eq. (3.1), obtemos a primeira equação do movimento em (3.3),

$$(m_c + m_p) \ddot{x} + \delta \dot{x} + m_p l \ddot{\theta} \cos \theta - m_p l \dot{\theta}^2 \sin \theta = F. \quad (3.3)$$

A segunda equação da dinâmica é obtida através da soma das forças perpendiculares ao pêndulo,

$$P \sin \theta + N \cos \theta - m_p g \sin \theta = m_p l \ddot{\theta} + m_p \ddot{x} \cos \theta, \quad (3.4)$$

em que se pode assumir que o momento de inercia do pêndulo, I , é desprezável:

$$-Pl \sin \theta - Nl \cos \theta = I \ddot{\theta} \approx 0, \quad (3.5)$$

logo, aplicando (3.5) na eq. (3.4), obtemos a segunda equação do movimento em (3.6),

$$m_p g l \sin \theta = m_p l^2 \ddot{\theta} + m_p l \ddot{x} \cos \theta. \quad (3.6)$$

Substituindo a força F pela entrada u em (3.3) e (3.6), obtêm-se as seguintes equações não lineares do movimento:

$$\begin{aligned} (m_c + m_p) \ddot{x} + \delta \dot{x} + m_p l \ddot{\theta} \cos \theta - m_p l \dot{\theta}^2 \sin \theta &= u, \\ m_p g l \sin \theta &= m_p l^2 \ddot{\theta} + m_p l \ddot{x} \cos \theta. \end{aligned} \quad (3.7)$$

Resolvendo um sistema com as equações em (3.7) para as variáveis \ddot{x} e $\ddot{\theta}$, obtêm-se as expressões:

$$\begin{aligned} \ddot{x} &= \frac{-m_p^2 l^2 g \cos \theta \sin \theta + m_p l^2 (m_p l \dot{\theta}^2 \sin \theta - \delta \dot{x}) + m_p l^2 u}{m_p l^2 (m_c + m_p (1 - \cos \theta^2))}, \\ \ddot{\theta} &= \frac{-(m_p + m_c) m_p g l \sin \theta + m_p l \cos \theta (m_p l \dot{\theta}^2 \sin \theta - \delta \dot{x}) + m_p l \cos \theta u}{m_p l^2 (m_c + m_p (1 - \cos \theta^2))}. \end{aligned} \quad (3.8)$$

Sendo assim, foram obtidas as equações de dinâmica não lineares de um pêndulo invertido num carro ,também sugeridas em [47],

$$\begin{aligned} \dot{x} &= \dot{x}, \\ \ddot{x} &= \frac{-m_p^2 l^2 g \cos \theta \sin \theta + m_p l^2 (m_p l \dot{\theta}^2 \sin \theta - \delta \dot{x}) + m_p l^2 u}{m_p l^2 (m_c + m_p (1 - \cos \theta^2))}, \\ \dot{\theta} &= \dot{\theta}, \\ \ddot{\theta} &= \frac{-(m_p + m_c) m_p g l \sin \theta + m_p l \cos \theta (m_p l \dot{\theta}^2 \sin \theta - \delta \dot{x}) + m_p l \cos \theta u}{m_p l^2 (m_c + m_p (1 - \cos \theta^2))}. \end{aligned} \quad (3.9)$$

Apesar de x variar bastante de valores conforme o sistema se movimentar, visto representar a posição do carro, o valor de θ está sempre em torno de zero. Deste modo, é possível fazer a seguinte linearização:

$$\begin{aligned}\sin \theta &\approx \theta, \\ \cos \theta &\approx 1, \\ \dot{\theta}^2 &\approx 0,\end{aligned}\tag{3.10}$$

que quando aplicada às expressões em (3.9) resulta nas equações de dinâmica lineares:

$$\begin{aligned}\dot{x} &= \dot{x}, \\ \ddot{x} &= \frac{-m_p g \theta - \delta \dot{x} + u}{m_c}, \\ \dot{\theta} &= \dot{\theta}, \\ \ddot{\theta} &= \frac{-(m_p + m_c)g\theta - \delta \dot{x} + u}{m_c l}.\end{aligned}\tag{3.11}$$

O controlo deste modelo é feito com recurso a *full-state feedback*,

$$u = -Kx,\tag{3.12}$$

cujo ganho K é obtido minimizando a função função de custo quadrática

$$J(u) = \int_0^{\infty} (x^T Q x + u^T R u + 2x^T N u) dt.\tag{3.13}$$

Este cálculo é realizado em MATLAB[®] utilizando o LQR [48], com recurso à função `lqr()`. Os parâmetros utilizados são:

$$Q = \begin{bmatrix} 1000 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1000 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1000 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1000 \end{bmatrix},\tag{3.14}$$

$$R = 0.0001,$$

em que Q corresponde à importância dada a cada uma das variáveis de estado do sistema, e R ao custo associado à utilização da entrada do sistema.

O modelo foi simulado sem qualquer força aplicada no pêndulo, apenas com uma inclinação inicial de 10% em relação à posição vertical do mesmo, de forma a se verificar a resposta do sistema, isolado, a um desvio do ponto de equilíbrio. A resposta encontra-se representada na Figura 3.4.

Como é possível observar, a resposta do sistema é razoável, com a posição do pêndulo corrigida em cerca de 4 segundos com suavidade, o que é importante tendo em conta a implementação pretendida para o sistema.

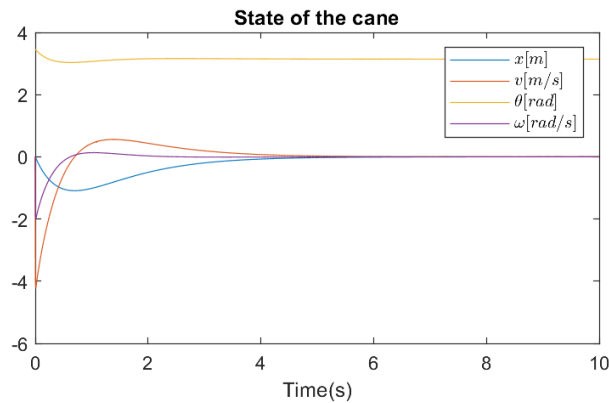


Figura 3.4: Resposta do modelo baseado no pêndulo invertido sobre o carro, a uma perturbação, sem peso colocado sobre o mesmo.

Repete-se então a simulação anterior, adicionando uma força aplicada no pêndulo correspondente a metade do peso médio de um adulto (aproximadamente 70kg). A inclinação inicial do pêndulo permanece 10% em relação à posição vertical. A nova resposta do sistema encontra-se representada na Figura 3.5.

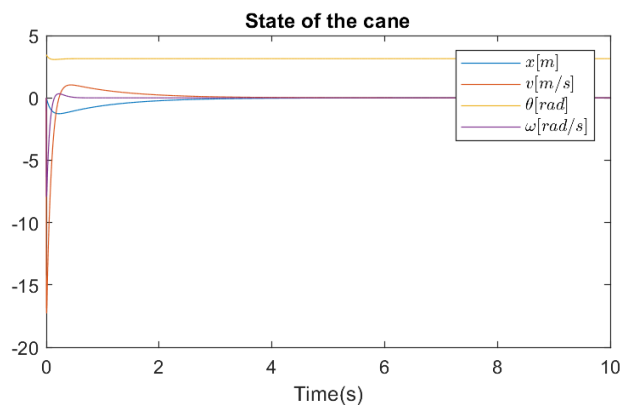


Figura 3.5: Resposta do modelo baseado no pêndulo invertido sobre o carro a uma perturbação, com peso colocado sobre o mesmo.

Desta vez o sistema apresentou um comportamento muito mais brusco. A resposta foi mais rápida mas muito menos suave, o que, tendo em conta a aplicação pretendida para o dispositivo, poderá criar situações de desequilíbrio no utilizador. Por este motivo, e como implica uma área para a base elevada, este modelo baseado no pêndulo invertido sobre o carro foi abandonado.

3.2 Modelo baseado no monociclo

Neste modelo o braço do pêndulo é fixo, sendo o único grau de liberdade em todo o sistema, que permite a inclinação da bengala e o movimento da roda. Isto permite reduzir a pegada do dispositivo,

facilitando a sua utilização em locais estreitos. Um esquema representativo deste modelo pode ser observado na Figura 3.6.

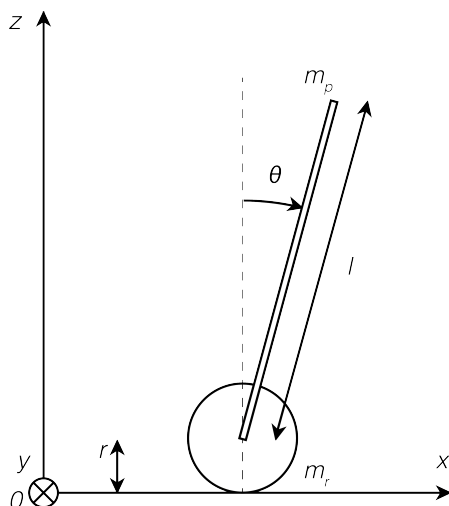


Figura 3.6: Esquema representativo do modelo baseado no monociclo.

Tabela 3.2: Variáveis do modelo baseado no monociclo.

$\theta[rad]$	ângulo do braço em relação à posição vertical
$x[m]$	posição da roda
$m_p[kg]$	massa do braço do pêndulo
$m_r[kg]$	massa da roda
$g[m^2/s]$	aceleração gravítica
$r[m]$	raio da roda
$l[m]$	comprimento do braço do pêndulo
$l[m]$	comprimento do eixo ao centro de massa do braço
$\delta[N \cdot m \cdot s/rad]$	coeficiente de amortecimento por fricção
u	entrada de controlo

Começando por definir um modelo com apenas o motor e o braço [49], é possível relacionar-se as forças gravitacionais exercidas sobre o braço com a fricção e a inércia do mesmo de forma a se criar um modelo de espaço de estados que permite obter a aceleração angular do braço.

As componentes gravitacional, de fricção e de inércia que se encontra aplicada no braço podem ser definidas por (3.15), (3.16) e (3.17), respectivamente,

$$F_g = \frac{1}{2}m_pgl \sin \theta, \quad (3.15)$$

$$F_f = \delta \dot{\theta}, \quad (3.16)$$

$$I = \frac{1}{3}m_p l^2 \ddot{\theta}. \quad (3.17)$$

Somando todas as componentes obtém-se o binário que é necessária ser aplicada pelo motor no braço, ou seja, a entrada do sistema. Como tal, obtém-se a seguinte expressão:

$$u = \frac{1}{3}m_p l^2 \ddot{\theta} + \delta \dot{\theta} + \frac{1}{2}m_p g l \sin \theta. \quad (3.18)$$

Colocando a aceleração angular, $\ddot{\theta}$, em evidência, obtém-se a equação não linear do ângulo do sistema sistema:

$$\ddot{\theta} = \frac{u - \frac{1}{2}m_p g l \sin \theta - \delta \dot{\theta}}{\frac{1}{3}m_p l^2}. \quad (3.19)$$

Adicionando agora a roda ao sistema, é adicionada uma nova variável - a posição da roda. A equação linear da aceleração linear do sistema é obtida da mesma forma que em (3.3). No entanto, devido ao facto do binário gerado pelo motor não servir apenas para movimentar o braço mas também a roda, tem que ser adicionado um termo à equação em (3.18), passando por isso o modelo a ser descrito pelas equações lineares em (3.20),

$$\begin{aligned} \ddot{x} &= \frac{u - m_p l \ddot{\theta} \cos \theta + m_p l \dot{\theta}^2 \sin \theta}{m_r + m_p}, \\ \ddot{\theta} &= \frac{(u - \frac{1}{2}\dot{x}m_r r) - \frac{1}{2}m_p g l \sin \theta - \delta \dot{\theta}}{\frac{1}{3}m_p l^2}. \end{aligned} \quad (3.20)$$

A linearização em (3.10) realizada no modelo anterior é novamente utilizada neste modelo, sendo aplicada nas expressões em (3.20), dando origem às seguintes equações lineares do movimento:

$$\begin{aligned} \ddot{x} &= \frac{u - m_p l \ddot{\theta}}{m_r + m_p}, \\ \ddot{\theta} &= \frac{(u - \frac{1}{2}\dot{x}m_r r) - \frac{1}{2}m_p g l \theta - \delta \dot{\theta}}{\frac{1}{3}m_p l^2}. \end{aligned} \quad (3.21)$$

Por fim, as equações lineares do movimento foram convertidas para o modelo tradicional de um modelo de espaço de estados,

$$\begin{aligned} \dot{x} &= Ax + Bu, \\ y &= Cx + Du. \end{aligned} \quad (3.22)$$

Neste caso específico, o modelo depois de convertido é o representado na eq. (3.23):

$$\begin{bmatrix} \dot{x} \\ \ddot{x} \\ \dot{\theta} \\ \ddot{\theta} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -\frac{m_p l}{m_r + m_p} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & -\frac{m_r r}{\frac{1}{3} m_p l^2} & -\frac{m_p g l}{\frac{1}{3} m_p l^2} & -\frac{\delta}{\frac{1}{3} m_p l^2} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ \dot{x} \\ \theta \\ \dot{\theta} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ \frac{1}{m_r + m_p} \\ 0 \\ \frac{1}{\frac{1}{3} m_p l^2} \end{bmatrix} u, \quad (3.23)$$

$$y = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ \dot{x} \\ \theta \\ \dot{\theta} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \end{bmatrix} u.$$

Através de um controlador *full-state feedback* (eq. (3.12)), utilizando LQR tal como foi feito para o modelo anterior, este modelo foi simulado para uma situação em que não são aplicadas quaisquer forças no pêndulo, apenas um desvio de 10% da posição vertical no início da simulação. O diagrama de blocos do sistema está representado na Figura 3.7, e a resposta do sistema encontra-se na Figura 3.8. Os parâmetros utilizados na função `lqr()` são:

$$Q = C^T C = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}, \quad (3.24)$$

$$R = 0.0001.$$

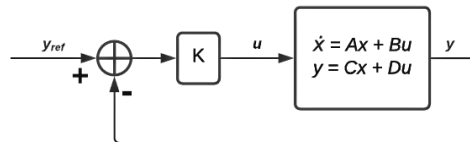


Figura 3.7: Diagrama de blocos do sistema controlado por *full-state feedback* cujo ganho é obtido através de LQR.

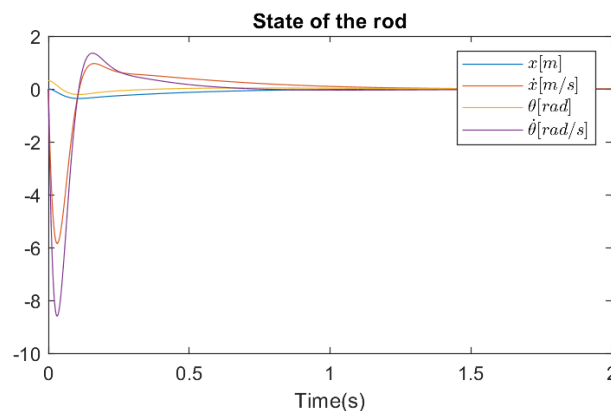


Figura 3.8: Resposta do modelo baseado no monociclo a uma perturbação, com referências a zero.

Como é possível observar a resposta deste modelo é bastante mais rápida e suave que a do modelo anterior.

No entanto, uma referência de zero tanto na posição da roda como no ângulo da bengala não é algo realista, visto que estes devem adaptar-se à direção, sentido e intensidade das forças aplicadas pelo utilizador. Dessa forma criou-se uma função em MATLAB® que obtém uma referência para ambos os ângulos tendo em conta as forças aplicadas no topo da bengala.

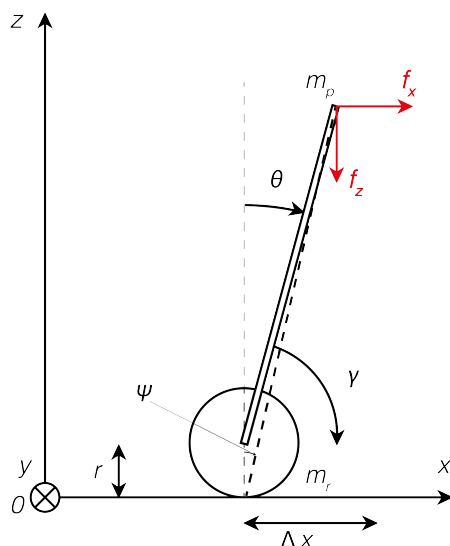


Figura 3.9: Esquema representativo do modelo baseado no monociclo com as forças aplicadas pelo utilizador.

O objectivo é que a referência varie de forma a se adaptar à força aplicada pelo utilizador. Desta forma, a soma das forças aplicadas no pêndulo tem que ser zero, ou seja, o ângulo da bengala deverá compensar a força aplicada pelo utilizador. Analisando as forças aplicadas no pêndulo, na Figura 3.9 é possível obter-se a seguinte equação de equilíbrio:

$$-l_c m_p g \sin \theta_{ref} = (l \cos \theta_{ref} + r) f_x + (l \sin \theta_{ref}) f_z. \quad (3.25)$$

Resolvendo a eq. (3.25) para θ_{ref} obtém-se:

$$\theta_{ref} = \arcsin \frac{\tan \psi}{1 + \tan^2(\psi)} \left(\frac{r}{l} + \sqrt{\left(\left(1 - \frac{r^2}{l^2} \right) \tan \psi + 1 \right)} \right), \quad (3.26)$$

em que:

$$\tan \psi = \frac{l f_x}{l_c m_p g - l f_z}. \quad (3.27)$$

Sabendo o ângulo θ de referência do braço é possível obter-se o deslocamento angular que a roda deverá fazer em relação ao braço de forma a colocar o ângulo pretendido no braço do pêndulo:

$$\gamma_{ref} = \frac{l}{r} \sin \theta_{ref}. \quad (3.28)$$

Multiplicando o movimento angular que a roda deverá fazer, γ_{ref} , pelo raio, obtemos a deslocação que a roda deverá fazer, que quando somada à posição a que se encontra resulta na posição de referência. Logo, a posição de referência pode ser directamente obtida a partir do ângulo de referência do braço:

$$x_r = l \sin \theta_{ref} + x. \quad (3.29)$$

Para se verificar que o sistema controlado por *full-state feedback* consegue atingir a referência que lhe for atribuída, foi realizado um teste em que é colocado ao sistema uma referência de θ com vários patamares, permitindo deste modo analisar-se o comportamento do sistema quando este transita entre referências diferentes de ângulo. A resposta encontra-se na Figura 3.10.

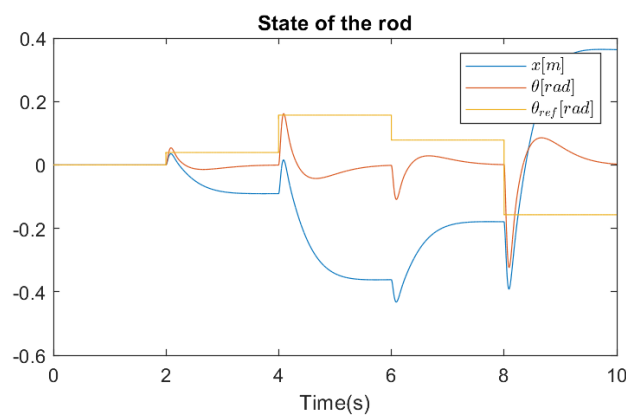


Figura 3.10: Resposta do modelo baseado no monociclo a uma referência variável de ângulo.

