



Mauro Alexandre Vasques Ramires

Licenciado em Engenharia Electrotécnica e de Computadores

**Projeto dos controlos eletrónicos de
um veículo unipessoal de mobilidade
urbana**

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em
Engenharia Electrotécnica e de Computadores

Orientador: Doutor João Francisco Alves Martins,
Professor auxiliar, FCT-UNL

Co-orientador: Doutor Luís Miguel Pereira Pina

Júri:

Presidente: Prof. Doutor Pedro Miguel Ribeiro Pereira
Arguente: Prof. Doutor Yves Philippe Rybarczyk
Vogal: Prof. Doutor João Francisco Alves Martins

Copyright

Projeto dos controlos eletrónicos de um veículo unipessoal de mobilidade urbana

Copyright © Mauro Alexandre Vasques Ramires, FCT/UNL, UNL

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade Nova de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objetivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.

Agradecimentos

Em primeiro lugar agradeço aos meus orientadores Professor João Martins e Professor Luís Pina pelo apoio e disponibilidade, bem como todas as sugestões, conselhos e conhecimento transmitido que foi imprescindível para a conclusão deste trabalho.

Agradeço também a todos os professores e colaboradores que ao longo destes anos fizeram parte do meu dia-a-dia, e que tornaram possível concluir esta longa caminhada.

À "minha" empresa, Sotécnica, e em particular ao Eng.º José Filipe, Eng.ª Ana Mendes e Rui Lopes pela flexibilidade concedida que contribuiu para a conclusão deste trabalho.

Aos meus colegas e amigos que me acompanharam ao longo do curso, com especial agradecimento ao "Zeca" João Guerreiro e ao "Maluks" João Pires, e ao apoio da Sandra.

Agradeço também ao meu primo Hélio que foi muito importante na adaptação a uma nova realidade longe da família e dos amigos de sempre.

Um grande agradecimento também ao meu amigo Side J, por todas as experiências partilhadas na música, que funcionaram como escape ao stress.

Por último um agradecimento muito especial à minha família. À minha mãe pelo incondicional apoio e amor, e por ser um exemplo de garra e coragem que está sempre presente nos momentos mais difíceis. Ao meu pai por ser um exemplo de grandes valores, de seriedade e de lucidez. Ao meu irmão, por todos os momentos de descontração e alegria que dividimos ao longo destes anos. Agradeço ainda todo o esforço financeiro despendido para que fosse possível concluir os estudos.

Resumo

O crescente envelhecimento da população portuguesa conduzirá a grandes mudanças ao nível do sector da saúde. É necessário criar abordagens preventivas, para manter um nível aceitável de autonomia e mobilidade dos idosos e deficientes. Embora este seja um tema de crescente importância na nossa sociedade, tem-se verificado que as sucessivas medidas levadas a cabo nesta área não têm produzido modificações significativas no quadro existente.

Existe a necessidade de uma maior adaptação dos veículos elétricos unipessoais às barreiras arquitetónicas e naturais que se encontram nos meios urbanos, assim como torná-los mais baratos de maneira a serem adquiridos mais facilmente por todas as pessoas que tenham essa necessidade.

Nesta dissertação apresenta-se o estudo dinâmico e efetuada a implementação de um banco basculante que proporciona estabilidade e principalmente segurança ao utilizador. Foi também realizado o projeto e respetiva implementação de um sistema de gestão de baterias de uma cadeira de rodas elétrica, que faz a monitorização dos seus modos de funcionamento e carregamento. Estes sistemas foram completamente concluídos e testado o seu correto funcionamento tendo sempre em conta o critério do menor custo na implementação do protótipo que numa perspetiva de futura produção possa ser comercializado a baixo custo.

Palavras-chave: veículo elétrico, cadeira de rodas, baterias, motor linear.

Abstract

The increasing aging of the Portuguese population will result in major changes in the health sector level. It is necessary to create preventive approaches to maintain an acceptable level of autonomy and mobility of the elderly people. Although this is a subject that is becoming increasingly important in our society, it has been verified that the successive measures carried out in this field have not produced significant changes in the existing framework.

There is a need for further adaptation of single-person electric vehicles to natural and architectural barriers located in urban areas, as well as make them cheaper in order to be more easily acquired by people who have this need.

In this dissertation is presented the design and respective implementation of a battery management system, responsible for monitoring the operating modes and loading of the electric wheelchair batteries. It is also accomplished a dynamic study and performed the implementation of a tilting seat that aims to provide stability and above all security to the user. These systems were fully completed taking into account the criteria of the least expensive way to build a prototype, with the prospective of being commercialized at low cost.

Keywords: electric vehicle, electric wheelchair, batteries, linear motor.

Índice de matérias

1	Introdução	1
1.1	Origem e evolução dos veículos unipessoais.....	1
1.2	Motivação	2
1.3	Objetivos e contribuições	4
1.5	Estrutura da dissertação	5
2	Tecnologias utilizadas no projeto.....	7
2.1	Acelerómetros.....	7
2.1.1	As diferentes tecnologias dos acelerómetros	9
2.2	Baterias	11
2.2.1	Baterias de iões de lítio.....	11
2.2.2	Baterias de Hidretos metálicos – Níquel	12
2.2.3	Baterias Ácido-chumbo	12
2.2.4	SOC nas baterias.....	13
2.2.4.1	Método do ensaio da descarga.....	14
2.2.4.2	Metrologia Ah.....	14
2.2.4.3	Método de circuito aberto	15
3	Banco basculante.....	17
3.1	Descrição do funcionamento	17
3.1.1	Requisitos	19
3.2	Análise do Sistema	19
3.3	Modelação do sistema	22
3.3.1	Análise de forças	22
3.3.2	Análise dinâmica	24
3.4	Descrição do sistema	38
3.4.1	Tecnologias utilizadas	38
3.4.1.1	Microcontrolador	38
3.4.1.2	Acelerómetro	39

3.4.1.3 Motor linear	40
3.4.1.4 Comando.....	41
3.5 Controlador do banco basculante.....	42
3.5.1 Algoritmo de controlo	47
3.6 Implementação do controlador	48
3.6.1 Ensaios ao protótipo do controlador	49
3.6.1.1 Transição de um plano horizontal para um plano inclinado positivamente.....	49
3.6.1.2 Transição de um plano horizontal para um plano inclinado negativamente.....	50
4 Sistema de gestão de baterias	53
4.1 Requisitos	53
4.1.1 Funcionamento	54
4.1.1.1 Funcionamento modo <i>standard</i>	55
4.1.1.2 Funcionamento modo reserva.....	55
4.2 Tecnologias utilizadas	57
4.2.1 Carregador	57
4.2.2 Conversor DC-DC	57
4.2.3 Baterias 12V	58
4.3 Sistema de alimentação	59
4.3.1 Esquema geral.....	59
4.3.2 Inicialização do sistema.....	60
4.3.3 Alimentação dos subsistemas	60
4.3.4 Ligações do carregador.....	61
4.3.5 Modos de funcionamento das baterias.....	62
4.3.6 Módulo de saída.....	63
4.3.7 Protótipo do sistema de gestão de baterias	64
4.4 Ensaios.....	65
5 Conclusões e trabalhos futuros.....	67

Índice de figuras

Figura 1 – Primeiras de rodas criadas.	1
Figura 2 – Vários modelos de cadeiras de rodas existentes atualmente.....	2
Figura 3 – Previsão da evolução da população jovem e idosa em Portugal [3].	3
Figura 4 – Representação do método de calibração mecânica do acelerómetro [10].....	8
Figura 5 – Sistema de medição do acelerómetro piezoelétrico [11].	9
Figura 6 - Sistema de medição do acelerómetro piezoresistivo [12].....	10
Figura 7 – Sistema de medição do acelerómetro capacitivo [14].....	11
Figura 8 – Representação de bateria de Ácido chumbo e seus componentes [15].....	13
Figura 9 – Curvas da tensão para diferentes taxas de descarga [19].	14
Figura 10 – Esquema da cadeira de rodas e do acionamento do banco basculante.....	17
Figura 11 – Representação das medidas e ângulos presentes no banco basculante.	18
Figura 12 – Utilizador sentado no banco basculante.....	19
Figura 13 – Representação do banco basculante na posição vertical.	20
Figura 14 – Extensão máxima do motor linear.	21
Figura 15 – Extensão mínima do motor linear.	21
Figura 16 – Representação das forças envolvidas no utilizador.....	22
Figura 17 – Representação da primeira equação do sistema no Simulink®.	24
Figura 18 – Representação de todo sistema no Simulink®.	25
Figura 19 – Resposta do sistema a um degrau de aceleração.....	25
Figura 20 – Representação em torno do eixo quando não há limites.	26
Figura 21 – Modelo completo representativo do banco basculante.	26
Figura 22 - Representação do controlador histerético.....	27
Figura 23 – Cadeira com aceleração positiva num plano horizontal.....	28
Figura 24 – Aceleração positiva num plano horizontal.....	28
Figura 25 – Cadeira com aceleração nula num plano inclinado positivamente.	29
Figura 26 – Velocidade constante num plano inclinado positivamente.	29
Figura 27 – Cadeira com aceleração negativa num plano horizontal.....	30
Figura 28 – Aceleração negativa num plano horizontal.....	30
Figura 29 – Cadeira com aceleração nula num plano inclinado negativamente.	31
Figura 30 - Velocidade constante num plano inclinado negativamente.....	31
Figura 31 – Cadeira com aceleração negativa num plano inclinado negativamente.....	32
Figura 32 – Aceleração positiva num plano inclinado negativamente.....	32
Figura 33 – Cadeira com aceleração negativa num plano inclinado positivamente.....	33
Figura 34 - Aceleração positiva num plano inclinado negativamente.	33
Figura 35 – Cadeira com aceleração positiva num plano inclinado positivamente.....	34

Figura 36 - Aceleração positiva num plano inclinado positivamente.	34
Figura 37 – Cadeira com aceleração negativa num plano inclinado negativamente.....	35
Figura 38 - Aceleração negativa num plano inclinado negativamente.....	35
Figura 39 – Percurso percorrido pela cadeira de rodas sem acionamento do banco basculante. 36	
Figura 40 – Percurso percorrido pela cadeira de rodas durante 5 minutos.....	37
Figura 41 – Esquema genérico das comunicações com o Micro Controlador.	38
Figura 42 – Arduino Uno [21].....	39
Figura 43 – Acelerómetro ADXL345.	39
Figura 44 – Esquema de comunicações I2C, baseado em [23].	40
Figura 45 – Motor linear	41
Figura 46 – Componentes utilizados na implementação do comando.	42
Figura 47 – Montagem do acelerómetro e do arduino com comunicação I2C.....	42
Figura 48 – Seno do ângulo medido no acelerómetro.....	43
Figura 49 – Seno do ângulo medido pelo acelerómetro e seno teórico.....	43
Figura 50 – Valores medidos no acelerómetro antes e depois da calibração.	45
Figura 51 – Valores medidos no acelerómetro no momento da calibração e após 3 meses.....	46
Figura 52 – Valores medidos no acelerómetro no momento da calibração e após 6 meses.....	46
Figura 53 – Fluxograma do funcionamento do controlo do banco basculante.....	47
Figura 54 – Esquema representativo do circuito de controlo do banco basculante.....	48
Figura 55 – Circuito de controlo do banco basculante.....	49
Figura 56 – Ensaio do controlo do banco basculante no plano inclinado positivamente.....	50
Figura 57 – Ensaio do controlo do banco basculante no plano inclinado negativamente	51
Figura 58 – Fluxograma representativo de comunicação entre utilizador e sistemas.	53
Figura 59 – Comandos de interface com o utilizador.	54
Figura 60 – Controlo do modo Reserva.	55
Figura 61 – Fluxograma do modo funcionamento.	56
Figura 62 – Carregador de baterias Ultimate Speed.....	57
Figura 63 – Conversor DC/DC – LM25965.....	58
Figura 64 – Bateria de Ácido-chumbo de 12V.....	58
Figura 65 – Esquema geral do circuito de gestão de baterias.	59
Figura 66 – Esquema de inicialização e seleção de modos de funcionamento.	60
Figura 67 – Representação do sistema de alimentação do circuito.....	61
Figura 68 – Esquema de inicialização e seleção de modos de funcionamento.	62
Figura 69 – Módulo de alteração do modo de funcionamento das baterias.....	63
Figura 70 – Módulo de saída do sistema de gestão de baterias.....	63
Figura 71 – Implementação do controlador eletrónico.	64
Figura 72 – Protótipo da cadeira de rodas.....	65

Índice de tabelas

Tabela 1 – Tabela comparativa de características de alguns tipos de baterias [16].	13
Tabela 2 – Valores mínimos e máximos das variáveis da situação 1.....	28
Tabela 3 - Valores mínimos e máximos das variáveis da situação 2.	29
Tabela 4 - Valores mínimos e máximos das variáveis da situação 3.	30
Tabela 5 - Valores mínimos e máximos das variáveis da situação 4.	31
Tabela 6 - Valores mínimos e máximos das variáveis da situação 5.	32
Tabela 7 - Valores mínimos e máximos das variáveis da situação 6.	33
Tabela 8 - Valores mínimos e máximos das variáveis da situação 7.	34
Tabela 9 - Valores mínimos e máximos das variáveis da situação 8.	35
Tabela 10 – Descrição dos bits usados no protocolo de comunicação I2C.....	40
Tabela 11 – Os modos selecionáveis no sistema de gestão de baterias.....	59
Tabela 12 – Estado dos relés nos 4 modos de funcionamento do sistema de gestão de baterias.	64
Tabela 13 – Valores reais medidos no sistema de gestão de baterias.	65

Lista de Acrónimos

MEMS – Microelectromechanical Systems

PWM – Pulse Width modulation

SCL – Serial Clock

SDA – Serial Data Line

SOC – State of charge

1 Introdução

Neste capítulo introdutório é feito um enquadramento histórico e social sobre os fatores principais que levaram ao aparecimento dos veículos unipessoais de mobilidade urbana. São descritas as motivações que levaram à realização deste trabalho, definidos os principais objetivos e apresentadas as contribuições. Finalmente descreve-se a estrutura da dissertação.

1.1 Origem e evolução dos veículos unipessoais

Ao longo da evolução do homem tem surgido a necessidade de movimentar pessoas acidentadas ou doentes de maneira mais fácil do que sustentadas apenas pela força humana. Surgiram instrumentos para ajudar na locomoção destas pessoas, como por exemplo, a maca e a cadeira de rodas. Remontam ao século XII, algumas ilustrações de cadeiras de rodas presentes no *Disability Museum*¹. Mas só em 1595, surge o primeiro destaque de um veículo unipessoal, usado pelo rei D. Filipe II² de Espanha. Foi criada uma cadeira de rodas para atender a todas as necessidades de mobilidade exigidas pelo rei. O veículo tinha engenhos de inclinação, de maneira a permitir o repouso do rei, como ilustrado na primeira imagem da figura 1

Em 1655, Stephen Farfler³, criou a sua própria cadeira de rodas, acionada manualmente, não necessitando de ajuda de uma segunda pessoa, como está ilustrado na segunda imagem da figura 1. Durante os séculos XVII e XVIII, não houve uma produção constante de cadeiras de rodas. Eram produzidas apenas por encomenda com características muito específicas, para famílias ricas, com essa necessidade em membros da família. Com o passar do tempo surgiram modelos cada vez mais aperfeiçoados tanto na mobilidade, como na diminuição do peso e no conforto, como está visível nas duas últimas imagens da figura 1.

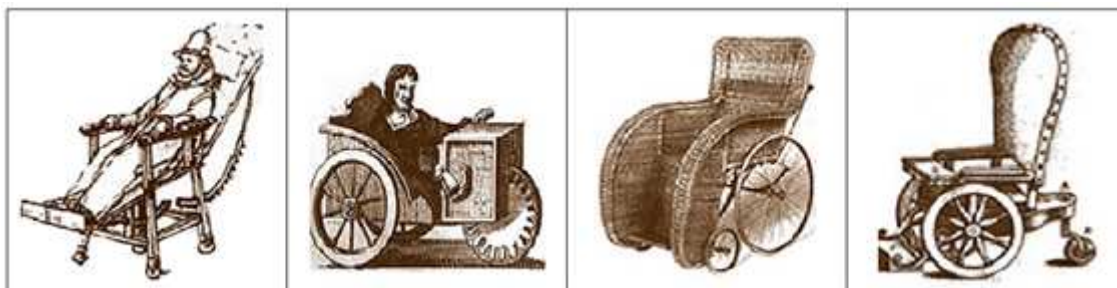


Figura 1 – Primeiras de rodas criadas.

¹ Localizado em Nova Iorque, aberto desde 1998, este museu apresenta exposições relacionadas com a história de pessoas com deficiência desde os tempos medievais até ao presente.

² Rei de Espanha e de Portugal como D. Filipe I, nasceu em 1527 e faleceu em 1598.

³ Relojeiro alemão que era paraplégico, nasceu em 1633 e faleceu em 1689.

No ano de 1933, o engenheiro H.C. Jennings⁴ construiu pela primeira vez uma cadeira de rodas dobrável, com o intuito de ser mais flexível e poder ser levada num automóvel. Com o avanço industrial e com o aparecimento de matérias-primas mais moldáveis e leves, associado a uma maior procura por parte da população, levou a um aparecimento em massa de novos modelos de diversas marcas, desde as manuais e dobráveis, até as monitorizadas.

Hoje em dia surgem cada vez mais cadeiras de rodas com características especiais, tais como as cadeiras de rodas especialmente fabricadas para o desporto que possuem adaptações principalmente ao nível das rodas, peso e ergonomia, tornando-as mais ágeis e seguras. Além das cadeiras de rodas para desporto, existem ainda modelos para todos os gostos e necessidades. Há cadeiras de rodas de diversas velocidades, diferente conforto, para todos os terrenos e superação de obstáculos, e conseqüentemente de variados preços.



Figura 2 – Vários modelos de cadeiras de rodas existentes atualmente.

1.2 Motivação

Portugal está a passar por uma rápida mudança populacional, caracterizando-se esta por um aumento acentuado da população idosa. Estas mudanças conduzirão a fortes implicações e conseqüências ao nível do sector da saúde. Dois temas de grande importância são a mobilidade e autonomia dos idosos, sendo necessário criar abordagens preventivas, curativas e de continuidade de cuidados [1].

Segundo [2], cerca de 80% da população portuguesa será dependente e envelhecida no ano 2050. Uma tendência que acompanha a quebra da taxa de natalidade que se tem verificado desde 1990. Com a quebra da população mais jovem, estima-se que em 2030 cerca de 60% do total dos portugueses vão ter mais de 40 anos de idade. Assim, cada vez mais é necessária uma massificação de meios a baixo custo para combater a falta de autonomia e mobilidade que tende a aumentar com o aumento da população envelhecida.

⁴ Engenheiro mecânico norte-americano, nasceu em 1898 e faleceu em 1971.

Na figura 3, pode ver-se uma previsão da evolução de idades da população portuguesa entre 1990 e 2020, que mostra o progressivo aumento da população idosa e diminuição da população jovem.

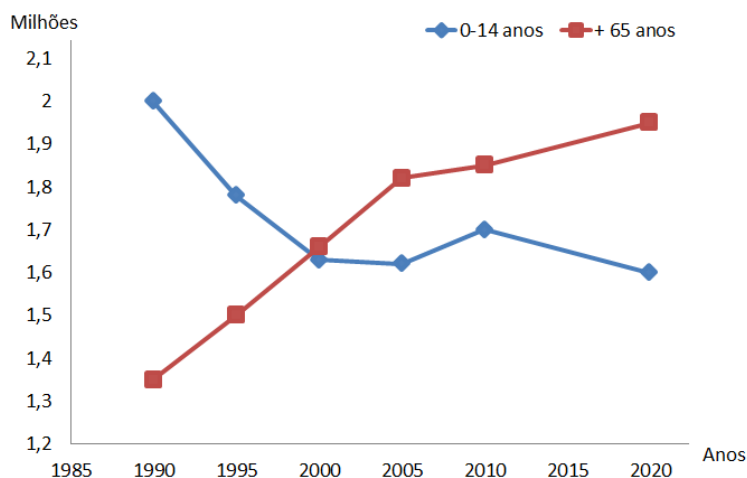


Figura 3 – Previsão da evolução da população jovem e idosa em Portugal [3].

Pode definir-se acessibilidade como a capacidade do meio proporcionar a todos uma igual oportunidade de uso de um espaço, de uma forma direta, imediata, permanente e o mais autónoma possível [4].

Segundo [4], a promoção da acessibilidade constitui uma condição essencial para o pleno exercício dos direitos de cidadania consagrados na constituição portuguesa, como o direito à Qualidade de Vida, à Liberdade de Expressão e Associação, à Informação, à Dignidade Social e à Capacidade Civil, bem como à Igualdade de Oportunidades no acesso à Educação, à Saúde, à Habitação, ao Lazer e Tempo Livre e ao Trabalho.

Embora exista uma maior consciencialização para este tema ainda existem nos meios urbanos muitas instalações que não garantem as condições mínimas de acessibilidade.

É necessário aumentar a adaptação dos veículos elétricos unipessoais às barreiras arquitetónicas e naturais que se encontram nos meios urbanos. Uma das maiores desvantagens associada às cadeiras de rodas elétricas é o seu elevado preço, o que as torna inacessíveis à maioria dos pacientes [5]. De acordo com estas evidências a principal motivação desta dissertação é tentar contribuir com soluções tecnológicas a preço económico que possibilitem a adaptação dos veículos unipessoais às barreiras arquitetónicas em meios urbanos.

1.3 Objetivos e contribuições

O objetivo principal deste trabalho é desenvolver o primeiro protótipo funcional de uma cadeira de rodas elétrica que deverá, em versões subsequentes, ter a capacidade de superar as barreiras arquitetônicas em meio urbano.

O desenvolvimento deste protótipo foi subdividido em vários componentes que serão abordados em vários trabalhos:

- 1 - Estrutura da cadeira;
- 2 - Sistema de gestão das baterias;
- 3 - Sistema de controlo do banco basculante;
- 4 - Sistema de comando;
- 5 - Sistema de acionamento dos motores.

O presente trabalho irá focar-se nos sistemas de gestão das baterias e de controlo do banco basculante.

O desenvolvimento do protótipo de sistema de controlo que será aplicado ao banco basculante da cadeira de rodas, tendo como objetivo ser capaz de atender às necessidades de segurança, estabilidade e conforto do passageiro durante um percurso urbano com desníveis e barreiras físicas.

O desenvolvimento do sistema de gestão das baterias passa por definir as suas características de funcionamento e carregamento, com base nas necessidades energéticas previstas pela cadeira de rodas. Além disso, está prevista a implementação de um sistema de monitorização de carga das baterias que envie um alerta ao utilizador quando a bateria deve ser recarregada, tendo sempre em conta a sua segurança.

O banco basculante é o tema que tem uma análise teórica mais aprofunda de maneira a serem analisadas todas as dinâmicas envolvidas enquanto o sistema de gestão de baterias incide mais sobre a implementação do sistema.

