

BIOMETRIA - CONTROLO AUTONOMO DE CADEIRA DE RODAS

CARLOS EDUARDO FERRAZ ÁVILA DA ROSA
Novembro de 2017

TESE DE PROJETO CURRICULAR 2016/2017

BIOMETRIA

CONTROLO AUTONOMO DE CADEIRA DE RODAS

Carlos Eduardo Ferraz Ávila da Rosa

Orientador no ISEP

Eng^o Constantino Martins

Departamento de Informática – ISEP

MESTRADO EM

ENGENHARIA DE COMPUTAÇÃO E INSTRUMENTAÇÃO MÉDICA

Porto, Novembro de 2017

"Tudo parece impossível até que seja feito."

-Nelson Mandela

RESUMO

O Homem e a tecnologia estão a ter uma evolução conjunta, estes estão cada vez mais fundidos nas tarefas diárias. Isto é notável pelo aumento exponencial de sistemas que interagem com o ser humano numa base constante, como redes social, trabalho informatizado, sistemas de alerta de medicação pela televisão, entre outros. A área da saúde não é exceção, cada dia que passa são criadas novas tecnologias para ajudar o ser humano a ser mais eficaz, independente e ultrapassar transtornos ou doenças.

Neste trabalho é realizado o seguimento de um projeto de licenciatura, em que foi visionado um sistema de biometria para controlo de uma cadeira de rodas. O objetivo é melhorar algumas das falhas existentes no sistema antigo.

Para concretizar este objetivo, foram implementadas as seguintes funcionalidades:

1. Melhorar a transmissão de dados, mudando de banda de comunicação, também como a redução de preço sendo este módulo a tecnologia mais cara do projeto anterior;
2. Criação de sistemas de segurança;
3. Aplicação para *smartphone*;
4. Aumentar a autonomia.

O primeiro protótipo foi implementado sem qualquer tipo de teste. O novo protótipo foi testado com e avaliado com vários grupos de estudo de forma a ter uma avaliação do seu potencial.

Os principais resultados obtidos foram:

1. Alta eficácia dos sistemas de segurança;
2. Resposta rápida da aplicação móvel;
3. Elevado aumento de autonomia;
4. Diminuição de custo;
5. Aumento da distância de comunicação

ABSTRACT

Man and technology are having a joint evolution, these two are increasingly merged in the daily tasks. This is notable for the exponential growth in systems that interact with humans on a constant basis, such as social networks, IT work, television alert systems, etc. The health subject is no exception, every day new technologies are created to help the human being to be more effective, independent and overcome syndromes or diseases.

In the work carried out following a degree project, in which a biometric system for the control of a wheelchair was created. The goal is to improve some of the flaws in the old system.

To achieve this objective, the following functionalities were implemented:

1. Improve data transmission, changing communication bandwidth, as well as reducing the price. This module was the most expensive technology in the previous project;
2. Create a system to increase user security;
3. Smartphone app;
4. Autonomy increase.

The first prototype was implemented without any kind of test. It is necessary to conduct an assessment with several study groups in order to have an evaluation of its potential.

The main results were:

1. High effectiveness of security systems;
2. Fast response of the mobile application;
3. High increase in autonomy;
4. Cost reduction;
5. Increased communication distance.

AGRADECIMENTOS

À Eng^a Cristina Ribeiro, diretora do curso de Engenharia de Computação e Instrumentação Médica pela sua atenção e dedicação que me acolheu muito bem desde a minha chegada dos Açores e por toda a sua paciência.

Ao meu orientador Eng^o Constantino Martins pela disponibilidade ao longo de todo a minha vida académica, pela grande quantidade de conhecimento que me transmitiu e por toda a ajuda.

Ao Eng^o João Paulo Baptista, pelas longas conversas sobre desenvolvimento de hardware e pela sua ajuda no desenvolvimento do produto final.

Ao Dr. João Rocha pela atenção e humildade. Um líder humilde é um líder que possui fibra moral e este dá o exemplo a seguir.

Ao Eng^o Pedro Guimarães pela sua presença nos principais projetos que desenvolvi academicamente oficialmente ou não.

Ao Carlos Ramos, diretor do Mestrado de Engenharia de Computação e Instrumentação Médica por toda a sua atenção no processo de adesão ao mestrado e conhecimento transmitido.

Aos meus grandes colegas de curso Eduardo Fernandes e Alexandre Costa pela interajuda e por toda a amizade.

À antiga Tuna Académica do ISEP por grandes momentos que nunca esquecerei.

À minha Sirigaita que sempre me ajudou, pelo companheirismo, carinho e disponibilidade.

Aos meus tios pela oportunidade e por se disporem a financiar os meus projetos.

À minha irmã pelo sacrifício, pela atenção e por nunca me negar algum recurso que necessitasse.

Aos meus Pais que me ajudaram a tornar tudo isto possível, não sei se um dia conseguirei retribuir à altura tudo o que me proporcionaram e me proporcionam. Por acreditaram sempre em mim, nas adversidades ou não, sempre me incentivaram, obrigado!

Um obrigado a todos os que estiveram presentes na minha vida académica durante estes últimos anos e que contribuíram para o meu crescimento pessoal e profissional.

ÍNDICE

RESUMO.....	III
ABSTRACT	V
LISTA DE FIGURAS	XI
LISTA DE GRÁFICOS.....	XII
ACRÓNIMOS	XIII
1. INTRODUÇÃO	1
1.1 Objetivos	1
1.2 Motivação.....	2
1.3 Contributos.....	2
1.4 Organização da tese	2
2. ESTADO DA ARTE	5
2.1 Image Based Data Glove	5
2.2 Nintendo Power Glove	6
2.3 AcceleGlove	7
3. EVOLUÇÃO TECNOLÓGICA NA SAÚDE	9
3.1 Eletrónica na saúde.....	9
3.2 Engenharia na saúde	9
3.3 Robótica na saúde	10
3.4 Visão global das tecnologias na saúde.....	12
4. FERRAMENTAS	15
4.1 Arduino.....	15
4.1.1 Vantagens do Arduino	15
4.1.2 ADC	16
4.1.2.1 Funcionamento do ADC.....	16
4.2 Utilização de Xbee	17
5. LUVA BIOMÉTRICA.....	19
5.1 Sensores	19
5.1.1 Sensor de deformação.....	19
5.2 Processamento de Sinal	20
5.3 PCB.....	21
5.3.1 PCB da cadeira.....	24
5.4 Controlo	27

5.4.1	Calibração.....	27
5.4.2	Decomposição de vetores	28
5.4.3	Decomposição no eixo X/Y e controlo dos motores.....	29
6.	RESULTADOS	31
7.	MELHORAMENTOS	33
7.1	Transmissão de dados.....	33
7.1.1	UHF – <i>Ultra High Frequency</i>	33
7.1.2	Abordagem de UHF	34
7.1.3	PPM e PWM	35
7.1.4	Implementação de UHF	36
7.2	Segurança.....	37
7.2.1	Sistema de colisão frontal.....	38
7.2.2	Sistema de deteção de chão	38
7.2.3	Sistema de seguimento de linha.....	39
7.3	Sistemas de Energia	40
7.3.1	Bateria de Ácido de Chumbo	40
7.3.2	Bateria de Ião de Lítio (Li-Ion)	41
7.3.3	Bateria de Polímero de Lítio (Lipo)	42
7.3.3	Bateria de Grafeno.....	42
7.3.4	Bateria Lítio de Alta Tensão (LiHV).....	43
7.3.5	Fosfato de Lítio e Ferro (LiFePO ₄).....	44
7.3.6	Implementação do sistema de energia	44
8.	APLICAÇÃO MOVEI	46
8.1	Desenvolvimento.....	47
8.2	Casos de utilização	48
8.3	Modelação do Sistema.....	48
8.4	Desenvolvimento Aplicacional	51
9.	AValiação	53
10.	CONCLUSÕES	57
10.1	Evolução da luva biométrica	57
10.2	Desenvolvimentos futuros.....	58
11.	REFERÊNCIAS.....	59

LISTA DE FIGURAS

Fig. 1 - Luva por processamento de imagem.	5
Fig. 2 - Nintendo Power Glove.	6
Fig. 3 – AcceleGlove.	7
Fig. 4 - O uso cirurgia robótica.	11
Fig. 5 - Placa mais popular, Arduino Uno R3.	15
Fig. 6 - Entradas analógicas do Arduino Nano 3.1 (Rosa, 2014).	16
Fig. 7 - Módulo Xbee <i>Through-Hole</i> .	17
Fig. 8 - Módulo Xbee SMD.	18
Fig. 9 - Sensor de deformação.	19
Fig. 10 – Circuito Final. O sensor de deformação está representado no retângulo verde (Rosa, 2014).	20
Fig. 11 - Esquema do modelo final (Rosa, 2014).	22
Fig. 12 - PCB do último modelo (unidades de tamanho em mm) (Rosa, 2014).	23
Fig. 13 - Placa impressa no <i>SeeedStudio</i> FusionPCB (Rosa, 2014).	23
Fig. 14 - Esquema do modelo da cadeira (Rosa, 2014).	25
Fig. 15 - PCB do modelo da cadeira (unidades de tamanho em mm).	26
Fig. 16 - Placa impressa no <i>SeeedStudio</i> FusionPCB (Rosa, 2014).	26
Fig. 17 - PCB da cadeira com todos os componentes (Rosa, 2014).	27
Fig. 18 - Acordo de comunicação (Rosa, 2014).	28
Fig. 19 - Mão direita do ser humano (Rosa, 2014).	29
Fig. 20 - Ajuste da velocidade (Rosa, 2014).	30
Fig. 21 - Luva completa sem Xbee (Rosa, 2014).	31
Fig. 22 - Protótipo implementado como cadeira de rodas (Rosa, 2014).	31
Fig. 23 - Teste de obstáculos no LSA (Rosa, 2014).	32
Fig. 24 - Comando com modulo de transmissão UHF.	34
Fig. 25 - Modulo recetor de UHF.	34
Fig. 26 - Osciloscópio a mostrar o ruido de GND.	35
Fig. 27 - Comparação entre PPM e PWM.	36
Fig. 28 – Par de transmissor recetor.	36
Fig. 29 - Sistema filtrado.	37
Fig. 30 - Módulos de sonar implementados no protótipo.	38
Fig. 31 - Sensor de deteção de superfície.	39