Como é possível observar-se pela resposta do sistema, em todos os casos o ângulo da bengala tende a ir, inicialmente, para a referência pretendida, no entanto não se mantém na referência, por vezes nem a chegando a atingir, acabando por regressar para zero, ou seja, para a posição em que se encontra estável e em equilíbrio.

Tendo em conta a forma como o sistema está feito, com o motor a ser o eixo que une o braço com a roda da bengala, deveria ser possível haver um valor específico de binário que permite o braço estar inclinado sem cair e sem provocar movimento na roda. Visto que tal não foi possível ser obtido com o simples controlador que foi utilizado, partiu-se para a criação de um controlador mais complexo.

Analisando-se o mapa pólos-zeros das componentes de ângulo e posição do modelo em cadeia aberta em separado, que estão representados na Figura 3.11, é possível perceber-se quais as alterações que o controlador tem que fazer a nível da posição dos pólos em cada um dos casos. Dessa forma foram feitos dois controladores separados para cada uma das componentes do modelo.

Os dois controladores foram obtidos de forma a se colocar os pólos de cadeia fechada nos locais pretendidos e assim modificar o comportamento do sistema.

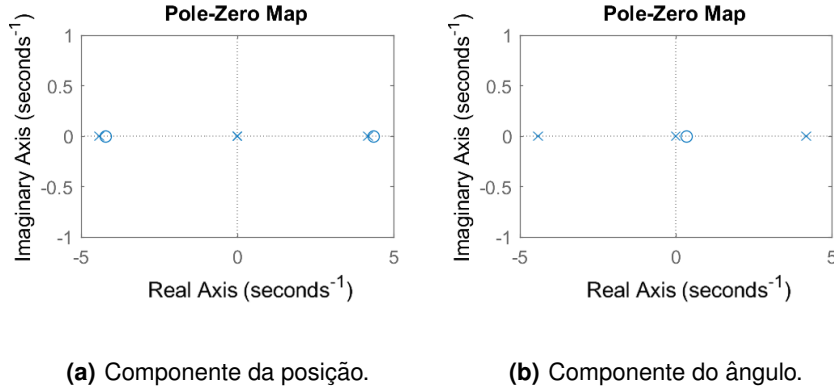


Figura 3.11: Mapa pólos-zeros das duas componentes do modelo em cadeia aberta.

O controlador do ângulo (3.30), obtido apenas através da análise do Root-Locus, possui duas componentes, cada uma encarregue de modificar os pólos de forma distinta. A primeira componente coloca os pólos da Função Transferência (FT) do ângulo no semiplano complexo esquerdo, tornando o sistema estável [50], e a segunda componente adiciona dois pólos numa região do plano complexo afastada à esquerda (componente real negativa mas com módulo elevado) tornando o sistema causal [51].

$$\frac{Y_{ctrl_ang1}(s)}{X_{ctrl_ang1}(s)} = 60 \frac{9.375s - 3.2225}{s - 3} \quad (3.30)$$

$$\frac{Y_{ctrl_ang2}(s)}{X_{ctrl_ang2}(s)} = \frac{s^2 + 20s + 101}{s^2 + 200s + 10000}$$

No entanto, devido à complexidade da componente da posição, o respectivo controlador (3.32) foi obtido por intermédio de técnicas polinomiais de colocação de pólos [52], de forma a colocar os pólos do sistema em:

$$\begin{aligned} \lambda_1, \lambda_2 &= -8 \pm j, \\ \lambda_3, \lambda_4 &= -6 \pm j, \\ \lambda_5, \lambda_6 &= -2 \pm 0.5j, \\ \lambda_7 &= -2, 42, \end{aligned} \quad (3.31)$$

correspondendo à localização dos pólos que apresentou uma resposta melhor. Devido ao método implementado este controlador resultou em apenas uma componente,

$$\frac{Y_{ctrl_pos}(s)}{X_{ctrl_pos}(s)} = \frac{-2926s^3 - 13024s^2 - 413s - 215.5}{s^3 + 34.19s^2 + 18785s + 78721}. \quad (3.32)$$

Os dois controladores fornecem dois sinais de controlo distintos, que são combinados aplicando um peso a cada um, α e $1 - \alpha$, que representam, respectivamente, a importância dada à posição e

ao ângulo. Os pesos utilizados foram de 21% para a posição e 79% para o ângulo, tendo sido obtidos executando simulações com diferentes pesos e comparando o desempenho de cada utilizando a Raiz Quadrada do Erro-Médio (*Root Mean Square Error*) (RMSE) e observando o comportamento do sistema. Os resultados das respectivas simulações encontram-se na Tabela A.1 e na Figura 3.14, e o diagrama de blocos do sistema controlado por este método polinomial de colocação de pólos está representado na Figura 3.12

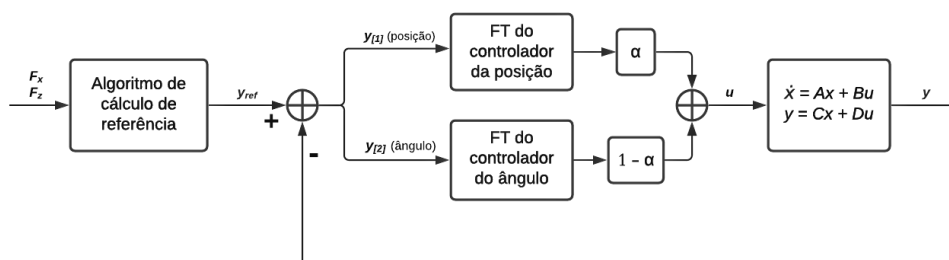
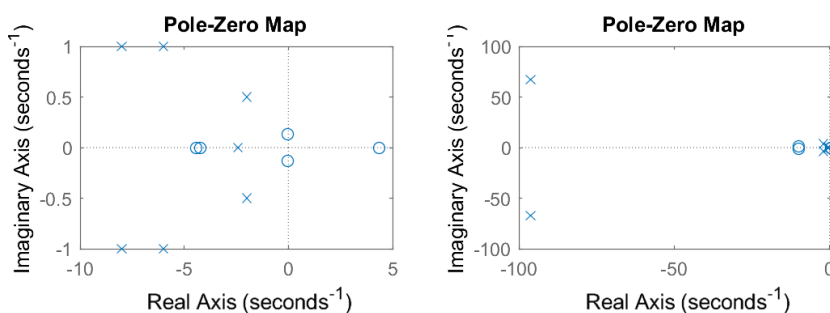


Figura 3.12: Diagrama de blocos do sistema controlado através de técnicas polinomiais de colocação de pólos.

Os mapas pólos-zeros de cadeia fechada podem ser observados na Figura 3.13.



(a) Componente da posição.

(b) Componente do ângulo.

Figura 3.13: Mapa pólos-zeros das duas componentes do modelo em cadeia fechada.

De forma a se testar o controlo com recurso às referências baseadas nas forças aplicadas, simulou-se de novo o sistema, com os novos controladores, a várias entradas de força.

Analisando dados reais de forças aplicadas pelos utilizadores numa bengala tradicional, com um sensor Resistência de detecção de força (*Force Sensing Resistor*) (FSR), foram obtidas as seguintes conclusões:

- O utilizador aplica cerca de 20% a 30% do seu peso na bengala quando esta está em contacto com o chão;
- A frequência média dos passos de uma pessoa é de 2Hz;

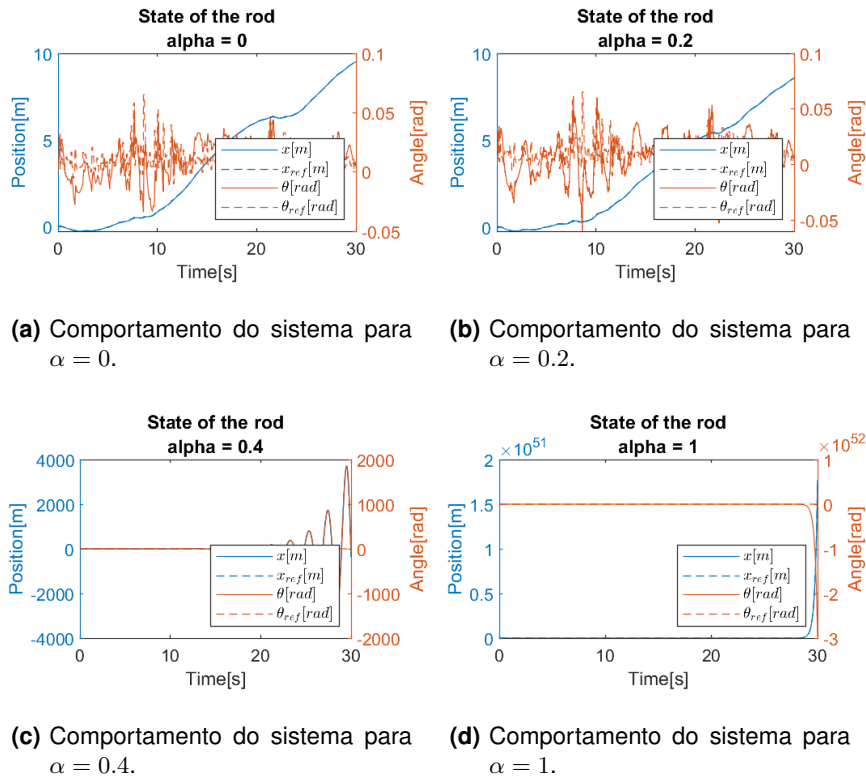


Figura 3.14: Comportamento do sistema nas simulações para determinar o peso de cada componente do controlador.

- O movimento horizontal (x) do centro de massa durante a locomoção é relativamente constante, enquanto que o movimento vertical (z) sofre variações maiores semelhantes a uma sinusoidal. Como tal, a força aplicada horizontal será relativamente constante, enquanto que a força aplicada vertical terá um comportamento sinusoidal.

Foi também analisado o ruído dos sinais reais, através da Transformada Rápida de Fourier (*Fast Fourier Transform*) (FFT) de modo a simular o sistema com um ruído semelhante ao real. Concluiu-se que o ruído corresponde a um ruído branco com uma intensidade desde 6,49% a 9,63% do sinal. Como tal, no sinal simulado foi introduzido um ruído branco de intensidade 10% do sinal.

Foram criados três sinais que simulam as forças F_x e F_z que um utilizador aplicaria no topo da bengala, quando se move a uma velocidade normal ($1m/s$), lenta ($0.25m/s$) ou rápida ($2m/s$). Estas forças estão representadas nas Figuras 3.15 a 3.17.

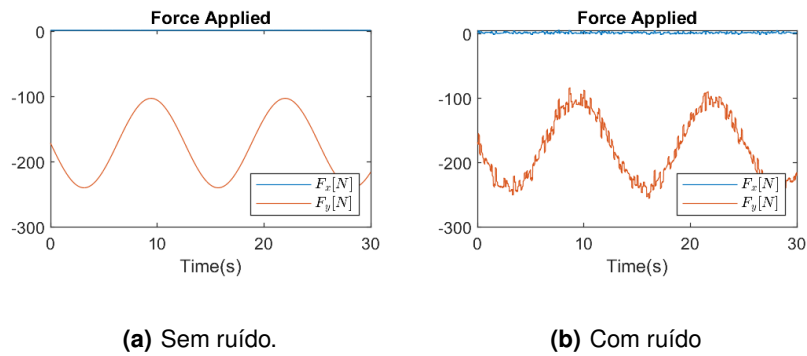


Figura 3.15: Sinais criados para simular as forças aplicadas pelo utilizador no topo da bengala a uma velocidade de $0.25m/s$.

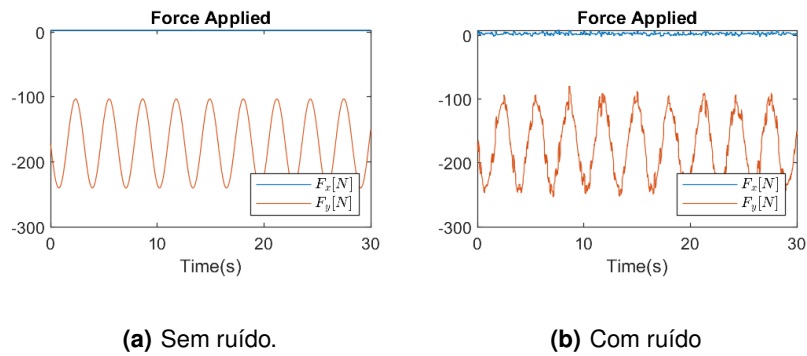


Figura 3.16: Sinais criados para simular as forças aplicadas pelo utilizador no topo da bengala a uma velocidade de $1m/s$.

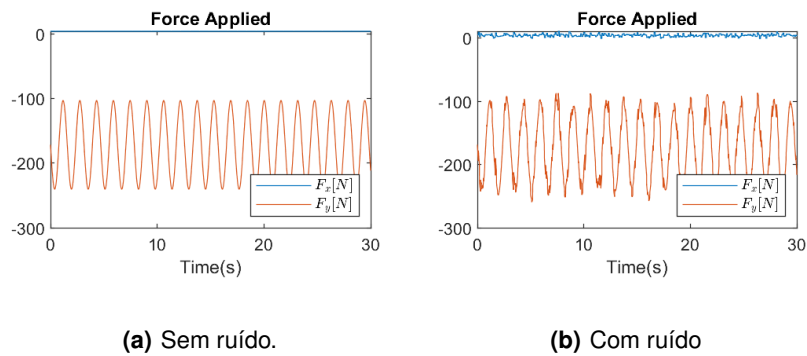


Figura 3.17: Sinais criados para simular as forças aplicadas pelo utilizador no topo da bengala a uma velocidade de $2m/s$.

As várias respostas do sistema podem ser observadas nas Figuras 3.18 a 3.20.

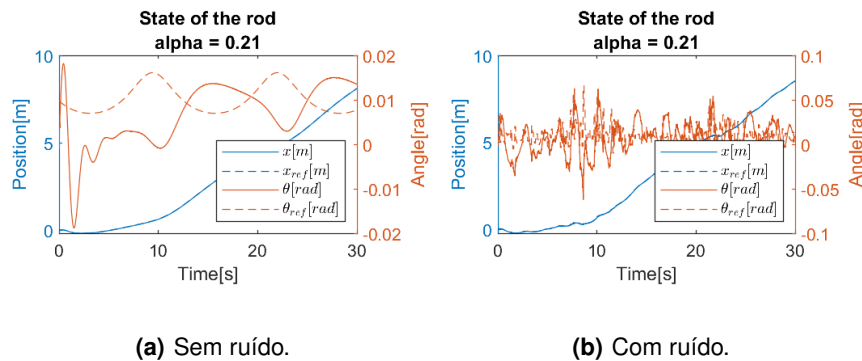


Figura 3.18: Resposta do modelo baseado no monociclo, controlado por técnicas polinomiais de colocação de pólos, numa situação de movimento lento ($0.25m/s$).

Analisando o caso do movimento lento, da Figura 3.18, retiram-se as seguintes conclusões:

- Em ambos os casos a posição encontra-se perto da referência (o RMSE da posição é 0.0089), e o movimento segue na direção em que a força foi aplicada, conforme esperado;
- No caso com ruído é possível observar-se que a posição sofre algumas alterações que tornam o movimento menos suave que no caso sem ruído;
- Nos dois casos a referência do ângulo não é atingida, sofrendo variações mais rápidas e de maior intensidade no caso com ruído. No entanto, analisando a escala do sinal, observa-se que o maior pico do ângulo é de aproximadamente $0.02rad$ (1.15°) no caso sem ruído, e $0.06rad$ (3.44°) no caso com ruído, sendo por isso uma variação muito pequena;
- Apesar do ângulo não atingir a referência, o seu RMSE é bastante reduzido (0.0046), devido à escala em que ocorrem estas variações;
- A distância percorrida ao fim de 30 segundos em ambos dos casos é semelhante, rondando os 8 metros, valor que tendo em conta testes práticos realizados é realista;
- Apesar de se dar maior importância ao ângulo (21% à posição e 79% ao ângulo) este ainda é o que apresenta pior comportamento. No entanto, a influência que o ângulo tem na locomoção normal de um indivíduo especula-se como sendo menor que a posição. O ângulo terá mais importância em ocasiões particulares, como quedas ou acontecimentos semelhantes. Nestes casos deverá ser feito um controlo diferente em que o ângulo deverá desempenhar um papel mais importante para evitar a queda do utilizador.

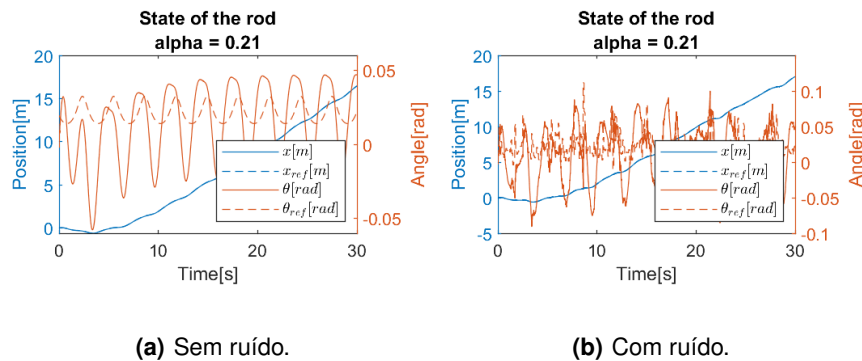


Figura 3.19: Resposta do modelo baseado no monociclo, controlado por técnicas polinomiais de colocação de pólos, numa situação de movimento normal ($1m/s$).

Analisando desta vez o caso do movimento normal, da Figura 3.19, deduz-se o seguinte:

- Uma vez mais, em ambos os casos a posição encontra-se perto da referência (o RMSE da posição é 0.0182), e o movimento segue na direção em que a força foi aplicada, conforme esperado;
- No caso com ruído é possível observar-se, novamente, que a posição sofre algumas alterações que tornam o movimento menos suave que no caso sem ruído;
- Tal como no teste de menor velocidade, nos dois casos a referência do ângulo não é atingida, sofrendo variações mais rápidas e de maior intensidade no caso com ruído. No entanto, analisando a escala do sinal, observa-se que o maior pico do ângulo é de aproximadamente $0.05rad$ (2.87°) no caso sem ruído, e $0.1rad$ (5.73°) no caso com ruído, sendo por isso uma variação muito pequena. Comparando com o teste de menor velocidade, o ângulo sofre variações mais intensas (como a velocidade é maior, é de esperar que a força que o utilizador aplica na bengala também seja);
- Apesar do ângulo não atingir a referência, o seu RMSE é bastante reduzido (0.0090), devido à escala em que ocorrem estas variações;
- A distância percorrida ao fim de 30 segundos em ambos dos casos é semelhante, rondando os 15 metros, valor que tendo em conta testes práticos realizados é realista. Como é espectável, conforme a velocidade aumenta, a distância percorrida durante o teste também aumenta, daí este valor ser superior ao do teste de menor velocidade;
- Novamente, apesar de se dar maior importância ao ângulo (21% à posição e 79% ao ângulo) este ainda é o que apresenta pior comportamento. No entanto, a influência que o ângulo tem na locomoção normal de um individuo especula-se como sendo menor que a posição. O ângulo terá mais importância em ocasiões particulares, como quedas ou acontecimentos semelhantes.