Foi feita a análise dinâmica e de forças do sistema de banco basculante. Desenvolveu-se um sistema de controlo que utiliza o arduino Uno e o acelerómetro ADXL345.

Foi projetado um circuito de gestão das baterias de maneira a abranger todas as necessidades dos sistemas presentes na cadeira de rodas.

1.5 Estrutura da dissertação

Neste capítulo introdutório é feito um enquadramento histórico e social sobre os fatores principais que levaram ao aparecimento dos veículos unipessoais de mobilidade urbana, e quais os principais marcos nesse processo evolutivo desde os modelos mais primitivos até aos que existem atualmente.

No segundo capítulo analisam-se os acelerómetros e descrevem-se as várias tecnologias existentes, assim como as suas vantagens e desvantagens.

Faz-se também a introdução teórica das baterias associadas à estimação do State of Charge (SOC), que se pode definir como a percentagem de carga disponível em relação à capacidade total. São descritos vários métodos usados na estimação do SOC.

No terceiro capítulo, faz-se a análise de forças e dinâmica do banco basculante, assim como as simulações do sistema. Além disso, são descritos os detalhes de implementação tendo em conta as tecnologias que lhe são inerentes.

No capítulo do Sistema de gestão de baterias, faz-se a análise das necessidades do sistema e descreve-se a implementação que foi realizada, assim como as decisões tomadas até ser obtida a sua versão final.

No último capítulo faz-se um balanço geral sobre todos os temas abordados ao longo da dissertação de modo a tirar conclusões sobre o trabalho desenvolvido e estabelecer melhorias que podem ser implementadas futuramente.

2 Tecnologias utilizadas no projeto

Existem diferentes tipos de cadeiras de rodas elétricas e diferentes tipos de tecnologia associada. De modo geral as cadeiras de rodas elétricas podem ser classificadas em:

- Cadeiras de rodas elétricas standard – é uma variação das cadeiras de rodas manuais, porque utilizam motores elétricos alimentados a baterias recarregáveis, o utilizador pode manobrá-la facilmente com a ajuda de comandos presentes nos encostos dos braços. São ideais para paraplégicos que são incapazes de utilizar as cadeiras de rodas manuais
- Cadeiras de rodas elétricas pediátricas – são projetadas para jovens paraplégicos. São feitas de metal resistente que suporta o bem o desgaste. São um transporte rápido, são leves e compactas e têm como principal característica a adaptação ao crescimento dos jovens usuários.
- Cadeiras de rodas elétricas de alto desempenho – Estas são projetadas para utilizadores muito ativos. São personalizadas de maneira a atender aos requisitos funcionais dos utilizadores. Possuem vários ângulos e tamanhos de rodas de maneira a promover uma melhor condução, tendo ainda distância entre os eixos ajustável, encostos reguláveis, suporte de pés articulado, entre outras funções.

Neste capítulo faz-se o enquadramento das tecnologias recentemente utilizadas no desenvolvimento de cadeiras de rodas, bem como dos sistemas de controlo que lhes estão associados. O foco principal incide nos acelerómetros que são um componente cada vez mais relevante nos veículos, assim como as baterias e o sistema de gestão associado.

2.1 Acelerómetros

Com a crescente procura das indústrias automóveis na década de 1980 foram desenvolvidos sensores de aceleração em circuito integrado. Uns dos principais fabricantes da última década foram a Motorola⁵ e a Analog Devices⁶ que têm famílias de acelerómetros de silício.

Um grande avanço foi conseguir-se criar uma ligação de silício por fusão, o que permite a ligação de duas wafers⁷ mas preservando a estrutura cristalina do silício, isso permite a criação

⁵ Empresa dos Estados Unidos, inaugurada em 1928 e é especializada em eletrónica e telecomunicações.

⁶ Empresa criada em Cambridge no ano de 1965 é especializada na indústria dos semicondutores.

⁷ É uma fina fatia de material semicondutor, assim como o cristal de silício, na qual são construídos microcircuitos. São importantes para a construção de dispositivos semicondutores e circuitos integrados.

de uma estrutura complexa tridimensional sem introduzir descontinuidades mecânicas e sendo imune à expansão e compressão térmicas. Esta capacidade de estruturação permite o acelerómetro agregar uma massa sísmica numa cavidade selada com uma tampa. Assim, pode controlar-se o espaço entre a massa sísmica e as paredes da cavidade com a utilização o ar na cavidade selada, funcionando este, como um fluido de amortecimento viscoso para amortecer as movimentações da massa sísmica [6].

A ligação de silício por fusão também oferece resposta a outra limitação que existia: A resistência ao choque. Apesar da resistência e flexibilidade quando há um choque o acelerómetro pode partir as molas, se o movimento da massa não for limitado. Este tipo de tecnologia permite a colocação de para-choques possibilitando um aumento de resistência [7].

Todos estes avanços tecnológicos contribuíram para o aparecimento de acelerómetros pertencentes à família MEMS (*Microelectromechanical systems*), que são dispositivos com partes fixas ou móveis com dimensões à escala dos micrómetros. Assim, estes acelerómetros tipicamente possuem partes móveis que possibilitam a medição da aceleração que pode ser obtida segundo uma, duas ou três direções.

Os airbags utilizados na indústria automóvel, os circuitos de deteção de terremotos, sistemas de cuidados de saúde, computadores portáteis, tablets e câmaras digitais são as tecnologias onde existe maior aplicação de acelerómetros da família MEMS [8]. Este tipo de acelerómetro tem diversas vantagens sobre os acelerómetros convencionais, pois é mais leve, mais pequeno e mais barato [9].

Os acelerómetros são calibrados em fábrica para um nível de precisão compatível com a maioria das suas aplicações. Para aplicações mais específicas onde o nível de precisão necessita ser maior, este pode ser calibrado pelo utilizador.

O método de calibração mecânica (movendo o dispositivo em várias posições) permite definir os limites dos vários eixos coordenados colocando o acelerómetro nas 6 posições do bloco como está exemplificado na figura 4, cobrindo assim os extremos de todos os eixos.

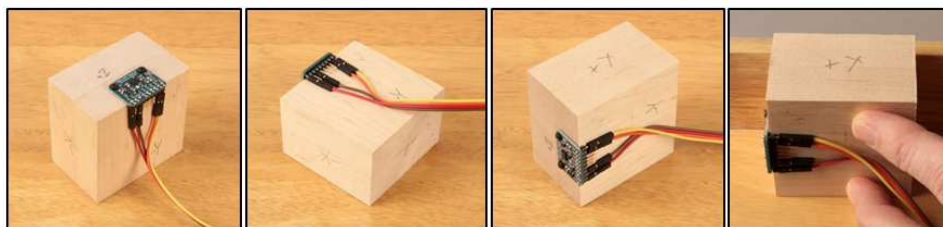


Figura 4 – Representação do método de calibração mecânica do acelerómetro [10].

2.1.1 As diferentes tecnologias dos acelerómetros

Existem diversos tipos de acelerómetros MEMS. Os mais utilizados são os acelerómetros piezoresistivos, piezoelétricos e os capacitivos.

2.1.1.1 Acelerómetros piezoelétricos

Os cristais piezoelétricos são cristais sintéticos ou naturais que produzem carga quando são comprimidos ou sofrem alguma flexão. Nos acelerómetros piezoelétricos o cristal piezoelétrico está ligado à estrutura de maneira a sofrer compressão ou flexão quando existem movimentações da massa sísmica. Desta maneira, quando o corpo é sujeito a uma vibração, a massa obedece às leis da inércia e o cristal fica submetido a essas forças, gerando cargas. Estas forças são proporcionais à aceleração de acordo com a Segunda Lei de Newton.

Na figura 5, apresenta-se uma ilustração de sistema de medição do acelerómetro piezoelétrico, onde se pode ver o elemento piezoelétrico, que quando é comprimido pela aceleração da massa sísmica, cria uma tensão aos terminais de saída que é proporcional à aceleração sentida pelo sensor.

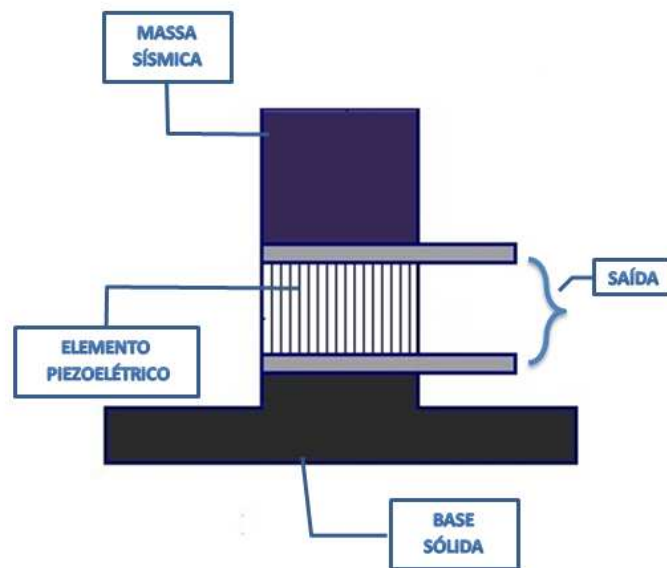


Figura 5 – Sistema de medição do acelerómetro piezoelétrico [11].

2.1.1.2 Acelerómetros piezoresistivos

Os acelerómetros piezoresistivos podem ser comparáveis aos piezoelétricos, mas nos piezoresistivos, existe um elemento piezoresistivos que vai sofrer alteração da resistência de

acordo com a força exercida na massa sísmica. Esta alteração será detetada por uma ponte wheatstone. Estes acelerómetros têm a vantagem de conseguir medir acelerações até aos 0Hz.

Na figura 6, é possível ver como é constituído este sensor piezoresistivos, tendo como principais componentes a massa sísmica e o sensor de resistência colocados na cavidade selada do acelerómetro.

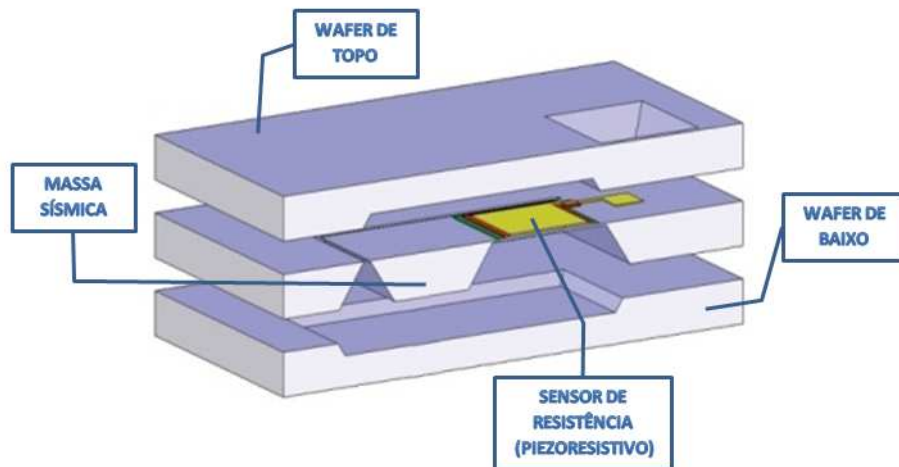


Figura 6 - Sistema de medição do acelerómetro piezoresistivo [12].

2.1.1.3 Acelerómetros capacitivos

Os acelerómetros capacitivos têm como elementos principais condensadores. Os condensadores são componentes elétricos que têm a capacidade de armazenar cargas. Os condensadores são na maioria das vezes formados dispondo duas placas paralelas uma à outra, entre as quais se encontra o dielétrico, material não condutor, que neste caso é o ar. Ao submeter as placas a uma determinada diferença de potencial verifica-se acumulação de carga positiva numa placa enquanto a outra fica com carga negativa. Estas grandezas podem ser relacionadas da seguinte forma, $Q = C.V$, onde C é capacidade de armazenamento dada por:

$$C = \varepsilon \frac{A}{d}, \quad (1)$$

sendo ε uma constante que depende do material entre as placas, A a área das placas e d a distância entre elas [13].

Os acelerómetros capacitivos têm pratos fixos e pratos móveis. Esses pratos em conjunto formam condensadores que estão configurados em divisores de capacidade. Neste tipo de sensores a massa sísmica não é um bloco compacto, mas sim uma serie de pratos que estão estruturados como se fossem "dedos entrelaçados".

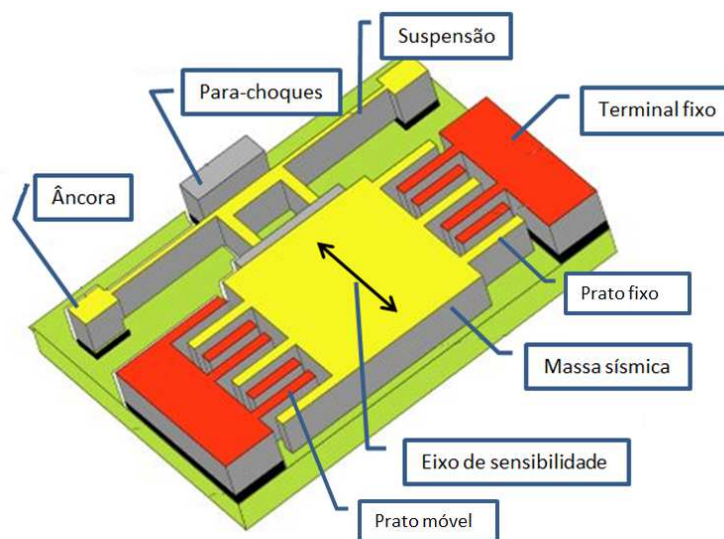


Figura 7 – Sistema de medição do acelerómetro capacitivo [14].

Quando há movimentação da massa sísmica a distancia d varia alterando a capacidade, que é insensível à temperatura, e assim calcula-se a aceleração. Este método permite medir a aceleração no plano do circuito integrado, ao contrário de outros dispositivos que medem no plano normal ao plano do circuito integrado [6].

Os acelerómetros descritos permitem obter os mesmos resultados, o que os diferencia é o preço. Os capacitivos têm um preço mais baixo do que os piezoelétricos e piezoresistivos.

2.2 Baterias

As baterias são parte integrante do sistema de gestão de baterias. Nesta secção faz-se uma análise a alguns tipos de baterias de maneira a serem conhecidas as suas principais características.

2.2.1 Baterias de iões de lítio

Os eléctrodos de uma bateria de iões de lítio são feitos de lítio e carbono leve. Sendo o lítio um elemento altamente reativo é possível armazenar bastante energia nas suas ligações atómicas. Assim, é possível armazenar uma grande quantidade de energia em baterias pequenas e leves: por exemplo, na bateria de hidreto metálico de níquel para armazenarmos uma determinada

quantidade de energia, teríamos baterias com o tamanho e peso duas ou até mesmo três vezes maiores que as baterias de íões de lítio.

2.2.2 Baterias de Hidretos metálicos – Níquel

As baterias Recarregáveis de Hidreto Metálico de Níquel (NiMH) são uma mistura complexa de produtos químicos e materiais não perigosos, fornecendo energia armazenável. A tecnologia NiMH utiliza ligas que absorvem hidrogénio. Estas baterias possuem grande capacidade e tempo de vida.

2.2.3 Baterias Ácido-chumbo

Como está representado na figura 8, a bateria de ácido-chumbo é formada por um determinado número de células. Cada célula possui dois grupos de placas de chumbo, um deles é o terminal positivo e o outro o negativo. As placas são intercaladas de modo a que haja uma placa positiva e uma negativa alternadamente. As placas são separadas por um elemento isolante denominado separador, evitando assim curto-circuitos que destruiriam a bateria. A placa positiva é tratada quimicamente para formar peróxido de chumbo e a placa negativa é chumbo poroso e esponjoso. As placas estão imersas numa solução de ácido sulfúrico e água. A tensão de cada célula costuma ser ligeiramente superior a 2V, deste modo as baterias de 12V são formadas por 6 células conectadas em série.

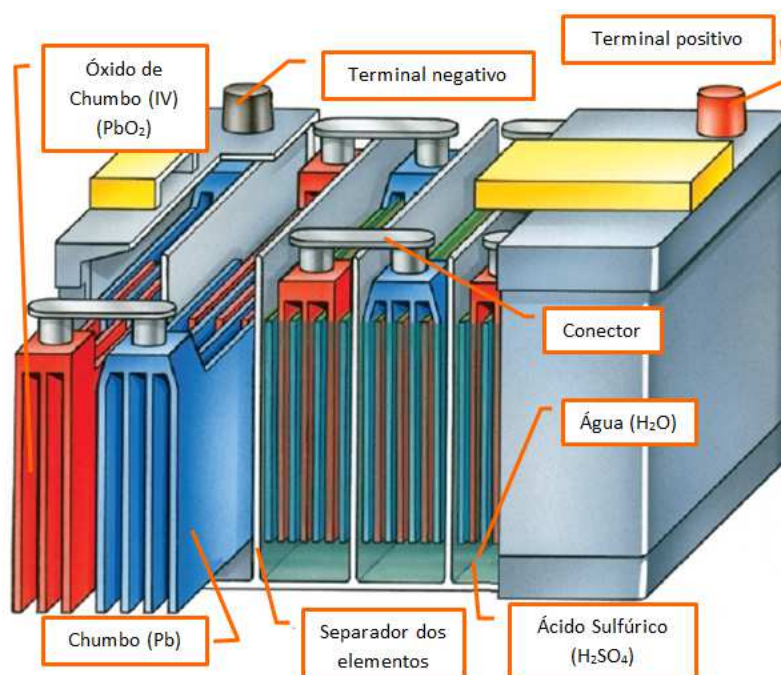


Figura 8 – Representação de bateria de Ácido chumbo e seus componentes [15].

Na tabela 1, estão comparadas algumas das características das baterias de ácido-chumbo, íões de lítio e Hidretos metálicos-Níquel.

Tabela 1 – Tabela comparativa de características de alguns tipos de baterias [16].

Baterias	Ácido-Chumbo	Íões de lítio	Hidretos metálicos-Níquel
Custo	Baixo	Alto	Alto
Fiabilidade	Alta	Alta	Alta
Tempo de vida	Alto	Muito alto	Alto
Tolerância a sobrecargas	Alta	Alta	Média
Tempo de carregamento	Alto	Alto	Baixo
Peso e volume	Alto	Baixo	Alto

Como se verifica pela tabela 1, uma das principais vantagens da bateria ácido-chumbo é o baixo custo, que é um dos requisitos principais deste trabalho. A bateria ácido-chumbo apresenta uma ótima relação preço-qualidade, assim será a bateria utilizada neste projeto.

2.2.4 SOC nas baterias

As baterias são um equipamento fundamental em veículos elétricos. A estimação da autonomia é um dos aspetos mais importantes [17]. Os métodos existentes para estimar da autonomia conduzem a um erro médio de cerca de 10% porque a tensão nos terminais da bateria não possuiu uma relação linear com a autonomia, uma vez que a autonomia depende, entre outros fatores, do estado das placas das baterias, da concentração ácida do eletrólito, do histórico de regime de trabalho da bateria, da temperatura e das correntes de carga/descarga [18].

O SOC é a razão entre a capacidade restante (Q_R) e a capacidade total (Q_T) da bateria:

$$SOC = \frac{Q_R}{Q_0} \quad (2)$$

A capacidade de carga e descarga de uma bateria é influenciada por vários fatores, sendo alguns dos principais, a temperatura, a auto-descarga e o ciclo de vida. Assim, estes fatores devem ser considerados no SOC. Existem múltiplos métodos para ser estimado o SOC, dos quais se apresentam alguns dos mais comuns de seguida [17].

2.2.4.1 Método do ensaio da descarga

Neste método as baterias são desligadas do circuito e em laboratório usam-se cargas constantes de maneira a obter correntes constantes para descarregar a bateria até esta ficar sem carga. Deste modo, é possível medir valores e traçar um gráfico como está representado na figura 9. Este método é fácil e preciso para manutenção de baterias em laboratório mas não é o mais adequado e preciso para prever o SOC em situações reais, uma vez que a corrente na maioria das aplicações onde são usadas baterias não se mantem sempre constante [17].

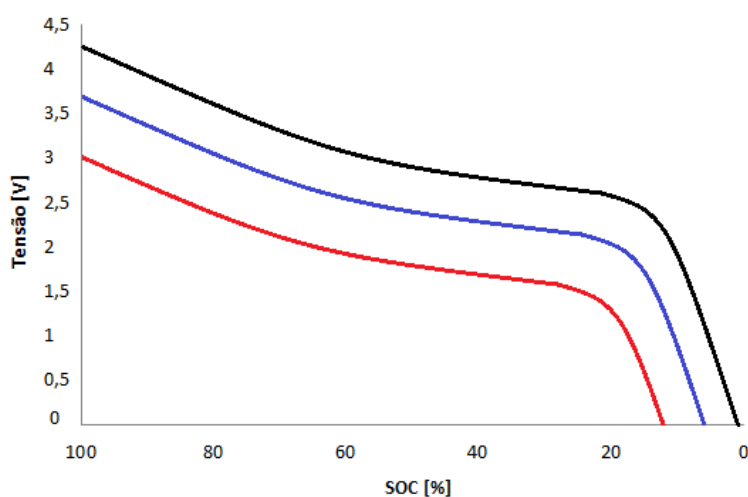


Figura 9 – Curvas da tensão para diferentes taxas de descarga [19].

2.2.4.2 Metrologia Ah

Este é o método mais comum na estimação do SOC. Se o estado inicial de carga é SOC_0 , então:

$$SOC = SOC_0 - \frac{1}{Q_0} \int_0^t \eta I d\tau. \quad (3)$$

Na fórmula, Q_0 é a capacidade nominal da bateria, I é a corrente e o η é a eficiência de carregamento e descarregamento. Este método pode ser usado para todos os tipos de baterias de veículos elétricos. Este método é simples, fácil mas pode ter vários problemas:

- Podem existir imprecisões na medição da corrente o que a longo prazo causa um erro mais significativo quando existe acumulação de pequenos erros;
- A eficiência de carregamento e descarregamento, η , é calculada através de fórmulas empíricas que podem associar erro à estimação;
- Com alta temperatura existem grandes flutuações de corrente, o que faz aumentar drasticamente os erros de previsão do SOC [17].

2.2.4.3 Método de circuito aberto

Através da detecção de tensão em circuito aberto, pode-se obter a capacidade restante na bateria. Ensaando a bateria é possível saber qual é a sua capacidade restante através da comparação com ensaios já realizados. Este método é adequado para a estimativa do SOC quando as baterias estão em vazio. A desvantagem deste método é não funcionar quando a bateria está em carga, porque as flutuações na corrente provocam flutuações na tensão o que pode associar erros muito significativos à estimação [17].

Tendo em conta que este método vazio proporciona uma estimativa da carga de modo relativamente simples, este método é o escolhido para integrar o sistema implementado.