Fig. 32 - Sensores de seguimento de linha.	40
Fig. 33 – Bateria de Grafeno.	42
Fig. 34 – Baterias LiHV 3S 5.2Ah e conector XT60 paralelo.	45
Fig. 35 – Bateria de Fosfato de Lítio e Ferro (LiFePO ₄).	45
Fig. 36 - Representação esquemática da arquitetura lógica da aplicação.	49
Fig. 37 - Tabela da trama de transferência associada à comunicação entre o dispositivo móvel e o módulo de Bluetooth.	50
Fig. 38 - Blocos da activity responsável pelo movimento da cadeira de rodas por controlo de eixo dimensional.	50
Fig. 39 - Activity responsável pela exibição dos valores dos parâmetros vitais.	52
Fig. 40 - Prova de contorno de obstáculos.	53
Fig. 41 – Tabela de resultados do grupo 1 (pessoas sem limitações físicas).	54
Fig. 42 - Tabela de resultados do grupo 2 (profissionais de saúde).	55
Fig. 43 - Tabela de resultados do grupo 2 (pessoas com limitações físicas).	56

LISTA DE GRÁFICOS

Gráf. 1 - Resposta do circuito final.	21
--	----

ACRÓNIMOS

ADC	Analogic to Digital Converter
API	Application Programming Interface
AT	Application Transparent
BPS	Bits per Second
EAGLE	Easily Applicable Graphical Layout
GPIO	General Purpose Input/Output
GPS	Global Position System
GSM	Global System for Mobile
I/O	Input/Ouput
I2C	Inter-Integrated Circuit
OEM	Original Equipment Manufacturer
P2P	Peer-to-Peer
PAN	Personal Area Network
PCB	Printed Circuit Board
SMD	Surface Mount Device
SMT	Surface Mount Technology
SPI	Serial Peripheral Interface
USART	Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter

1. INTRODUÇÃO

O trabalho desenvolvido nesta dissertação de mestrado teve como base o meu projeto de licenciatura, “Luva Biométrica para Controlo de Uma Cadeira de Rodas”. A arquitetura deste projeto serviu como alicerce ao novo protótipo, onde foram desenvolvidas novas funcionalidades e resolvidos problemas da versão anterior. Nomeadamente, o antigo projeto tinha alguns objetivos que passavam paralelamente pela aquisição de conhecimento em certas áreas, com por exemplo redes Xbee e DigiMesh, no entanto essas passagens acabaram por trazer algumas inconveniências. Algumas delas eram a autonomia limitada e sobrelotação da gama dos 2.4GHz O novo desenvolvimento expõe algumas falhas existentes no projeto antigo, assim como foram resolvidas ou melhoradas.

Uma procura para os problemas atuais de saúde que é desconhecido o seu indicio continua a ser um fator importante, certas doenças como Alzheimer e Esclerose Lateral Amiotrófica não tem uma causa definida. A cadeira de rodas terá a capacidade de guardar dados do paciente, com uma patologia, de forma massiva durante a sua utilização, abre a oportunidade de criar uma plataforma com abordagem de IOT para investigação e procura de um padrão para descobrir as causas que indiciam tais doenças.

1.1 Objetivos

O principal objetivo desta tese é melhorar o produto final da luva biométrica, bem como algumas funcionalidades da cadeira de rodas e criar novas implementações. Desta vez o intuito é de melhorar cada abordagem realizada independentemente da aquisição de conhecimento paralelo, tentando melhorar o preço ao não utilizar tecnologias como Xbee, mantendo ou melhorando as funcionalidades.

O foco de mercado desta prova de conceito visa trazer mobilidade a um paciente que tenho sofrido algum transtorno de saúde e apenas tenha capacidade motora nas mãos, sendo necessário apenas uma.

Outro objetivo importante é realizar uma forma de aquisição de dados adquiridos na cadeira de rodas de uma forma constante para encaminhar para futura investigação de dados para encontrar um indicio para uma doença que a sua causa

seja desconhecida. O fundamento é apenas a aquisição e não o tratamento dos dados.

1.2 Motivação

A motivação para o desenvolvimento deste projeto prendeu-se com o facto de ter na família e entre amigos pessoas que tiveram necessidade de encontrar algo que as ajudasse a movimentar e a tornar a sua vida um tanto ao quanto menos dependente de terceiros. Assim sendo, foi pensada uma cadeira de rodas mais eficaz, com sensores que a fazem deslocar através de ligeiros movimentos dos dedos de um dos membros superiores. Deste modo, pessoas com uma mobilidade quase nula poderão adquirir alguma mobilidade, e deslocar-se de modo praticamente independente.

1.3 Contributos

Este projeto contribui para um maior conforto e independência para pessoas com limitações físicas. Também explora certos conceitos que nunca tinham sido abordados na área da saúde como uma aquisição de dados de forma indireta sobre um caso.

O levantamento de sistemas na área da eletrotecnia cria um apanhado de tecnologias viáveis para certos tipos de aplicação. Que tecnologias utilizar e não utilizar em certos implementos.

1.4 Organização da tese

Inicialmente, no capítulo 1, é feita uma breve introdução e abordagem sobre a saúde. No capítulo 2, é exposto alguns produtos e abordagens sobre a biometria de mão, diferentes abordagens realizadas e onde estas primam e falham no objetivo desta tese.

De seguida, no capítulo 3, é feito um levantamento sobre a evolução da tecnologia ligada à saúde a nível mundial.

No capítulo 4 faz-se uma abordagem sobre cadeiras de rodas, a sua origem e soluções atuais.

Seguidamente, no capítulo 5, são expostas as ferramentas utilizadas como o Arduino para processamento e o Xbee como meio de comunicação sem fios. Foi abordado com o aprofundamento prático e teórico necessário para a forma como foram aplicadas ao projeto.

No capítulo 6 inicia-se o desenvolvimento prático da solução. Refere-se a forma como foram implementadas as ferramentas, aspetos e protocolos utilizados. Também são abordados os circuitos, placas de circuito impresso e as suas várias etapas.

No capítulo seguinte é feita a exposição do produto final e os testes de resposta numa pista de obstáculos.

O capítulo 7 explica todo o processo de evolução, levantamento de tecnologias necessárias para melhorar o modelo anterior.

O capítulo 8 é referente à aplicação móvel criada, de forma a controlar a cadeira a partir de um *SmartPhone*, por um familiar ou cuidador do paciente como funcionalidades que são um extra, e a possibilidade de tirar parâmetros de um paciente na cadeira com uma abordagem de IOT.

No capítulo 9 são conduzidos alguns testes com diferentes grupos de pessoas de forma a validar o novo modelo.

Por fim, no último capítulo, são retiradas algumas conclusões sobre a solução e possíveis evoluções futuras.

2. ESTADO DA ARTE

Na área da biometria foram realizados muitos progressos, mas não ainda existe capaz realizar leituras de sinais bioelétricos de forma pequena e precisa. Normalmente é sempre utilizada uma forma de medida externa, com sensores ou processamento de imagem. Um exemplo de medida biométrica da mão é o projeto “Image Based Data Glove”.

2.1 Image Based Data Glove

A “Image Based Data Glove” (IBDG) é um sistema de acompanhamento visual que estima a posição 3D das pontas dos dedos e, por sua vez, usa essa informação para estimar a flexão e a adução dos dedos através cinemática inversa (processo normalmente utilizado em robótica).

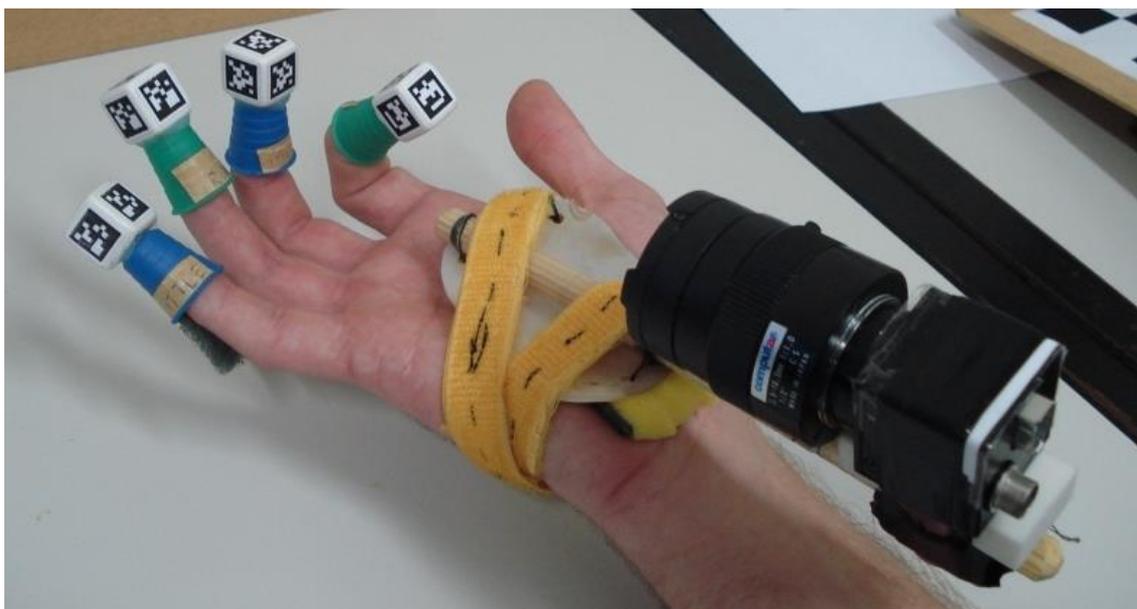


Fig. 1 - Luva por processamento de imagem¹.