Nestes casos deverá ser feito um controlo diferente em que o ângulo deverá desempenhar um papel mais importante para evitar a queda do utilizador.

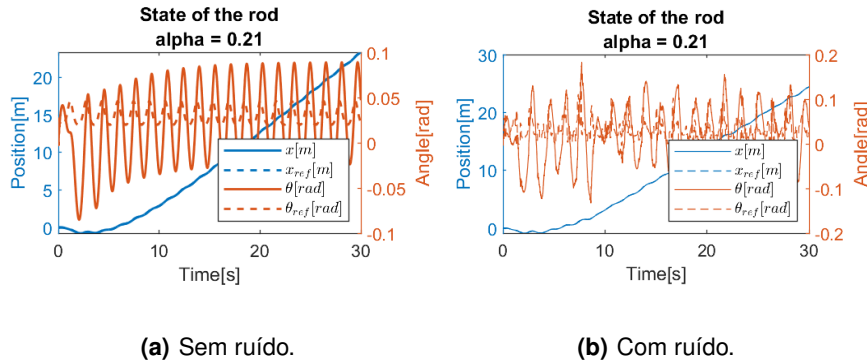


Figura 3.20: Resposta do modelo baseado no monociclo, controlado por técnicas polinomiais de colocação de pólos, numa situação de movimento rápido ($2m/s$).

Observando a resposta do movimento mais rápido, na Figura 3.20, chega-se a conclusões semelhantes aos últimos dois casos, mudando os valores de RMSE da posição (0.0265) e do ângulo (0.119), tal como os valores de pico do ângulo ($0.09rad$ (5.16°) no caso sem ruído, e $0.19rad$ (10.89°) no caso com ruído) e a distância percorrida ao fim de 30 segundos, que passa a ser 24 metros.

Comparando com os outros testes, o ângulo sofre variações mais intensas (como a velocidade é maior, é de esperar que a força que o utilizador aplica na bengala também seja), e, como é espectável, conforme a velocidade aumenta, a distância percorrida durante o teste também aumenta, daí este valor ser superior aos dos outros testes.

De forma a melhorar o comportamento do sistema, foi testado um método de controlo adaptativo. Este método observa o erro de ambas as variáveis (posição e ângulo). A que estiver pior controlada (maior erro, isto é, mais distante da referência) é a que deve ter maior importância.

Assim, o valor de α pode ser associado à percentagem do erro total que corresponde à posição, como mostra em (3.33):

$$\begin{aligned}
 Erro_{total} &= |Erro_{pos}| + |Erro_{ang}| \\
 \alpha &= \frac{|Erro_{pos}|}{Erro_{total}}
 \end{aligned}
 \tag{3.33}$$

Desta forma, caso o erro da posição seja muito menor que o do ângulo, o valor de α vai ser próximo de 0, e será dada mais importância ao ângulo, e, por sua vez, caso o erro da posição seja muito maior que o do ângulo, o valor de α vai ser próximo de 1, e será dada mais importância à posição.

Como é possível observar pela Figura 3.21, com a implementação do controlo adaptativo é dada, na maior parte do tempo, importância muito elevada ao ângulo, negligenciando a posição, o que faz com que ocorram comportamentos erráticos.

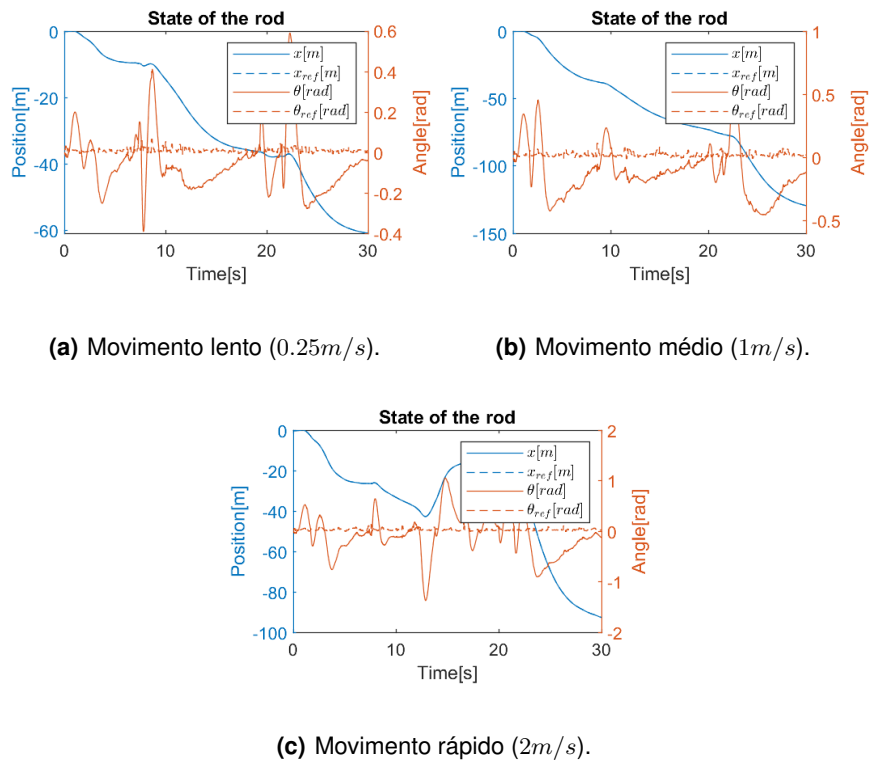


Figura 3.21: Resposta do modelo com controlo adaptativo a situações de movimento de diferentes velocidades.

Devido ao ruído que é adicionado à simulação, o ângulo sofre mais variações, o que leva a que o robot se movimente no sentido errado. É também possível observar-se que o movimento atinge dimensões demasiado elevadas, chegando aos 130 metros de deslocação, tal como o ângulo, que chega a atingir quase $1.5rad$ (86°). Tendo em conta a aplicação do robot, estas respostas correspondem a deslocamentos ilógicos e variações do ângulo demasiado bruscas e elevadas. Devido ao facto do controlo adaptativo permitir que em determinados momentos toda a importância do controlo se foque apenas na posição ou no ângulo, desprezando por completo o restante estado, o sistema torna-se rapidamente instável.

Como tal, de forma a reduzir casos em que é dada toda a importância a apenas uma variável, foram adicionados limites aos valores que α pode assumir, impondo que cada uma das variáveis tenha sempre no mínimo 30% de importância e no máximo 70%. Estes valores foram obtidos através de testes com vários valores limites, tendo apresentado os melhores resultados, representados na Figura 3.22. O efeito destes limites nos valores de α pode ser observado na Figura 3.23.

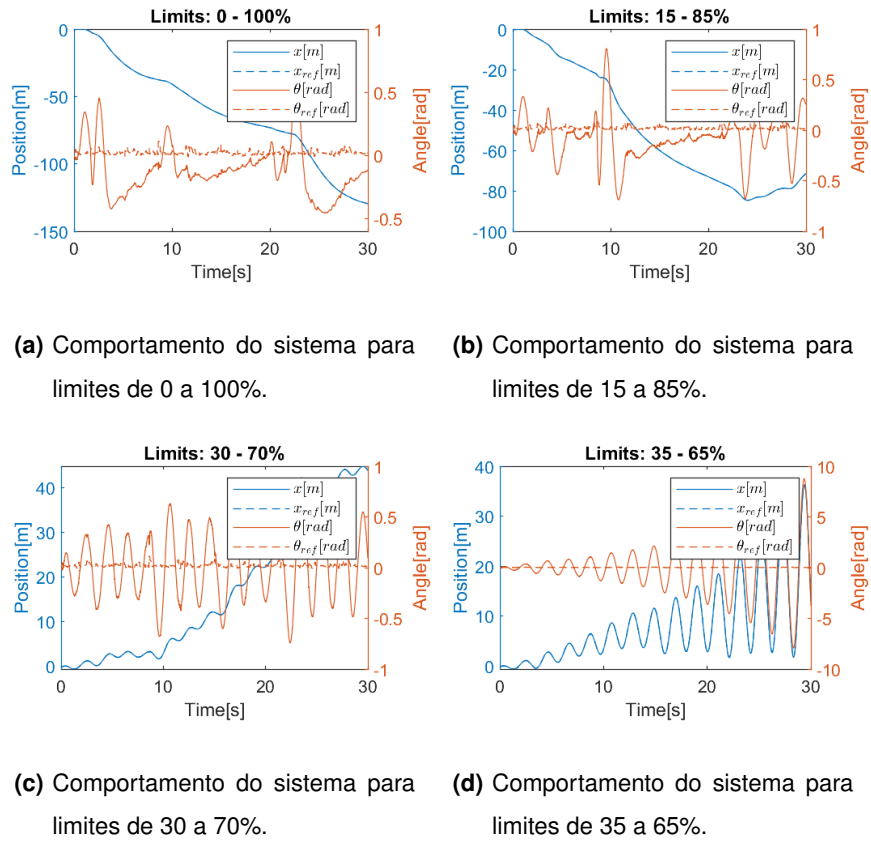


Figura 3.22: Comportamento do sistema nas simulações para determinar os limites impostos ao valor de α .

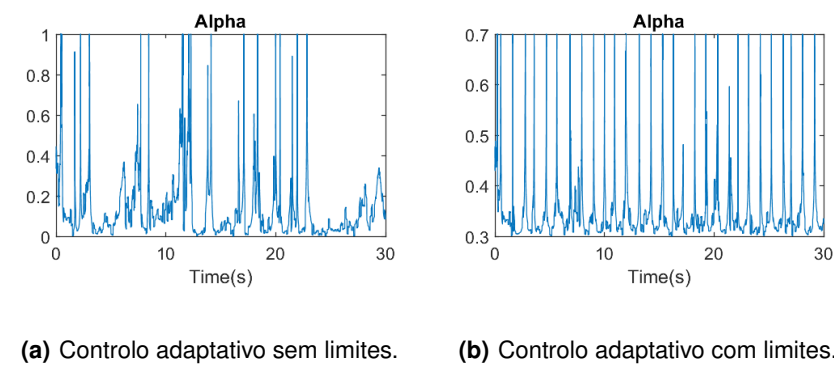


Figura 3.23: Valores de α obtidos ao longo do teste de velocidade rápida ($2m/s$).

Os testes realizados na Figura 3.21 foram repetidos com os limites adicionados ao controlo adaptativo. As respostas do sistema podem ser observadas na Figura 3.24.

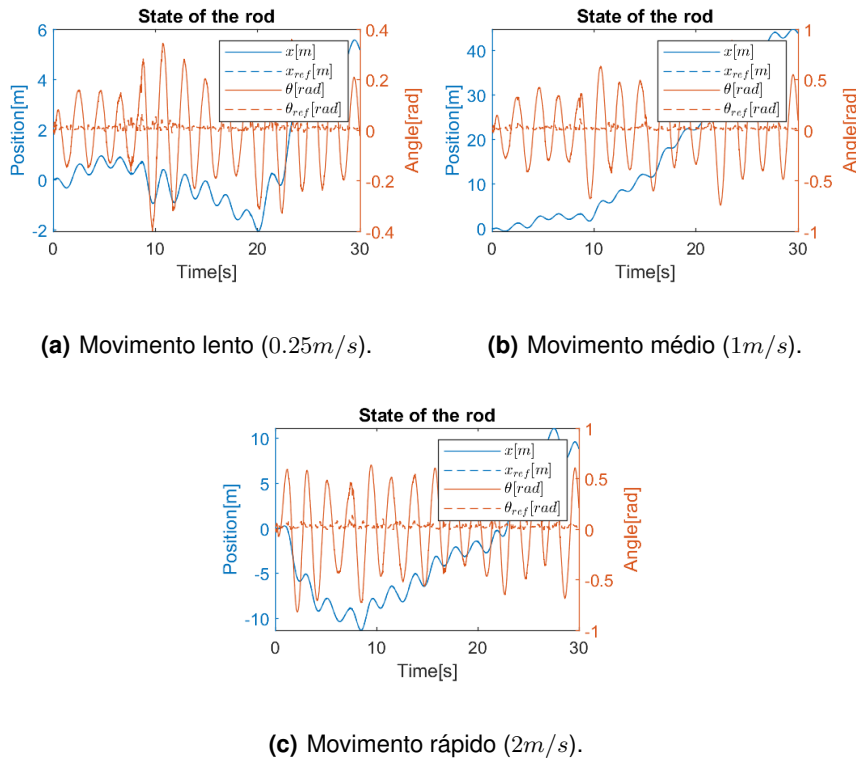


Figura 3.24: Resposta do modelo com controlo adaptativo com limites a situações de movimento de diferentes velocidades.

Com a implementação de um limite no controlo adaptativo a resposta melhorou, no entanto mostra-se ainda demasiado instável. Tanto a posição como o ângulo apresentam uma componente oscilatória bastante forte, e ocorrem ainda valores de deslocamento e de variação do ângulo bastante elevados, atingindo os 45 metros e os $0.9rad$ (51.57°), que tendo em conta a implementação não são aceitáveis.

Na Tabela 3.3 estão registados os valores de RMSE de todos os testes realizados a este modelo, quando controlado por colocação de pólos.

Tabela 3.3: RMSE dos testes do modelo baseado no monociclo, controlado por técnicas polinomiais de colocação de pólos.

Teste		RMSE médio	RMSE da posição	RMSE do ângulo
Movimento lento ($0.25m/s$)	sem ruído	0.0088	0.0081	0.0035
	com ruído	0.0182	0.0089	0.0046
	com ruído e controlo adaptativo	0.1146	0.0091	0.0613
	com ruído e controlo adaptativo com limites	0.1179	0.0090	0.0053
Movimento médio ($1m/s$)	sem ruído	0.0220	0.0168	0.0078
	com ruído	0.0336	0.0182	0.0090
	com ruído e controlo adaptativo	0.1751	0.0182	0.1393
	com ruído e controlo adaptativo com limites	0.2416	0.0215	0.0182
Movimento rápido ($2m/s$)	sem ruído	0.0336	0.0241	0.0105
	com ruído	0.0495	0.0265	0.0119
	com ruído e controlo adaptativo	0.3001	0.0267	0.1114
	com ruído e controlo adaptativo com limites	0.2720	0.0266	0.0200

Como tal, visto que em nenhum dos casos o controlo adaptativo mostrou qualquer melhoria na aproximação da posição ou do ângulo às respectivas referências, tornando apenas o comportamento menos apropriado para o conceito em estudo, esta implementação de um controlo adaptativo mostrou-se como não sendo adequada.

A separação das duas componentes do sistema em dois sistemas controlados de forma separada, cujos sinais de controlo são depois unidos, altera a forma como o modelo do sistema como um todo se comporta. Analisando o mapa pólos-zeros em cadeia aberta do sistema completo, Figura 3.25, comparando-o com os mapas pólos zeros das duas componentes em separado, Figuras 3.11(a) e 3.11(b), é possível perceber que os pólos são alterados, que leva à alteração do comportamento do modelo.

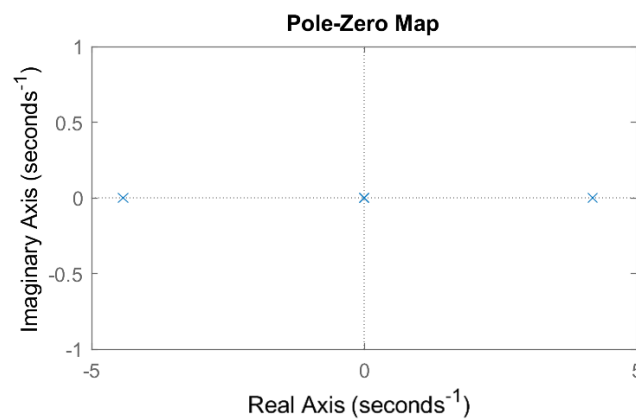


Figura 3.25: Mapa pólos-zeros do modelo completo em cadeia aberta.

Neste tipo de sistemas apenas uma das variáveis de estado é controlada com sucesso, resultando num comportamento residual por parte da outra variável, salvo casos excepcionais como quando a bengala se encontra na vertical. Quando o controlo é dividido, apesar de cada uma das componentes ser controlada com sucesso em separado, o controlo dessa variável não tem em conta o comportamento que a outra terá que ter, resultando num controlo pouco eficaz de ambas quando é feita a união dos dois sinais, levando aos resultados erráticos observados.

4

Implementação

Conteúdo

4.1 Desenvolvimento do protótipo	39
--	----

4.1 Desenvolvimento do protótipo

Este robot foi construído tendo como base o último modelo estudado, com apenas uma roda interligada com o braço da bengala através do eixo do motor.

A massa média que um idoso (60+ anos) consegue levantar, desde a anca até ao ombro, durante 4 repetições seguidas, é de $20.2kg$ para o sexo masculino e $13.2kg$ para o feminino [53]. De forma a se colocar uma folga de conforto, reduzindo a fadiga provocada pelo transporte da bengala em situações em que esta tenha que ser levantada repetidamente, foi colocado um limite de $7kg$ à massa que esta deverá ter, correspondendo a aproximadamente metade do valor mais baixo referido anteriormente.

Foi criado um modelo 3D do robot utilizando o programa Fusion 360®, de forma a permitir suportar todos os componentes, garantindo certas qualidades que melhoram a sua utilização, tal como a inclusão de um tubo telescópico de forma a permitir a regulação da altura da bengala, e a colocação dos componentes de forma a manter o centro de massa mais baixo possível e a pegada do dispositivo reduzida, oferecendo uma maior liberdade de movimento dos membros inferiores ao utilizador. Algumas imagens do modelo 3D criado podem ser observadas na Figura 4.1.



Figura 4.1: Modelo 3D do protótipo.

4.1.1 Componentes do robot

De forma a ser obtido o ângulo da bengala é utilizada uma Unidade de Medida Inercial (*Inertial Measurement Unit*) (IMU). Foi também testado um *encoder* para obtenção da posição da roda, mas devido a comportamento erráticos do sensor durante o seu teste este não foi utilizado. O controlador recebe os dados provenientes do IMU e calcula o sinal de controlo para os motores. Como uma ligação directa entre o controlador e os motores não é viável, devido não só ao facto das correntes de saída do controlador utilizado são insuficientes para os motores, como o ruído eléctrico gerado pelos motores pode danificar o controlador, tem que ser utilizado um *motor driver* na ligação entre o controlador e os motores. No protótipo mais robusto foram também utilizados FSRs e um módulo Bluetooth.

Abaixo estão pormenorizados quais os componentes utilizados e as suas características.

4.1.1.A Controlador

O controlador utilizado é um Arduino Uno com um Microprocessador Atmel atmega328p.

Devido ao facto deste microprocessador ter apenas um núcleo com uma *thread*, ou seja, não ser possível realizar tarefas em paralelo, foi usado o mecanismo de *Protothreading*. Dividindo o controlo em duas rotinas separadas, uma de ciclo rápido e outra de ciclo lento, é possível executar cada rotina em momentos separados, simulando o efeito de *multithreading* e tornando o sistema mais rápido. Como é possível observar pelo fluxograma da Figura 4.2, o processador está constantemente a correr o ciclo de leitura das variáveis, correspondente ao ciclo rápido, correndo apenas o ciclo de controlo em determinados intervalos de tempo. A recorrência com que este ciclo é feito pode ser ajustado de forma a tornar o sistema rápido sem comprometer o controlo.