3 Banco basculante

Neste capítulo definem-se os requisitos do sistema, faz-se a análise de forças e dinâmica do banco basculante, assim como as simulações e implementação do sistema. Além disso, são descritos os detalhes de implementação tendo em conta as tecnologias utilizadas. Por fim faz-se o ensaio prático ao sistema de modo a verificar se o seu funcionamento e tirar conclusões

3.1 Descrição do funcionamento

De acordo com a terapia ocupacional [20], para se escolher uma cadeira de rodas que garanta conforto é necessário avaliar o utilizador no seu contexto funcional, sempre tendo em conta que a posição de sentado apresenta princípios ergonómicos importantes a seguir. Além disso, uma cadeira que permita realizar movimento basculante, permite um maior conforto e relaxamento muscular, estabilidade e equilíbrio, bem como, um importante impacto na prevenção de situações de insegurança.

O banco é um elemento que deve proporcionar conforto e estabilidade. Neste projeto onde se pretende superar barreiras arquitetónicas que podem possuir grandes desníveis, o banco deve proporcionar estabilidade e principalmente segurança ao utilizador, de maneira a manter sempre a cadeira em equilíbrio e anular as forças que aplicadas no utilizador podem causar desconforto ou situações de perigo.

A seguinte imagem mostra a estrutura desejada para o protótipo assim como o mecanismo de acionamento do banco basculante.

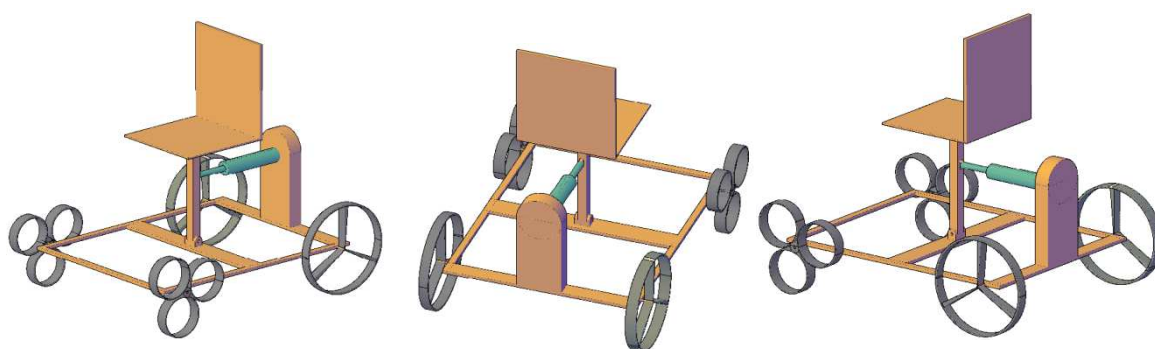


Figura 10 – Esquema da cadeira de rodas e do acionamento do banco basculante.

Quando existe a necessidade de utilizar percursos com inclinação elevada em sistemas com assento estático o utilizador fica numa posição desconfortável longos períodos de tempo.

Assim, para contrariar essa realidade o banco basculante tem como elemento atuante do acionamento um motor linear que irá variar o ângulo entre o banco e a estrutura.

Durante um percurso e com a atuação do motor linear existe a variação de alguns ângulos presentes na análise deste sistema:

- Ângulo teta (θ) é o ângulo de inclinação do percurso que a cadeira de rodas está a percorrer. Quando a cadeira está num percurso horizontal o ângulo é nulo, assumido valores negativos nas descidas e positivos nas subidas.
- Ângulo alfa (α) é o ângulo que se mede a partir do plano perpendicular ao chassis da cadeira de rodas. Este ângulo depende somente da variação do braço do motor linear. Caso a variação seja para trás o ângulo é negativo, se for para a frente o ângulo será positivo. Os seus valores estão limitados pela extensão máxima e mínima do braço.
- Ângulo beta (β) é o ângulo que representa a diferença entre o ângulo α e o ângulo θ . Pode assumir valores positivos ou negativos dependendo dos ângulos α e θ , assim como os seus limites .

A figura 11, é uma representação genérica da variação positiva do ângulo α através da atuação do mecanismo de motorização do banco basculante. Na figura está representada a posição inicial, quando a extensão do braço do motor tem o valor a e a posição final quando o braço tem extensão $a + x$. Com esta variação o ângulo α passou de um valor nulo para um valor positivo.

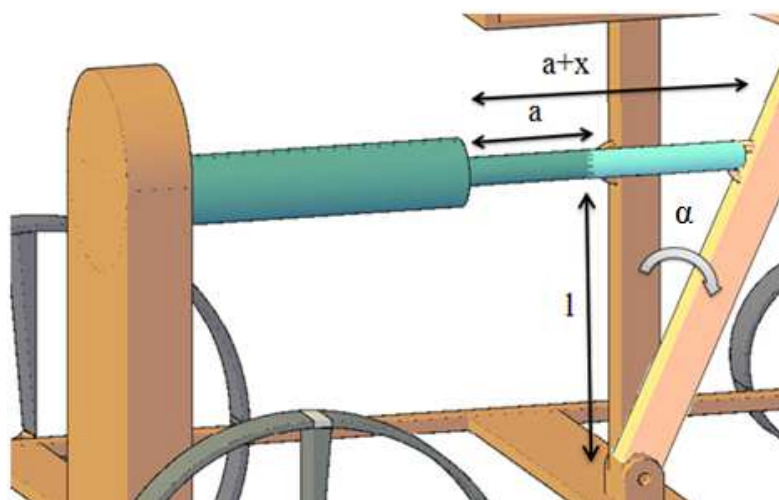


Figura 11 – Representação das medidas e ângulos presentes no banco basculante.

3.1.1 Requisitos

O sistema de banco basculante deverá contemplar os seguintes requisitos:

- Deve ser um sistema de baixo custo;
- Suportar um utilizador com uma massa máxima de 100 Kg;
- Conter um motor linear que permita contrariar as forças de aceleração e inclinação;
- Conseguir anular inclinações com ângulo máximo de 20°.

3.2 Análise do Sistema

Na figura 12, tem-se a representação de um utilizador que está sentado na cadeira de rodas. Pode ver-se também o sistema basculante e o atuador linear.

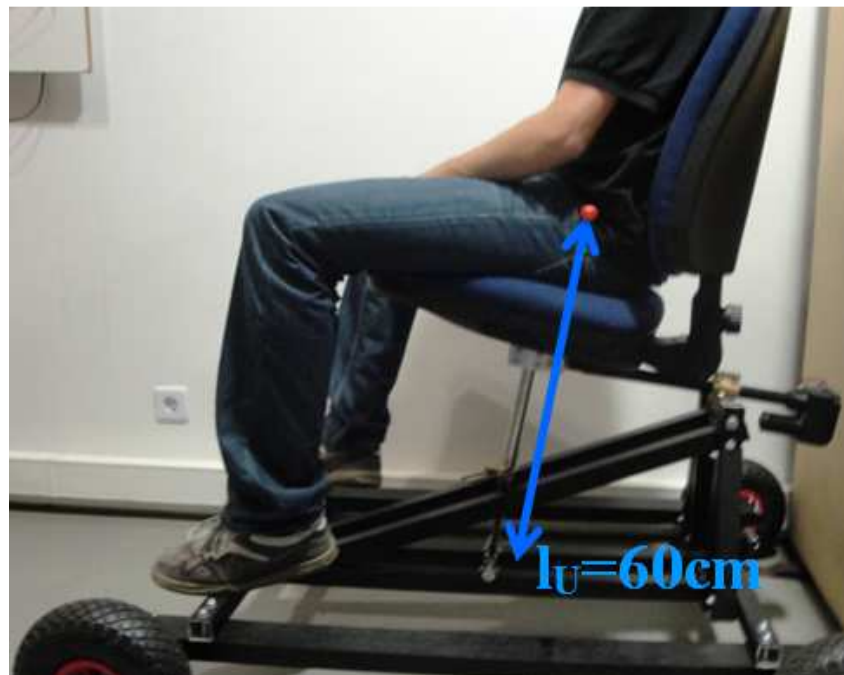


Figura 12 – Utilizador sentado no banco basculante.

Como se pode ver na figura 12 e 13, existem dois pontos de rotação importantes. O que está representado na figura 13, é o ponto de ligação com o motor linear está a uma distância $l=40\text{cm}$ do eixo de rotação. E o ponto representado na figura 12 é o centro de massa do utilizador que se considera a $l_u = 60\text{cm}$ do eixo de rotação do banco basculante.

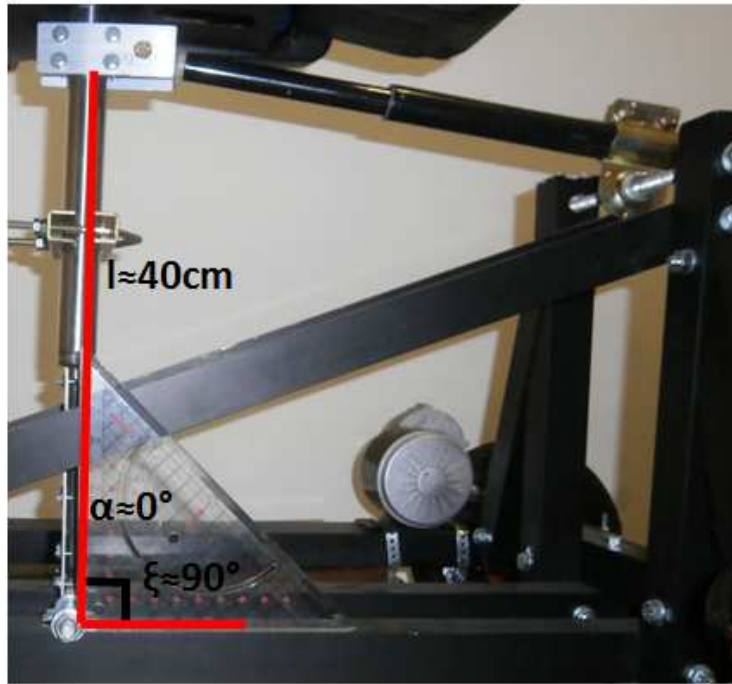


Figura 13 – Representação do banco basculante na posição vertical.

Quando a cadeira de rodas enfrenta uma subida, o motor linear deve atuar no sentido positivo de maneira a anular as forças que se fazem sentir sobre o utilizador. Como se pode ver na figura 14, o motor linear tem uma extensão máxima de $X \approx 15$ cm. Sendo $l \approx 40$ cm, o valor máximo do ângulo α é dado por:

$$\alpha = \arctg\left(\frac{15}{40}\right) = 20,56^\circ \approx 20^\circ. \quad (4)$$

Podendo assim anular completamente o efeito de um ângulo de subida de $\theta = 20^\circ$.

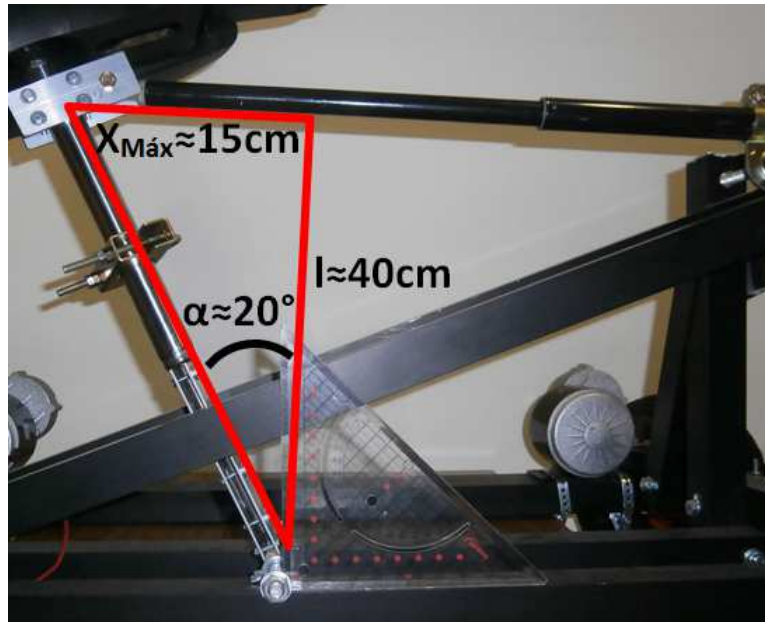


Figura 14 – Extensão máxima do motor linear.

Em caso de descida o motor linear atua no sentido de tornar o ângulo alfa negativo, de maneira a compensar o ângulo de descida, conseguindo anular inclinações até $\theta = 20^\circ$ porque a contração do braço do motor pode ir até $X_{\text{Min}} = 15 \text{ cm}$ como está ilustrado na figura 15.

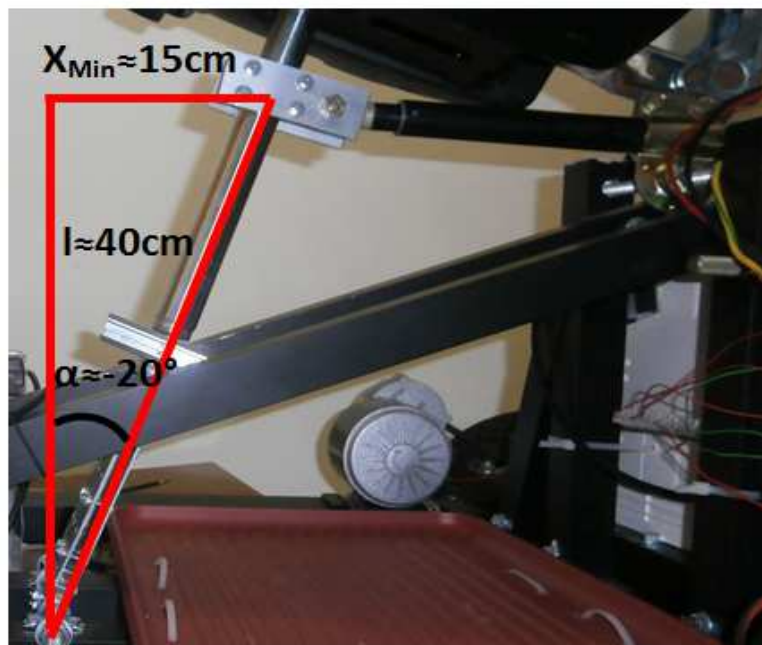


Figura 15 – Extensão mínima do motor linear.

3.3 Modelação do sistema

Nesta seção procede-se à modelação do sistema através da análise de forças e análise dinâmica.

3.3.1 Análise de forças

Para ser possível analisar mais pormenorizadamente as forças exercidas sobre o utilizador nas diversas situações de um percurso urbano com obstáculos, é necessário proceder à modelação do sistema de maneira a ser possível entender melhor as dinâmicas existentes.

Note-se que na análise de forças não é considerada nenhuma estrutura de fixação do banco basculante, resultando assim num sistema que pode rodar livremente em torno do eixo de rotação que está a uma distância l como verificado na figura 13.

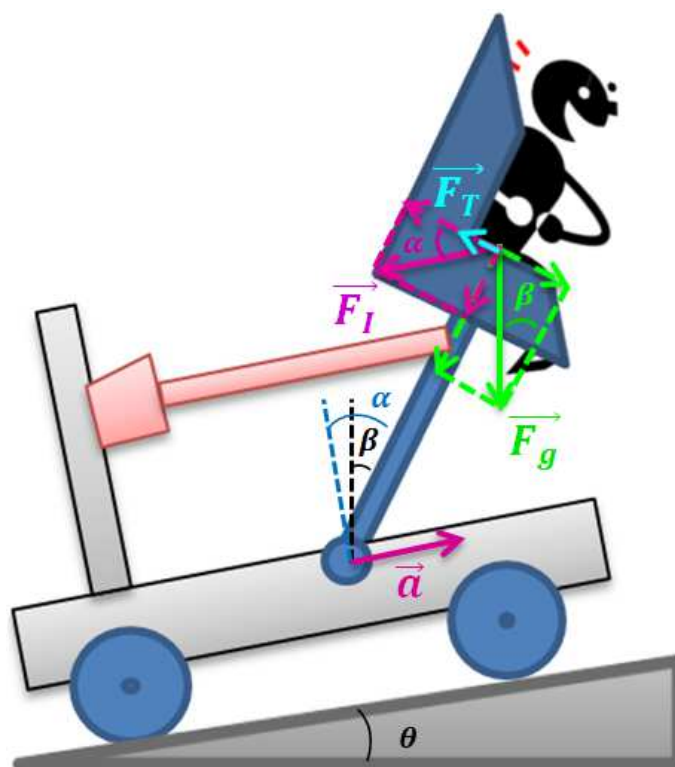


Figura 16 – Representação das forças envolvidas no utilizador.

Como se pode ver na figura 16 a cadeira de rodas sobe uma rampa de inclinação θ , com uma aceleração \vec{a} , e o banco basculante faz um ângulo α , perpendicular ao plano do movimento da cadeira de rodas. O ângulo β , é o ângulo entre a posição atual do banco e a posição vertical.

Nesta situação, a cadeira está a sofrer uma aceleração \vec{a} , causada pela força motriz desenvolvida pelo motor. Esta aceleração provoca uma força de inércia \vec{F}_I sentida pelo utilizador, força esta que tem uma componente que é tangencial ao plano de banco do utilizador, e que contribui para a rotação do mesmo. Considerando que o banco, de altura l , pode fazer um movimento rotativo em torno do eixo fixo na base da cadeira de rodas, então pode-se calcular o binário proporcionado por esta situação. Nesta situação esse binário pode ser definido da seguinte maneira:

$$\tau_I = F_I \times l \times \cos(\alpha). \quad (5)$$

Como a inclinação não é nula, a força gravítica vai ter uma componente horizontal sobre o utilizador que se deve considerar. Resultando assim numa força total F_T , dada por:

$$F_T = F_g + F_I. \quad (6)$$

$$F_T = m \times g \times \text{sen}(\beta) - m \times a \times \cos(\alpha). \quad (7)$$

Da relação entre os ângulos sabe-se que $\beta = \alpha - \theta$, obtendo-se assim:

$$F_T = m \times g \times \text{sen}(\alpha - \theta) - m \times a \times \cos(\alpha). \quad (8)$$

Considerando a transformação a seguinte transformação trigonométrica,

$$\text{sen}(\alpha - \theta) = \text{sen}(\alpha) \cdot \cos(\theta) - \text{sen}(\theta) \cdot \cos(\alpha). \quad (9)$$

Obtém-se a equação da força resultante total em função de θ , α e \vec{a} :

$$F_T = m \times g \times \text{sen}(\alpha) \cdot \cos(\theta) - m \times g \times \text{sen}(\theta) \cdot \cos(\alpha) - m \times a \times \cos(\alpha). \quad (10)$$

Que resulta no binário:

$$\tau_T = m \times g \times l \times \text{sen}(\alpha) \cdot \cos(\theta) - m \times g \times l \times \text{sen}(\theta) \cdot \cos(\alpha) - m \times a \times l \times \cos(\alpha). \quad (11)$$

Considerando que se tem uma massa rotativa, ou seja, a pessoa, em relação ao eixo de ligação do banco com o chassis, então considera-se que:

$$\tau_T = J \frac{d\omega}{dt}. \quad (12)$$

Em que J , é o momento de inércia. Por definição, o momento de inércia de uma partícula de massa m e que gira em torno de um eixo a uma distância l , é:

$$J = ml^2. \quad (13)$$

Sendo β uma posição angular, a velocidade é dada pela sua derivação:

$$\omega = \frac{d\beta}{dt}. \quad (14)$$

Obtém-se assim o sistema:

$$\begin{cases} \tau_T = m \times g \times l \times \text{sen}(\alpha) \cdot \text{cos}(\theta) - m \times g \times l \times \text{sen}(\theta) \cdot \text{cos}(\alpha) - m \times a \times l \times \text{cos}(\alpha) \\ \beta = \int \omega dt \\ \beta = \alpha - \theta \end{cases} \quad (15)$$

3.3.2 Análise dinâmica

A primeira equação do sistema é descrita como se pode ver na figura 17, onde se faz o somatório das três parcelas do binário total envolvido.

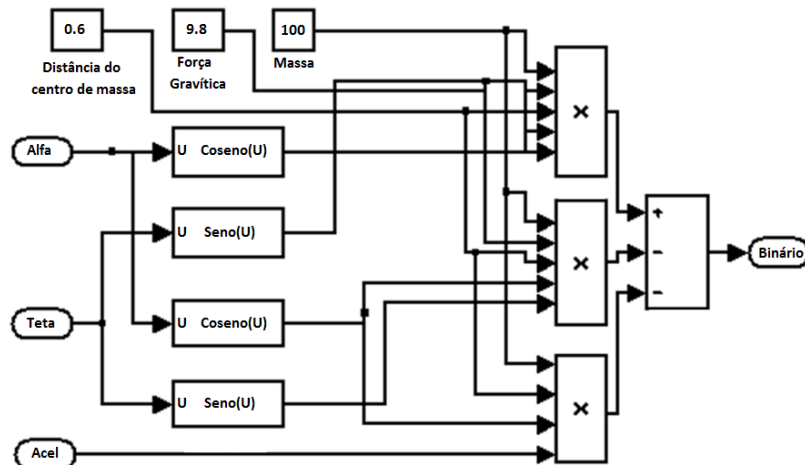


Figura 17 – Representação da primeira equação do sistema no Simulink®.

Encapsula-se o diagrama de blocos representativo da primeira equação do sistema, num só bloco, e traduzem-se as outras duas equações completando o diagrama, como se pode ver na figura 18.

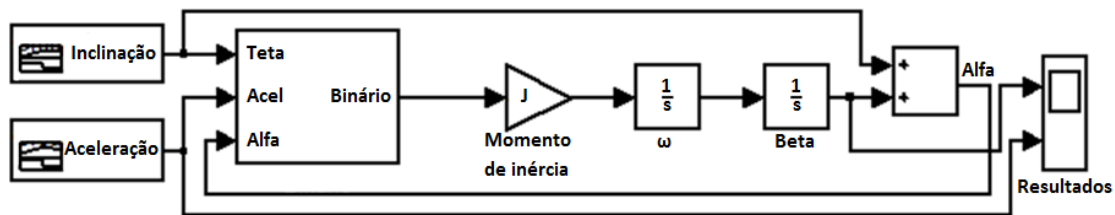


Figura 18 – Representação de todo sistema no Simulink®.

Este modelo simplificado é uma primeira abordagem ao sistema em que o banco basculante não tem nenhum tipo de controlo e não é considerada nenhuma estrutura de fixação. Da resposta do sistema a uma aceleração da cadeira de rodas representada por um sinal em forma de degrau obtiveram-se a resposta representada na figura 19.