O hardware IBDG é composto por um marcador ligado a cada ponta do dedo e uma câmara com transmissão por IEEE1394 (firewire) anexada na palma da mão do utilizador (**Fig. 1**).

Nas faces de cada dado, existem padrões visuais quadrados com rebordo de 10 mm. Os rebordos dos padrões visuais são 5 mm menores do que os dos dados,

¹ <http://vitorpamplona.com/wiki/The%20Image-Based%20Data%20Glove>

porque é necessário garantir uma margem branca em torno do padrão, um requisito comum de muitos sistemas de acompanhamento visual (Pamplona, 2008).

2.2 Nintendo Power Glove

A “Nintendo Power Glove” foi o um produto comercial da Nintendo, lançando como um controlo remoto para a NES (Nintendo Entertainment System).



Fig. 2 - Nintendo Power Glove².

Tinha o propósito de ser utilizado como elemento de realidade virtual, tendo falhado devido à complexidade e prematuridade de tecnologia de realidade virtual. Outro problema é que a NES original da Nintendo não é tecnologicamente sofisticada o suficiente para lidar com os ambientes tridimensionais que realmente poderiam tirar proveito da luva (Rich McCormick, 2016).

² <https://www.playerattack.com/imagery/2015/01/NintendoPowerGlove.jpg>

2.3 AcceleGlove

No final de maio de 2009, a AnthroTronix, uma empresa com sede em Silver Spring, MD, lançou sua primeira versão comercial do AcceleGlove, uma luva programável que registra mão e movimentos de dedos.



Fig. 3 – AcceleGlove³.

Ela vem com um software que permite aos *developers* programar em Java para qualquer aplicação que desejem. A AnthroTronix desenvolveu inicialmente a luva com o Departamento de Defesa dos EUA para controle robótico. A luva também pode ser usada em jogos, treino desportivo ou reabilitação física (Mat Smith,2014).

Este produto é o mais semelhante a termos de funcionalidade da luva apresentada neste projeto, no entanto a abordagem é realizada é a mais distante de todas. A utilização de acelerómetros permite um calculo mais preciso da cinemática inversa, no entanto tem algumas desvantagens, como ter que estender a mão numa posição horizontal para apenas contar com vetor negativo em Z. Uma

³ <http://www.ohgizmo.com/wp-content/uploads/2009/07/acceleglove.jpg>

abordagem para eliminar o fator da horizontalidade seria utilizar giroscópios em vez de acelerômetros para detectar movimento, contudo esta abordagem elimina a possibilidade de cálculo de cinemática inversa.

3. EVOLUÇÃO TECNOLÓGICA NA SAÚDE

A medicina é uma prática racional, rigorosa e sustentada pela ciência que tem vindo a desenvolver novos conhecimentos na área da saúde, diferentes meios de diagnóstico e conclusões mais fidedignas das patologias dos pacientes.

Em 1800 começaram a surgir os primeiros dispositivos médicos que permitiam avaliar e entender certas características do corpo humano. Foi então que ocorreram os primeiros grandes acontecimentos científicos relacionados com a medicina e desenvolvidos instrumentos que ainda hoje são utilizados

São considerados ferramentas simples e que fazem parte do quotidiano hospitalar, de entre os quais o termómetro, o microscópio, o estetoscópio, etc.

Todo este desenvolvimento científico permitiu facilitar a descoberta de determinadas doenças e o aprofundamento do conhecimento do funcionamento do corpo humano.

Nesta época começou a utilizar-se a eletricidade para alimentar determinados aparelhos que se tornaram imprescindíveis no tratamento de estados de dor, espasmos e condições cerebrais como a epilepsia (Rosa, 2014).

3.1 Eletrónica na saúde

Eletrónica é a ciência que estuda a forma de controlar a energia elétrica por meios elétricos e tem tido uma contribuição inegável e valiosa no campo da medicina. Estuda o uso de circuitos formados por componentes elétricos e eletrónicos, com o principal objetivo de transformar, transmitir, processar e armazenar energia, utilizando a energia elétrica como alimentação.

O conhecimento médico combinado com métodos tecnológicos disponíveis no campo da eletrónica têm originado novos dispositivos médicos eletrónicos essenciais para a evolução da saúde.

Portanto, na área da medicina, a eletrónica tem contribuído com uma vasta gama de aplicações, desde o diagnóstico ao tratamento, sempre com o objetivo de fornecer novas ferramentas para melhorar o bem-estar da população (Rosa, 2014).

3.2 Engenharia na saúde

A engenharia biomédica é uma área que integra princípios das ciências exatas e ciências da saúde, desenvolvendo abordagens inovadoras aplicadas na prevenção, diagnóstico e terapia de doenças.

É assim outro ramo da ciência que também contribuiu com grandes inovações no campo da medicina e melhorias hospitalares. Esta área encontra-se em grande expansão e dedica-se principalmente ao desenvolvimento e produção de instrumentos médicos e ao estudo dos organismos vivos analisados pela ótica da engenharia. Esta é uma vertente científica bastante vasta, uma vez que, tende estabelecer a interface entre as várias engenharias e as ciências da saúde (Rosa, 2014).

3.3 Robótica na saúde

No que diz respeito à robótica, é uma tecnologia que envolve o conhecimento técnico e científico que engloba computadores, robôs e computação.

Este ramo educacional e tecnológico permite o desenvolvimento de sistemas compostos por partes mecânicas automáticas e controladas por circuitos integrados, tornando sistemas mecânicos motorizados, controlados manualmente ou automaticamente por circuitos elétricos.

De um modo muito simples, e aos olhos dos leigos, estes aparelhos não passam de fios unidos e mecanismos, que juntos concebem um robô. É errado afirmar que estas máquinas são vivas, no entanto o objetivo é mesmo a recriação de movimentos reais, vivos.

Na área da engenharia, para se idealizar e contruir um robô é necessário conjugar diversos conhecimentos ao nível das ciências como a física e a matemática, conjugando diversas áreas da engenharia, como a mecânica, a eletrônica, os computadores, etc.

Atualmente, na medicina já se aplicam diversas funcionalidades características dos robôs, como a inteligência artificial, a precisão, a autonomia, etc.

Estas capacidades dos robôs têm tido uma utilidade bastante ampla na área da saúde que vai desde as intervenções cirúrgicas à distância, passando pelos membros e órgãos artificiais que são capazes de obedecer a estímulos, pelas cadeiras de rodas sofisticadas que obedecem a sensores, até aos robôs que ajudam nos apoios logísticos hospitalares como é o caso do robô Helpmate que transporta refeições e medicamentos.

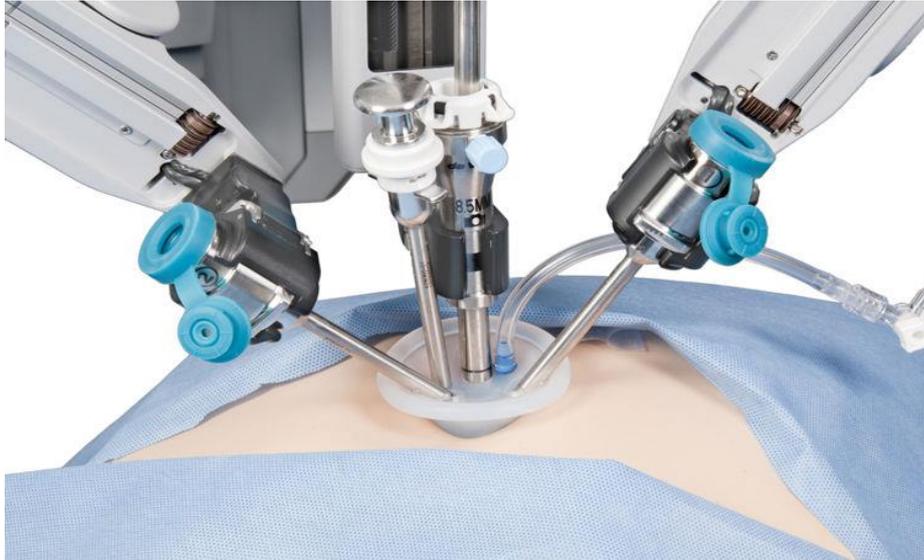


Fig. 4 - O uso cirurgia robótica⁴.

As primeiras patentes surgiram em 1946 com robôs muito primitivos, para transportar maquinaria da empresa Devol. Também nesse ano surgem os primeiros computadores. Em 1954, Devol desenha o primeiro robô programável.

Em 1960 apresentou-se o primeiro robô “Unimate”, baseado na transferência de artigos e projetado a partir de uma dissertação de mestrado publicada por um aluno em uma universidade norte-americana. Em 1961 o robô Unimate instalou-se na Ford Motors Company para auxiliar uma máquina de fundição de troquel. Em 1966, Trallfa, uma empresa norueguesa, construiu e instalou um robô de pintura por pulverização. Em 1971, O “Stanford ARM”, um pequeno braço de robô de acionamento elétrico, foi desenvolvido por uma equipa de professores na Stanford University. Já em 1978, introduziu-se o robô Puma para tarefas de montagem por Unimation, baseando-se em desenhos obtidos em um estudo da General Motors.

Atualmente, o conceito de robótica evoluiu para os sistemas móveis autônomos, que são aqueles capazes de desenvolver-se por si mesmos em meios desconhecidos e parcialmente mutantes sem necessidade de supervisão. Nos dias de hoje, a robótica debate-se entre modelos ambiciosos, como é o caso do IT, desenhado para expressar emoções, o COG, também conhecido como o robô de quatro sentidos, o famoso Soujourner ou o Lunar Rover, veículo de turismo com controle remotos, e outros bem mais específicos como o Cypher, um helicóptero

⁴ <https://www.laparoscopyhospital.com/new/assets/images/davinci.jpg>

robô de uso militar, o guarda de trânsito japonês Anzen Taro ou os robôs mascotes da Sony.