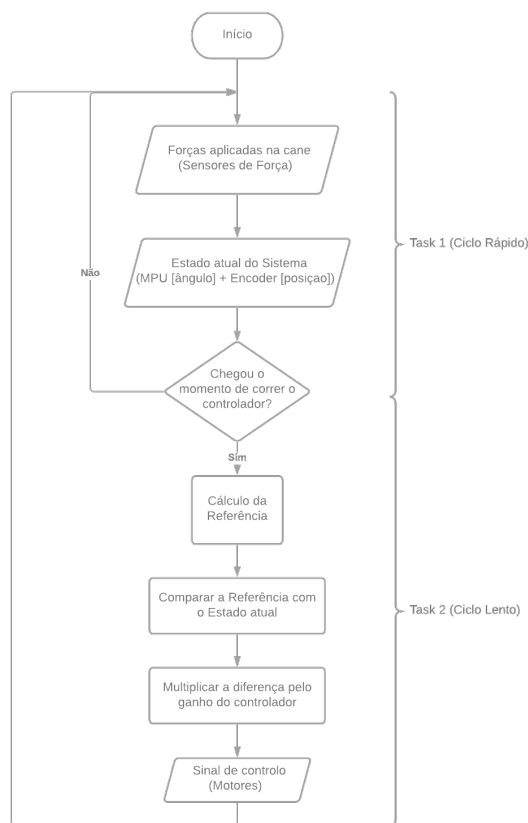


Figura 4.2: Fluxograma do controlo do sistema.

4.1.1.B Motor

Os motores utilizados neste protótipo são dois motores LEGO® Technic 43362. Cada um tem uma velocidade nominal de $340rpm$ e um binário máximo de $5.5Ncm$.

Através dos trabalhos realizados em [1], representados na Figura 4.4 e na Tabela 4.1, é possível



Figura 4.3: Motor LEGO® utilizado no robot.

obter as equações em vazio e de carga dos motores, representadas em (4.1) e (4.2), respectivamente, que permitem relacionar a velocidade dos motores, Vel , com a tensão fornecida, T .

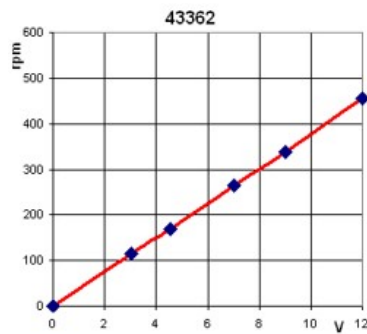


Figura 4.4: Tensão em vazio do motor LEGO® Technic 43362, obtidos em [1].

Tabela 4.1: Condições em carga do motor LEGO® Technic 43362, obtidos em [1]

Tensão [V]	Binário [$N.cm$]	Velocidade [rpm]	Corrente [A]	Potência mecânica [W]	Potência eléctrica [W]	Eficiência [%]
4.5	2.25	50	0.12	0.12	0.5	22
7	2.25	140	0.12	0.33	0.85	39
9	2.25	219	0.12	0.51	1.1	47
12	2.25	333	0.12	0.77	1.5	54

$$Vel[rpm] = 37.78T[V] \quad (4.1)$$

$$Vel[rpm] = 37.87T[V] - 122.21 \quad (4.2)$$

Através das eqs. (4.1) e (4.2) é possível perceber que quando o motor se encontra com carga, apenas ocorre movimento quando a tensão fornecida é superior a um dado valor ($\frac{122.21}{37.87}$). Isto deve-se à resistência provocada pela carga que, devido ao baixo binário dos motores, impede o movimento quando a energia fornecida aos motores é baixa.

4.1.1.C Motor driver

Como referido anteriormente, de forma a ser feita a ligação entre o Arduino e os motores é necessário um *motor driver*. O utilizado é o módulo L298N.

Este módulo tem 6 entradas de controlo que ficam ligadas ao micro-controlador, 3 para cada motor. Os pinos IN1 e IN2 controlam a direção de rotação do motor A e os pinos IN3 e IN4 controlam a do motor B. Caso ambos os pinos sejam colocados LOW, o motor fica parado. No algoritmo 4.1 está demonstrado o funcionamento destes pinos

Algoritmo 4.1: Algoritmo de controlo da direção de rotação dos motores

```
if Direcção de rotação do motor A é no sentido horário then
| IN1 = HIGH
| IN2 = LOW

else if Direcção de rotação do motor A é no sentido anti-horário then
| IN1 = LOW
| IN2 = HIGH
else
| IN1 = LOW
| IN2 = LOW

if Direcção de rotação do motor B é no sentido horário then
| IN3 = HIGH
| IN4 = LOW

else if Direcção de rotação do motor A é no sentido anti-horário then
| IN3 = LOW
| IN4 = HIGH
else
| IN3 = LOW
| IN4 = LOW
```

Por sua vez, os pinos ENA e ENB controlam a velocidade de rotação do motor A e B, através de um sinal de Modulação por largura de pulso (*Pulse Width Modulation*) (PWM), que varia entre 0 e 255.

4.1.1.D IMU

A IMU utilizada é um sensor MPU6050. Este sensor é um Sistema Microeletromecânico (*Micro-Electro-Mechanical Systems*) (MEMS) que possui um acelerómetro de 3 eixos, um giroscópio de 3 eixos e um sensor de temperatura. Desta forma permite obter a aceleração, velocidade, orientação e deslocamento, entre outros parâmetros relacionados ao movimento de um sistema, bem como a temperatura a que se encontra. Também possui um Processador de Movimento Digital (*Digital Motion Processor*) (DMP), que permite realizar cálculos complexos, removendo algum do processamento do micro-controlador.

Este módulo comunica com o Arduino através de Circuito Inter-Integrado (*Inter-Integrated Circuit*) (I²C). Depois de inicializado e de todos os endereços dos registos estarem definidos, o micro-controlador espera 100ms até que o sensor estabilize, para iniciar a leitura de valores.

Os valores de *pitch* e *roll* são obtidos a partir do acelerómetro do IMU, de acordo com (4.3) e (4.4) [54].

$$pitch = \arctan\left(\frac{-accX}{\sqrt{(accY * accY + accZ * accZ)}}\right)[rad] \quad (4.3)$$

$$roll = \arctan\left(\frac{accY}{accZ}\right)[rad] \quad (4.4)$$

Os ângulos obtidos através do giroscópio do IMU resultam de uma integração, o que, caso haja ruído, provoca num desvio dos valores de ângulo que piora conforme novos valores são lidos. De modo a evitar este problema, a combinação dos valores de *pitch* e *roll* com os valores do giroscópio é feita por intermédio de um filtro de Kalman [48], tornando as medições mais precisas e robustas. Os parâmetros do filtro de Kalman utilizados são:

$$\begin{aligned} Q_{angle} &= 0.001, \\ Q_{bias} &= 0.003, \\ R_{measure} &= 0.03, \end{aligned} \quad (4.5)$$

em que Q_{angle} e Q_{bias} correspondem às covariâncias dos ruídos dos processos do acelerómetro e do desvio do giroscópio, respectivamente, e $R_{measure}$ corresponde à covariância do ruído da observação.

4.1.1.E Encoder

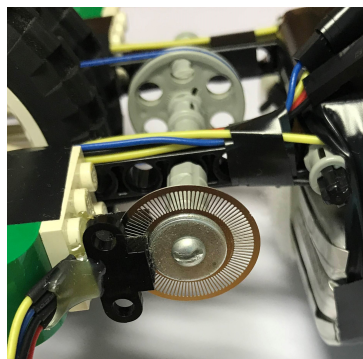


Figura 4.5: encoder testado.

O *encoder* testado é um sensor de velocidade fotoelétrico com um disco de 100 ranhuras.

Este possui dois sinais de saída desfasados 90°, permitindo saber a direção de rotação, e pos-

suem uma precisão de 3.6° , que, com a roda utilizada neste protótipo, corresponde a uma precisão de $2.58mm$.

O micro-controlador recebe os dois sinais de onda quadrada do *encoder*, e analisando qual dos sinais surge primeiro é possível saber qual a direção de rotação.

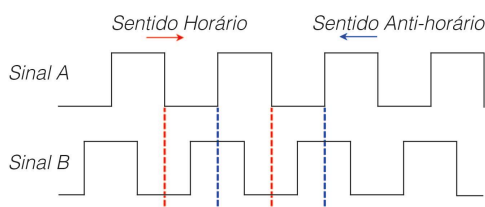


Figura 4.6: Sinais provenientes do encoder.

Depois de se saber a direção da rotação, o micro-controlador espera até que ocorra um novo impulso, indicando que se avançou ou recuou uma ranhura, que corresponde a $2.58mm$, somando ou subtraindo este valor à posição actual.

Em testes descritos na seção 4.1.2 este sensor apresentou comportamentos irregulares, pelo que não foi utilizado nos protótipos criados.

4.1.1.F Bateria

A bateria usada é uma Graupner 7640.3, Polímero de Lítio (LiPo) com uma capacidade de $2Ah$ e $11.1V$. Esta alimenta o *motor driver* que, por sua vez, fornece energia aos motores.

De forma a separar os circuitos de alimentação dos motores e do micro-controlador, é usada uma pilha de $9V$ para a alimentação do Arduino nos protótipos LEGO® do robot, e uma bateria de $5V$ e $2.2Ah$ no protótipo em alumínio.

4.1.1.G Módulo Bluetooth

De forma a se obter e armazenar dados dos sensores da bengala sem ser necessário ligar um cabo Porta Série Universal (*Universal Serial Bus*) (USB) A-B entre o Arduino e um computador, é adicionado um módulo Bluetooth ao protótipo em alumínio. O módulo utilizado é o módulo HC-05.

A remoção da ligação por cabo torna-se prioritária no teste em utentes com problemas de locomoção, visto que um cabo ligado ao dispositivo poderia não só apresentar um risco de queda, como apresenta um efeito negativo a nível da motivação do utente. Através do módulo Bluetooth o dispositivo torna-se menos intrusivo permitindo ao mesmo tempo a recolha de dados para futura análise.

4.1.1.H Sensores de força

Os sensores de força utilizados são as FSRs Interlink 402. Estes sensores correspondem a resistências variáveis que variam conforme a força que lhes é aplicada. Permitem a medição de forças entre 0.1 e 10N, e foram colocados dois na pega do protótipo na configuração representada na Figura 4.7.

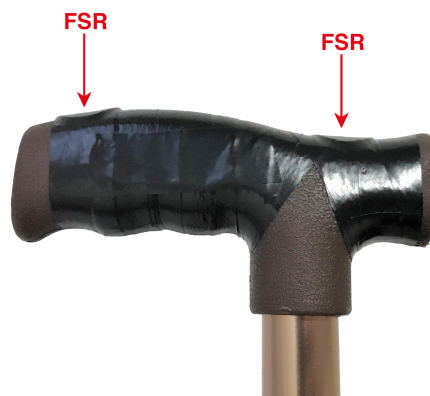


Figura 4.7: Posicionamento dos sensores de força na pega da bengala.

Este sensor requer que seja instalado por intermédio de um divisor de tensão. O valor da resistência usada neste caso foi de 10KΩ. Analisando a Figura 4.8 que relaciona a tensão de saída do FSR com a força aplicada ao sensor, obtida do datasheet do sensor [55], e convertendo a tensão de saída para o sinal lido pelo Arduino (que varia entre 0 e 1023), é possível obter a eq. (4.6) que permite converter o sinal obtido S na força aplicada F .

$$F[N] = 9.922e^{(0.004496S)}; \quad (4.6)$$

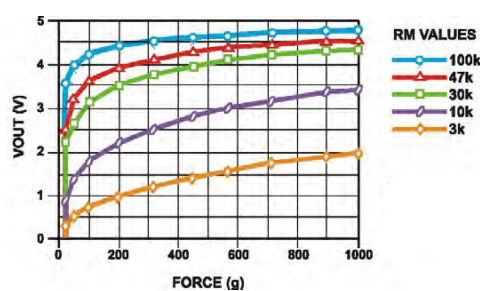


Figura 4.8: Relação entre tensão de saída da FSR e a força aplicada.

4.1.2 Caracterização dos protótipos

De forma a confirmar a viabilidade do conceito, foi construído um robot de dimensões reduzidas utilizando peças LEGO®, facilitando o processo de prototipagem. Este protótipo pode ser observado na

Figura 4.9.

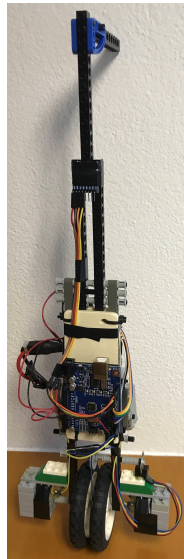


Figura 4.9: Protótipo LEGO® de dimensões reduzidas.

O esquema de ligações de todos os componentes deste protótipo pode ser observado em [55].

Todos os sensores utilizados no protótipo foram calibrados e testados em separado, comparando o valor real com o valor medido.

No caso do IMU, o robot foi colocado em várias posições em frente a uma folha com vários ângulos marcados, semelhante a um transferidor, e foi obtido o ângulo real e o ângulo medido pelo sensor, tal como é possível observar na Figura 4.10. Considerou-se os ângulos positivos quando a bengala se encontra inclinada para trás e negativos quando se encontra inclinada para a frente. De realçar que este método introduz erro humano devido à forma como as medições são realizadas. No entanto os resultados obtidos são favoráveis, com valores medidos próximos dos valores reais, sendo o maior erro de $6,12^\circ$ no caso de -90° , e, tendo em conta que na grande maioria do tempo em que o robot está em funcionamento se encontra entre os $\pm 20^\circ$, o erro das medições deverá ser ainda mais baixo. Os resultados podem ser observados na Tabela 4.2.

Os valores medidos apresentados resultam da média de 5 amostras lidas para o mesmo ângulo real, sendo que todos os desvios padrão têm valores inferiores a 1° .

De forma a se testar o *encoder*, foram efectuados movimentos de avanço e recuo com a bengala ao longo de marcas espaçadas $0.5m$, comparando os valores apresentados pelo sensor com os valores reais obtidos através das marcas, como é possível observar na Figura 4.11. Os resultados destes testes encontram-se representados na Tabela 4.3. Tal como no teste do IMU, este método introduz erro humano devido à forma como as medições são realizadas. É possível observar-se que, apesar dos resultados no movimento para a frente (valores positivos) serem próximos dos valores reais, no

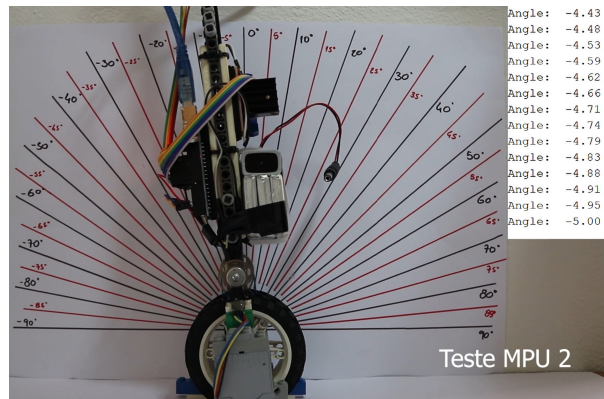


Figura 4.10: Procedimento do teste realizado à IMU.

Tabela 4.2: Teste realizado à IMU

Ângulo real [°]	Ângulo medido [°]
-90	-83.88
-60	-53.99
-40	-34.02
-30	-25.39
-20	-17.33
-10	-9.44
-5	-5
0	0
5	4.92
10	9.85
20	19.44
30	27.84
40	37.33
60	56.44
90	88.86

movimento para trás as medições têm um erro elevado. Isto deve-se ao facto deste sensor ser muito sensível, em que qualquer vibração ou movimento do disco pode resultar no incorrecto funcionamento, tendo ocorrido situações em que não funcionou de todo devido à oscilação do disco. Como a estrutura é feita em LEGO® apresenta flexibilidade e folga entre as uniões, o que provoca um movimento lateral no disco do sensor, levando ao incorrecto funcionamento.

Tendo em conta todos estes problemas, e como é possível efectuar o controlo sem a posição, este sensor deixou de ser utilizado.

As distâncias medidas apresentadas resultam da média dos resultados obtidos em 4 testes, 2 a velocidade lenta, 1 a velocidade normal e 1 a velocidade rápida, cada um correspondendo por sua vez à média de 3 amostras lidas para o mesmo valor real, sendo que o maior desvio padrão é de 0.13m.

Devido ao tamanho reduzido e à construção frágil deste protótipo, não é possível equipá-lo com sensores de força para medir a força exercida pelo utilizador na pega, como mencionado na Figura 3.9, e por isso não é possível fazer o cálculo do ângulo e posição de referência, como em (3.26) e (3.29). O robot foi então controlado para uma referência angular de zero, isto é, para a posição vertical, e a

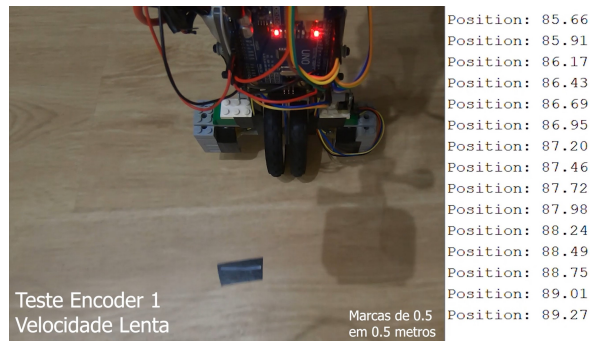


Figura 4.11: Procedimento do teste realizado ao *encoder*.

Tabela 4.3: Teste realizado ao *encoder*.

Distância real [m]	Distância medida [m]
-2.5	- 101.65
-2	-0.7998
-1.5	- 0.5831
-1	-0.3664
-0.5	-0.1858
0	0
0.5	0.4799
1	0.9140
1.5	1.4274
2	2.001
2.5	2.5207

posição não foi restringida, permitindo o livre movimento da bengala.

Os parâmetros deste protótipo, representados na Tabela 4.4, foram inseridos no modelo MATLAB[®] criado na seção 3.2 e foi obtido o ganho do controlador por LQR.

Tabela 4.4: Parâmetros do protótipo LEGO[®] de dimensões reduzidas.

massa do braço do pêndulo [kg]	0.467
massa da roda [kg]	0.060
raio da roda [m]	0.08
comprimento do braço do pêndulo [m]	0.435
comprimento do eixo ao centro de massa do braço [m]	0.12
coeficiente de amortecimento por fricção [$N \cdot m \cdot s/rad$]	0.025

Tal como nas simulações em MATLAB[®], o controlo é feito através de *full-state feedback* (eq. (3.12)), utilizando o ganho obtido por LQR. O código Arduino criado para o protótipo pode ser encontrado em [56].

Observando as equações do motor em vazio (4.1) e em carga (4.2), é possível perceber que existe um intervalo inicial em que o sinal enviado ao motor não resulta em movimento, devido à resistência provocada pela carga. Através de testes foi possível concluir-se que o sistema começa a mover-se quando o sinal enviado aos motores é superior a 40. Foi também possível concluir-se que, devido à fraqueza dos motores, o sinal do controlador enviado aos motores necessita de ser multiplicado por um ganho de 10. Como tal, o valor de controlo calculado é multiplicado por 10 e mapeado para corresponder

a um valor compreendido entre 40 e 255.

Os resultados dos testes realizados ao protótipo LEGO® de dimensões reduzidas e respectivas análises do seu comportamento encontram-se na seção 5.1.1.