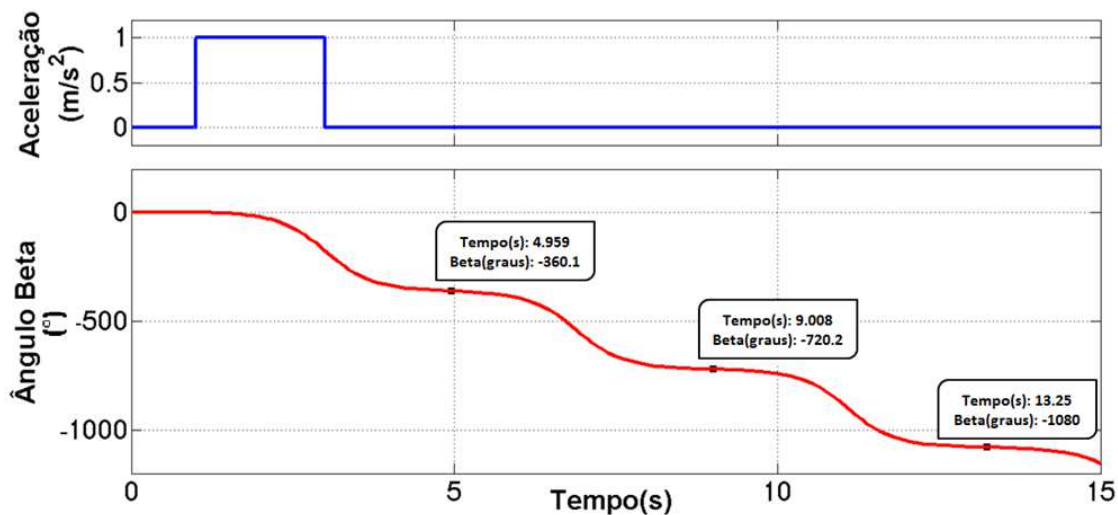


Figura 19 – Resposta do sistema a um degrau de aceleração.

Como se pode ver pela figura 19, após o degrau o banco basculante faz três revoluções completas durante os 15 segundos de simulação. Note-se que quando o banco passa na origem a sua velocidade angular é quase nula, como se pode ver pelo pequeno declive representado de 360° em 360°. Onde o declive é maior tem-se a zona onde a velocidade angular é maior. Esta situação está representada na figura 20.

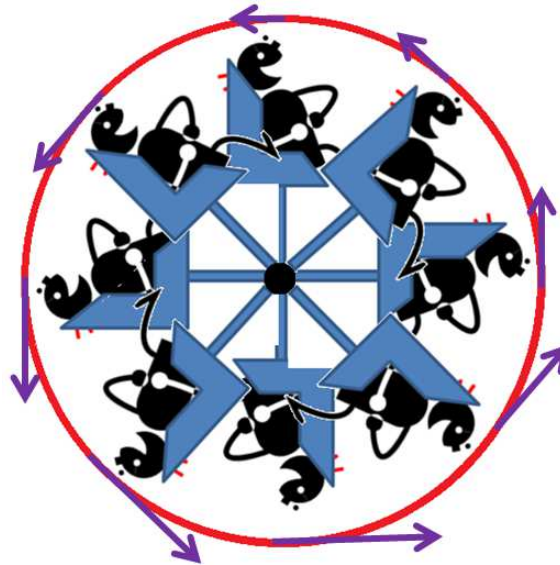


Figura 20 – Representação em torno do eixo quando não há limites.

Como se pode ver pela figura 20, quando é aplicada uma aceleração a posição angular β do banco varia fazendo revoluções em torno do eixo de rotação. Na situação real, além do chassis da cadeira impossibilitar que isso aconteça o banco basculante está fixo pelo motor linear. Assim, o modelo apresentado tem que ser alterado de maneira a representar a dinâmica de posições e forças presentes no sistema.

No novo modelo representado na figura 21, foi inserido um bloco denominado controlador que simula o sistema de controlo do banco basculante. Tem como função atuar no banco basculante através da variação do braço do atuador o que provoca uma variação dos ângulos de maneira a anular a força no motor.

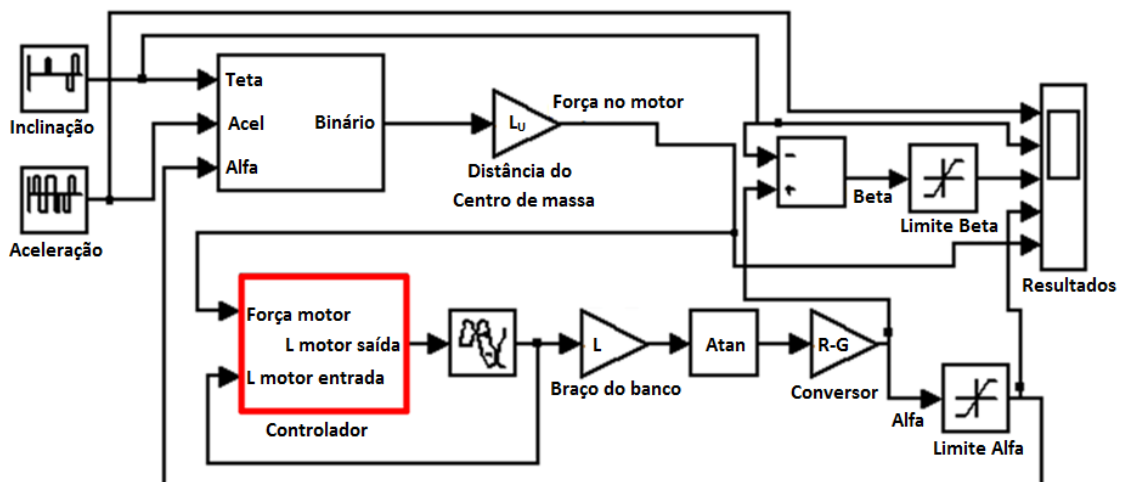


Figura 21 – Modelo completo representativo do banco basculante.

O controlador tem como inputs a força que é exercida no banco e a extensão do braço do motor linear. Resultando numa ação sobre o braço do motor linear no sentido anular a força existente sobre o mesmo, ou seja, se a força for negativa o motor linear é acionado no sentido positivo a partir do estado inicial recebido no controlador. Caso a força seja positiva o acionamento dá-se no sentido negativo, até esta ser nula ou o motor linear atingir o seu limite de extensão ou contração.

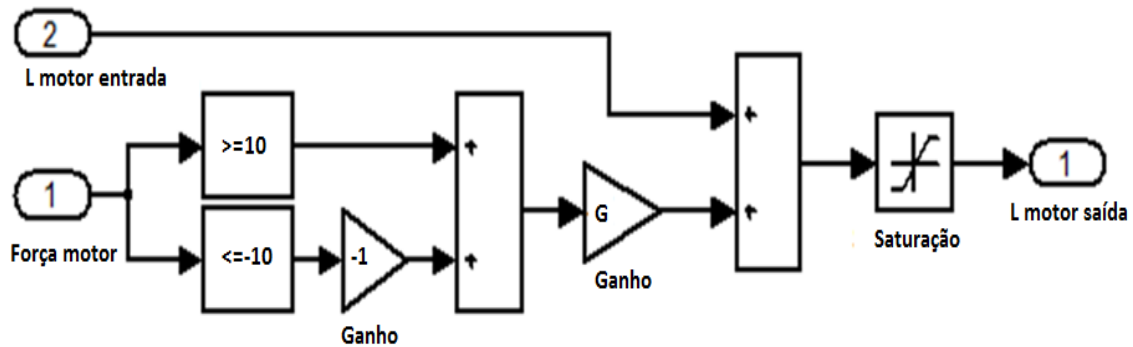


Figura 22 - Representação do controlador histerético

O controlador é um controlador histerético porque ignora uma faixa de força de valor ajustável, que neste caso é de 10 N como se pode ver na figura 22. Esta faixa que é ignorada deve-se ao facto de mesmo num percurso urbano não acidentado existirem sempre pequenas perturbações que fazem variar a força mas que não é necessária atuação do motor linear.

Caso a força exceda estes limite, faz-se a atuação no braço do motor consoante o sinal da força que se verifica na entrada.

De seguida vai ser feita a análise a oito situações distintas de maneira a ser analisada a dinâmica em diferentes acelerações e inclinações.

Situação 1 – Aceleração positiva num plano horizontal

Na situação representada a cadeira viaja a uma velocidade constante e em determinado momento é acionado o joystick que incrementa a aceleração que se mantém constante.

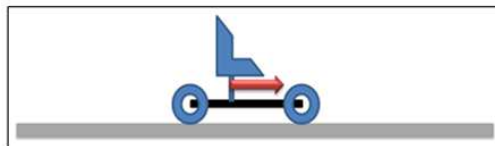


Figura 23 – Cadeira com aceleração positiva num plano horizontal.

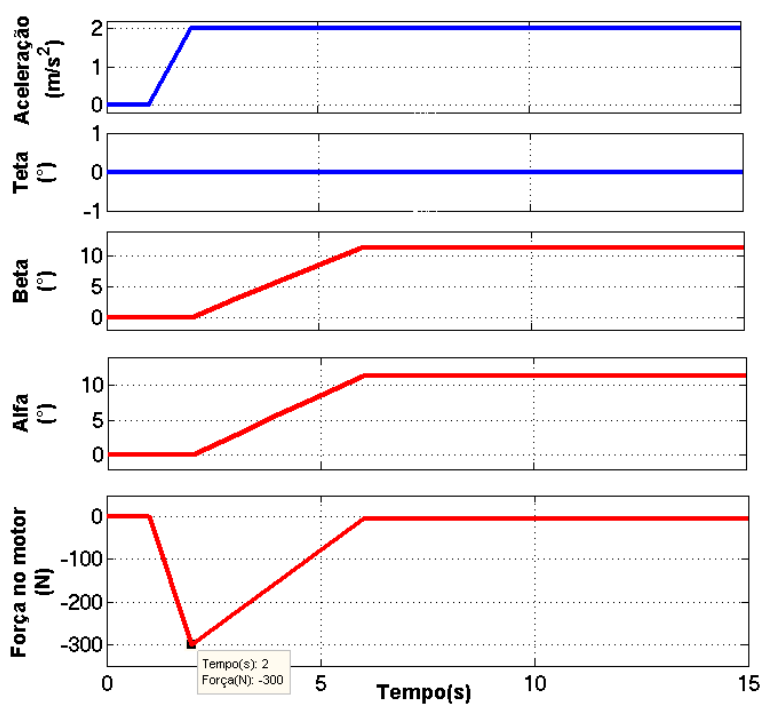


Figura 24 – Aceleração positiva num plano horizontal.

Na figura 24 verifica-se que a aceleração provoca uma força de inércia que se faz sentir no motor, força esta que aumenta no sentido negativo até atingir os 300 N em módulo. Quando a força deixa de ser nula o motor linear começa a atuar, o que faz aumentar de igual forma os ângulos alfa e beta provocando a diminuição da força até esta ser nula. O sistema demora 4 segundos a anular a força de módulo 300 N. A tabela 2 sintetiza os limites dos valores na situação 1.

Tabela 2 – Valores mínimos e máximos das variáveis da situação 1.

	Aceleração	Inclinação	Beta	Alfa	Força no motor
Mínimos	0 m/s ²	0°	0°	0°	-300 N
Máximos	2 m/s ²	0°	12°	12°	0 N

Situação 2 – Velocidade constante num plano inclinado positivamente

Nesta situação representa-se na figura 25 cadeira está a viajar a uma velocidade e em determinado momento começa a subir um plano inclinado positivamente.

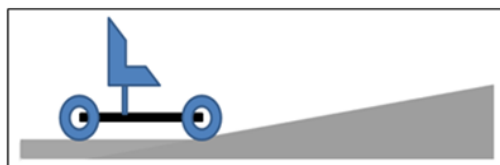


Figura 25 – Cadeira com aceleração nula num plano inclinado positivamente.

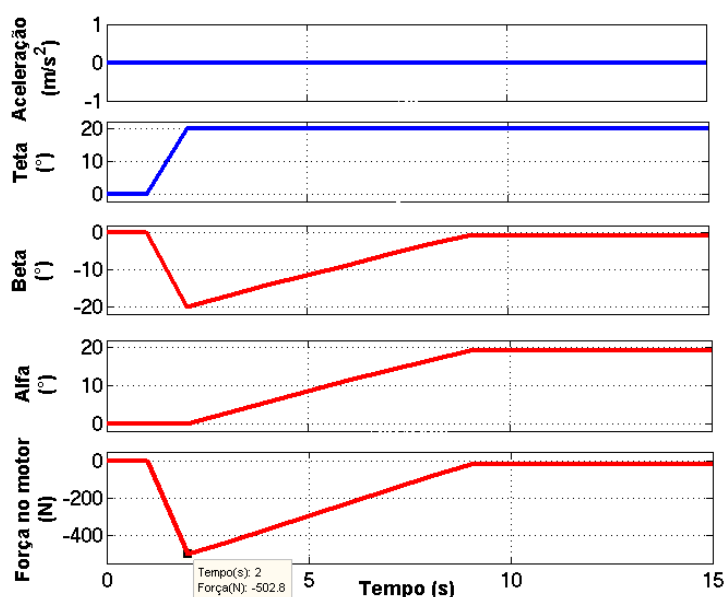


Figura 26 – Velocidade constante num plano inclinado positivamente.

Na figura 26 pode ver-se que a uma velocidade constante e enquanto o plano é horizontal a força no motor é nula. Quando a cadeira encontra o plano inclinado, surge uma componente negativa da força gravitica no motor, o ângulo beta fica com um ângulo simétrico do ângulo de inclinação uma vez que alfa é nulo. O atuador faz variar o ângulo alfa de maneira a diminuir a força no motor até esta ser nula. Esta ação demora 7 segundos.

A tabela 3 sintetiza os mínimos e máximos das variáveis presentes na situação 2.

Tabela 3 - Valores mínimos e máximos das variáveis da situação 2.

	Aceleração	Inclinação	Beta	Alfa	Força no motor
Mínimos	0 m/s ²	0°	-20°	0°	-502.8N
Máximos	0 m/s ²	20°	0°	20°	0 N

Situação 3 – Aceleração negativa num plano horizontal

Nesta situação representa-se na figura 27 a cadeira a viajar a uma velocidade constante e em determinado momento atua uma aceleração negativa sobre a mesma.

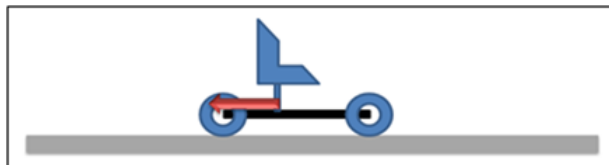


Figura 27 – Cadeira com aceleração negativa num plano horizontal.

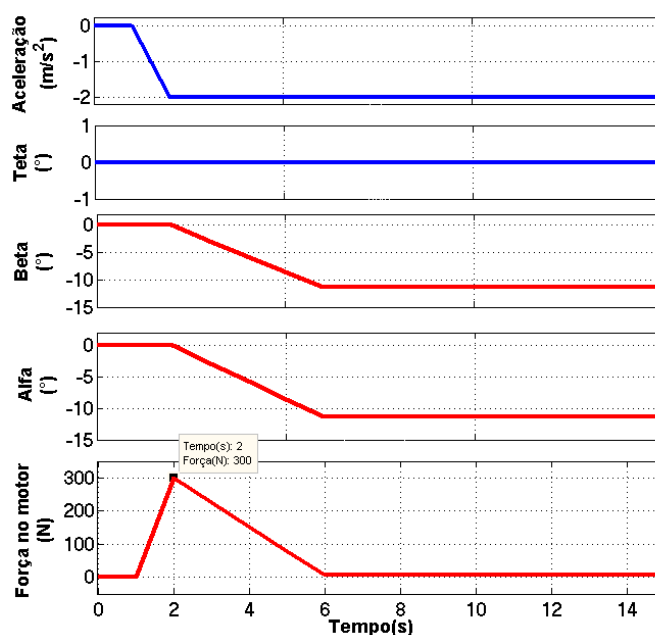


Figura 28 – Aceleração negativa num plano horizontal.

Na figura 28 tem-se uma situação de travagem que cria uma força de inércia positiva no motor. O motor linear atua linearmente para anular essa força, o que faz diminuir de igual forma os ângulos alfa e beta provocando a diminuição da força até esta ser nula. O sistema demora 4 segundos a anular a força de módulo 300 N.

A tabela 4 sintetiza os mínimos e máximos das variáveis presentes na situação 3.

Tabela 4 - Valores mínimos e máximos das variáveis da situação 3.

	Aceleração	Inclinação	Beta	Alfa	Força no motor
Mínimos	-2 m/s^2	0°	-12°	-12°	0 N
Máximos	0 m/s^2	0°	0°	0°	300 N

Situação 4 – Velocidade constante num plano inclinado negativamente

Na situação 4 tem-se a cadeira a viajar a uma velocidade constante e em determinado momento começa a descer um plano.

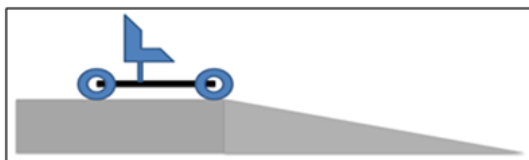


Figura 29 – Cadeira com aceleração nula num plano inclinado negativamente.

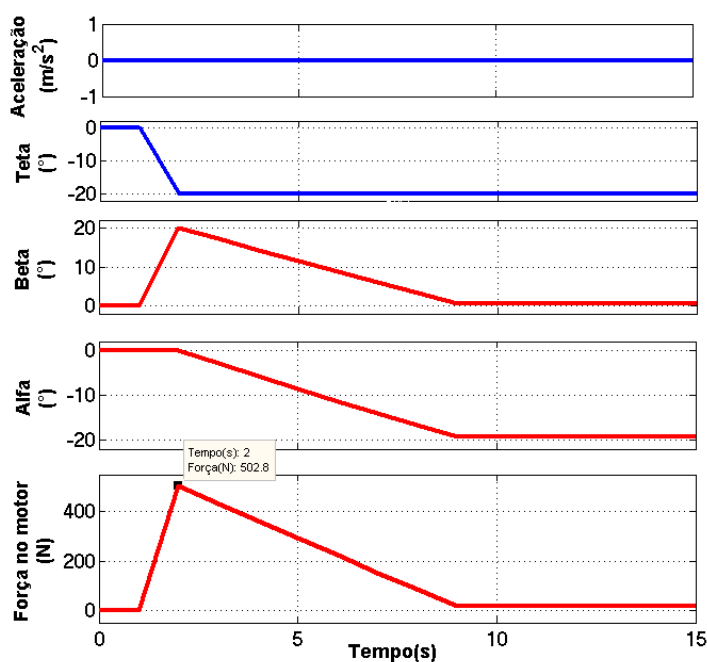


Figura 30 - Velocidade constante num plano inclinado negativamente.

Na figura 30 pode ver-se que a uma velocidade constante e enquanto o plano é horizontal a força no motor é nula. Quando a cadeira começa a descer, a força aumenta no sentido positivo, o ângulo beta fica com um ângulo simétrico do ângulo de inclinação uma vez que alfa é nulo. O atuador faz variar o ângulo alfa de maneira a diminuir a força no motor até esta ser nula. Esta ação demora 7 segundos, o que é um tempo aceitável.

A tabela 5 sintetiza os mínimos e máximos das variáveis presentes na situação 4.

Tabela 5 - Valores mínimos e máximos das variáveis da situação 4.

	Aceleração	Inclinação	Beta	Alfa	Força no motor
Mínimos	0 m/s ²	-20°	0°	-20°	0 N
Máximos	0 m/s ²	0°	20°	0°	502.8 N

Situação 5 – Aceleração positiva num plano inclinado negativamente

Na situação 5 a cadeira está a viajar a uma velocidade constante e em determinado momento é aplicada uma aceleração positiva e 2 segundos depois começa a descer um plano.

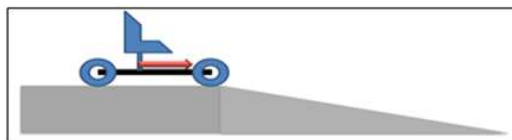


Figura 31 – Cadeira com aceleração negativa num plano inclinado negativamente.

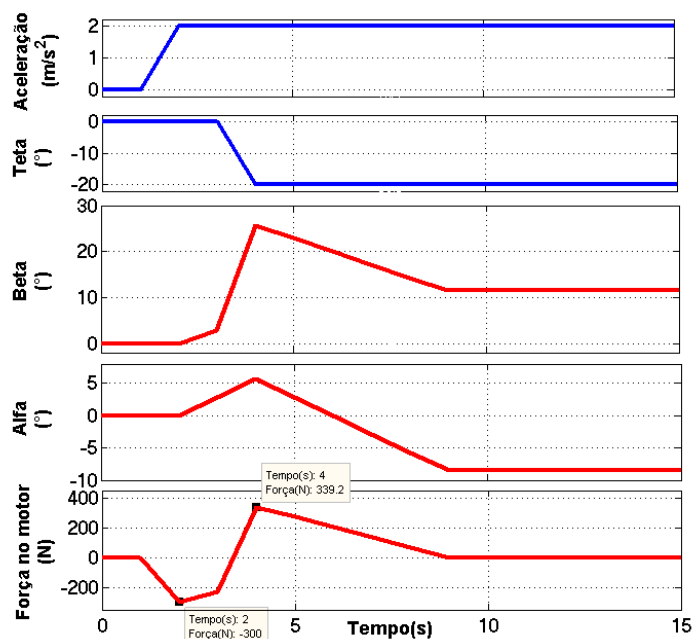


Figura 32 – Aceleração positiva num plano inclinado negativamente.

A partir da figura 32, sabe-se que inicialmente é aplicada uma força negativa no motor, seguida de uma força positiva resultantes da aceleração e depois da descida. Note-se que embora a inclinação do plano seja igual à situação 4, e o alfa no momento da descida seja positivo, nesta situação a força no motor é menor porque a aceleração anula parcialmente o efeito do plano inclinado negativamente. Nesta situação o motor linear atua primeiro no sentido positivo e depois no sentido negativo de maneira a anular a força no motor.

A tabela 6 sintetiza os mínimos e máximos das variáveis presentes na situação 5.

Tabela 6 - Valores mínimos e máximos das variáveis da situação 5.

	Aceleração	Inclinação	Beta	Alfa	Força no motor
Mínimos	0 m/s ²	-20°	0°	-8°	-300 N
Máximos	2 m/s ²	0°	25°	6°	339.2 N

Situação 6 – Aceleração negativa num plano inclinado positivamente

Na situação 6 a cadeira está a viajar a uma velocidade constante e em determinado momento é aplicada uma aceleração negativa e 2 segundos depois começa a subir um plano.

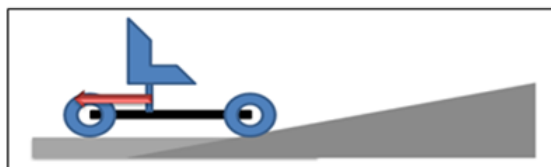


Figura 33 – Cadeira com aceleração negativa num plano inclinado positivamente.