Em suma, a história da robótica é possível classificar-se em cinco gerações: as duas primeiras, já atingidas nos anos oitenta, incluíam a gestão de tarefas repetitivas com autonomia muito limitada. A terceira geração incluiria visão artificial, no qual se avançou muito nas décadas de oitenta e noventa. A quarta inclui mobilidade avançada em exteriores e interiores e a quinta entraria no domínio da inteligência artificial no qual se está trabalhando atualmente (Rosa, 2014).

3.4 Visão global das tecnologias na saúde.

Nos Estados Unidos da América desenvolvem-se os maiores avanços ao nível da tecnologia da medicina, no entanto na União Europeia já existem também progressos a este nível. Em Portugal, neste momento, já se vive uma nova etapa no que diz respeito às novas tecnologias da saúde.

Contudo, apesar de o país ter efetivamente grandes estudos tecnológicos na área da saúde, o estado português tem vindo a dispensar maior atenção ao sistema nacional de saúde, do que propriamente às inovações que se podem fazer acontecer. No entanto, as políticas da saúde evoluíram muito nos últimos trinta anos, passando por várias reformas, mas sempre com um objetivo muito bem definido: criar um sistema estável e sustentado.

Não obstante que esta gestão é uma das maiores preocupações, não se deve descurar que a saúde é tradicionalmente “objeto de estudo de esferas científicas bem enraizadas e amplamente legitimadas no campo social e científico em Portugal, como a medicina e as ciências biomédicas” (Antunes, 2009: 117).

Assim, e verificando à escala mundial, a tecnologia da saúde não deveria ser desprezada em detrimento de outros domínios, pois esta constitui um importante setor de inovação podendo ser um dos investimentos mais sustentáveis ao nível da saúde. As tecnologias ligadas e relacionadas com a saúde podem servir de resposta para o país configurar um sistema de saúde capaz de gerar desenvolvimentos económicos e proporcionar melhor qualidade de atendimento, de diagnóstico e terapêutica aos seus utentes. Nos hospitais públicos são poucos os recursos, dando lugar assim aos privados que modernizam o seu atendimento

hospitalar e as suas técnicas terapêuticas conseguindo melhores resultados.

Lamentavelmente, hoje, Portugal ainda depende em grande escala de investidores estrangeiros para apoiar estudos ao nível das inovações das tecnologias para a saúde (Rosa, 2014).

4. FERRAMENTAS

4.1 Arduino

Arduino é um projeto de hardware e software *opensource* e comunidade de utilizadores que projeta e fabrica microcontroladores que podem sentir e controlar objetos no mundo físico.

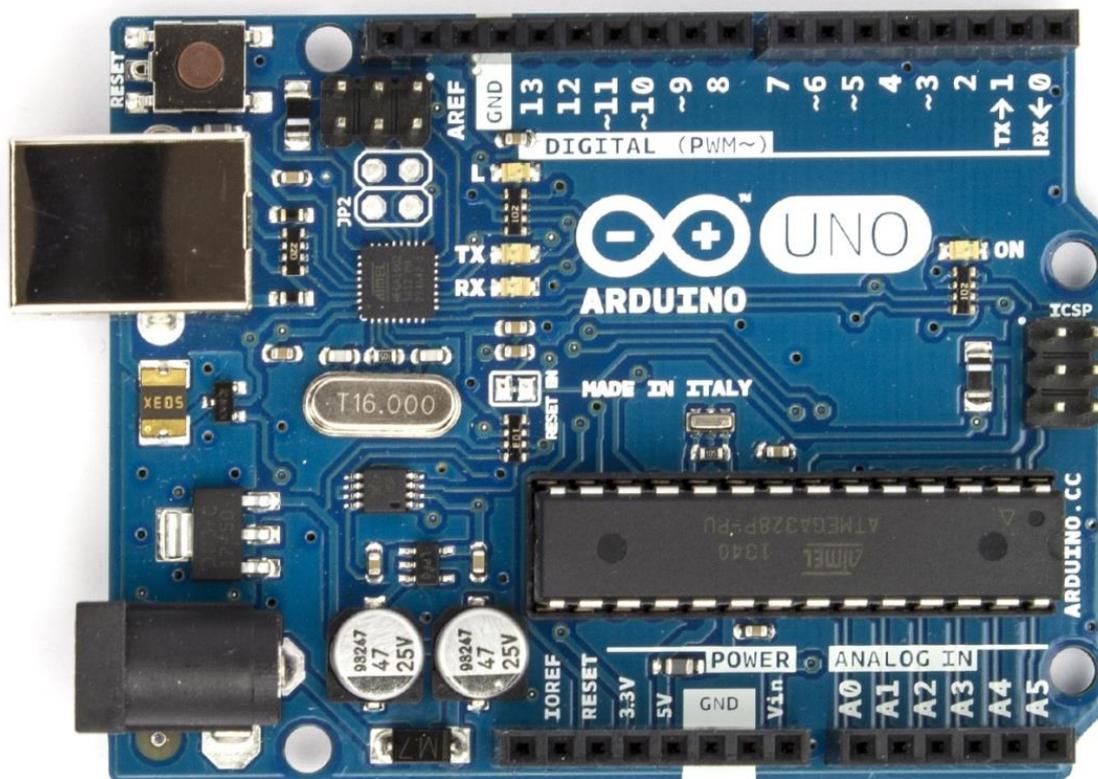


Fig. 5 - Placa mais popular, Arduino Uno R3⁵.

O Arduino pode ser utilizado como plataforma de prototipagem, tendo ao seu dispor uma vasta gama de I/O's (*Inputs e Outputs*). Os projetos com o Arduino podem ser realizados como plataforma individual e também ligado a um computador. É possível comprar um sistema já feito, ou colocar o bootloader no microcontrolador para o utilizar como um Arduino (Rosa, 2014).

4.1.1 Vantagens do Arduino

Na atualidade a existência de novas plataformas de prototipagem tem aumento exponencialmente. Cada vez é mais comum encontrar *startups* no Kickstarter e gofundme para novas plataformas de microcontrolador e microcomputadores:

⁵ http://arduino.cc/en/uploads/Main/ArduinoUno_R3_Front.jpg

- Baixo custo: Na realidade, o custo do Arduino é zero. O fundamento do arduino é o bootloader que corre nos microcontroladores da atmel, principalmente no Atmega 328.

- Multi-plataforma: O compilador do Arduino é distribuído em qualquer sistema operativo. Mesmo que não seja possível programar o microcontrolador, é possível utiliza-lo em qualquer computador, pois a sua comunicação é realizada através da emulação de uma porta COM.

- *Open-Source*: A comunidade está constantemente a desenvolver novas bibliotecas, correcção de bugs e expansão de capacidade.

4.1.2 ADC

Os microcontroladores funcionam com valores digitais, neste caso binário. Na realidade, um microcontrolador não tem a capacidade de entender um valor analógico, como a leitura de um valor de tensão variável. Para um microcontrolador conseguir ler um valor analógico é necessário ele utilizar um *Analogic to Digital Converter* (Rosa, 2014).

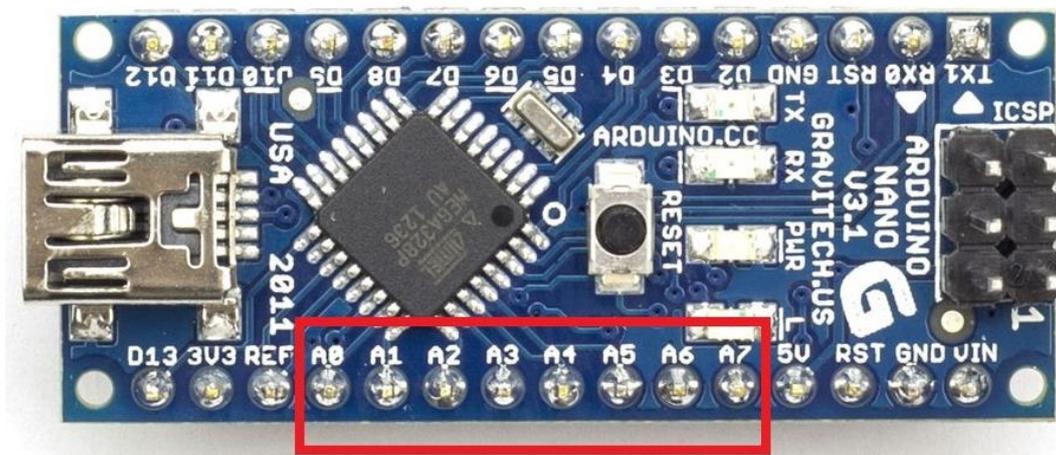


Fig. 6 - Entradas analógicas do Arduino Nano 3.1 (Rosa, 2014).

4.1.2.1 Funcionamento do ADC

A resolução do ADC depende do microcontrolador usado na plataforma, mas no geral todos os controladores da plataforma do Arduino conseguem realizar uma conversão de 10bits. O ADC realiza uma leitura na tensão de entrada entre 0 e 4,995 Volts, ou seja, 5 V- 1 LSB (Rosa, 2014).

4.2 Utilização de Xbee

O funcionamento do Xbee não é relevante para a continuação do desenvolvimento deste projeto, este paragrafo existe para explicar o propósito da implementação na primeira versão.

O Xbee é semelhante ao Arduino, em que o Arduino é um microcontrolador de multiplataforma, o Xbee é um sistema de rádio focado na comunicação. Atualmente o módulos de Xbee são construídos e vendidos pela Digi, que também são os criadores da Digimesh, uma forma de comunicar em malha. Existem dois tipos de encapsulamento de Xbee, em SMD e DIP (Rosa, 2014).