Acrescentando uma vara de alumínio à estrutura de LEGO®, foi possível aumentar a altura do robot de forma a ficar com dimensões semelhantes às de uma bengala tradicional, permitindo a sua correcta utilização e a realização de testes mais realistas. De forma a aumentar a rigidez da estrutura, eliminando alguma da flexibilidade resultante da utilização de peças LEGO®, esta foi reforçada com barras de alumínio e parafusos. Os componentes utilizados e respectivo esquema de ligações permaneceram iguais aos do protótipo de dimensões reduzidas. Este protótipo de dimensões reais pode ser observado na Figura 4.12, e os respectivos parâmetros encontram-se na Tabela 4.5.



Figura 4.12: Protótipo LEGO® de dimensões reais.

Tabela 4.5: Parâmetros do protótipo LEGO® de dimensões reais.

massa do braço do pêndulo [kg]	0.593
massa da roda [kg]	0.060
raio da roda [m]	0.08
comprimento do braço do pêndulo [m]	0.875
comprimento do eixo ao centro de massa do braço [m]	0.19
coeficiente de amortecimento por fricção [$N \cdot m \cdot s/rad$]	0.025

Os resultados dos testes realizados ao protótipo LEGO® de dimensões reais e respectivas análises do seu comportamento encontram-se na seção 5.1.2.

O protótipo em alumínio, representado na Figura 4.13, foi criado de forma a se poder testar o conceito com utentes reais sem limitações devido à fragilidade do robot. A estrutura é feita de alumínio, aumentando a integridade e robustez do robot, mantendo no entanto a massa reduzida. O protótipo

completo tem uma massa pouco superior a 800g, estando bastante abaixo do limite de massa imposto no início deste capítulo. Os restantes componentes são os mesmos que os utilizados nos protótipos em LEGO®, acrescentando o módulo Bluetooth (seção 4.1.1.G) e os sensores de força (seção 4.1.1.H), alterando o esquema de ligações, que pode ser observado em [55]. Os parâmetros deste protótipo encontram-se na Tabela 4.6.



Figura 4.13: Protótipo em alumínio.

Tabela 4.6: Parâmetros do protótipo em alumínio.

massa do braço do pêndulo [kg]	0.810
massa da roda [kg]	0.060
raio da roda [m]	0.08
comprimento do braço do pêndulo [m]	0.780
comprimento do eixo ao centro de massa do braço [m]	0.20
coeficiente de amortecimento por fricção [$N \cdot m \cdot s / rad$]	0.25

Foi realizada uma apresentação deste protótipo e um primeiro teste com uma equipa médica, composta por elementos do Agrupamento de Centros de Saúde (ACES) Loures-Odivelas e dos Serviços Partilhados do Ministério da Saúde (SPMS), de forma a se analisar e ajustar o seu comportamento e realizar as alterações necessárias no protótipo de forma a ir de encontro às necessidades e características de doentes com mobilidade reduzida. O parecer desta demonstração levou à adição do módulo Bluetooth e dos sensores FSR, tendo sido apontado também que uma troca dos motores para um modelo com binário mais elevado terá que ocorrer eventualmente. A nível do controlo, devido às pequenas variações que ocorrem nas mãos das pessoas de forma inconsciente, principalmente em idades avançadas onde problemas como Parkinson podem surgir, foi implementada uma banda de $\pm 5^\circ$ em torno da posição vertical em que o ganho do controlador é reduzido em 80%, tornando a utilização da bengala mais confortável e suave.

Os resultados dos testes realizados ao protótipo em alumínio e respectivas análises do seu comportamento encontram-se na seção 5.1.3.

Em todos os protótipos foram usados os mesmos dois motores LEGO ® referidos no seção 4.1.1.B, resultando num binário total do sistema de $11N_{cm}$.

5

Teste e análise de resultados

Conteúdo

5.1 Testes dos protótipos	53
5.2 Comparação entre LQR e Técnicas Polinomiais de Colocação de Pólos	65

5.1 Testes dos protótipos

Através dos códigos em [56] correspondentes ao controlo efectuado por *full-state feedback* cujo ganho é obtido por LQR, os vários protótipos foram submetido a diversos testes de modo a comprovar o seu funcionamento em situações reais, tendo em conta a aplicação da bengala.

5.1.1 Protótipo LEGO® de dimensões reduzidas

Os testes realizados a este protótipo permitiram uma análise à escala do tipo de comportamento que o sistema irá ter nos protótipos mais avançados.

Na Figura 5.1 é possível observar o ângulo da bengala e o sinal de controlo enviado aos motores durante um período de locomoção normal. Neste teste o protótipo efectuou vários movimentos de avanço e recuo, com velocidades diferentes, deslocando-se em cada um cerca de $1.5m$. Os intervalos $A1$, $A2$ e $A3$ correspondem a movimentos de avanço, cada um com uma velocidade superior ao movimento anterior, e os intervalos $R1$, $R2$ e $R3$ a movimentos de recuo, cada um, novamente, de velocidade superior ao anterior. No intervalo M foram efectuados vários movimentos mais curtos de forma a analisar a estabilidade do sistema em perturbações de menor duração. O sistema apresentou o comportamento pretendido em todos os movimentos, atingindo sempre a verticalidade com sucesso de forma rápida e suave.

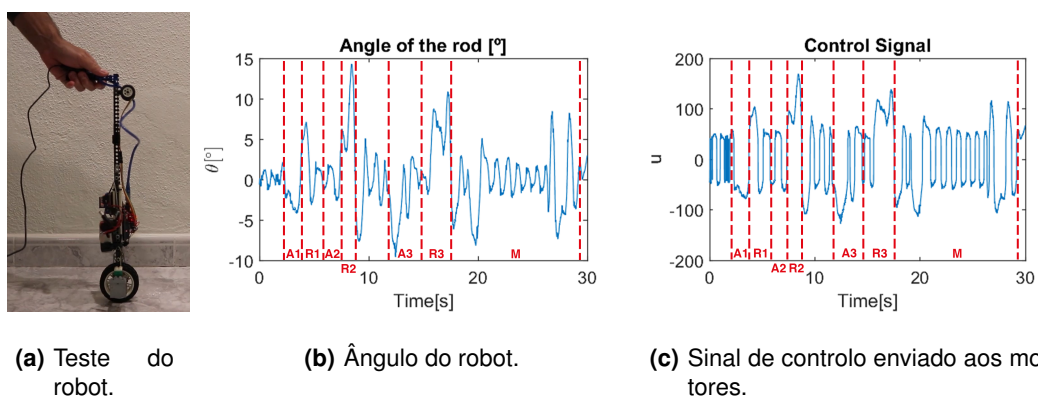


Figura 5.1: Comportamento do protótipo LEGO® de dimensões reduzidas numa situação de locomoção normal.

A capacidade da bengala de apoiar o utilizador em caso de desequilíbrio, em que o utilizador se encontra demasiado inclinado para a frente ou para trás, ajudando a prevenir uma queda, foi verificada através de um teste, em que a bengala foi colocada num ângulo superior ao que apresenta na locomoção normal, e foi aplicada força de forma a simular a que um utilizador aplicaria numa situação de desequilíbrio. Na Figura 5.2 é possível observar a resposta do sistema, em que no intervalo de tempo $Q1$ é simulada uma queda para a frente (a bengala fica inclinada para trás, de forma a apoiar o utilizador) e no intervalo $Q2$ ocorre uma queda para trás (a bengala fica inclinada para a frente). O robot

é capaz de suportar parte do força aplicada, ajudando o utilizador a recuperar o equilíbrio e , deste modo, evitar quedas. Quando a força que simula o desequilíbrio é aplicada, ocorre uma estabilização no ângulo do sistema, que resulta da força dos motores para negar a força que está a ser aplicada no protótipo, de modo a trazer o sistema de volta à verticalidade.

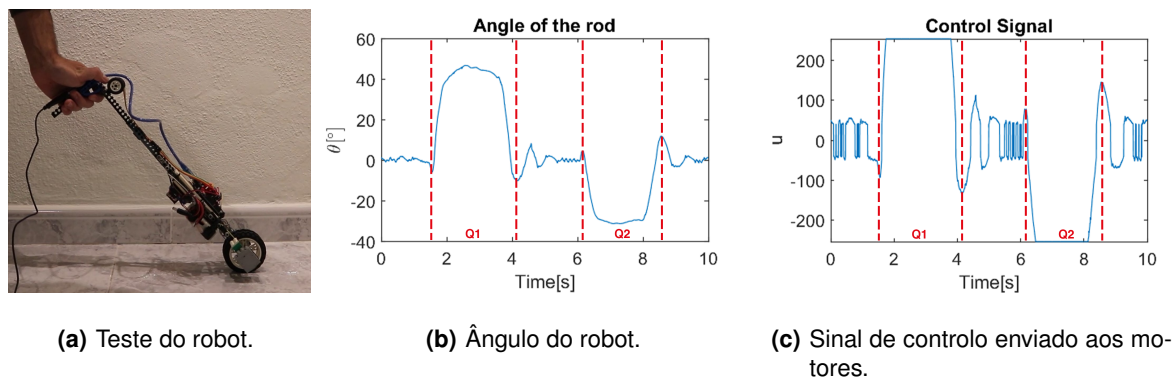


Figura 5.2: Comportamento do protótipo LEGO[®] de dimensões reduzidas numa situação de queda eminente.

Em todos estes testes é possível observar um tremor quando a bengala se encontra na vertical. Estas variações ocorrem devido à estrutura LEGO[®] apresentar flexibilidade e folga entre as uniões, levando a que bengala arqueie e, desse modo, surjam pequenas discrepâncias entre o ângulo medido pela IMU colocado na pega e o ângulo do resto da bengala. Este problema pode ser observado na Figura 5.3.

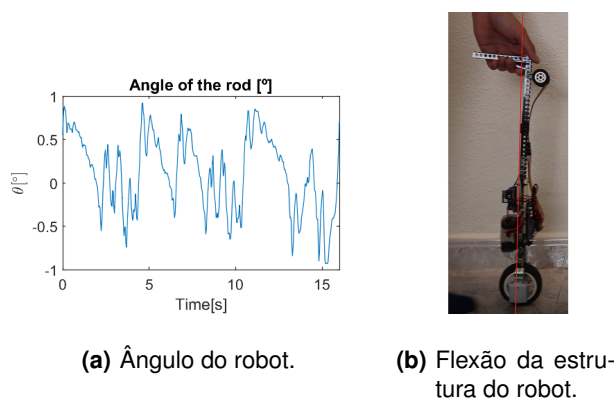


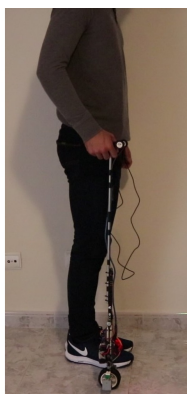
Figura 5.3: Problema de flexibilidade da estrutura do protótipo LEGO[®] de dimensões reduzidas.

5.1.2 Protótipo LEGO[®] de dimensões reais

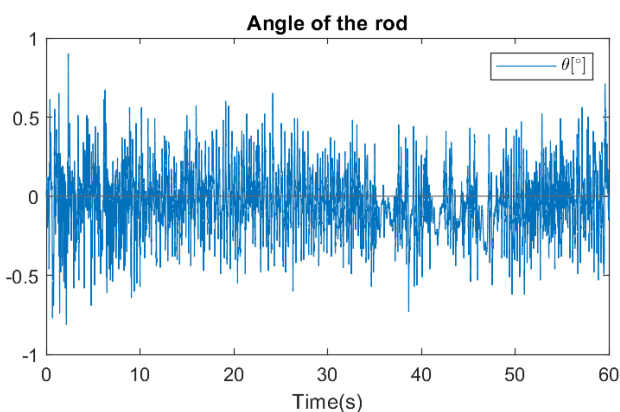
Os testes realizados a este protótipo permitiram uma análise mais aprofundada da resposta do sistema em diversos casos reais, permitindo ajustar melhor o seu controlo de acordo com o comportamento

desejado.

Na Figura 5.4 está representado o ângulo da bengala ao longo de um teste de 60 segundos em que a bengala se encontrava parada, com o utilizador a segurar a haste sem se mover. O objectivo do sistema é manter a verticalidade evitando ao máximo os movimentos necessários para tal. Como é possível observar pela Figura, ao longo de todo o teste a variação do ângulo nunca ultrapassa os $\pm 1^\circ$, sendo por isso variações bastante reduzidas, o que prova que o sistema consegue manter a sua verticalidade. De realçar que muitas das variações que são observadas resultam de pequenos movimentos que são feitos, inevitavelmente, pela mão do utilizador, havendo por isso uma componente de erro humano. Tal como no protótipo de dimensões reduzidas, neste protótipo também se verifica um tremor quando a bengala se encontra na vertical. Apesar desta estrutura estar reforçada com barras de alumínio e parafusos, de forma a tornar as uniões entre peças mais sólida, ainda ocorrem variações devido à flexibilidade e folga entre as uniões da estrutura LEGO®.



(a) Teste do robot.



(b) Resposta do sistema.

Figura 5.4: Teste da capacidade do protótipo LEGO® de dimensões reais manter a sua posição e apoiar o utilizador no caso de queda eminente.

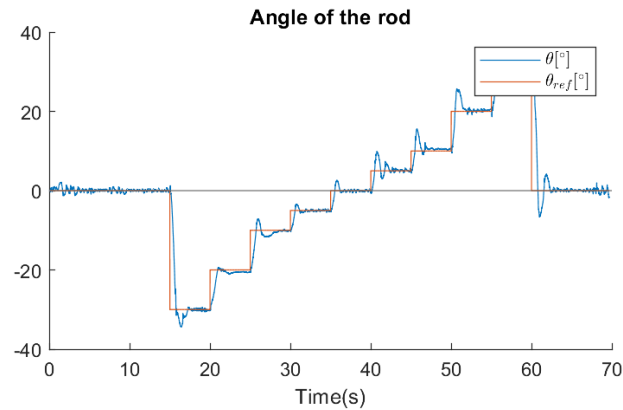
A capacidade do sistema atingir referências diferentes de zero foi testada, apesar deste protótipo não ter os sensores de força e, como tal, não ser possível o cálculo de uma referência de ângulo e posição, como foi explicado na seção 4.1.2. Deste modo, o sistema foi submetido a uma referência que começa em 0° , reduzindo para -30° ao fim de 15 segundos, mudando depois a cada 5 segundos para um novo patamar de referência de ângulo. Os valores usados foram -30° , -20° , -10° , -5° , 0° , 5° , 10° , 20° e 30° , terminando novamente em 0° .

Observando o comportamento do sistema na Figura 5.5, é possível concluir que o sistema consegue atingir a referência pretendida, de forma rápida e suave (o que é especialmente importante, tendo em conta a aplicação que a bengala terá). Novamente, é de realçar que, tal como no caso anterior, muitas das variações que são observadas resultam da flexibilidade da estrutura e de pequenos movimentos

que são feitos, inevitavelmente, pela mão do utilizador, havendo por isso uma componente de erro humano.



(a) Teste do robot.



(b) Resposta do sistema.

Figura 5.5: Teste da capacidade do protótipo LEGO ® de dimensões reais atingir as referências desejadas.

De forma a se analisar o comportamento do sistema em situações reais, o protótipo foi testado a acompanhar o movimento do utilizador, como é observado na Figura 5.6. O utilizador efectuou três testes, avançando até percorrer uma distância de $4.5m$, parando por um breve instante e recuando de novo ao ponto de partida. No primeiro teste, Figura 5.7(a), deslocou-se a uma velocidade normal com marcha normal. No segundo teste, Figura 5.7(b), deslocou-se a uma velocidade mais baixa e unindo os pés sempre entre cada passo, avançando sempre com o mesmo pé, simulando a marcha uma pessoa idosa ou com um membro inferior magoado. No terceiro teste, Figura 5.7(c), deslocou-se a uma velocidade mais alta, andando novamente com marcha normal, tal como no primeiro teste.

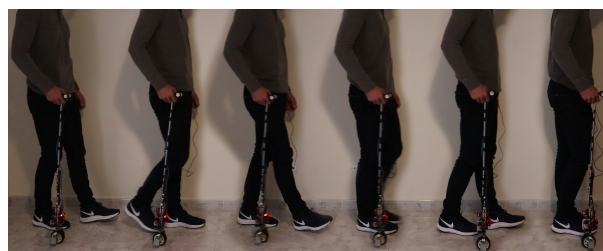
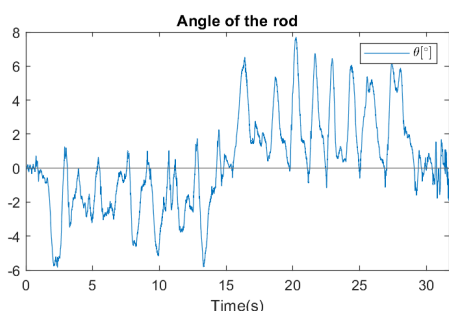


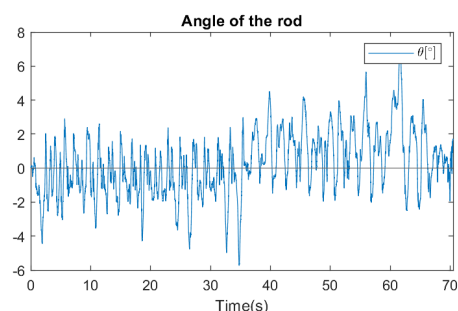
Figura 5.6: Teste da capacidade do protótipo LEGO ® de dimensões reais acompanhar o movimento normal do utilizador.

Como é possível observar nas respostas dos três testes, a bengala consegue acompanhar o movimento do utilizador com sucesso, mantendo-se perto da verticalidade. Quanto maior a velocidade, mais intensa será a força que o utilizador aplica na bengala, o que resulta em variações do ângulo mais significativas, resultando numa maior dificuldade em manter a verticalidade no caso do deslocamento

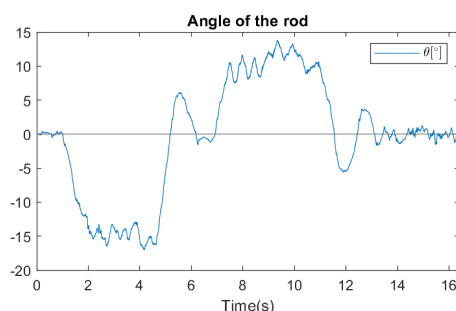
mais rápido, chegando a atingir os 15° , enquanto que no caso mais lento atingiu apenas um pico de 8° , mantendo-se na maioria do teste abaixo dos 2° . Em todos os casos também é possível observar com facilidade os passos do utilizador. Cada vez que um passo é dado o corpo do utilizador avança e o braço empurra a bengala, correspondendo aos picos de variação do ângulo da mesma. Quando essas variações são negativas corresponde ao movimento para a frente do utilizador, que faz com que a bengala se incline para a frente, e quando são positivas corresponde ao movimento de recuo.



(a) Movimento normal do utilizador



(b) Movimento lento do utilizador.



(c) Movimento rápido do utilizador.

Figura 5.7: Resposta do sistema ao teste da capacidade do protótipo LEGO® de dimensões reais acompanhar o movimento do utilizador.