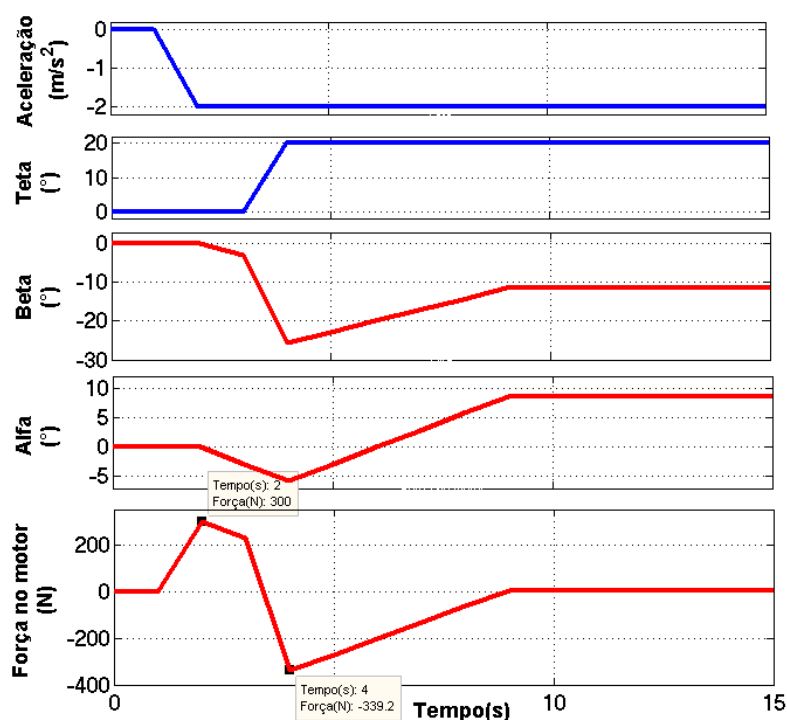


Figura 34 - Aceleração positiva num plano inclinado negativamente.

Note-se que a situação mostrada na figura 34, é semelhante à figura 32 mas neste caso tem-se uma aceleração negativa e um plano inclinado positivamente. Como era esperado os valores das variáveis são simétricos aos da situação 5 como se pode ver pela tabela 7.

Tabela 7 - Valores mínimos e máximos das variáveis da situação 6.

	Aceleração	Inclinação	Beta	Alfa	Força no motor
Mínimos	-2 m/s ²	0°	-25°	-6°	-339.2 N
Máximos	0 m/s ²	20°	0°	8°	300 N

Situação 7 – Aceleração positiva num plano inclinado positivamente

Na situação 7 a cadeira está a viajar a uma velocidade constante e em determinado momento é aplicada uma aceleração positiva e 2 segundos depois começa a subir um plano.

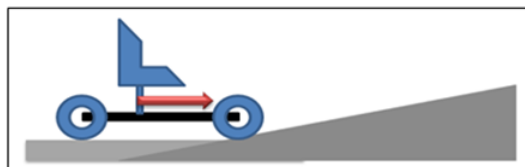


Figura 35 – Cadeira com aceleração positiva num plano inclinado positivamente.

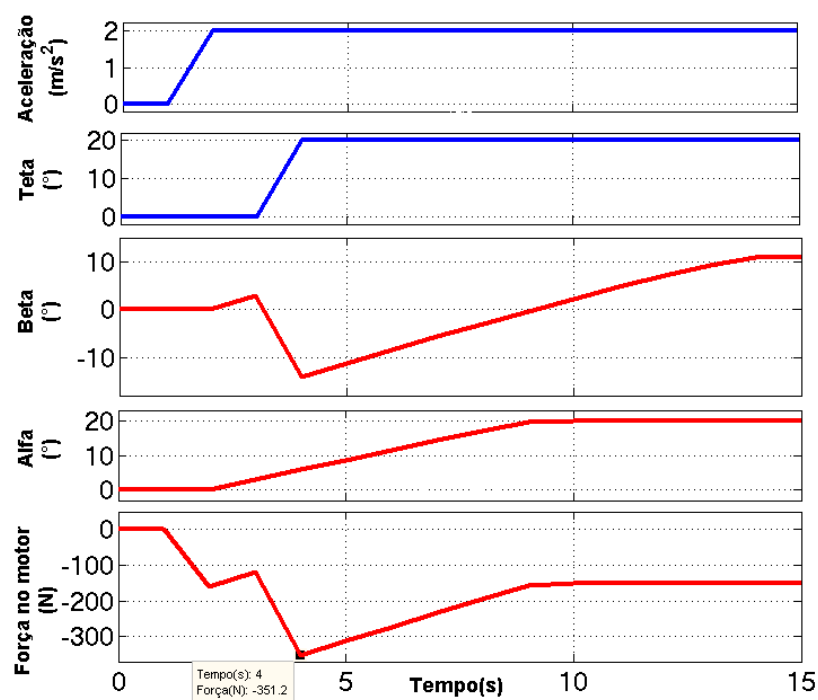


Figura 36 - Aceleração positiva num plano inclinado positivamente.

Na situação mostrada na figura 36, a força no motor no sentido negativo é composta pela força de inércia como consequência da aceleração da cadeira de rodas e pela componente negativa da força gravítica criada pela inclinação da subida. Neste caso o motor linear atua sempre no sentido positivo mas a força não é completamente anulada porque o alfa está no seu limite máximo, ficando a força no motor com o valor de aproximadamente -150 N.

A tabela seguinte sintetiza os mínimos e máximos das variáveis presentes na situação 7.

Tabela 8 - Valores mínimos e máximos das variáveis da situação 7.

	Aceleração	Inclinação	Beta	Alfa	Força no motor
Mínimos	0 m/s ²	0°	-14°	0°	-351.2 N
Máximos	2 m/s ²	20°	3°	20°	0 N

Situação 8 – Aceleração negativa num plano inclinado negativamente

Na situação 8 a cadeira está a viajar a uma velocidade constante e em determinado momento é aplicada uma aceleração negativa e 2 segundos depois começa a descer um plano.

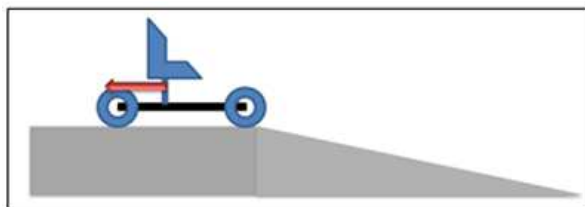


Figura 37 – Cadeira com aceleração negativa num plano inclinado negativamente.

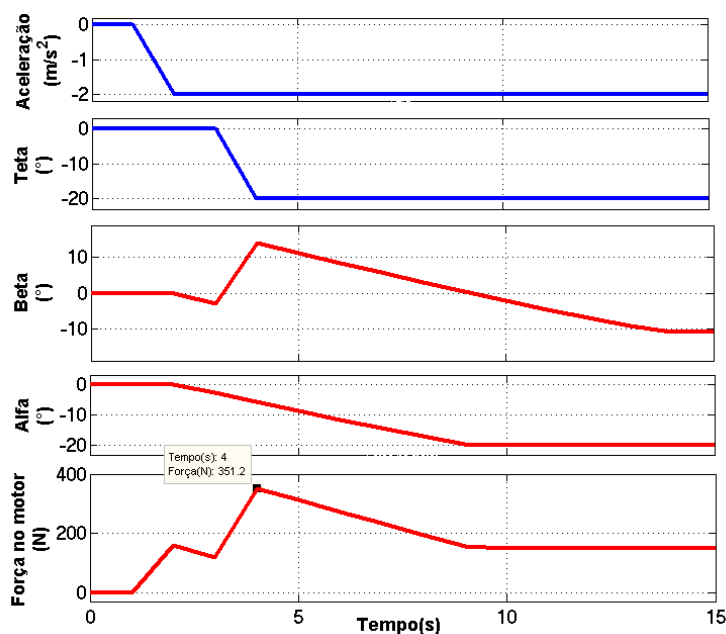


Figura 38 - Aceleração negativa num plano inclinado negativamente.

Note-se que a situação mostrada na figura 38, é semelhante à estudada anteriormente mas neste caso tem-se uma aceleração negativa e um plano inclinado negativamente. Como era esperado os valores das variáveis são simétricos aos da situação 7 como se pode ver pela tabela 9.

Tabela 9 - Valores mínimos e máximos das variáveis da situação 8.

	Aceleração	Inclinação	Beta	Alfa	Força no motor
Mínimos	-2 m/s ²	-20°	-3°	-20°	0 N
Máximos	0 m/s ²	0°	14°	0°	351.2 N

Percurso percorrido em 5 minutos

Simulou-se a cadeira a percorrer um percurso durante 5 minutos onde existem diferentes situações de velocidade e aceleração. Na figura 39 faz-se a análise aos ângulos e forças envolvidas no percurso, mas sempre com o motor linear na posição inicial de maneira a ser estudada a situação que representa uma cadeira de rodas elétrica convencional.

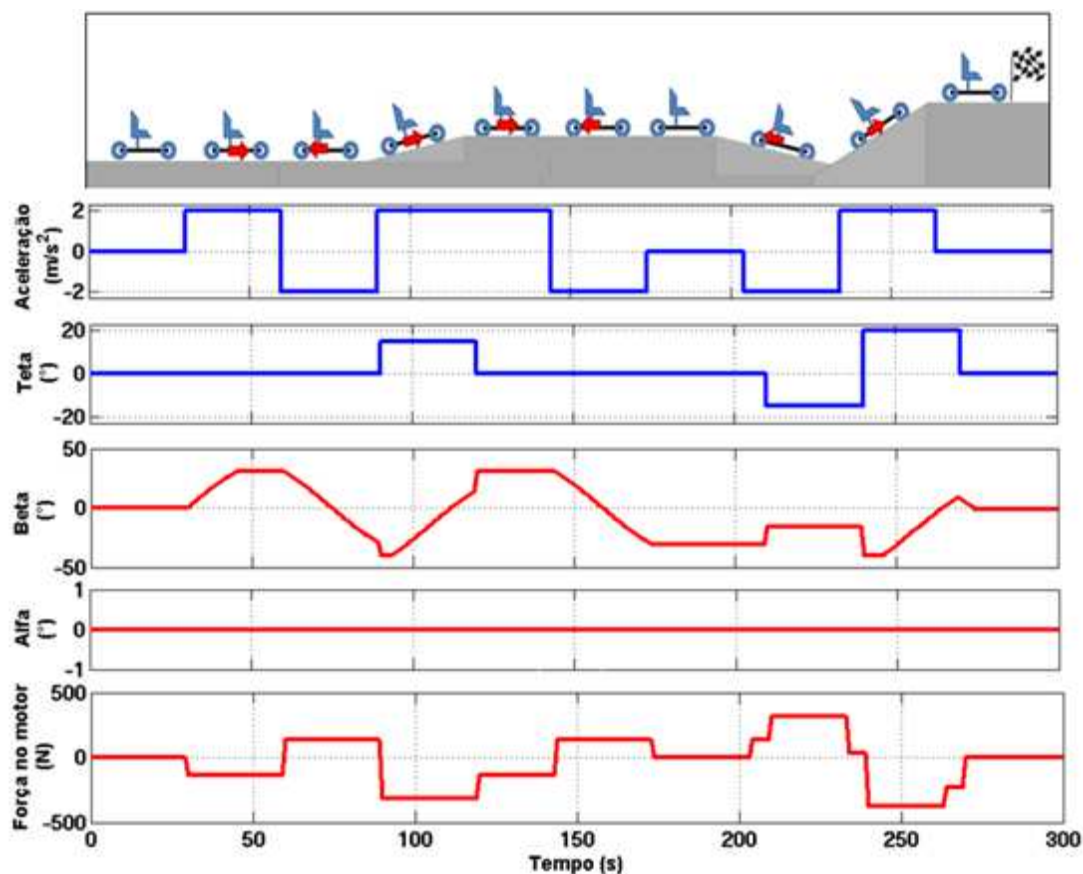


Figura 39 – Percurso percorrido pela cadeira de rodas sem acionamento do banco basculante.

Como era esperado o ângulo alfa está sempre nos 0° , e a força que o motor sente, apenas é de 0 N quando a cadeira de rodas está numa situação de aceleração e inclinação nulas.

Verifica-se que neste caso o utilizador está sujeito a forças de inércia e forças resultantes das inclinações na maior parte do percurso.

Na figura 40 faz-se a análise aos ângulos e forças envolvidas no percurso, mas neste caso o motor linear está a atuar com o objetivo de anular as forças tangenciais ao plano do banco.

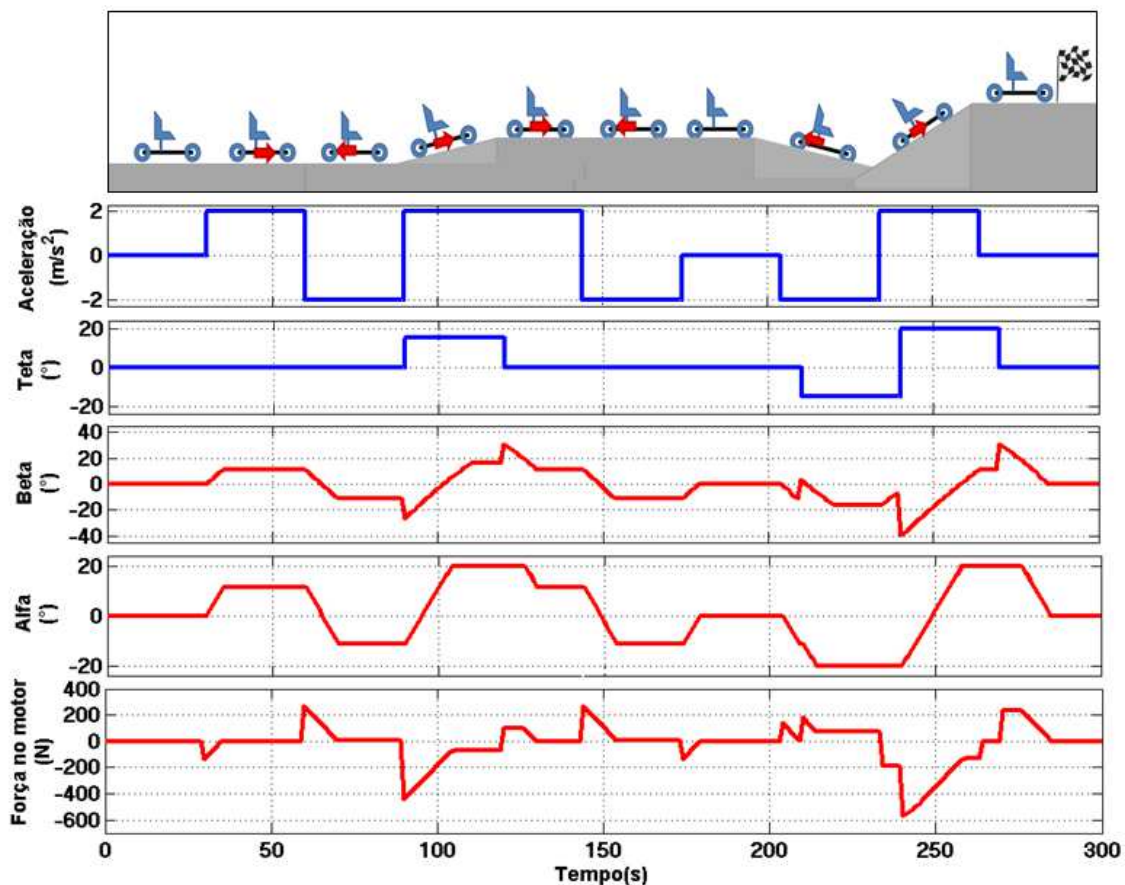


Figura 40 – Percurso percorrido pela cadeira de rodas durante 5 minutos.

Na simulação representada na figura 40, verifica-se que as forças aplicadas no motor estão presentes em intervalos de tempo muito menores, em comparação com a simulação da figura 39.

Embora nesta situação existam mais intervalos de tempo em que a força é nula, os máximos e mínimos da força podem ter valores mais elevados porque quando há alterações bruscas de aceleração ou inclinação o banco basculante pode estar descompensado.

3.4 Descrição do sistema

Em primeiro lugar será necessário escolher um sensor que permita obter a aceleração estática da gravidade assim como as acelerações dinâmicas provenientes do movimento. Pretende-se usar um atuador que consiga contrariar as forças que se fizerem sentir sobre o utilizador.

Será também necessário um controlador que faça a leitura do acelerómetro e consoante esses valores, envie ordens a um comando de maneira a controlar o motor no sentido de anular as forças sobre o utilizador.

Todos os materiais utilizados na construção do protótipo pretendem ter como características principais o cumprimento dos requisitos.

A figura 41, representa genericamente as comunicações que se pretendem implementar neste sistema de controlo do banco basculante.

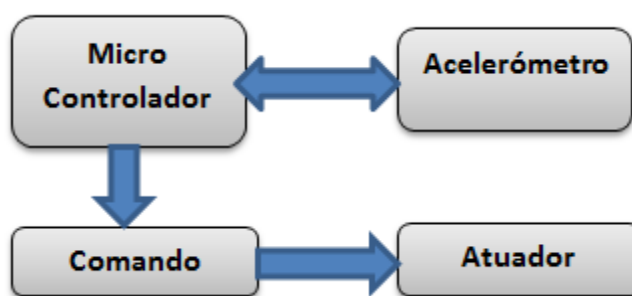


Figura 41 – Esquema genérico das comunicações com o Micro Controlador.

3.4.1 Tecnologias utilizadas

Nesta seção vão ser descritas as tecnologias utilizadas na implementação do controlador do banco basculante.

3.4.1.1 Microcontrolador

O arduino Uno é uma placa eletrónica baseada no microcontrolador ATmega328[®], tem 14 pins digitais de Saída/Entrada (dos quais 6 podem ser usados como saídas Pulse width modulation (PWM)), 6 pins de entradas analógicas e um oscilador de cristal de 16MHz. Permite conexão via USB e a alimentação é de 5 VDC. [21].

Tendo em conta as características do dispositivo e os preços de mercado, considerou-se o *Arduino Uno*[®], para fazer o controlo do sistema.



Figura 42 – Arduino Uno [21].

3.4.1.2 Acelerómetro

Tendo em conta a análise feita às tecnologias existentes no mercado, que está sintetizada no capítulo 2, foi escolhido um acelerómetro capacitivo. Foi usado o acelerómetro ADXL345 capacitivo que permite interação com o arduino.

O ADXL345 é um acelerómetro de pequenas dimensões, de muito baixo consumo e uma grande resolução (até 13 bits) medindo até $\pm 16g$. Permite comunicação pelos protocolos SPI ou I2C. Este acelerómetro mede a aceleração estática da gravidade em aplicações de inclinação variável e também a aceleração dinâmica proveniente de situação de movimento [22].

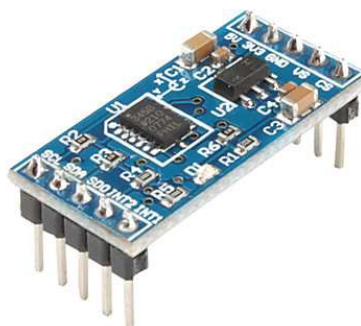


Figura 43 – Acelerómetro ADXL345.

O protocolo de comunicação I2C é um protocolo de comunicação master-slave que tem como vantagens a simplicidade, robustez de comunicação e baixo consumo. Utiliza dois fios de comunicação, o SDA (Serial DATA Line) e o SCL (Serial CLock).

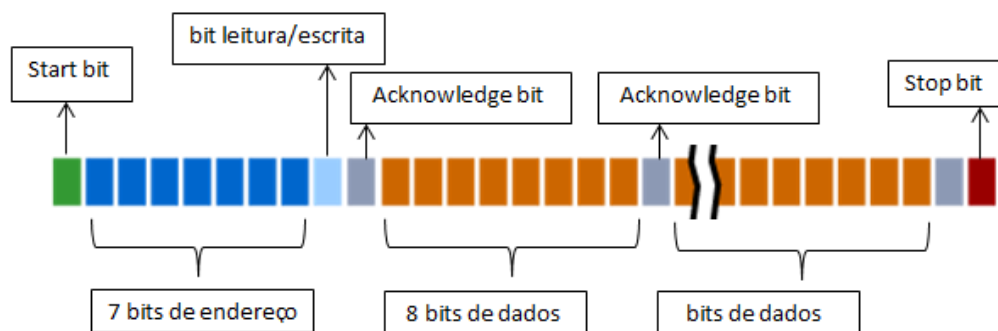


Figura 44 – Esquema de comunicações I2C, baseado em [23].

Na tabela 10 estão explicadas as funções dos bits utilizados na comunicação I2C.

Tabela 10 – Descrição dos bits usados no protocolo de comunicação I2C.

Bits	Descrição
<i>Start bit</i> (gerado pelo <i>master</i>)	Inicia a comunicação
Endereço (gerado pelo <i>master</i>)	Seleciona o <i>slave</i> para comunicar
<i>Bit</i> de leitura ou escrita (gerado pelo <i>master</i>)	Identifica a intenção de ler ou escrever
<i>Bit acknowledge</i> (gerado pelo <i>slave</i>)	Confirmação do <i>slave</i>
<i>Byte</i> de dados	Dados transferidos entre <i>master</i> e <i>slave</i>
<i>Stop bit</i>	<i>Bit</i> que finaliza a comunicação

Cada leitura do acelerômetro corresponde a 2 bytes e obtém-se uma resolução de 10 bits numa escala de +/- 4G. Em termos de inclinação, obtém-se o seno do ângulo do acelerômetro.

3.4.1.3 Motor linear

O atuador escolhido foi o *Super Power Jack Mini 12*[®] atuador que permite desenvolver forças acima de 2000N e tem uma extensão de braço de 30 cm.

Tendo em conta que a relação entre os braços do eixo ao centro de massa e o braço do eixo ao ponto de fixação do motor têm uma relação de 1.5, e sabendo que o módulo da força

máxima sentida no motor foi aproximadamente 600 N, então a força máxima sentida pelo utilizador é de 900 N, deste modo, o atuador linear cumpre largamente este requisito.

Em relação à velocidade outras opções mais rápidas são extremamente caras e numa primeira análise será utilizado este motor linear.



Figura 45 – Motor linear

3.4.1.4 Comando

Para fazer a ligação entre o Arduino e o atuador vai ser implementada um comando composto por dois relés que permite que a atuação do motor seja feita para a esquerda e para a direita.

Além dos relés são usados dois transístores de potência a funcionar como interruptores para acionamento dos relés.

Como se está na presença de cargas indutivas, como é o caso dos relés e do atuador, usam-se díodos de roda livre para proteger o microcontrolador das correntes inversas que são criadas quando se desligam os relés.

Este fenómeno acontece quando é interrompida a excitação do relé, o que faz com que as linhas de força do campo magnético da bobina "contraíam" o que provoca a indução de uma tensão de polaridade oposta àquela que criou o campo e pode atingir valores muito altos, podendo danificar o transístor.



Figura 46 – Componentes utilizados na implementação do comando.

3.5 Controlador do banco basculante

A comunicação entre o arduino e o acelerómetro é realizada pelo protocolo I2C. Para a comunicação usou-se o esquema de ligações demonstrado na figura 47.