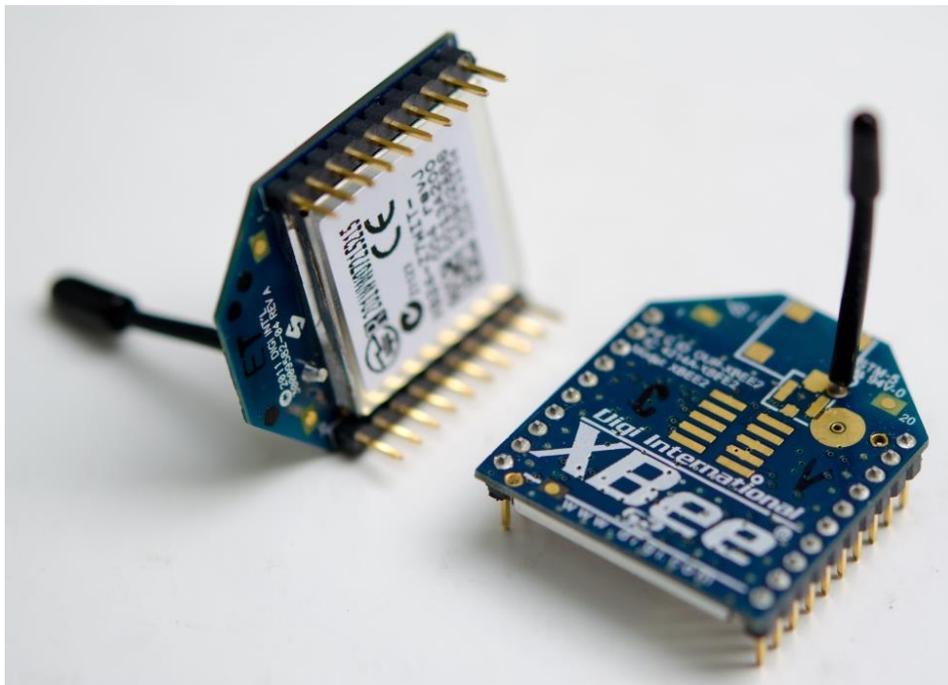


Fig. 7 - Módulo Xbee *Through-Hole*⁶.

6

https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/6/63/Pair_of_XBee_Series_2s_with_Whip_Antennas.jpg



Fig. 8 - Módulo Xbee SMD⁷.

Estes módulos de oferecem uma boa metodologia de comunicação sem fio num só encapsulamento. O seu consumo é extremamente baixo, necessitando de apenas 1mW para comunicação. Muitas vezes o problema que acresce é necessitar de uma lógica de 3.3V. Neste caso, o Arduino funciona a 5V, necessitando de um regulador de tensão extra para 3.3V, este que consome uma quantidade de energia muito superior à do Xbee (Rosa, 2014).

⁷ <https://images.digi.com/products/xbee-zigbee-smt-xbp24cz7pisb-003>

5. LUVA BIOMÉTRICA

Neste capítulo é feito um resumo do trabalho que foi anteriormente desenvolvido (Rosa, 2014) e uma explicação de certos aspetos de eletrotecnia com o intuito do leitor com diferentes conhecimentos fique a par da tecnologia utilizada.

5.1 Sensores

Como o próprio nome indica, sensor é algo utilizado para ter uma sensação de algo do mundo físico. Faz uma leitura analógica ou digital para determinar um valor de uma grandeza física.

5.1.1 Sensor de deformação

Este sensor pode detetar flexão ou curvatura numa direção. Eles foram popularizados por serem usados no Nintendo PowerGlove como um interface de jogo. Esses sensores são fáceis de usar, basicamente são resistências que alteram o valor com base em quanto eles são flexionados. De certa forma, este sensor é um conjunto de extensómetros em série. O seu valor varia entre 22KOhm quando extenso e 55k Ohm quando totalmente fletido (Rosa, 2014).



Fig. 9 - Sensor de deformação⁸.

⁸ <https://cdn-shop.adafruit.com/970x728/1070-01.jpg>

5.2 Processamento de Sinal

A necessidade de realizar algum tipo de processamento de sinal é devido à resposta do sensor não aproveitar a gama completa com um simples divisor de tensão. Por isso foi necessário desenvolver um circuito para aproveitar toda a amplitude do ADC.

Depois de vários protótipos e testes, o circuito final é possível ser visto na Fig. 10. Para este circuito ser possível utilizar o mundo real, foi necessário utilizar um amplificador rail-to-rail, caso contrário a tensão a tensão de saída do circuito não alcançava o máximo da gama (Rosa, 2014).

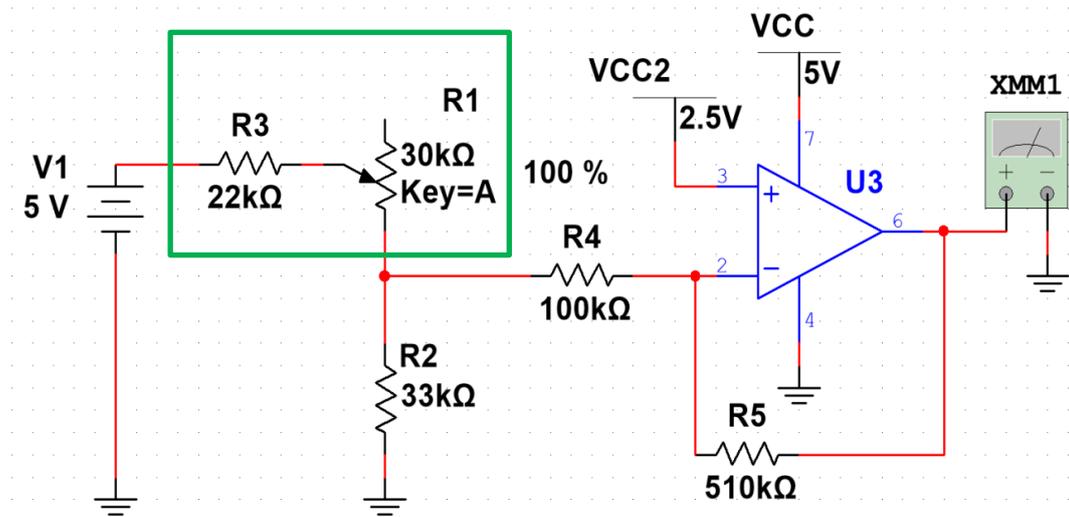
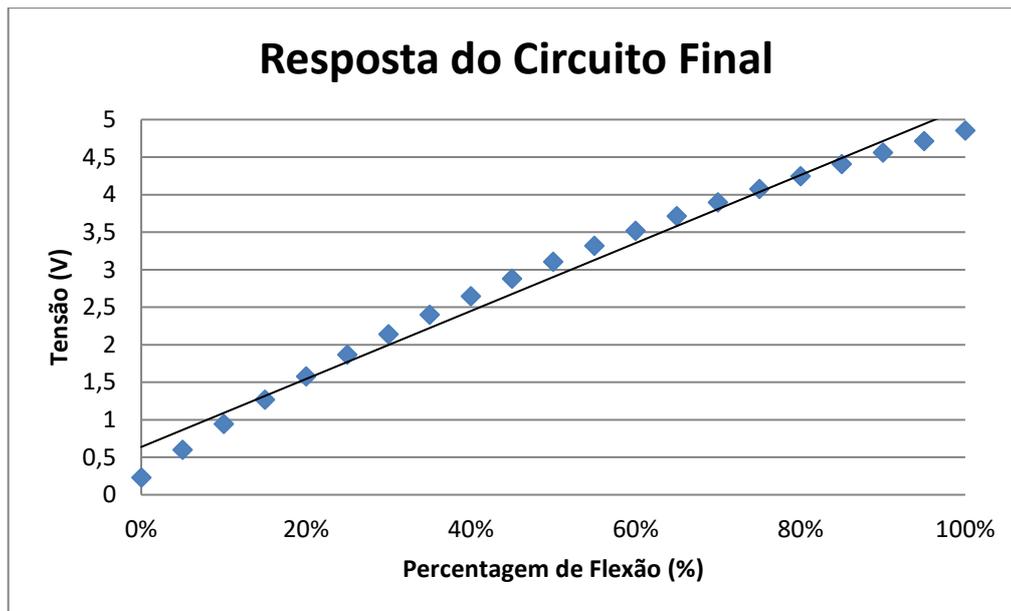


Fig. 10 – Circuito Final. O sensor de deformação está representado no retângulo verde (Rosa, 2014).



Gráf. 1 - Resposta do circuito final (Rosa, 2014).

$$\frac{V_{\max} - V_{\min}}{5} * 100 = \frac{4,854 - 0,229}{5} * 100 = 93\%$$

A resposta do sinal atinge 93% da gama (Rosa, 2014).

5.3 PCB

O circuito tem que ser albergado numa placa. Este suporte pode ser uma placa em que cada cabo e componente é soldado manualmente, uma placa de prototipagem ou uma placa de circuito impresso (PCB).

Com a intenção de produzir o a placa em grandes quantidades e ter uma melhor apresentação, optou-se por construir a placa em formato de PCB. Os PCB's podem ser construídos com uma única camada (*single layer*) ou em multi camada, até um máximo de 16 (*multi layer*). O design de um PCB é maior que uma placa de prototipagem, no entanto existem vários benefícios:

- O fabrico e montem pode ser realizado automaticamente de forma industrial.
- Para grandes quantidades, é muito mais rápido e barato produzir desta forma, uma vez que não exige mão de obra humana.
- Eliminando o fator humano reduz a taxa de erro por modelo.