A capacidade da bengala apoiar o utilizador no caso deste se desequilibrar, ajudando a evitar uma queda, foi testada. A bengala foi colocada à frente e atrás do utilizador, e este inclinou-se na direção da bengala, apoiando parte do seu peso nela, como representado na Figura 5.8. De realçar que devido aos motores que estão a ser utilizados, o binário gerado pelo sistema é fraco, pelo que a bengala não consegue suportar forças muito elevadas. No entanto é possível observar na Figura 5.8(c) que, mesmo com estes motores, a bengala consegue já apoiar uma parte do peso do utilizador, ajudando-o a recuperar o equilíbrio e evitando quedas. Quando o utilizador está apoiado verifica-se uma estabilização no ângulo da bengala, que resulta da força dos motores a contrariar a força que o utilizador está a aplicar na bengala, enquanto estes tentam trazer o sistema de novo à verticalidade.

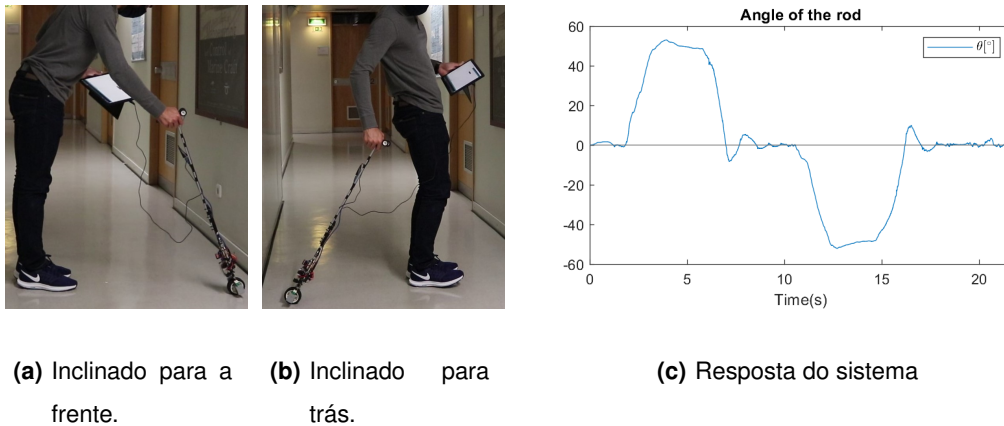


Figura 5.8: Teste da capacidade do protótipo LEGO® de dimensões reais segurar a sua posição e apoiar o utilizador no caso de desequilíbrio.

5.1.3 Protótipo em Alumínio

Os testes realizados a este protótipo asseguraram a viabilidade do conceito em estudo, tendo sido realizadas análises ao comportamento do robot com utentes com capacidades de locomoção normais e reduzidas, com o apoio da equipa médica formada por elementos dos SPMS e AGES Loures-Odivelas.

5.1.3.A Testes com utilizadores com mobilidade normal

De forma a se comprovar o correcto funcionamento deste protótipo, foram realizados testes com 7 indivíduos sem dificuldades de mobilidade. Em cada teste, o utilizador deslocou-se 4m em frente, dando depois meia volta e avançando de novo ao ponto de partida. As informações de cada sujeito e o comportamento do sistema nos diversos testes encontram-se nos apêndices B.1 e B.2 respectivamente.

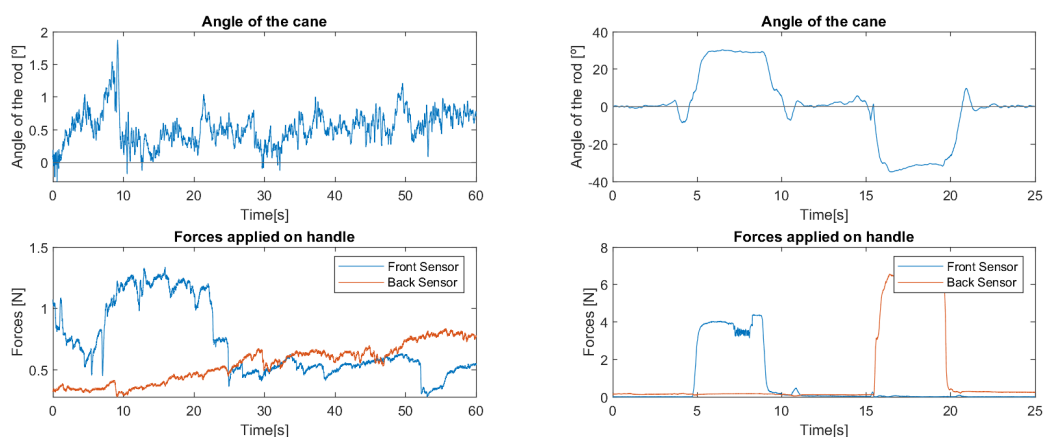
Analisando as diferentes respostas percebe-se rapidamente que cada sujeito utiliza a bengala de forma diferente. Nos casos 1, 3, 6 e 7, verifica-se que os indivíduos utilizaram a bengala num ângulo mais constante, ocorrendo poucas variações entre cada passo. Nos casos 2 e 4, os utilizadores apoiaram-se menos na bengala, permitindo que esta se movimentasse livremente em torno da posição vertical. No caso 5, o utilizador utilizou a bengala de forma semelhante a uma bengala tradicional, em que entre cada passo a avançava, apoiando-se nela durante o avanço de um dos membros inferiores. De realçar ainda que nos casos 6 e 7, em que os sujeitos tinham a idade mais alta, a bengala foi colocada em frente ao corpo, perto dos 20°. Os utilizadores referiram que esta foi a posição em que se sentiram mais apoiados, e que têm um comportamento semelhante com as bengalas tradicionais.

A forma como os utilizadores agarram na bengala também variou de caso para caso. Enquanto que os utilizadores 2, 3, 4 e 7 agarraram a pega mais atrás, aplicando a maioria do peso no sensor mais recuado, os utilizadores 1, 5 e 6 agarraram a pega um pouco mais à frente, tornando os valores do

segundo sensor mais intensos. De realçar também que estes últimos três utilizadores foram os que se apoiaram mais na bengala, aumentando a força medida pelos sensores em geral.

Apesar das diferenças de utilização entre cada caso, o protótipo assegurou sempre apoio aos utilizadores e acompanhou o seu movimento com sucesso, estando apenas limitado pelo apoio capaz de oferecer devido ao binário baixo dos motores utilizados. É também de salientar o funcionamento intuitivo da bengala, sendo que em todos os casos correspondeu à primeira interacção dos indivíduos com o protótipo, sem qualquer informação prévia.

O comportamento do protótipo em situações em que o utilizador está parado e de desequilíbrio foram testadas, apenas com um utilizador, de forma semelhante aos testes das Figuras 5.4 e 5.8, respectivamente. As respostas podem ser observadas na Figura 5.9.



(a) Situação do utilizador na vertical.

(b) Situação de desequilíbrio

Figura 5.9: Teste do protótipo em alumínio em situações do utilizador na vertical e em desequilíbrio.

Devido ao aumento da robustez e rigidez deste protótipo em relação ao protótipo com estrutura LEGO ®, a flexibilidade da estrutura foi corrigida, e por isso na Figura 5.9(a) é possível observar que as variações que ocorrem no ângulo são muito pouco intensas, resultando de pequenos tremores inconscientes que ocorrem nas mãos do utilizador.

Este aumento da robustez também trouxe benefícios a nível do suporte do utilizador no caso de ocorrer desequilíbrio. Na Figura 5.9(b) a bengala consegue suportar parte do peso do utilizador em caso deste se desequilibrar, oferecendo mais segurança com a estrutura em alumínio, permanecendo no entanto limitado pelo binário baixo dos motores. A força total máxima que o protótipo conseguiu suportar na situação de desequilíbrio foi cerca de $7N$, em que o utilizador se encontrava a 77° (assumindo 90° como vertical), estando limitada apenas pelo fraco binário que os motores utilizados fornecem.

5.1.3.B Testes com utilizadores com mobilidade reduzida

Foram realizados dois testes em utentes com mobilidade reduzida, sendo o primeiro um caso em recuperação de capacidades motoras e o segundo um caso de manutenção das mesmas, permitindo assim analisar o comportamento do sistema nas duas aplicações principais do conceito. As informações sobre as duas utentes encontram-se no apêndice C.

O primeiro caso consiste numa idosa em recuperação de fractura trocantérica do fémur esquerdo. Foi submetida a cirurgia para colocação de cavilha trocantérica dois meses antes do teste. Esta utente já não necessita de andarilho, usando-o apenas em momentos específicos (por exemplo caso se levante durante a noite) e utiliza maioritariamente canadianas, estando já a avançar para uma fase sem auxiliar de marcha.

A utente inicialmente apresentou alguma apreensão à utilização do protótipo, mas depois deste ter iniciado o seu funcionamento mostrou-se mais à vontade. Ao longo do teste, andou de forma aleatória pela sua habitação, efectuando movimentos em frente, de recuo e de inversão de marcha e passando por várias zonas estreitas.



(a) Utilização da bengala na primeira parte do teste.

(b) Colocação da bengala à frente do corpo em locais estreitos.

Figura 5.10: Teste do protótipo em alumínio com utente em recuperação de mobilidade.

O teste foi dividido em duas partes. Durante a primeira metade do teste a utilizadora colocou a bengala à sua frente, num ângulo de cerca 20° , semelhante à posição em que se utiliza um aspirador, como representado na Figura 5.10(a). Este incorrecto posicionamento foi depois corrigido, e a bengala passou a ser posicionada ao lado, no entanto a utilizadora continuou a colocá-lo num ângulo próximo de 20° . Em locais mais apertados, como portas ou espaços entre móveis, a utente colocou a bengala novamente à sua frente devido à falta de espaço para esta estar ao seu lado, como mostra a Figura 5.10(b).

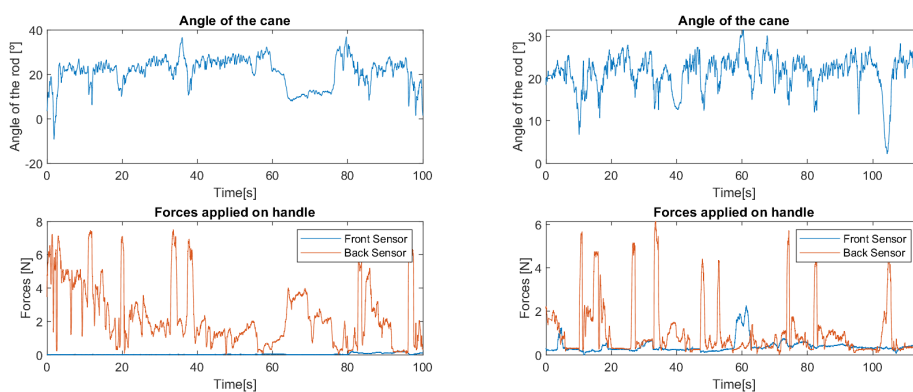
Inicialmente a utente foi acompanhada por outra pessoa durante a utilização da bengala, mas du-

rante determinados instantes ao longo do teste andou apenas com o auxílio do protótipo.

Devido ao receio de uma nova queda, esta utente não se sente muito à vontade com a utilização do protótipo, e queixou-se que a bengala a puxava demasiado depressa e que deveria oferecer mais apoio. Ambos estes problemas provêm maioritariamente da fraqueza dos motores utilizados, pois não oferecem resistência suficiente e por isso movem-se quando a utilizadora faz mais força, transmitindo a sensação que se movem mais depressa que ela, e visto que não conseguem contrariar o peso aplicado pela utilizadora acabam por não oferecer todo o suporte necessário.

A utente prefere a utilização de uma bengala tradicional, devido a estes dois problemas, que lhe acabam por transmitir pouca segurança, mas também devido ao facto de conseguir controlar melhor o comportamento de uma bengala estática e da sua casa ter corredores apertados. No entanto, no final do teste mostrou-se impressionada com o protótipo, referindo que para pessoas que tenham muitos problemas de locomoção deverá ter muito bom resultado.

Na Figura 5.11 é possível observar o ângulo da bengala, mostrando a inclinação que a utente impôs no sistema, e as forças aplicadas pela utente na pega. A força aplicada no sensor mais atrás da pega foi bastante superior à aplicada no sensor mais à frente, durante ambas as partes do teste. Isto deve-se, novamente, à força que a utente aplicou na bengala de forma a inclinar para a frente.



(a) Primeira parte do teste.

(b) Segunda parte do teste.

Figura 5.11: Resposta do sistema no teste do protótipo em alumínio com utente em recuperação de mobilidade.

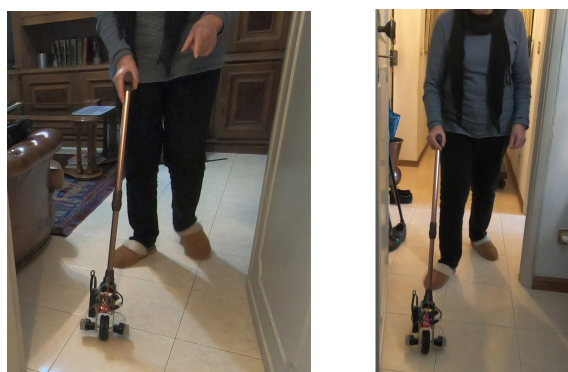
A bengala, apesar dos problemas devido à fraqueza dos motores, apresentou um comportamento estável e suave, oferecendo algum apoio, mesmo que limitado, durante toda a sua utilização e nunca causando qualquer tipo de desequilíbrio na utilizadora. O vídeo do teste realizado com esta utente pode ser acedido em [57].

O segundo caso consistiu numa idosa numa fase de manutenção das suas capacidades motoras com diagnóstico de artrite reumatóide. Devido à sua patologia sofre de dores e apresenta períodos

com dificuldades em se movimentar. Esta utente utiliza bengalas tradicionais, mas devido a certos problemas, como a bengala escorregar no passeio, não se sente segura ao usar uma bengala tradicional.

A utente apresentou-se logo desde início à vontade com a utilização do protótipo, e como tem tido problemas com a utilização de bengalas tradicionais notou-se uma maior motivação para a utilização desta bengala. Ao longo do teste, andou de frente num corredor, dando meia volta sempre que chegava ao final, passando por várias zonas estreitas.

Durante o teste a utilizadora colocou a bengala à sua frente, como mostra a Figura 5.12, alinhada com a mão direita que utilizou para segurar no protótipo num ângulo próximo dos 20°, semelhante à forma como se utiliza um aspirador, tal como a utente em recuperação de fractura.



(a) Colocação da bengala na primeira parte do teste.

(b) Colocação da bengala no final do teste.

Figura 5.12: Teste do protótipo em alumínio com utente em manutenção de mobilidade.

Durante a primeira parte do teste a utente queixou-se que sentia a bengala a fugir um pouco para a esquerda. Este comportamento foi corrigido na sua maioria ajustando um pouco a pega, que de outras utilizações ou durante o seu transporte ficou um pouco desalinhada. No entanto, durante as restantes partes do teste, em ocasiões momentâneas, a utente ainda se queixou que sentia a bengala a fugir um pouco para o lado.

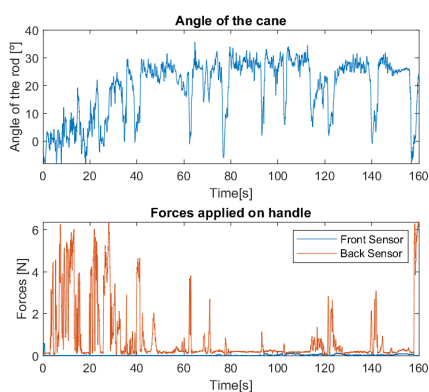
Ao longo de todo o teste andou apenas com o auxílio da bengala. Em certos instantes, em que era necessário dar meia volta, a utente levantou a bengala para a reposicionar. Isto deveu-se ao facto de o espaço ser estreito e desta utente ter a mobilidade menos restrita, sendo-lhe mais fácil levantar a bengala.

Esta utente esteve bastante confortável com a utilização da bengala, referindo que lhe transmitia segurança. No entanto referiu que quando era aplicada mais força sentia a bengala a "escorregar". Este problema provém da fraqueza dos motores utilizados, pois não oferecem resistência suficiente à força aplicada e por isso movem-se quando a utilizadora faz mais força, transmitindo a sensação que a

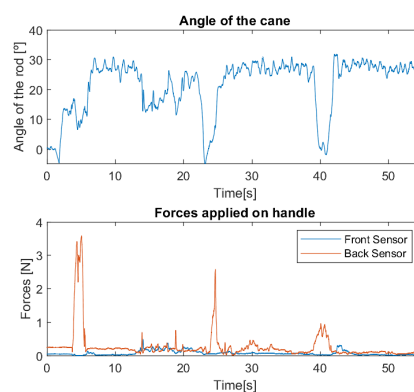
bengala está a escorregar. Como esta utilizadora tem melhores capacidades motoras, o suporte oferecido pela bengala durante o teste foi suficiente, no entanto em caso de desequilíbrio ou em momentos em que a utente se apoie mais na bengala o suporte oferecido pelos motores torna-se insuficiente.

A utente prefere a utilização desta bengala a uma tradicional, devido aos problemas que tem tido com bengalas tradicionais que lhe acabam por transmitir pouca segurança.

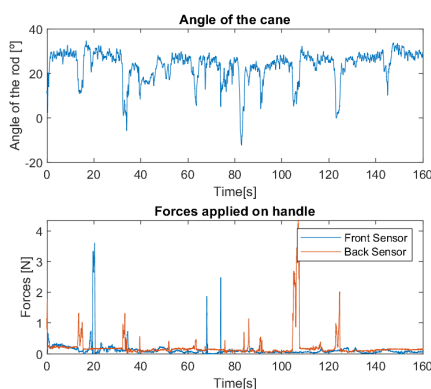
Na Figura 5.13 é possível observar o ângulo da bengala, mostrando a inclinação que a utente impôs no sistema, e as forças aplicadas pela utente na pega. A força aplicada no sensor mais atrás da pega foi bastante superior à aplicada no sensor mais à frente durante a primeira parte, e ao longo do teste os dois valores convergiram para valores mais próximos. Isto deve-se ao facto da utente se tornar mais confortável com a utilização da bengala conforme o teste progride, ajustando a forma como a segura.



(a) Primeira parte do teste.



(b) Segunda parte do teste.



(c) Terceira parte do teste.

Figura 5.13: Resposta do sistema no teste do protótipo em alumínio com utente em manutenção de mobilidade.

Tal como no caso da utente em recuperação de fractura, a bengala, apesar dos problemas devido à

fraqueza dos motores, apresentou um comportamento estável e suave, oferecendo apoio, mesmo que limitado, durante toda a sua utilização e nunca causando qualquer tipo de desequilíbrio na utilizadora. O vídeo do teste realizado com esta utente pode ser acedido em [58].

Analisando os dois casos, apesar de serem situações diferentes, é possível encontrar pontos em comum na forma como as utentes utilizam a bengala e qual o comportamento da bengala. Em ambos os casos as utilizadoras colocaram a bengala à sua frente, de forma instintiva. Isto vai também de encontro do comportamento dos sujeitos mais idosos nos testes realizados na seção 5.1.3.A.

Observando a dinâmica de uma pessoa em pé percebe-se melhor a razão destes utilizadores se sentirem mais seguros com a bengala à sua frente. Visto que o corpo humano possui apenas dois pontos de contacto com o solo, devido à bipedia, resulta num sistema instável caso não controlado correctamente, necessitando de um terceiro ponto de contacto para se tornar estável nesses casos. O sucesso do controlo depende da agilidade, do equilíbrio e da aptidão cognitiva de cada individuo. Como é referido em [59] e [60], o envelhecimento e o estilo de vida sedentário levam a que essas capacidades sejam reduzidas, piorando o controlo que o corpo exerce para permanecer estável em pé e a andar, aumentando assim o risco de desequilíbrio e queda.