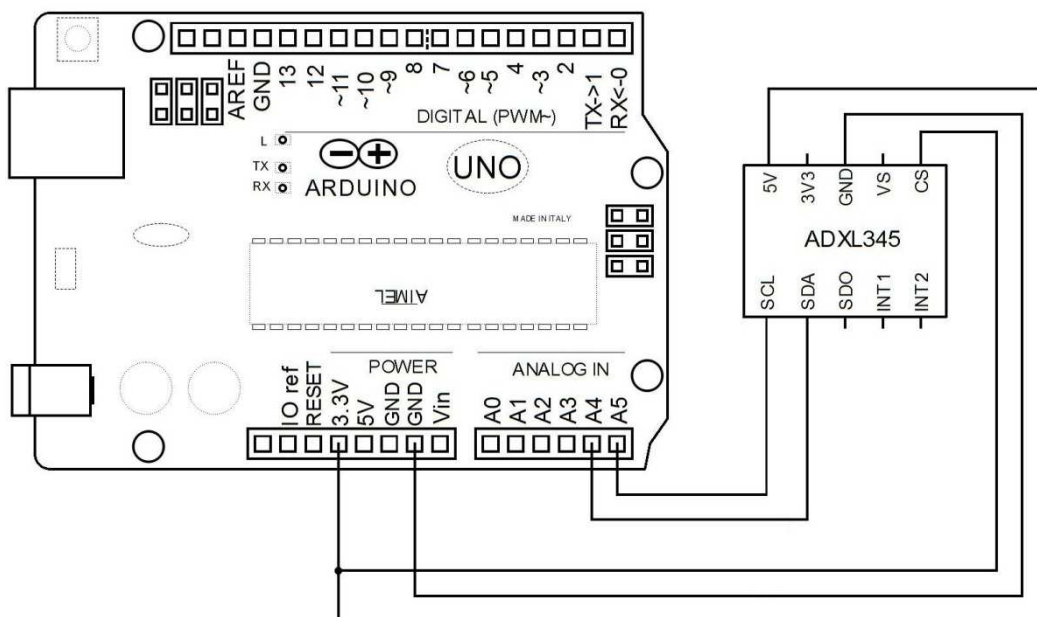


Figura 47 – Montagem do acelerómetro e do arduino com comunicação I2C.

De maneira a testar o funcionamento do acelerómetro fez-se um ensaio experimental que consiste em calcular o valor de saída para inclinações que variam entre -90° e 90° , e que

consiste no seno do valor do ângulo aplicado ao acelerómetro. Para uma melhor percepção dos valores, estes foram multiplicados por 100 de maneira a aumentar a escala mostrada.

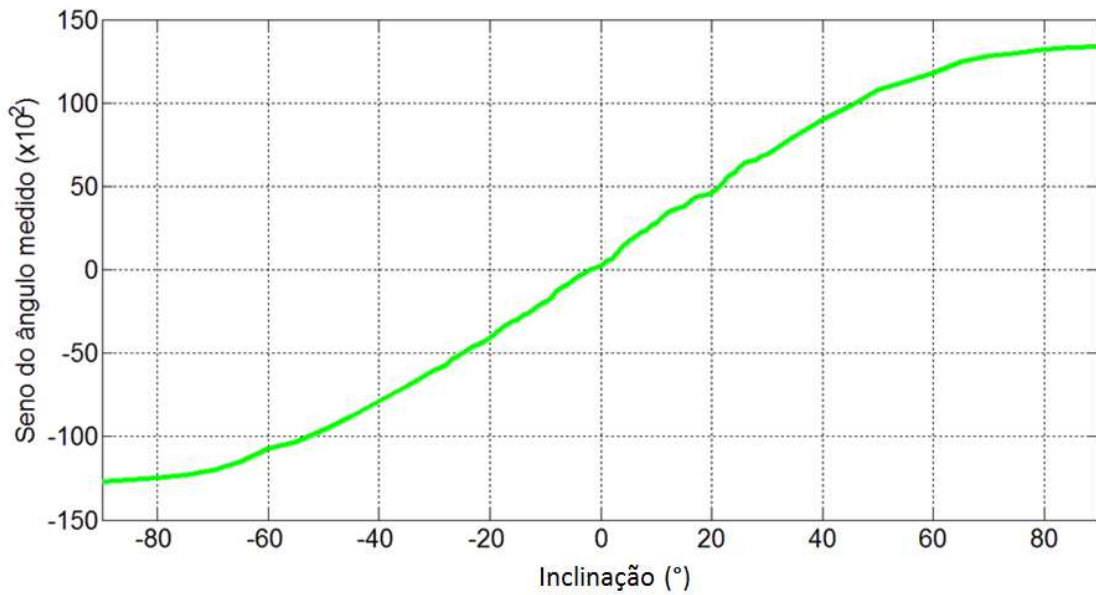


Figura 48 – Seno do ângulo medido no acelerómetro.

Como se pode ver pelo gráfico da figura 48, os valores do seno têm um erro associado que cresce com o aumento ou diminuição do ângulo a partir do valor de origem.

Comparando o valor medido e o valor teórico obtém-se a diferença visível na figura 49.

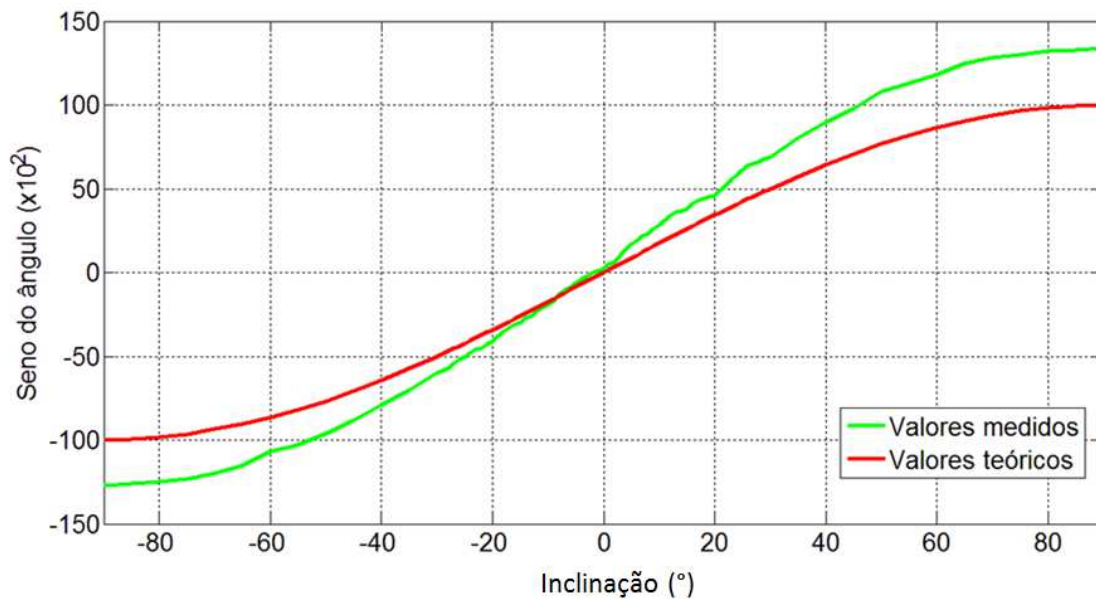


Figura 49 – Seno do ângulo medido pelo acelerómetro e seno teórico.

Como se pode verificar, pela figura 49, embora as funções apresentem o mesmo padrão o valor medido não corresponde ao valor teórico com exceção de um ponto.

Como foi mostrado na figura 4, a calibração utilizada é um processo mecânico e pouco funcional se o acelerómetro estiver fixo a uma estrutura que não permita uma fácil mobilidade como é uma cadeira de rodas. Deste modo, optou-se por aproximar a curva dos valores medidos à curva dos valores corretos como método de calibração do acelerómetro.

Para aproximar a função do valor medido ao valor correto utiliza-se o Método dos mínimos quadrados.

Em primeiro lugar foi definido o vetor que define a curva com os valores desejados e ao qual a curva dos valores medidos deve ser aproximada:

$$Y_{REF} = [-1 \quad -0.996 \quad -0.985 \quad \dots \quad 0.996 \quad 1]. \quad (16)$$

De seguida foram medidos valores reais e definido também um vetor com esses valores:

$$Y_{MEDIDO} = [-1.27 \quad -1.26 \quad -1.25 \quad \dots \quad 1.33 \quad 1.34]. \quad (17)$$

O que se pretende é encontrar o valor dos parâmetros a e b que será efetuado no cálculo ponto a ponto e que aproxima a curva dos valores medidos aos valores referência.

$$Y_{CAL} = a \times Y_{MEDIDO} + b \quad (18)$$

Para encontrar o valor dos parâmetros resolve-se o sistema de matrizes $AX = Y$, em ordem a X , em que:

$$A = \begin{bmatrix} 1 & \text{Valor medido 1} \\ 1 & \text{Valor medido 2} \\ \dots & \dots \\ 1 & \text{Valor medido n} \end{bmatrix} \quad Y = \begin{bmatrix} Y_{ref1} \\ Y_{ref2} \\ \dots \\ Y_{refn} \end{bmatrix} \quad X = \begin{bmatrix} b \\ a \end{bmatrix} \quad (19)$$

De maneira a isolar a matriz X , faz-se:

$$AX = Y \leftrightarrow \quad (20)$$

$$\leftrightarrow A^T AX = YA^T \leftrightarrow \quad (21)$$

$$\leftrightarrow (A^T A)^{-1} A^T AX = YA^T (A^T A)^{-1} \leftrightarrow \quad (22)$$

$$\leftrightarrow A^T AX = YA^T \leftrightarrow \quad (23)$$

$$\leftrightarrow X = [A^T(A^T A)^{-1}]Y \quad (24)$$

Obtém-se assim:

$$X = \begin{bmatrix} -3.4522 \\ 0.7625 \end{bmatrix}. \quad (25)$$

Resultando:

$$Y_{cal} = 0.7625 \times Y_{medido} - 3.4522 \quad (26)$$

Depois de calibrado o acelerómetro, obteve-se o resultado representado na figura 50.

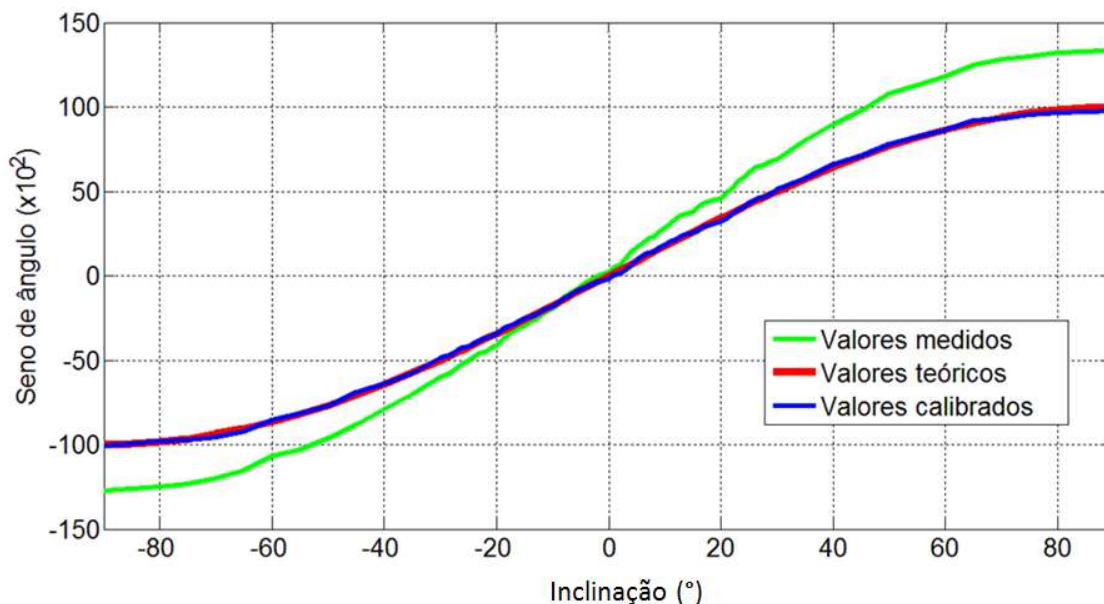


Figura 50 – Valores medidos no acelerómetro antes e depois da calibração.

Como se pode verificar pelo gráfico da figura 50, os valores do acelerómetro depois da calibração, são muito próximos do valor esperado.

De maneira a testar a robustez deste processo vão ser medidos os valores do acelerómetro em dois ensaios feitos trimestralmente.

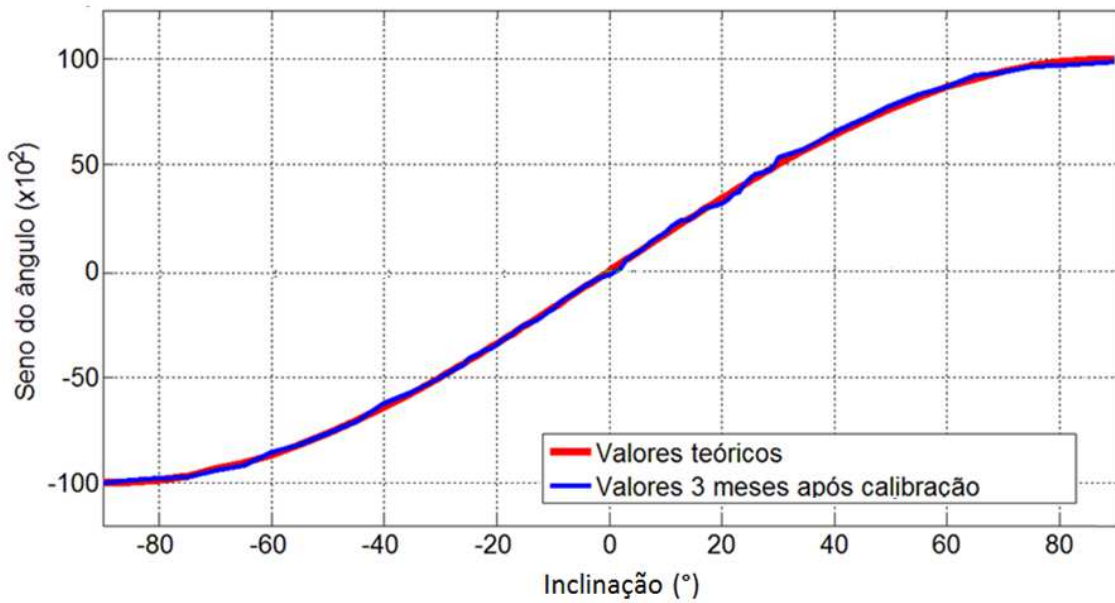


Figura 51 – Valores medidos no acelerômetro no momento da calibração e após 3 meses.

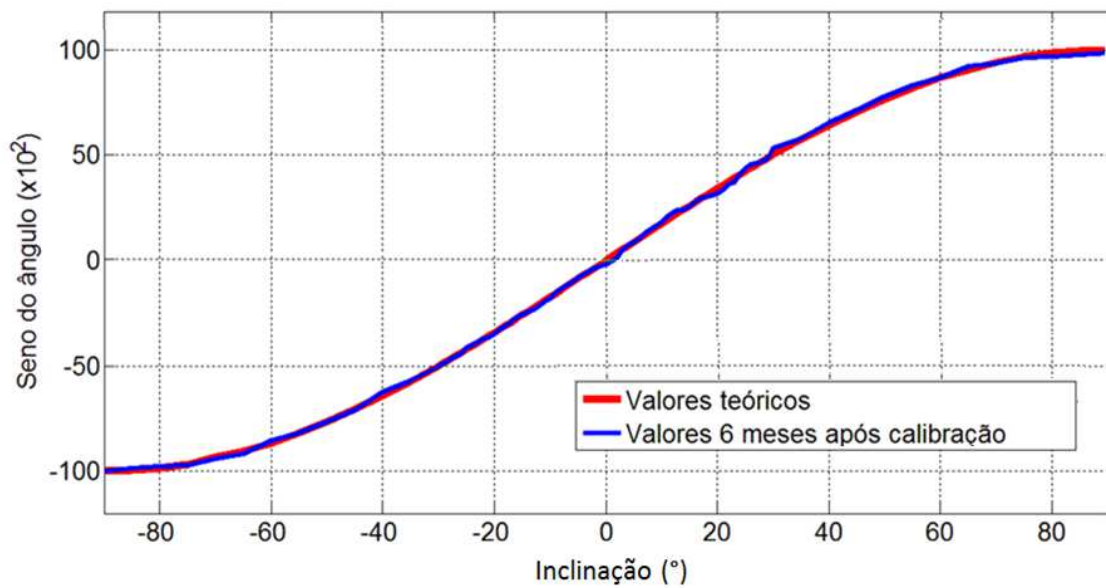


Figura 52 – Valores medidos no acelerômetro no momento da calibração e após 6 meses.

Das verificações três e seis meses após a calibração do acelerômetro pode concluir-se que este método é robusto, porque não há desvios significativos nos valores medidos.

3.5.1 Algoritmo de controlo

O fluxograma presente na figura 53, representa o algoritmo usado no controlo do banco basculante.

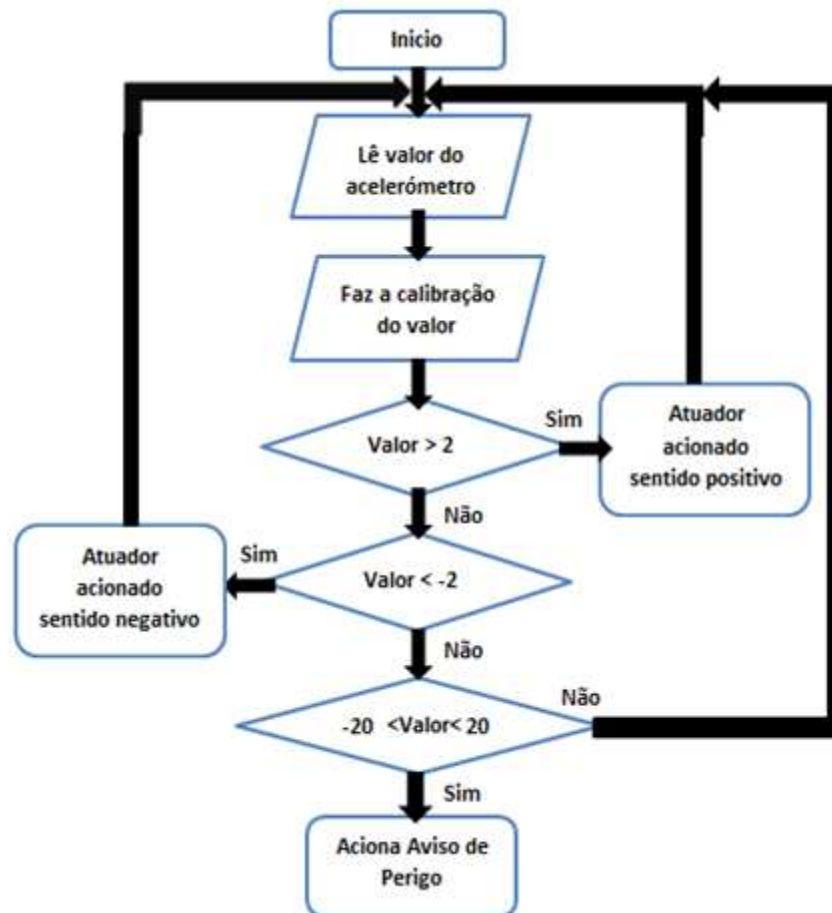


Figura 53 – Fluxograma do funcionamento do controlo do banco basculante.

Note-se que os valores da faixa que é ignorada, assim como os de limite que acionam o aviso de perigo são valores que podem ser ajustados consoante as especificações do motor linear.

3.6 Implementação do controlador

No esquema da figura 54, está representado o esquemático, que representa o sistema implementado para controlar o banco basculante.

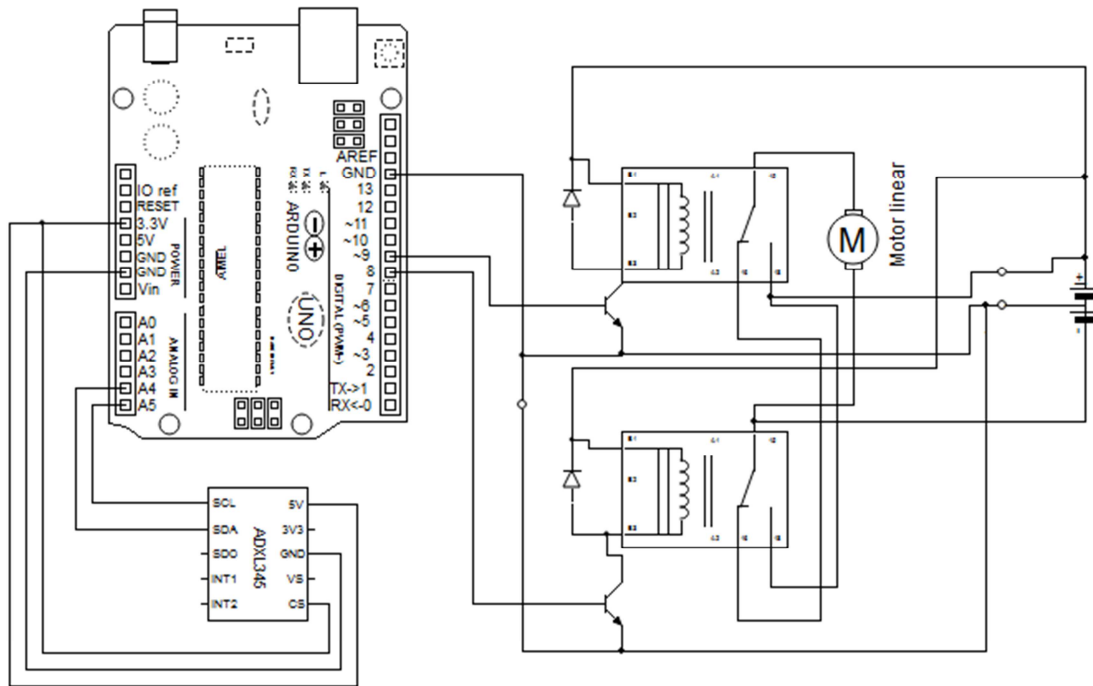


Figura 54 – Esquema representativo do circuito de controlo do banco basculante.

Neste sistema é necessário utilizar excitação independente, pois o motor linear tem que estar habilitado para três estados: desligado, acionado no sentido positivo e acionado no sentido negativo. Assim, a alimentação nos contactos pode ser igual nos dois relés, uma vez que eles têm o acionamento independente.