A placa de circuito impresso foi visionada com o intuito de albergar o microcontrolador, o processamento de sinal, todos os IC's necessários e um socket para o modulo de Xbee (que foi descartado na nova implementação). O modelo final foi o seguinte:

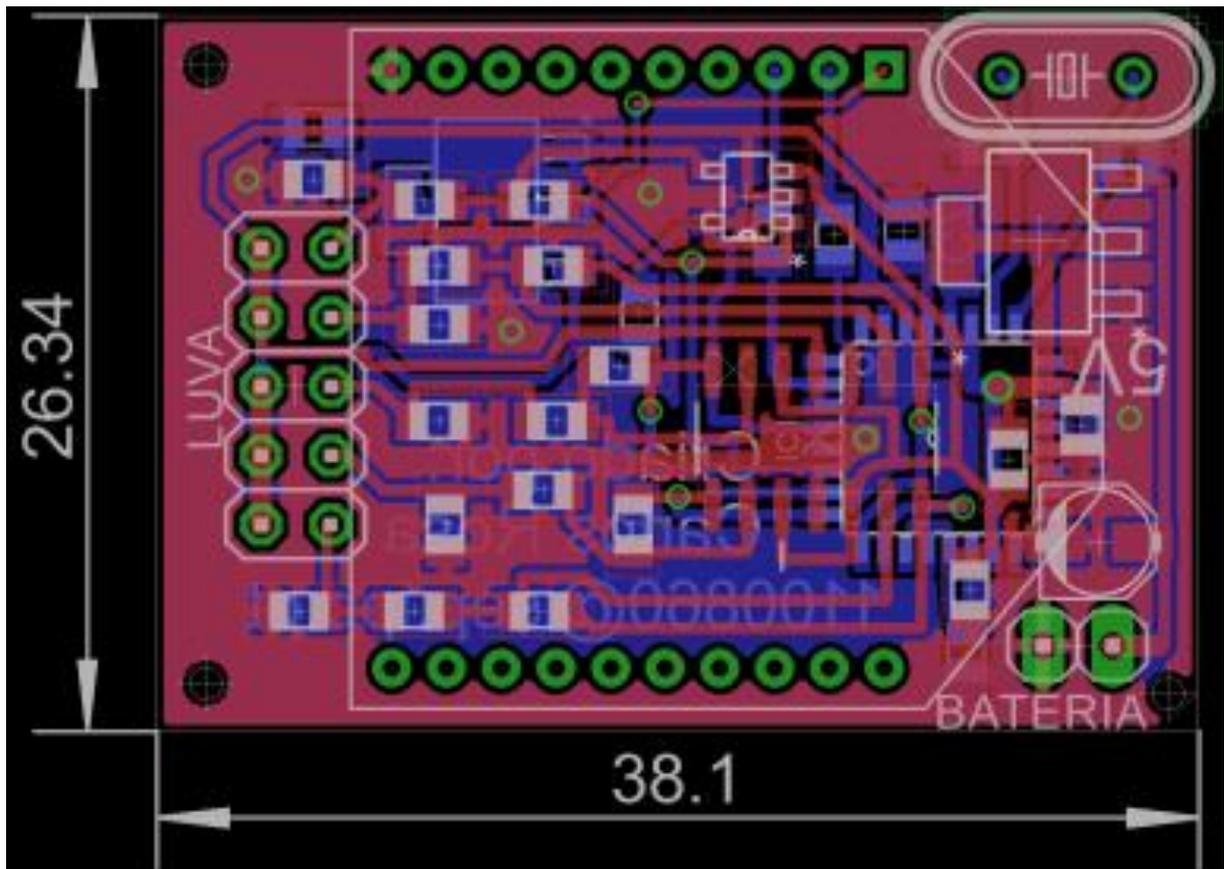


Fig. 12 - PCB do último modelo (unidades de tamanho em mm) (Rosa, 2014).

Depois de testar o modelo, foram impressas várias unidades na china, numa loja de componentes que também fornece um serviço de fabricação de PCB's. Os ficheiros Gerber foram enviados para o serviço Fusion PCB da Seeed Studio (Rosa, 2014).

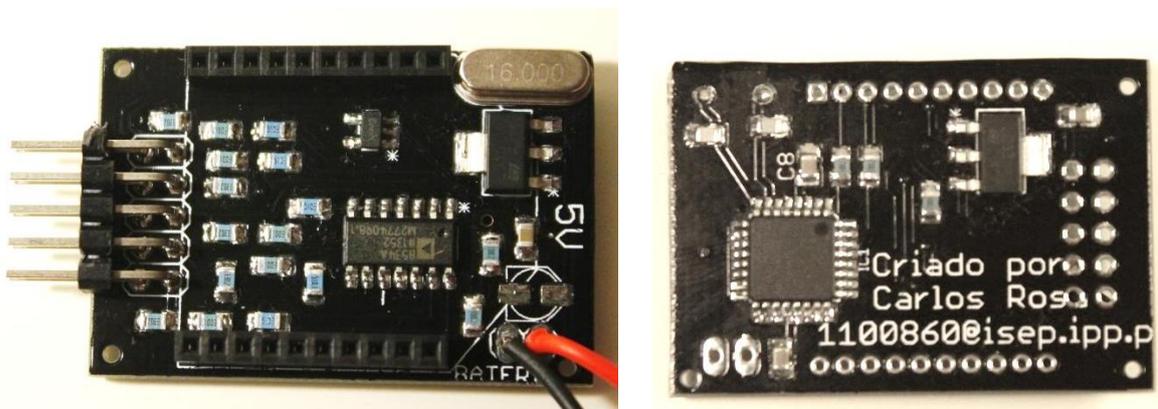


Fig. 13 - Placa impressa no SeeedStudio FusionPCB (Rosa, 2014).

5.3.1 PCB da cadeira

O PCB da cadeira foi projetado para colocar todos os seus componentes necessários de funcionamento. Funciona como uma placa de comunicação, albergando o módulo de Xbee, dois tipos de de módulo de Bluetooth, alguns leds para funcionalidade e um LCD.

Com o intuito de ser utilizado por pessoas com limitações físicas é preciso ter em conta que as pessoas não têm capacidade de flexão total dos dedos. Por isso foi implementado um sistema de calibração, para mapear o máximo o e mínimo de flexão dos dados. As instruções para a calibração são dadas através o LCD. Também foi incluído um módulo de GPS para uma possível implementação de rastreio de localização da cadeira de rodas em caso de furto ou perda do paciente (Rosa, 2014).

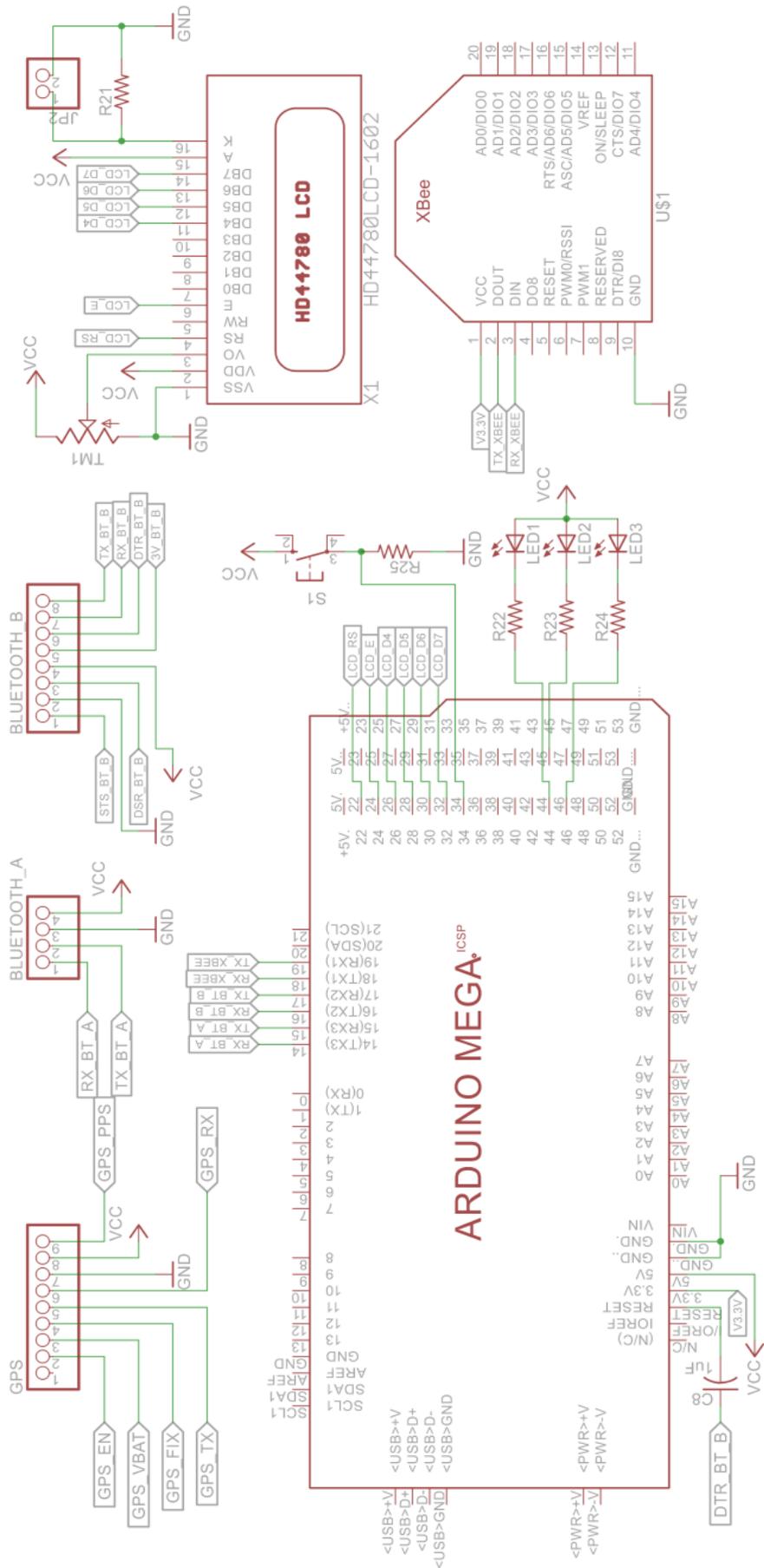


Fig. 14 - Esquema do modelo da cadeira (Rosa, 2014).