O equilíbrio de uma pessoa em pé baseia-se na capacidade desta manter a projecção do seu centro de massa no solo dentro do polígono formado pelos pontos em contacto com o solo, isto é, dentro do polígono de suporte [61]. Caso o controlo do equilíbrio esteja degradado devido à idade ou outras patologias, a solução mais indicada será compensar essa falta de controlo da posição do centro de massa com o aumento da área do polígono onde esta se possa encontrar. Para além disso, o polígono de suporte, desta forma, é prolongado para a frente do utilizador, que é a direcção mais propícia a um desequilíbrio visto corresponder à direcção do movimento. Na Figura 5.14 estão representados os polígonos de suporte quando o individuo não utiliza bengala, quando a utiliza ao lado do corpo e quando a utiliza à frente.

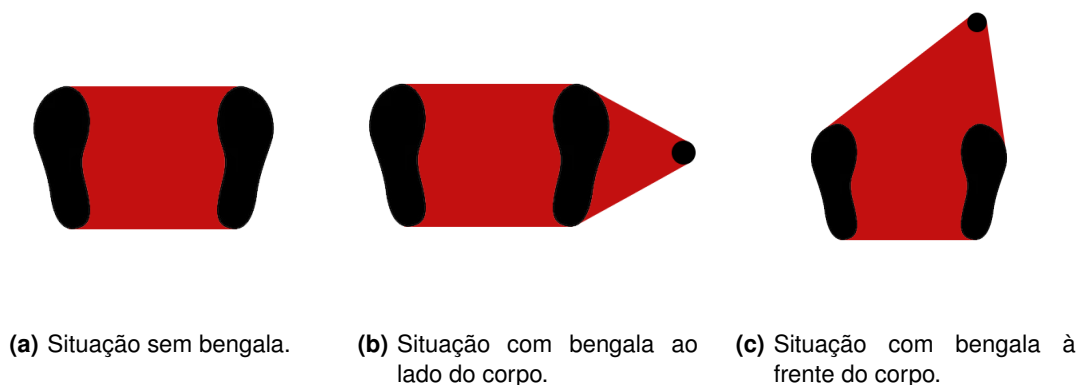


Figura 5.14: Polígonos de suporte em diferentes situações.

Assim, a razão para a colocação instintiva da bengala à frente de utilizadores mais idosos é justificada. No entanto, como os utilizadores mais jovens não sentem a necessidade de aumentar o polígono de suporte, colocam inconscientemente a bengala mais próxima da posição vertical e ao seu lado, ajudando assim a suportar parte do peso que de outra forma seria colocado nos membros inferiores, indo ao encontro dos comportamentos observados nos testes com este protótipo.

5.2 Comparação entre LQR e Técnicas Polinomiais de Colocação de Pólos

Os comportamentos do sistema quando controlado por *full-state feedback* cujo ganho é obtido por LQR e quando controlado através de Técnicas Polinomiais de Colocação de Pólos foram comparados. O protótipo em alumínio foi testado em várias situações quando controlado pelos dois métodos, permitindo uma comparação da performance do sistema nas mesmas condições.

Tal como foi realizado na Figura 5.6, a capacidade dos dois controladores permitirem o sistema atingir referências diferentes de zero foi testada. Novamente, o sistema foi submetido a uma referência que começa em 0° , reduzindo para -30° ao fim de 15 segundos, mudando depois a cada 5 segundos para um novo patamar de referência de ângulo, sendo os valores usados -30° , -20° , -10° , -5° , 0° , 5° , 10° , 20° e 30° , terminando novamente em 0° . As respostas em ambos os casos estão representadas na Figura 5.15.

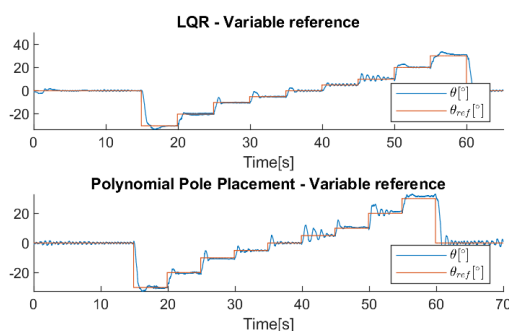
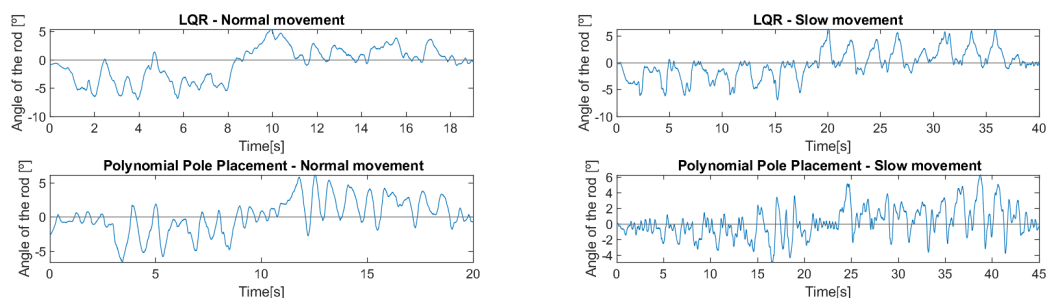


Figura 5.15: Teste da capacidade do protótipo atingir as referências desejadas quando controlado pelos dois métodos.

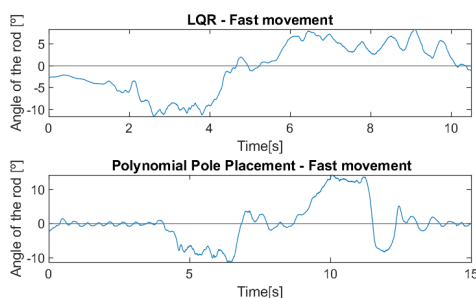
O sistema atingiu as referências impostas com sucesso nos dois casos, e em ambos observa-se uma oscilação mais intensa quando a referência se encontra nos valores 5° , 10° e 20° . No entanto, no caso do sistema controlado por técnicas polinomiais, são visíveis variações mais intensas do ângulo, menor suavidade de movimentos uma maior dificuldade na estabilização da bengala. Este fenómeno é ainda mais notável na Figura 5.16, onde o sistema controlado por ambos os métodos foi testado com

um utilizador a andar de três formas diferentes, tal como na Figura 5.7. Em todos os casos, o utilizador avançou cerca de $3m$, recuando de seguida até ao ponto de partida.



(a) Movimento normal do utilizador

(b) Movimento lento do utilizador.



(c) Movimento rápido do utilizador.

Figura 5.16: Resposta do sistema ao teste da capacidade do protótipo acompanhar o movimento do utilizador quando controlado pelos dois métodos.

Novamente, o sistema consegue acompanhar o movimento do utilizador com ambos os métodos em todas as situações, verificando-se no entanto uma maior suavidade no caso do controlo com LQR, resultando num menor número e intensidade de variações. O ângulo máximo que a bengala atinge é superior, em todas as situações, quando o sistema é controlado através de técnicas polinomiais, comprovando também que o método com LQR tem uma melhor capacidade de manter o sistema próximo da verticalidade.

Na Figura 5.17 o sistema foi testado numa situação de desequilíbrio, da mesma forma que na Figura 5.8. Devido ao facto de corresponder a uma situação em que um ângulo é imposto ao sistema pelo utilizador, a resposta do sistema é semelhante em ambos os casos.

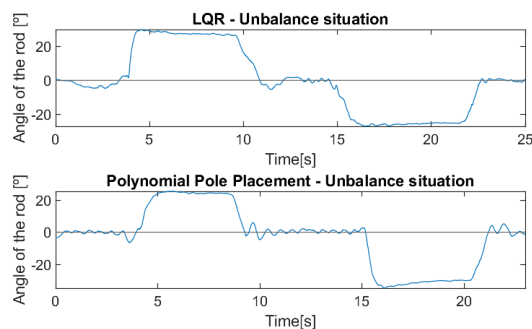


Figura 5.17: Teste da capacidade do protótipo apoiar o utilizador numa situação de desequilíbrio quando controlado pelos dois métodos.

O sistema controlado pelos dois métodos foi também testado numa situação de movimento semelhante à realizada pelos utentes de maior idade, na seção 5.1.3.A, e com condições de mobilidade reduzida, na seção 5.1.3.B. O comportamento do protótipo, Figura 5.18, foi semelhante em ambos os casos, novamente devido ao facto de corresponder a uma situação em que é imposto um ângulo à bengala, verificando-se apenas um pouco mais de suavidade no caso do LQR.

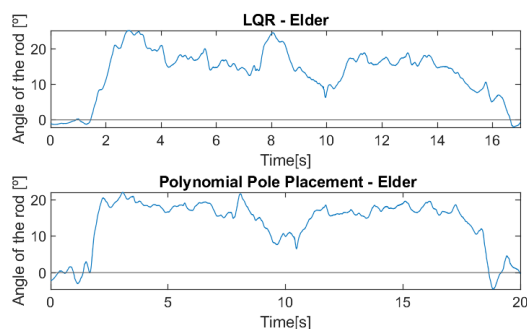


Figura 5.18: Teste da capacidade do protótipo acompanhar um movimento semelhante ao que os utentes de maior idade realizaram, quando controlado pelos dois métodos.

Em todos os casos o comportamento do sistema quando controlado por *full-state feedback* cujo ganho é obtido por LQR mostra maior suavidade que quando controlado através de Técnicas Polinomiais de Colocação de Pólos, tornando o robot mais previsível, algo importante tendo em conta as dificuldades de locomoção dos utilizadores da bengala. No entanto, foi também perceptível que a resposta do sistema quando controlado pelo segundo método é mais rápida, fazendo com que o sistema reaja mais depressa a variações que o utilizador imponha na bengala. Desse modo, cada método possui as suas vantagens e é mais indicado para diferentes conjuntos de situações.

A diferença entre os comportamentos do sistema controlado através de técnicas polinomiais de colocação de pólos nas simulações da seção 3.2 e nos testes reais realizados neste capítulo é justificada pelo facto da modelação do sistema não ser perfeita e pelo facto de no sistema real existir um

limite para a potência que os actuadores podem manipular, pelo que um aumento elevado dos ganhos leva apenas à saturação, não resultando numa melhor resposta por parte do sistema [48].

6

Conclusão

Conteúdo

6.1 Conclusões	70
6.2 Limitações do sistema e trabalho futuro	70

6.1 Conclusões

Com uma população a tornar-se cada vez mais envelhecida, a necessidade de ser desenvolvido um dispositivo como esta dissertação propõe acresce. O facto de ser ainda muito pouco estudado representa uma novidade para todos aqueles que são apresentados a este conceito. No entanto, ao longo de todos os testes realizados foi comum a opinião de que um dispositivo deste tipo trará benefícios a pessoas com mobilidade reduzida, tanto devido à idade como a patologias.

O modelo e o protótipo da bengala robótica desenvolvidos nesta tese provaram ser um sucesso. O comportamento do sistema é bastante suave e vai de encontro com as aplicações pretendidas para o dispositivo. Os dois controladores testados apresentaram resultados promissores e vantagens em cada uma das aplicações.

A utilização da bengala é muito intuitiva, tornando-se natural para o utilizador durante sua locomoção. Apesar das limitações do protótipo construído devido aos motores, os benefícios em apoiar o utilizador durante todo o seu movimento, e o apoio do utilizador para recuperar o equilíbrio foram comprovados com desempenho acima do esperado.

Os utilizadores sentiram-se confortáveis ao utilizar o protótipo e confirmaram a utilidade da existência de um dispositivo como este. A equipa médica que apoiou o projecto assegurou a sua viabilidade, colocando este dispositivo não só como uma ferramenta de apoio à recuperação e manutenção da mobilidade dos pacientes, como de incentivo à utilização de um auxiliar de marcha, eliminando o preconceito associado à utilização de uma bengala através do despertar da curiosidade dos utentes com um conceito diferente do habitual.

6.2 Limitações do sistema e trabalho futuro

Ao longo dos diferentes testes verificaram-se limitações no estado actual do projecto que futuramente terão que ser resolvidas.

Um dos pontos mais importantes a abordar é a substituição dos motores por outros modelos com mais binário, visto ser um problema em comum entre todos os testes realizados. Os motores LEGO® utilizados permitiram uma primeira validação da viabilidade do conceito, no entanto não oferecem suporte suficiente ao utilizador e comprometem o correcto funcionamento da bengala. A substituição dos motores deverá melhorar o comportamento e a segurança do sistema, transmitindo um maior conforto ao utente.

De momento, devido ao facto do encoder não ter funcionado correctamente, a posição e velocidade da bengala não estão a ser obtidas e a posição não está a ser controlada. Para as funcionalidades desenvolvidas até ao momento não foi uma componente crucial e por isso o controlo da bengala foi conseguido sem encoder, mas no futuro, em situações mais complexas, o controlo da posição será

importante, e portanto a implementação de um encoder mais robusto que funcione correctamente terá que ser feita.

Também terá que ser feito um ajuste mais minucioso do controlo, consoante novos testes sejam realizados, de forma a tornar o dispositivo utilizável pelo maior número de utentes no máximo de situações possível. Um dos ajustes mais importantes a ser realizado é relativo ao cálculo da referência. Devido a limitações económicas, os sensores de força utilizados não permitem a utilização do algoritmo de cálculo de referência estudado nesta tese, pelo que futuramente deverá ser criado um mecanismo que permita calcular uma referência para o sistema a partir dos sensores de força utilizados. Outro ajuste também muito importante está relacionado com os dois métodos de controlo testados, o controlo por *full-state feedback* cujo ganho é obtido por LQR e o controlo através de Técnicas Polinomiais de Colocação de Pólos. Ambos os métodos apresentaram características e qualidades distintas que são mais indicadas em diferentes situações, pelo que uma união destes dois métodos de controlo, criando um terceiro método de controlo com as capacidades de ambos, deverá ser testado, aumentando, novamente, o número de situações em que o dispositivo é utilizável.

De forma a que o utilizador possa largar a bengala em situações em que precise das duas mãos para uma tarefa, sem que esta caia, será implementado também um mecanismo que permita ao sistema permanecer em pé caso detecte que não é aplicada nenhuma força na pega. Esta capacidade será atingida através da alteração do método de controlo, nestas situações, para o método de controlo de um pêndulo invertido.

O protótipo também será testado num local mais amplo, de forma a se estudar o seu desempenho em ambientes onde não haja limitação do espaço onde o utilizador possa circular.

Por fim, um dos pontos a melhorar será também a componente estética do dispositivo, de forma a se tornar mais atractivo aos utentes, incentivando a sua utilização.

Bibliografia

- [1] P. Hurbain, "LEGO 9V Technic Motors compared characteristics," accessed 11-November-2020. [Online]. Available: <https://www.philohome.com/motors/motorcomp.htm>
- [2] C. O. Lovejoy, "Evolution of human walking." *Scientific American*, vol. 259, no. 5, pp. 118–125, 1988.
- [3] D. A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement: Fourth Edition*, 2009.
- [4] "Estatísticas Demográficas," 2020, accessed 21-December-2020. [Online]. Available: https://www.ine.pt/xportal/xmain?xpid=INE&xpgid=ine_publicacoes&PUBLICACOESpub_boui=71882686&PUBLICACOESmodo=2
- [5] T. Fukuda, J. Huang, P. Di, and K. Sekiyama, "Motion control and fall detection of intelligent cane robot," *Springer Tracts in Advanced Robotics*, 2015.
- [6] R. Moreira, J. Alves, A. Matias, and C. Santos, "Smart and Assistive Walker - ASBGo: Rehabilitation Robotics: A Smart-Walker to Assist Ataxic Patients," *Advances in experimental medicine and biology*, vol. 1170, pp. 37–68, 2019.
- [7] R. Ceres, M. M. Martins, C. P. Santos, and A. Frizera-Neto, "Assistive mobility devices focusing on Smart Walkers: Classification and review," *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 60, no. 4, pp. 548–562, 2012.
- [8] G. Wasson, J. Gunderson, and S. Graves, "Effective Shared Control in Cooperative Mobility Aids," *Proceedings of the Fourteenth International Florida Artificial Intelligence Research Society Conference*, vol. 1, pp. 1–5, 2001.
- [9] S. Page, L. Saint-Bauzel, P. Rumeau, and V. Pasqui, "Smart walkers: An application-oriented review," *Robotica*, vol. 35, no. 6, pp. 1243–1262, 2017.
- [10] M. Martins, C. Santos, E. Seabra, A. Frizera, and R. Ceres, "Design, implementation and testing of a new user interface for a smart walker," *2014 IEEE International Conference on Autonomous Robot Systems and Competitions, ICARSC 2014*, pp. 217–222, 2014.

- [11] W. Ilg and D. Timmann, "Gait ataxia-specific cerebellar influences and their rehabilitation," *Movement Disorders*, vol. 28, no. 11, pp. 1566–1575, 2013.
- [12] J. Paulo, P. Peixoto, and U. J. Nunes, "ISR-AIWALKER: Robotic Walker for Intuitive and Safe Mobility Assistance and Gait Analysis," *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, vol. 47, no. 6, pp. 1110–1122, 2017.
- [13] G. Lee, T. Ohnuma, and N. Y. Chong, "Design and control of JAIST active robotic walker," *Intelligent Service Robotics*, vol. 3, no. 3, pp. 125–135, 2010.
- [14] T. Ohnuma, G. Lee, and N. Y. Chong, "Particle filter based feedback control of JAIST Active Robotic Walker," *Proceedings - IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication*, pp. 264–269, 2011.
- [15] A. J. Rentschler, R. Simpson, R. A. Cooper, and M. L. Boninger, "Clinical evaluation of Guido robotic walker," *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 45, no. 9, pp. 1281–1294, 2008.
- [16] D. Rodriguez-Losada, F. Matia, A. Jimenez, R. Galan, and G. Lacey, "Guido, the Robotic SmartWalker for the frail visually impaired," *First International Conference on Domotics, Robotics and Remote Assitence for All-DRT4all*, p. 153–167, 2005, accessed 19-February-2020. [Online]. Available: <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.97.5990&rep=rep1&type=pdf>
- [17] A. F. Neto, A. Elias, C. Cifuentes, C. Rodriguez, T. Bastos, and R. Carelli, "Intelligent Assistive Robots," vol. 106, 2015, accessed 19-February-2020. [Online]. Available: <http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-12922-8>
- [18] F. A. Loterio, J. J. V. Mayor, A. Frizera Neto, and T. F. B. Filho, "Assessment of applicability of robotic walker for post-stroke hemiparetic individuals through muscle pattern analysis," *ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference, BRC*, no. September 2016, 2014.
- [19] S. L. Grondin and Q. Li, "Intelligent control of a smart walker and its performance evaluation," *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp. 1–6, 2013.
- [20] H. Yu, M. Spenko, and S. Dubowsky, "Omni-directional mobility using active split offset castors," *Journal of Mechanical Design, Transactions of the ASME*, vol. 126, no. 5, pp. 822–829, 2004.
- [21] S. Dubowsky, F. Genot, S. Godding, H. Kozono, A. Skwersky, H. Yu, and L. S. Yu, "PAMM - a robotic aid to the elderly for mobility assistance and monitoring: a 'helping hand' for the elderly," *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation*, vol. 1, no. April, pp. 570–576, 2000.