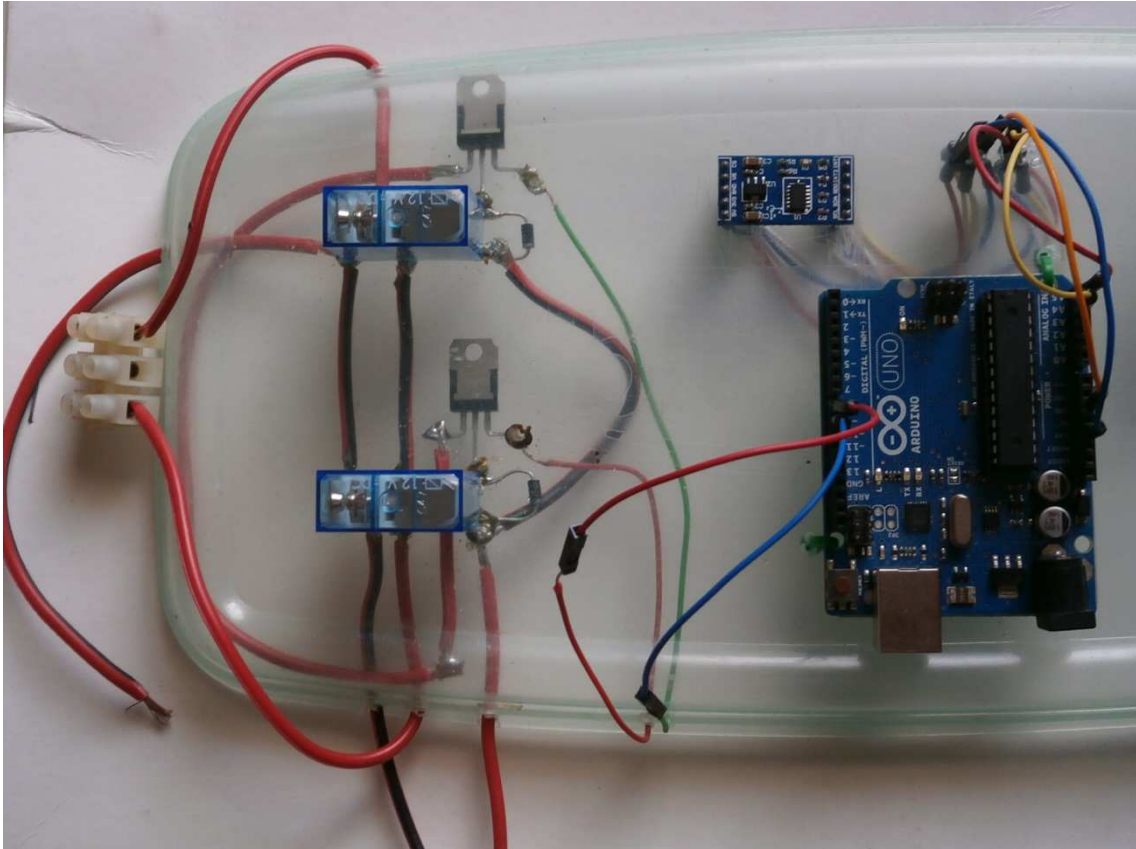


Figura 55 – Circuito de controlo do banco basculante.

3.6.1 Ensaio ao protótipo do controlador

Para testar o funcionamento do controlador do banco basculante, a cadeira de rodas foi sujeita a duas transições de inclinação. Ambas com início num plano horizontal, e depois divergindo para um plano inclinado positivamente e para um plano inclinado negativamente.

3.6.1.1 Transição de um plano horizontal para um plano inclinado positivamente

No primeiro ensaio, tem-se a cadeira de rodas a viajar a uma velocidade constante num plano horizontal, e em certo instante encontra um plano inclinado positivamente na sua trajetória.

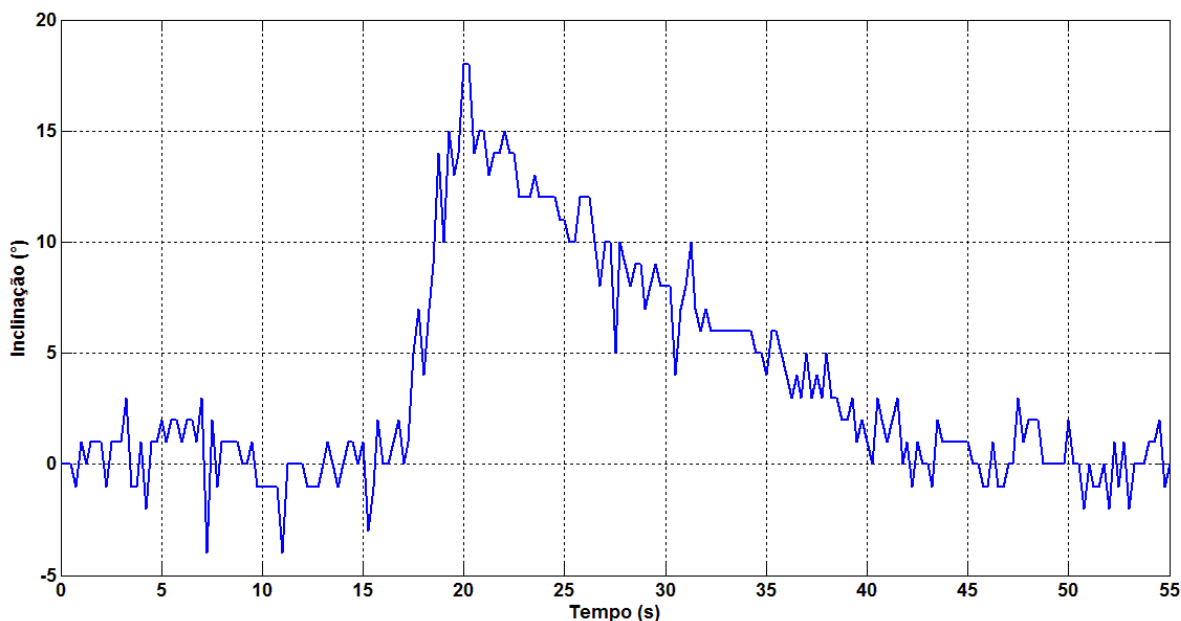


Figura 56 – Ensaio do controlo do banco basculante no plano inclinado positivamente.

Como se pode verificar pela figura 56, na primeira parte do trajeto os valores do acelerómetro variam em torno de zero, uma vez que a velocidade é constante e a inclinação é aproximadamente 0 graus. Por volta dos 15 segundos a cadeira começa a subir uma rampa com inclinação próxima de 15 graus. Nesse momento o motor linear começa a atuar e embora a inclinação se mantenha ao longo do restante trajeto, o valor de inclinação sentido pelo utilizador diminui até chegar próximo de valores em torno de 0 graus, por consequência da atuação positiva do motor linear.

3.6.1.2 Transição de um plano horizontal para um plano inclinado negativamente

Também foi ensaiado o controlador do banco basculante para um plano inclinado negativamente, obtendo-se o gráfico representado na figura 57.

Como se pode verificar o valor da inclinação está inicialmente a oscilar em torno dos 0 graus de inclinação, e após o início do desnível, esse valor varia até perto dos -15 graus. Imediatamente, o motor linear começa a compensar a inclinação, e recolhe o braço até o utilizador sentir inclinação a oscilar em torno de zero e assim ficando numa posição de maior conforto.

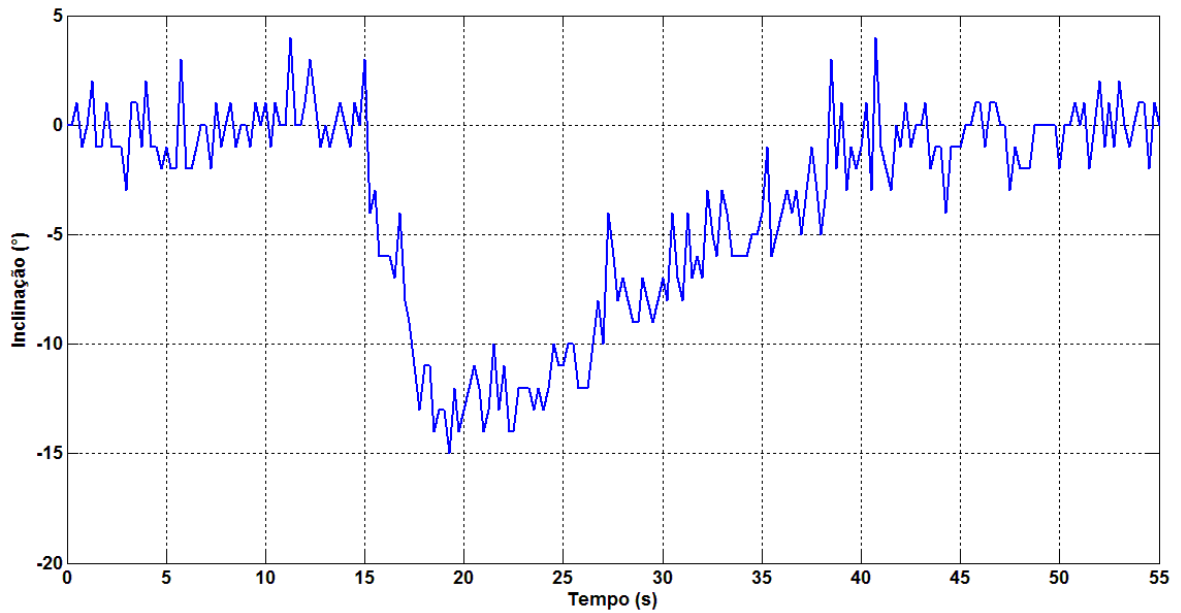


Figura 57 – Ensaio do controle do banco basculante no plano inclinado negativamente

Embora se verifique que o sistema reage às inclinações que se fazem sentir conseguindo compensar plenamente esse fator, este apresenta muita sensibilidade o que provoca alguma oscilação dos valores do acelerómetro e para variações bruscas de inclinação é um sistema lento que pode não conseguir superar as diferenças originadas pelos declives apresentados, atempadamente. Esta condicionante pode ser resolvida se o motor linear tiver uma maior velocidade de atuação.

4 Sistema de gestão de baterias

Neste capítulo faz-se a análise das necessidades do sistema e descreve-se a implementação que foi realizada, assim como as decisões tomadas até ser obtida a sua versão final.

4.1 Requisitos

O sistema de gestão de baterias do veículo tem como objetivo alimentar os diversos subsistemas existentes, sabendo à partida que as drivers utilizadas no acionamento dos motores são as drivers SX8849S e devem ser alimentadas com 24 V.

Como se pode ver pela figura 58, o sistema de gestão deve ter os comandos que possibilitam a interface com o utilizador.

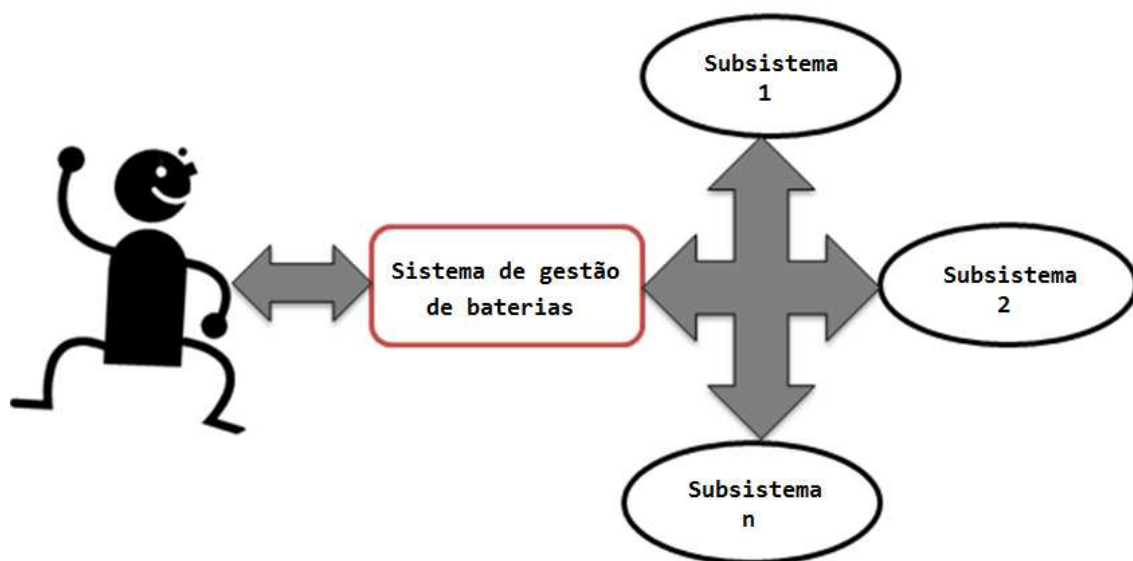


Figura 58 – Fluxograma representativo de comunicação entre utilizador e sistemas.

Os comandos disponíveis para o utilizador estão representados de seguida. Um dos comandos possibilita iniciar e desligar o sistema e o outro escolher entre os modos, OFF, Funcionamento Standard; Carregamento e Funcionamento Reserva, tornando a interface com o utilizador muito intuitiva e de utilização direta.

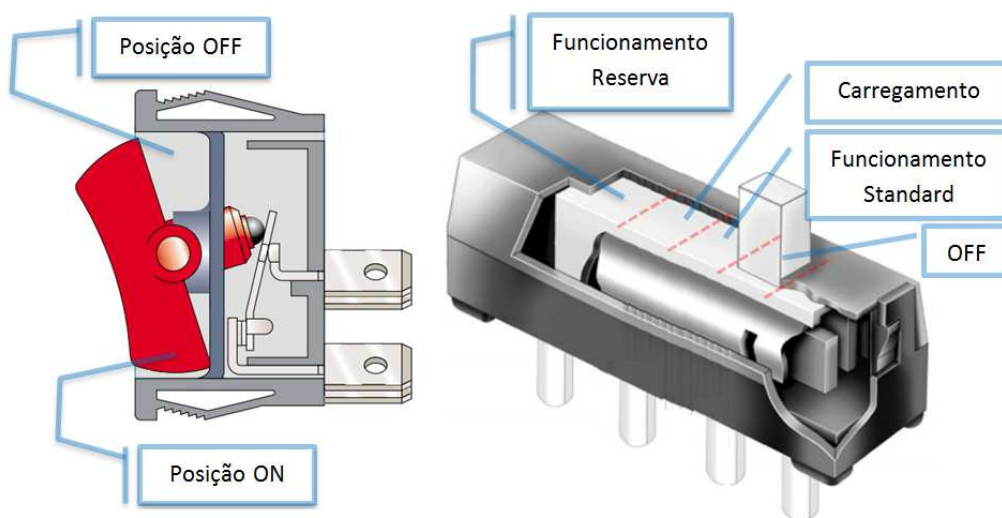


Figura 59 – Comandos de interface com o utilizador.

O sistema de gestão de baterias pretende possibilitar ao utilizador a iniciação do sistema, através de um botão ON-OFF e de outro que permite escolher as várias opções de funcionamento garantindo a segurança dos sistemas e do utilizador independentemente de uma utilização consciente ou inconsciente dos comandos à sua disposição.

Em suma, o sistema de gestão de baterias deverá contemplar os seguintes requisitos:

- Deve ser um sistema de baixo custo;
- Alimentar os componentes do sistema que precisem de alimentação;
- Colocar as baterias (12V) em carregamento;
- Fornecer a alimentação às Drivers SX8849S (15V - 24V) no modo funcionamento.

4.1.1 Funcionamento

Nesta seção vão ser descritos mais pormenorizadamente os vários modos de funcionamento da cadeira de rodas.

4.1.1.1 Funcionamento modo *standard*

Quando o sistema estiver ligado será possível a escolha do modo funcionamento em que as baterias fornecem a tensão e corrente necessária aos motores ficando assim a cadeira habilitada a andar.

4.1.1.2 Funcionamento modo reserva

Quando a cadeira estiver no modo funcionamento normal e o valor de carga nas baterias se situar abaixo do limite mínimo aconselhável o sistema é desligado automaticamente e o utilizador deve receber um alerta de bateria fraca. Este sistema utiliza um sensor de tensão implementado através de um divisor de tensão, e um sensor de corrente como está mostrado na figura 60. O sistema de monitorização só deve permitir mais consumo de carga caso seja seleccionado o modo de funcionamento em reserva.

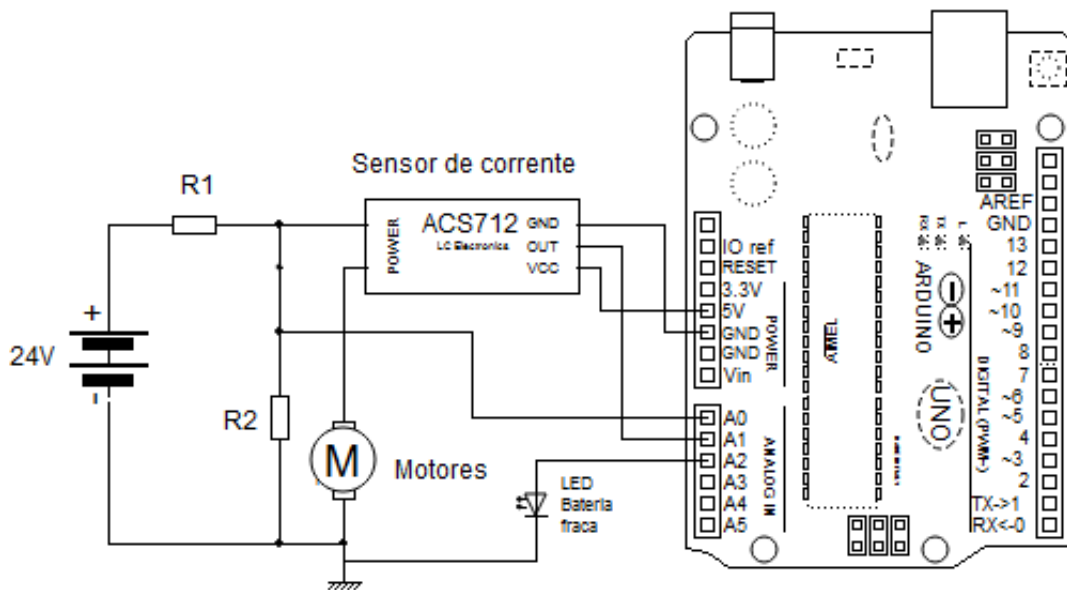


Figura 60 – Controlo do modo Reserva.

A lógica programada para este mecanismo de reserva é a que se pode verificar no fluxograma da figura 61.

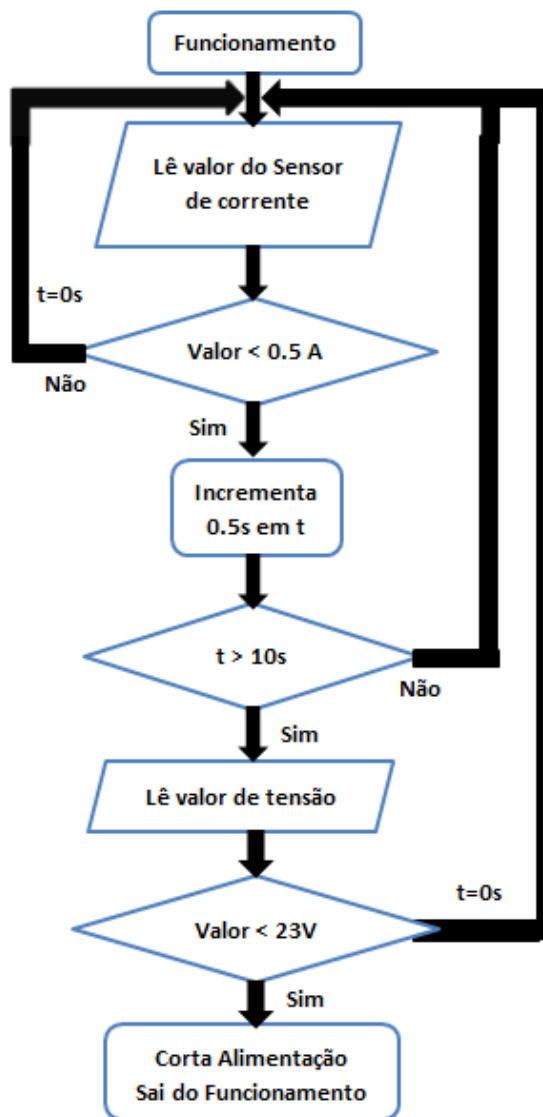


Figura 61 – Fluxograma do modo funcionamento.

Além do modo funcionamento e do modo reserva, o sistema de monitorização deve ter um carregador de baterias incluído e que possibilite o seu carregamento de um modo intuitivo e seguro para o utilizador.

4.2 Tecnologias utilizadas

Nesta seção vai fazer-se a análise dos componentes utilizados na implementação do sistema de gestão de baterias.

4.2.1 Carregador

O Ultimate Speed 3.8 A1 é um carregador de bateria com carregamento de manutenção por impulso indicado para baterias de chumbo com solução de gel ou eletrólito de 6 ou 12V. Para 12V tem capacidade até 120Ah [24].



Figura 62 – Carregador de baterias Ultimate Speed.

4.2.2 Conversor DC-DC

O conversor LM2596 é um conversor que proporciona todas as funções de um conversor Buck, capaz de atingir correntes até 3 amperes. A tensão de entrada pode ir até 40V e a saída é ajustável entre 1,2 a 37V. Tem uma eficiência maior que 90% [25].



Figura 63 – Conversor DC/DC – LM2595

4.2.3 Baterias 12V

As baterias utilizadas são baterias de ácido-chumbo com 12V de tensão e com capacidade de 60Ah. A escolha destas baterias foi fundamentada no seu menor custo em relação com outros tipos de baterias. Podem ver-se algumas das suas vantagens na tabela 1.



Figura 64 – Bateria de Ácido-chumbo de 12V.

4.3 Sistema de alimentação

Nesta seção faz-se a descrição pormenorizada do funcionamento e da implementação do sistema de gestão de baterias.

4.3.1 Esquema geral

Na figura 65, pode ver-se o esquema geral de gestão das baterias, onde se evidenciam as diferentes partes do circuito.

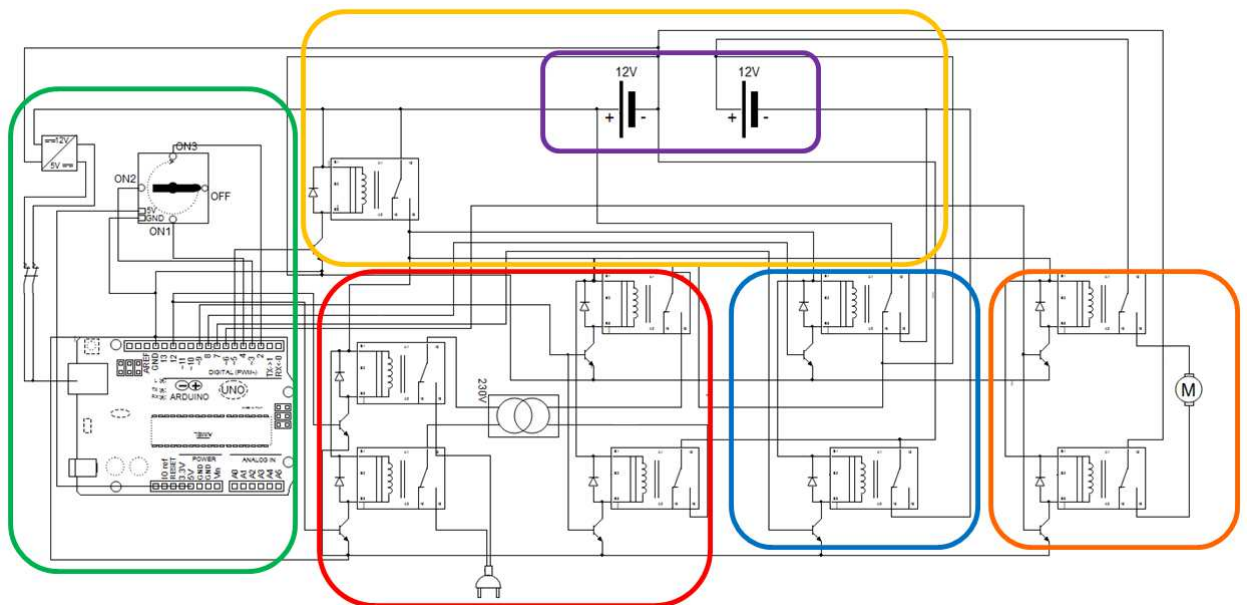


Figura 65 – Esquema geral do circuito de gestão de baterias.