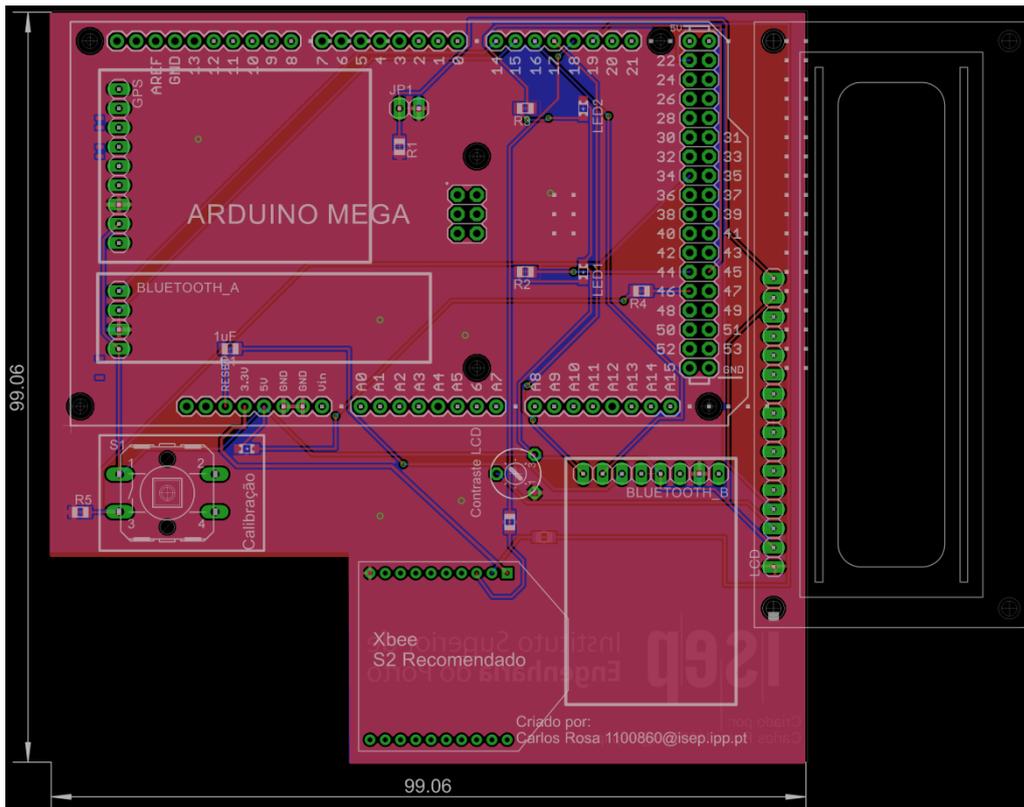


Fig. 15 - PCB do modelo da cadeira (unidades de tamanho em mm).

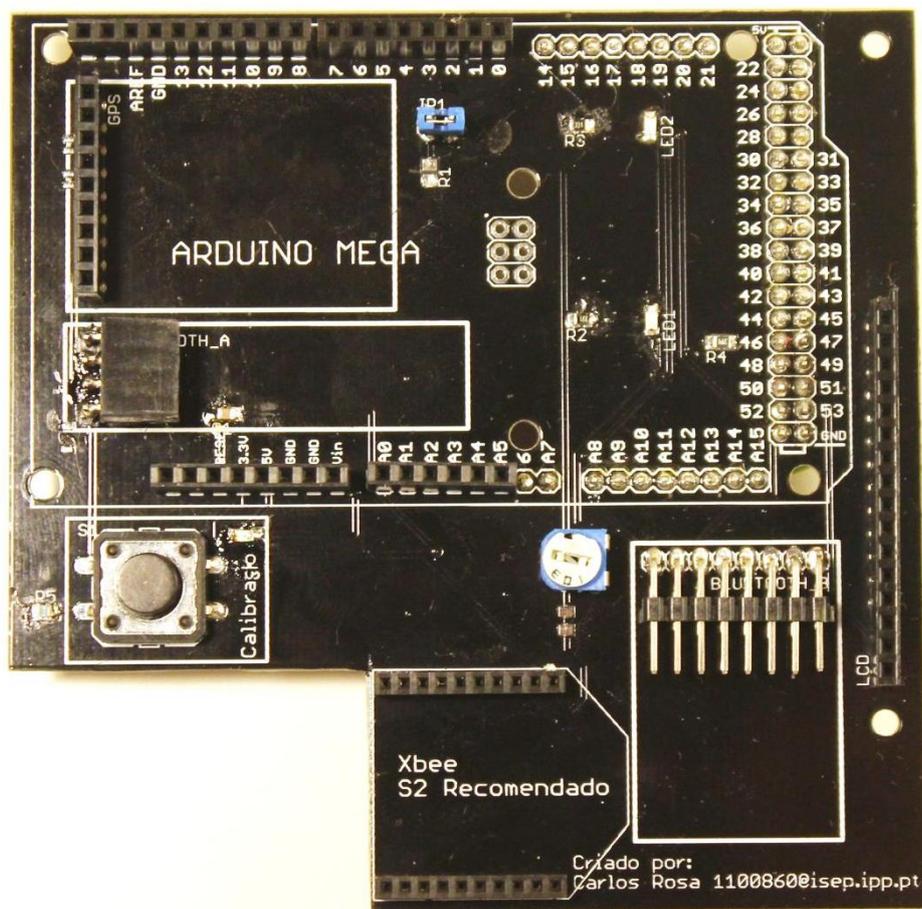


Fig. 16 - Placa impressa no *SeedStudio FusionPCB* (Rosa, 2014).

5.4 Controlo

O processo final de controlo da cadeira é a decomposição dos valores de flexão dos dedos em coordenadas X/Y (Rosa, 2014).

5.4.1 Calibração

Já mencionado que o publico alvo são pessoas com limitações físicas, foi necessário implementar um sistema para ser realizada a leitura das instruções para a calibração do paciente.

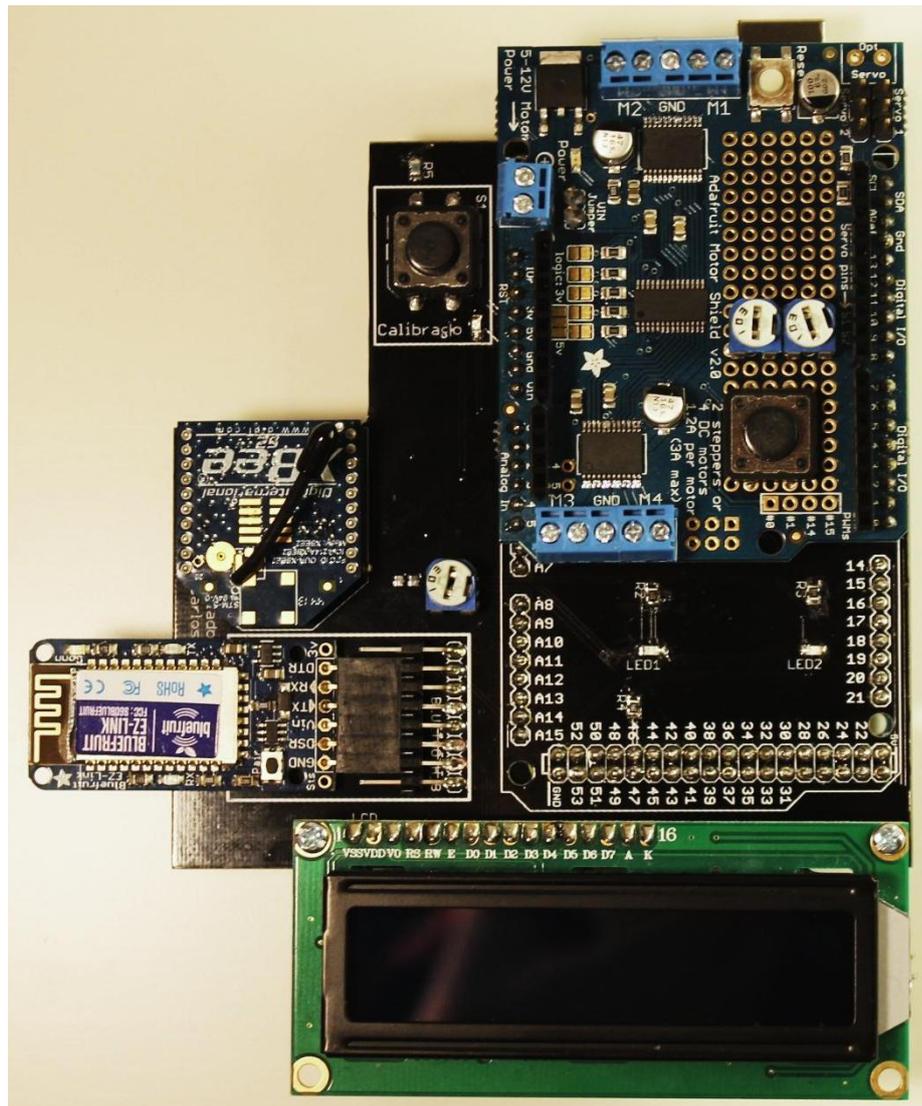


Fig. 17 - PCB da cadeira com todos os componentes (Rosa, 2014).

Como a calibração tem início na cadeira de rodas, existe um botão com a etiqueta de “Calibração” para dar início ao processo. Este sistema é algo semelhante a um *three way handshake* utilizado em comunicações de rede (Rosa, 2014).