- [22] H. G. Jun, Y. Y. Chang, B. J. Dan, B. R. Jo, B. H. Min, H. Yang, W. K. Song, and J. Kim, "Walking and sit-to-stand support system for elderly and disabled," *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2011.
- [23] R. D. Schraft, C. Schaeffer, and T. May, "Care-O-bot™: The concept of a system for assisting elderly or disabled persons in home environments," *IECON Proceedings (Industrial Electronics Conference)*, vol. 4, pp. 2476–2481, 1998.
- [24] M. Hans, B. Graf, and R. D. Schraft, "Robotic Home Assistant Care-0-bot : Past - Present - Future," no. Figure 3, pp. 380–385, 2002.
- [25] B. Graf, U. Reiser, M. Hägele, K. Mauz, and P. Klein, "Robotic home assistant care-O-bot® 3 - Product vision and innovation platform," *Proceedings of IEEE Workshop on Advanced Robotics and its Social Impacts, ARSO*, pp. 139–144, 2009.
- [26] R. Kittmann, T. Fröhlich, J. Schäfer, U. Reiser, F. Weißhardt, and A. Haug, "Let me Introduce Myself: I am Care-O-bot 4, a Gentleman Robot," *Mensch und Computer 2015 - Tagungsband*, 2015.
- [27] P. Di, J. Huang, K. Sekiyama, and T. Fukuda, "A novel fall prevention scheme for intelligent cane robot by using a motor driven universal joint," *2011 Int. Symp. on Micro-NanoMechatronics and Human Science, Symp. on "COE for Education and Research of Micro-Nano Mechatronics", Symposium on "Hyper Bio Assembler for 3D Cellular System Innovation"*, pp. 391–396, 2011.
- [28] P. Di, J. Huang, S. Nakagawa, K. Sekiyama, and T. Fukuda, "Real-time fall and overturn prevention control for human-cane robotic system," in *2013 44th International Symposium on Robotics, ISR 2013*, 2013.
- [29] J. Huang, P. Di, K. Wakita, T. Fukuda, and K. Sekiyama, "Study of fall detection using intelligent cane based on sensor fusion," *2008 International Symposium on Micro-NanoMechatronics and Human Science, MHS 2008*, pp. 495–500, 2008.
- [30] K. Wakita, J. Huang, P. Di, K. Sekiyama, and T. Fukuda, "Human-walking-intention-based motion control of an omnidirectional-type cane robot," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 18, no. 1, pp. 285–296, 2013.
- [31] P. Di, Y. Hasegawa, S. Nakagawa, K. Sekiyama, T. Fukuda, J. Huang, and Q. Huang, "Fall detection and prevention control using walking-aid cane robot," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 21, no. 2, pp. 625–637, 2016.
- [32] M. A. Naeem and S. F. Assal, "Development of a 4-DOF cane robot to enhance walking activity of elderly," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science*, vol. 0, no. 0, pp. 1–19, 2019.

- [33] M. A. Naeem, S. F. Assal, and A. A. Abouelsoud, "Modeling and real-time dynamic control of cane robot for fall prevention," in *International Conference on Control, Decision and Information Technologies, CoDIT 2016*, 2016.
- [34] P. Van Lam and Y. Fujimoto, "A Robotic Cane for Balance Maintenance Assistance," *IEEE Transactions on Industrial Informatics*, vol. 15, no. 7, pp. 3998–4009, 2019.
- [35] K. Shimizu, I. Smadi, and Y. Fujimoto, "A robotic cane for walking assistance," *2014 International Power Electronics Conference, IPEC-Hiroshima - ECCE Asia 2014*, pp. 1968–1973, 2014.
- [36] P. V. Lam and Y. Fujimoto, "Building and Test a Controller of the Robotic Cane for Walking Assistance," *Proceedings - IEEJ International Workshop on Sensing, Actuation, Motion Control, and Optimization IEEJ International Workshop on Sensing, Actuation, Motion Control, and Optimization*, vol. 3, p. SS2–6, 2017.
- [37] P. Van Lam and Y. Fujimoto, "Completed hardware design and controller of the robotic cane using the inverted pendulum for walking assistance," *IEEE International Symposium on Industrial Electronics*, pp. 1935–1940, 2017.
- [38] K. Shimizu, I. Smadi, and Y. Fujimoto, "Examination of a control method for a walking assistance robotics cane," *IECON Proceedings (Industrial Electronics Conference)*, pp. 2768–2773, 2014.
- [39] P. Van Lam and Y. Fujimoto, "Two-Wheel Cane for Walking Assistance," *2018 International Power Electronics Conference, IPEC-Niigata - ECCE Asia 2018*, pp. 571–574, 2018.
- [40] P. Van Lam, T. Shimono, and Y. Fujimoto, "Using a nonlinear disturbance observer to estimated the human force applied to a two-wheeled cane for walking assistance," *Proceedings: IECON 2018 - 44th Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society*, pp. 5122–5127, 2018.
- [41] P. Van Lam and Y. Fujimoto, "Control Method Examination of Two-Wheeled Walker for Walking Assistance," *Proceedings - 2019 IEEE International Conference on Mechatronics, ICM 2019*, vol. 1, pp. 673–677, 2019.
- [42] I. Shim and J. Yoon, "A robotic cane based on interactive technology," *IECON Proceedings (Industrial Electronics Conference)*, vol. 3, pp. 2249–2254, 2002.
- [43] —, "A human robot interaction system RoJi," *IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, AIM*, vol. 2, pp. 723–728, 2003.
- [44] —, "Shared behavior control of a robotic cane based on interactive technology," *IECON Proceedings (Industrial Electronics Conference)*, vol. 4, pp. 2623–2628, 2002.

- [45] L. Burns, “An extended framework for supply chain risk management: Incorporating the complexities of emerging industries and large-scale systems,” *International Journal of Manufacturing Technology and Management*, vol. 31, no. 1-3, pp. 217–254, 2017.
- [46] H. Wang, B. Sun, X. Wu, H. Wang, and Z. Tang, “An intelligent cane walker robot based on force control,” *2015 IEEE International Conference on Cyber Technology in Automation, Control and Intelligent Systems, IEEE-CYBER 2015*, pp. 1333–1337, 2015.
- [47] S. L. Brunton and J. N. Kutz, “Data Driven Science & Engineering Machine Learning, Dynamical Systems, and Control - Book,” 2017, accessed 11-April-2020. [Online]. Available: datatoolbox.uw.edu
- [48] J. M. Lemos, *Controlo No Espaço De Estados*, 1st ed. IST PRESS, 2019.
- [49] A. Gmerek and E. Jezierski, “Admittance control of a 1-DoF robotic arm actuated by BLDC motor,” *2012 17th International Conference on Methods and Models in Automation and Robotics, MMAR 2012*, no. August, pp. 633–638, 2012.
- [50] K. Ogata, *Engenharia de Controle Moderno*, 5th ed. Pearson, 2011.
- [51] I. Lourtie, *Sinais e sistemas*. Escolar Editora, 2002.
- [52] P. Iglesias, “Pole placement using polynomial methods,” accessed 21-December-2020. [Online]. Available: <https://pages.jh.edu/piglesi1/Courses/454/Notes4.pdf>
- [53] L. N. Matheson, J. Verna, T. E. Dreisinger, S. Leggett, and J. Mayer, “Age and gender normative data for lift capacity,” *Work*, vol. 49, no. 2, pp. 257–269, 2014.
- [54] M. Pedley, *Tilt Sensing Using a Three-Axis Accelerometer*, 6th ed., Freescale Semiconductor, Inc., March 2013, application note.
- [55] G. Neves, “Lightweight locomotion assistant for people - Technical Report,” Tech. Rep., 2020, accessed 27-December-2020. [Online]. Available: https://drive.google.com/file/d/1ejZNiFQvWk5BZtg9TfmJOETJh-o_PnYe/view?usp=sharing
- [56] —, “goncalomneves/RoboticCane,” accessed 27-December-2020. [Online]. Available: <https://github.com/goncalomneves/RoboticCane>
- [57] —, “Vídeo Teste Utente 1,” 2020, accessed 27-December-2020. [Online]. Available: <https://drive.google.com/file/d/1QmBWWM5MSRqNg36NZA9FwmtnbZu6Yxn8/view>
- [58] —, “Vídeo Teste Utente 2,” 2020, accessed 27-December-2020. [Online]. Available: <https://drive.google.com/file/d/1xLrSxKJenKxxAfnWPIF9sGTVJBRhIGTK/view>

- [59] F. A. Barbieri and R. Vitório, *Locomotion and Posture in Older Adults: The Role of Aging and Movement Disorders*, 2017, accessed 28-October-2020. [Online]. Available: <https://link.springer.com/book/10.1007/978-3-319-48980-3>
- [60] M. Iosa, A. Fusco, G. Morone, and S. Paolucci, "Development and decline of upright gait stability," *Frontiers in Aging Neuroscience*, vol. 6, no. FEB, pp. 1–12, 2014.
- [61] P. Vadakkepat and D. Goswami, "Biped Locomotion: Stability, Analysis and Control," *International Journal on Smart Sensing and Intelligent Systems*, vol. 1, no. 1, pp. 187–207, 2008.



**Simulações para determinar o peso de
cada componente do controlador**

Tabela A.1: Resultados das simulações para determinar o peso de cada componente do controlador.

α	RMSE médio	RMSE da posição	RMSE do ângulo	Posição máxima [m]	Ângulo máximo [rad]
0	0.015707	0.008882	0.003415	9.532011	0.052993
0.03	0.015779	0.008863	0.003594	9.402004	0.052971
0.06	0.016002	0.008913	0.003889	9.269252	0.053091
0.09	0.016228	0.008923	0.004014	9.132649	0.053349
0.12	0.016499	0.008892	0.004137	8.991172	0.053765
0.15	0.016894	0.008901	0.004269	8.843928	0.055052
0.18	0.017461	0.008937	0.004474	8.690233	0.058808
0.21	0.018221	0.008942	0.004648	8.529725	0.062517
0.24	0.019345	0.008963	0.004792	8.362606	0.070138
0.27	0.021215	0.008941	0.004929	8.190505	0.078638
0.3	0.024722	0.008932	0.00484	8.019404	0.089523
0.33	0.031191	0.008941	0.004974	7.820856	0.103803
0.36	0.370858	0.008937	0.003647	11.46714	2.125994
0.39	42.34335	0.008951	2.804661	700.1207	350.3132
0.42	5353.333	0.008872	462.341	97944.8	50334.12
0.45	644331.6	0.008782	52196.35	12851722	6800468
0.48	66818318	0.008797	2754618	1.71×10^9	9.26×10^8
0.51	5.43×10^9	0.008819	3.61×10^8	1.8×10^{11}	7.44×10^{10}
0.54	6.56×10^{11}	0.008835	9.57×10^{10}	1.21×10^{13}	7.49×10^{12}
0.57	6.35×10^{13}	0.00862	3.56×10^{12}	1.99×10^{15}	1.23×10^{15}
0.6	4.76×10^{15}	0.008268	7.38×10^{14}	1.42×10^{17}	6.24×10^{16}
0.63	6.86×10^{17}	0.007788	4.84×10^{16}	2.03×10^{19}	1.37×10^{19}
0.66	6.57×10^{19}	0.007245	1.04×10^{19}	9.53×10^{20}	8.83×10^{20}
0.69	4.00×10^{21}	0.006434	6.60×10^{20}	2.15×10^{23}	5.01×10^{22}
0.72	4.89×10^{23}	0.006196	4.93×10^{21}	2.55×10^{25}	1.15×10^{25}
0.75	5.16×10^{25}	0.006231	4.21×10^{23}	2.61×10^{27}	1.35×10^{27}
0.78	4.08×10^{27}	0.005947	4.78×10^{26}	2.78×10^{29}	8.90×10^{28}
0.81	8.54×10^{29}	0.005831	1.63×10^{29}	1.72×10^{31}	1.15×10^{31}
0.84	9.95×10^{31}	0.005678	1.00×10^{31}	2.53×10^{33}	2.39×10^{33}
0.87	1.62×10^{34}	0.00558	2.59×10^{33}	9.04×10^{34}	3.22×10^{35}
0.9	1.61×10^{36}	0.005531	2.24×10^{35}	1.61×10^{37}	3.85×10^{37}
0.93	2.10×10^{38}	0.005188	3.80×10^{37}	2.44×10^{39}	4.14×10^{39}
0.96	1.24×10^{40}	0.005329	2.69×10^{39}	3.93×10^{41}	1.81×10^{41}
0.99	5.34×10^{44}	0.004791	9.28×10^{43}	3.36×10^{45}	1.16×10^{46}

B

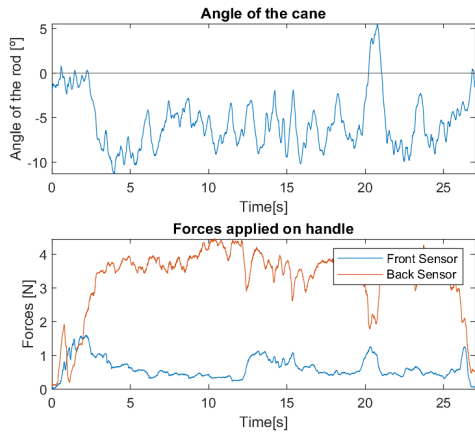
Dados do teste do protótipo em alumínio

B.1 Informações dos sujeitos de teste

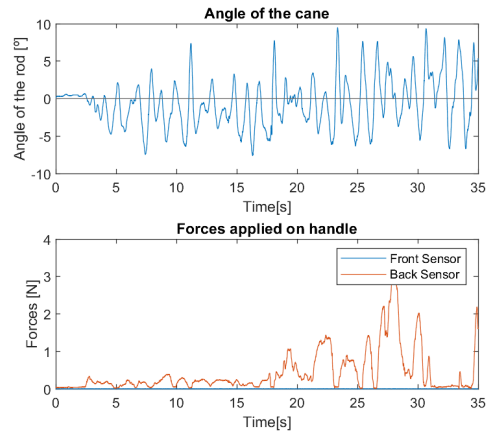
Tabela B.1: Informações dos utilizadores sem problemas de mobilidade dos testes realizados ao protótipo em alumínio.

Sujeito	Idade	Sexo	Altura [m]	Peso [kg]
1	23	Masculino	1.78	70
2	42	Feminino	1.65	60
3	66	Feminino	1.62	61
4	17	Feminino	1.72	54
5	42	Masculino	1.80	74
6	88	Feminino	1.45	80
7	66	Masculino	1.68	80

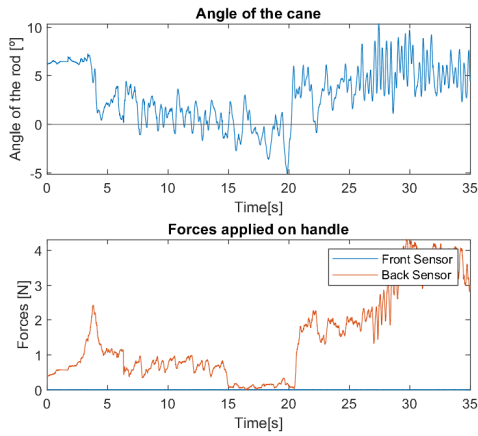
B.2 Resultados dos testes



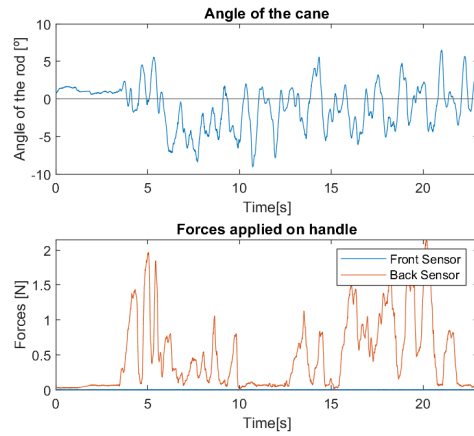
(a) Sujeito de teste 1.



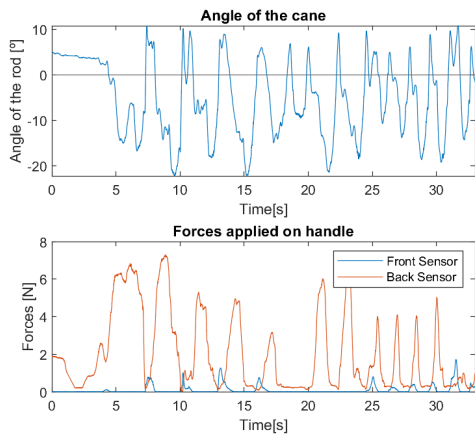
(b) Sujeito de teste 2.



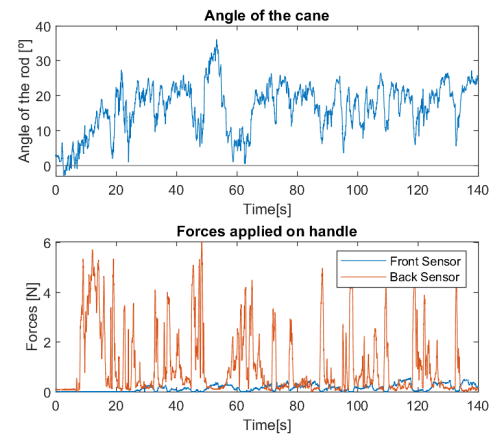
(c) Sujeito de teste 3.



(d) Sujeito de teste 4.

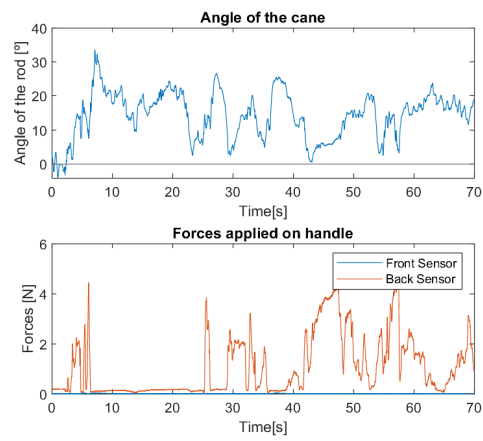


(e) Sujeito de teste 5.



(f) Sujeito de teste 6.

Figura B.1: Testes do protótipo em alumínio com utilizadores sem problemas de mobilidade (I).



(a) Sujeito de teste 7.

Figura B.2: Testes do protótipo em alumínio com utilizadores sem problemas de mobilidade (II).



Informações dos utentes com problemas de mobilidade

C.1 Utente 1

Idade: 87 anos

Sexo: Feminino

Patologia: Sofreu uma queda na via pública, em Outubro, que resultou em fractura trocantérica do fémur esquerdo. Foi submetida a cirurgia para colocação de cavilha trocantérica.

Observações: Já utilizou andarilho e canadianas. Avança agora para uma fase sem auxiliar de marcha.

C.2 Utente 2

Idade: 76 anos

Sexo: Feminino

Patologia: Diagnóstico de artrite reumatóide, com quadro de dor nas diferentes articulações, rigidez articular e tem períodos que apresenta dificuldade em se movimentar.

Observações: Utiliza bengalas tradicionais, mas tem tido problemas com a sua utilização, em que estas escorregam no passeio.