Tabela 11 – Os modos seleccionáveis no sistema de gestão de baterias.

Modos	Entradas		Saídas				
	Botão ON/OFF	Botão Seleccionador	Funcionamento de baterias	Entrada carregador	Saída carregador	Alimentação drivers	Alimentação motor linear
Desligado	OFF	Posição 0	Paralelo	0V	0V	0V	0V
Funcionamento	ON	Posição 1	Serie	0V	0V	24V	24V
Carregamento	ON	Posição 2	Paralelo	230V (AC)	14.4V (DC)	0V	0V
Reserva	ON	Posição 3	Serie	0V	0V	24V	24V

4.3.2 Inicialização do sistema

A figura 66, mostra os componentes que são responsáveis pela inicialização do sistema e a respetiva seleção dos modos de funcionamento.

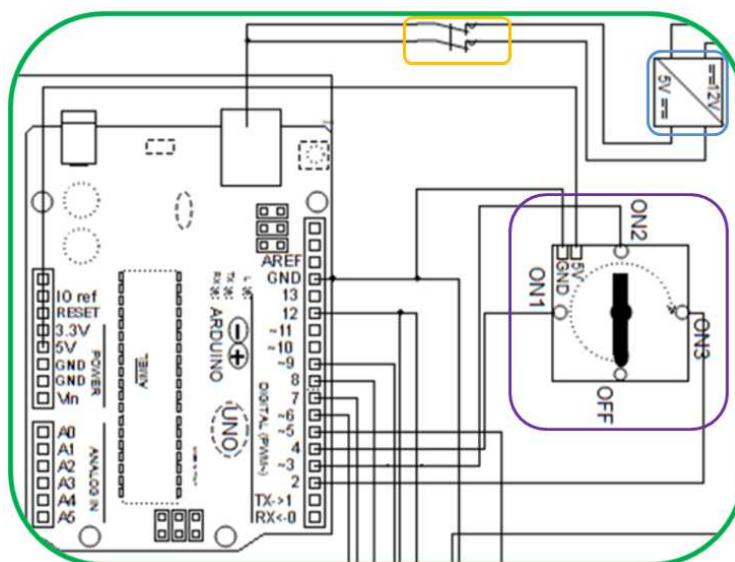


Figura 66 – Esquema de inicialização e seleção de modos de funcionamento.

Como as baterias usadas no sistema são de 12V e a alimentação do arduino é de 5V, foi necessário o uso de um conversor DC-DC para converter a tensão de 12V para 5V, através do conversor mostrado a azul na figura 66.

Para ligar o arduino o utilizador utiliza o botão representado a amarelo que permite a sua alimentação. Após a inicialização do sistema é possível através do botão seletor, escolher qual o modo de funcionamento.

O seletor tem quatro posições. A posição OFF é quando o sistema está desligado e três posições ON, que permitem o funcionamento, carregamento e funcionamento em reserva.

4.3.3 Alimentação dos subsistemas

Na figura 67, pode ver-se o relé que é responsável por isolar ou conectar as baterias a todo circuito de alimentação dos vários subsistemas.

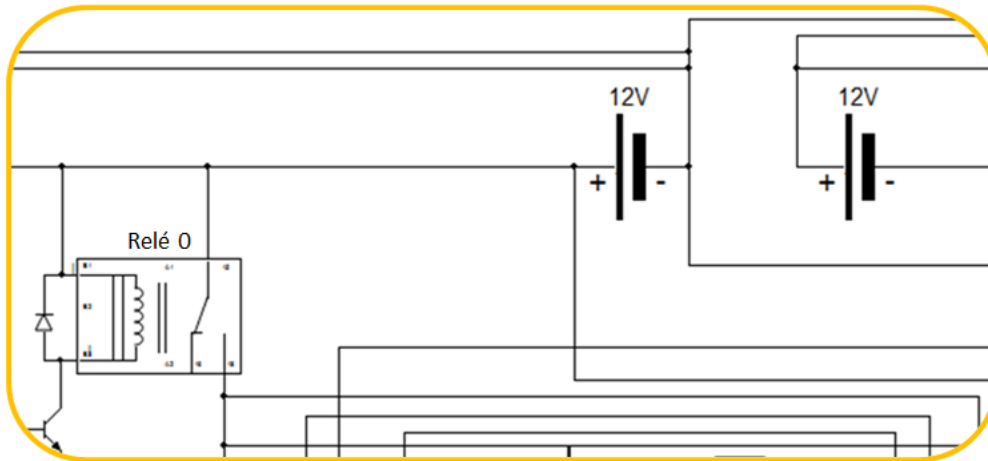


Figura 67 – Representação do sistema de alimentação do circuito.

Quando o utilizador escolhe uma das opções disponibilizadas no sistema, o relé 0 é acionado permitindo a alimentação dos vários subsistemas, possibilitando assim o acionamento dos relés existentes em todo circuito.

De notar que a alimentação dos relés é de 12V, e os sinais de acionamento são enviados pelo arduino e são sinais digitais de 5V.

4.3.4 Ligações do carregador

Quando é escolhido o modo carregamento, é necessário o acionamento dos relés visíveis na figura 68. Como está descrito nas regras de funcionamento no capítulo 4.2.1.1, para o carregamento é necessário ligar primeiro o polo positivo seguido do polo negativo e só depois ligar a ficha do carregador à rede. Para desligar deve ser seguida essa sequência inversamente.

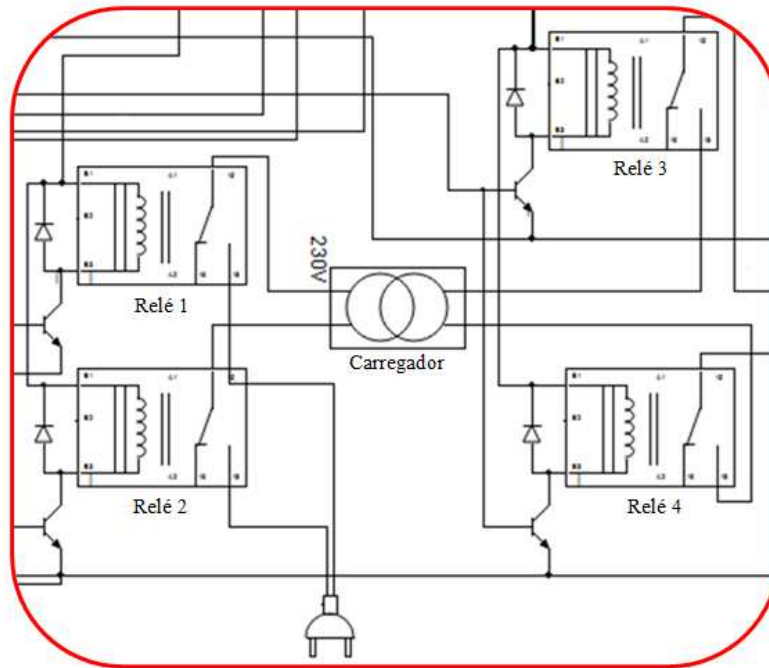


Figura 68 – Esquema de inicialização e seleção de modos de funcionamento.

4.3.5 Modos de funcionamento das baterias

Quando é escolhido o modo funcionamento, é necessário colocar as baterias em série de maneira a disponibilizar 24V para a alimentação das Drivers SX8849S. Quando os relés estão no seu estado inicial as baterias estão a funcionar em paralelo. Quando são acionados colocam as baterias a funcionar em série, ligando o polo negativo da bateria 1 ao polo positivo da bateria 2 e colocando nos terminais livres uma diferença de potencial de 24V.

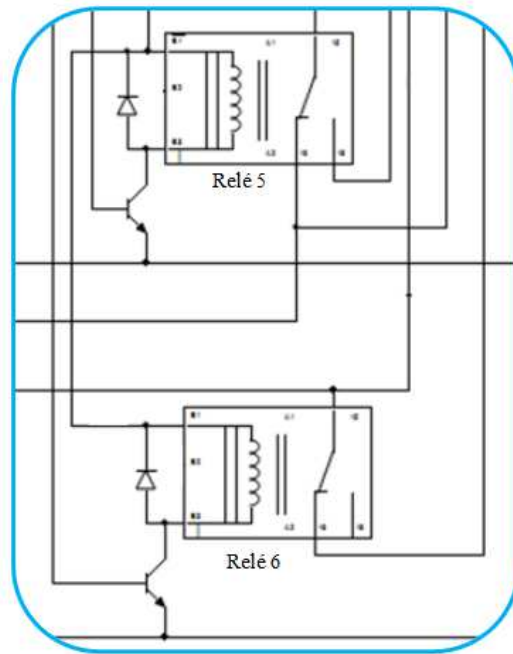


Figura 69 – Módulo de alteração do modo de funcionamento das baterias.

4.3.6 Módulo de saída

Este módulo é o módulo de saída dos 24V para os motores de acionamento e o motor linear. Quando as baterias são colocadas em serie, os relés 7 e 8 são acionados colocado os 24V na saída que alimenta os motores.

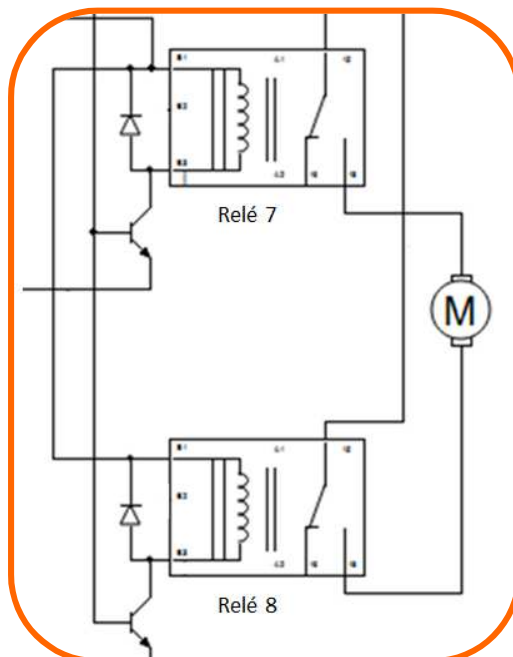


Figura 70 – Módulo de saída do sistema de gestão de baterias.

Tabela 12 – Estado dos relés nos 4 modos de funcionamento do sistema de gestão de baterias.

Modos	Relés								
	0	1	2	3	4	5	6	7	8
Desligado	OFF	OFF	OFF	OFF	OFF	OFF	OFF	OFF	OFF
Funcionamento	ON	OFF	OFF	OFF	OFF	ON	ON	ON	ON
Carregamento	ON	ON	ON	ON	ON	OFF	OFF	OFF	OFF
Reserva	ON	OFF	OFF	OFF	OFF	ON	ON	ON	ON

4.3.7 Protótipo do sistema de gestão de baterias

Após o planeamento do sistema de gestão de baterias, procede-se à implementação do mesmo, como está representado na figura 71. Os elementos foram soldados conforme esquema geral da figura 65.

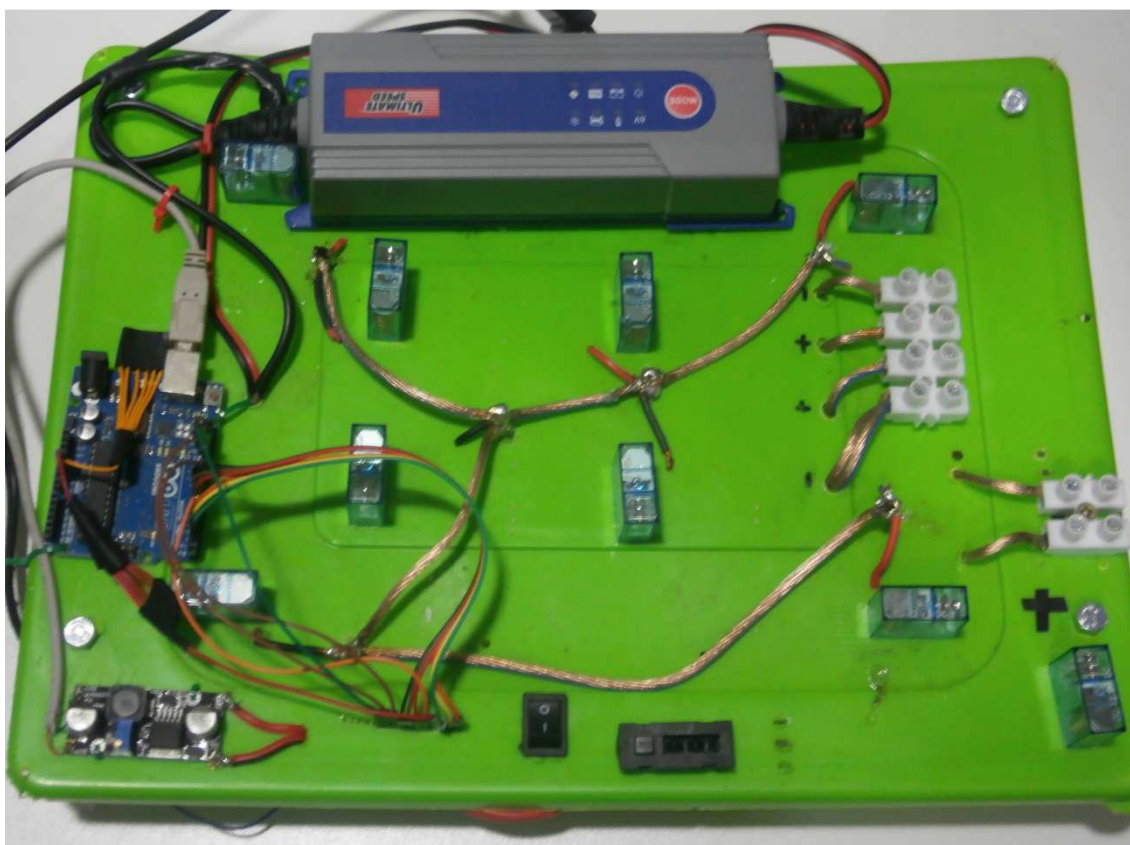


Figura 71 – Implementação do controlador eletrónico.

4.4 Ensaio

Procedeu-se à leitura dos parâmetros reais do protótipo do controlador eletrónico, obtendo-se os resultados presentes na tabela 4.

Tabela 13 – Valores reais medidos no sistema de gestão de baterias.

Modos	Entradas		Saídas				
	Botão ON/OFF	Tensão no botão	Funcionamento de baterias	Entrada carregador	Saída carregador	Alimentação drivers	Alimentação motor linear
Desligado	OFF	0 V	Paralelo	0V	0V	0V	0V
Funcionamento	ON	4.9 V	Serie	0V	0V	24.5V	24.5V
Carregamento	ON	4.9 V	Paralelo	221V (AC)	14.3V (DC)	0V	0V
Reserva	ON	4.9 V	Serie	0V	0V	24.5V	24.5V

Como se verifica na tabela 4, os valores medidos são muito próximos dos valores esperados, e o funcionamento é o pretendido.

Após incorporação dos subsistemas desenvolvidos na cadeira de rodas obteve-se o protótipo que se pode ver na figura 72. Na implementação dos sistemas de banco basculante e sistema de gestão de baterias foram gastos aproximadamente 240 euros. Note-se que neste valor não estão contemplados os restantes sistemas nem a mão-de-obra.

Embora o valor de mercado de cadeira de rodas elétrica varie entre os 2000 e os 5000 euros, há tem quer em conta todas as licenças e legislação de segurança necessária para a sua produção e comercialização está contemplada nestes valores.



Figura 72 – Protótipo da cadeira de rodas.

5 Conclusões e trabalhos futuros

Este trabalho teve dois objetivos bem distintos, a implementação de um sistema de controlo do banco basculante e um sistema de gestão de baterias, tendo como contexto mais global uma cadeira de rodas elétrica.

O estudo da dinâmica do banco basculante, através da análise das equações que descrevem o sistema em diferentes situações de inclinação e aceleração e a implementação de um protótipo de sistema de controlo aplicado ao banco basculante da cadeira de rodas foram concluídos como estava inicialmente proposto. O objetivo de conseguir criar um sistema que minimiza-se as forças exercidas sobre o utilizador e melhorasse a sua segurança foi concretizado. O sistema faz a leitura das forças, que o utilizador pode sentir, provenientes da aceleração em situações de inclinação variável ou da aceleração dinâmica resultante do movimento, e atua de maneira a anular essas forças que são exercidas sobre o utilizador.

Note-se que este sistema é distinto das cadeiras elétricas convencionais na medida em que garante maior segurança quando é necessário fazer percursos com inclinações acentuadas, assim como um maior conforto quando é feita uma utilização da cadeira de rodas durante largos períodos de tempo, tendo como vantagem um custo de implementação reduzido.

Foi também concluído o objetivo de definir os modos de funcionamento e carregamento da cadeira de rodas com base nas necessidades energéticas previstas, assim como, a implementação de um sistema de monitorização que o utilizador pode comandar para escolher as opções que se deseja.

O objetivo de desenvolver um sistema que cumprisse os requisitos e reduzisse ao máximo o material utilizado e os custos associados foi cumprido, dado que o sistema foi desenvolvido de maneira a ter um só carregador capaz de carregar simultaneamente as duas baterias de 12V, foi utilizado apenas um arduino para controlar todo o sistema e que ainda disponibiliza Pins para o controlo dos motores e joysticks.

Os comandos disponíveis para o utilizador apresentam uma interface muito simples e intuitiva garantindo uma abstração total do utilizador em relação ao que está implementado a baixo nível.

Uma das limitações que se verificou é a velocidade do motor linear ser insuficiente quando há variações bruscas da inclinação. Esta condicionante pode ser superada se futuramente se investir num motor linear com maior velocidade de atuação no braço.

Em trabalho futuro considera-se que será uma mais valia serem feitos testes a todos os sistemas, em especial ao sistema de banco basculante, com pessoas com incapacidades motoras e utilizar os seus testemunhos, sensibilidade e experiência para melhoramento dos sistemas.

Referências bibliográficas

- [1] R. M. L. Martins, “Envelhecimento e saúde: Um problema social emergente,” em *Instituto Politécnico de Viseu*, Viseu, 2003.
- [2] S. Harper, “Inovação e longevidade: os desafios colocados aos sistemas de saúde,” em *VIII Conferência da Indústria Farmacêutica*, Lisboa, 2012.
- [3] R. Carneiro, “O Envelhecimento da População: Dependência, Ativação e Qualidade,” Faculdade de Ciências Humanas Universidade Católica Portuguesa , Lisboa, 2012.
- [4] P. Teles, C. Pereira e P. Silva, “Acessibilidade e Mobilidade para Todos,” Portugal, 2006.
- [5] A. Sam, “eHow health,” Demand Media, Inc., 2013. [Online]. Available: http://www.ehow.com/list_7577957_disadvantages-electric-wheelchair.html. (Acedido em 09 02 2013).
- [6] N. Kularatna, *Digital and analogue instrumentation: testing and measurement*, Material, 2003.
- [7] N. Kularatna, “Digital and Analog Instrumentation: testing and measurement,” Londres, Institution of Engineering and Technology, 2003, pp. 572, 573.
- [8] O. Sidek, M. N. M. Nawy e M. A. Miskam, “Analysis of slow-g capacitive cantilever-mass Micro-Machined Accelerometers,” *International Journal of engineering & Technology IJET-IJENS*, vol. 10, p. 141, Dezembro 2010.
- [9] F. Mohd-Yasin, C. E. Korman e D. J. Nagel, “Measurement of noise characteristics of MEMS accelerometers,” Washington DC, 2005.
- [10] B. Earl, “adafruit learning system,” 20 04 2013. [Online]. Available: <http://learn.adafruit.com/adx1345-digital-accelerometer/programming>. (Acedido em 22 08 2013).
- [11] John, “Instrumentation Today,” *Instrumentation Electronics*, 2013. [Online]. Available: <http://www.instrumentationtoday.com/accelerometer/2011/08/>. (Acedido em 13 02 2013).
- [12] Kunstmaan, “Imec - aspire invent achieve,” IMEC, [Online]. Available: <http://www.imec.be/ScientificReport/SR2007/html/1384267.html>. (Acedido em 13 01 2013).
- [13] L. Figueiredo, A. Gafaniz e G. Pereira, “Aplicações de acelerómetros,” Lisboa, 2007.
- [14] IPCI-project, “IPCI,” Leonardo da Vinci Community Vocational, 2006. [Online]. Available: http://81.161.252.57/ipci/microsystems/index_83.htm. (Acedido em 07 09 2013).

- [15] M. Rache A. M., *Mecânica diesel*, Brasil: Hemus, 2004.
- [16] P. U. Lima, “Robô aspirador,” Instituto Superior Técnico, Lisboa, 2011.
- [17] C. Zhihui, L. Guofan e J. Luo, “Research State of Charge Estimation Tactics of Battery,” IEEE Computer Society, Xiang Tan, China, 2010.
- [18] F. L. Grilo, O. P. Dias, I. M. Teixeira e J. P. Teixeira, “Avaliação em Tempo Real da Autonomia de Baterias de Ácido-Chumbo,” em *Terceiras Jornadas de Engenharia de Electrónica e Telecomunicações e de Computadores - JECT'05*, Lisboa, 2005.
- [19] V. Pop, H. Bergveld, P. Notten e P. Regtien, “State-of-Charge Indication in Portable,” IEEE ISIE, Dubrovnik, Croatia, 2005.
- [20] M. J. d. S. e. Lorena, *Cadeira de rodas: A importância do posicionamento no processo de selecção da Tecnologia de apoio*, Ergométrica.
- [21] Arduino SA, “Arduino,” [Online]. Available: <http://www.arduino.cc/>. (Acedido em 21 10 2013).
- [22] Analog Devices, “Digital accelerometer - Datasheet ADXL345,” Analog Devices, 2013.
- [23] T. Rodrigues, “LusoRobótica,” 16 01 2009. [Online]. Available: <http://lusorobotica.com/?topic=33.0>. (Acedido em 08 23 2013).
- [24] Ultimate Speed, Carregador de baterias ULG3.8 A1 - Instruções de utilização e de segurança, Bochum, 2012.
- [25] National Semiconductor, “LM2596 Simple switcher,” National Semiconductor, 1997.