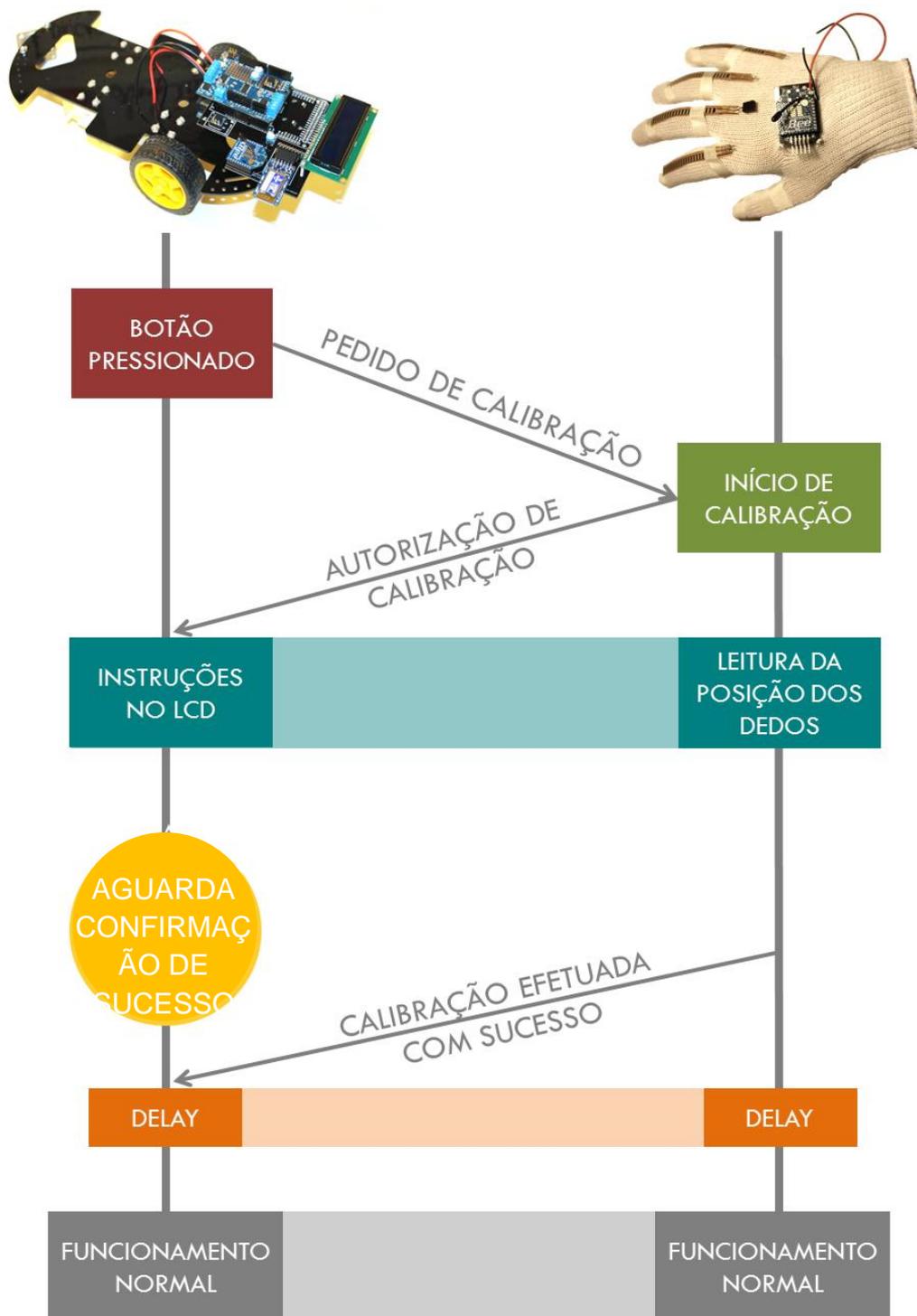


Fig. 18 - Acordo de comunicação (Rosa, 2014).

5.4.2 Decomposição de vetores

As leituras realizadas pelo ADC vão de 0 até 1023, no entanto é realizado um mapeamento novo para 8 bits, ou seja, de 0 até 255.

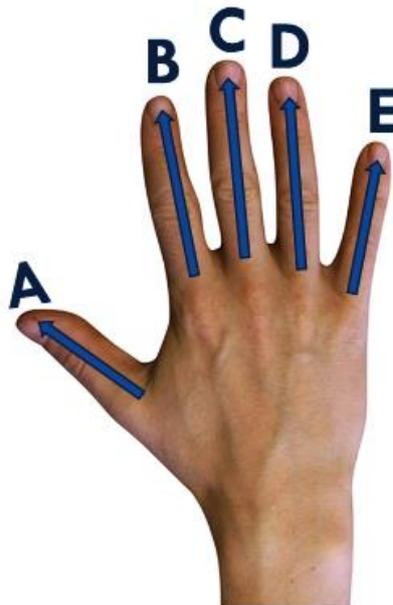


Fig. 19 - Mão direita do ser humano (Rosa, 2014).

O dedo apontador (B) e o dedo médio (C) controlam o movimento da cadeira para a esquerda e direita, ou seja, no eixo X. O primeiro quirodáctilo (A) e dedo anelar (D) compõem o movimento para a frente e para trás, o movimento no sentido do eixo Y. Toda esta informação é composta numa trama de comunicação e enviada para a cadeira de rodas (Rosa, 2014).

5.4.3 Decomposição no eixo X/Y e controlo dos motores

Cada vez que a cadeira de rodas recebe o valor de cada dedo, estes valores são decompostos em coordenadas X/Y para determinar o movimento da cadeira. O valor de tensão enviado para os motores é calculado com consoante o produto final X/Y e com o ajuste de dois potenciômetros na plataforma de prototipagem no *shield* dos motores. Uma vez ajustados o limite máximo e mínimo na cadeira, o botão de velocidade tem que ser pressionado de forma a guardar os limites na EEPROM. O valor dos potenciômetros não é medido em tempo real, isto não está relacionado com o tempo de ADC, mas para não existir um objeto que possa cair e alterar os seus valores por acidente, por isso a leitura é realizada com o valor guardado na EEPROM (Rosa, 2014).

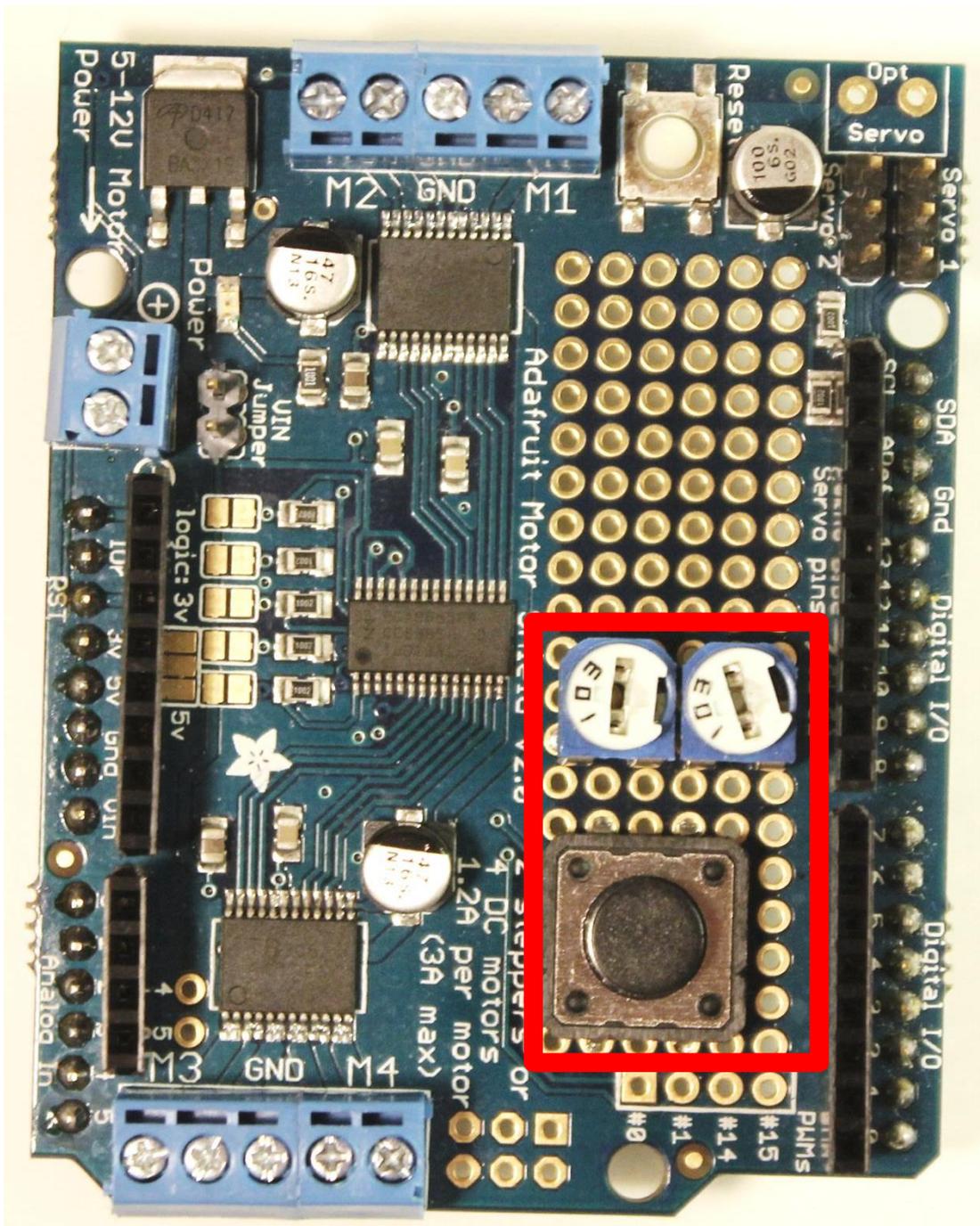


Fig. 20 - Ajuste da velocidade (Rosa, 2014).

O Arduino da cadeira comunica para o *shield* por I2C, não desperdiçando as várias portas de comunicação em serie disponíveis.

6. RESULTADOS

O modelo final do PCB da luva ficou colocado da seguinte forma:

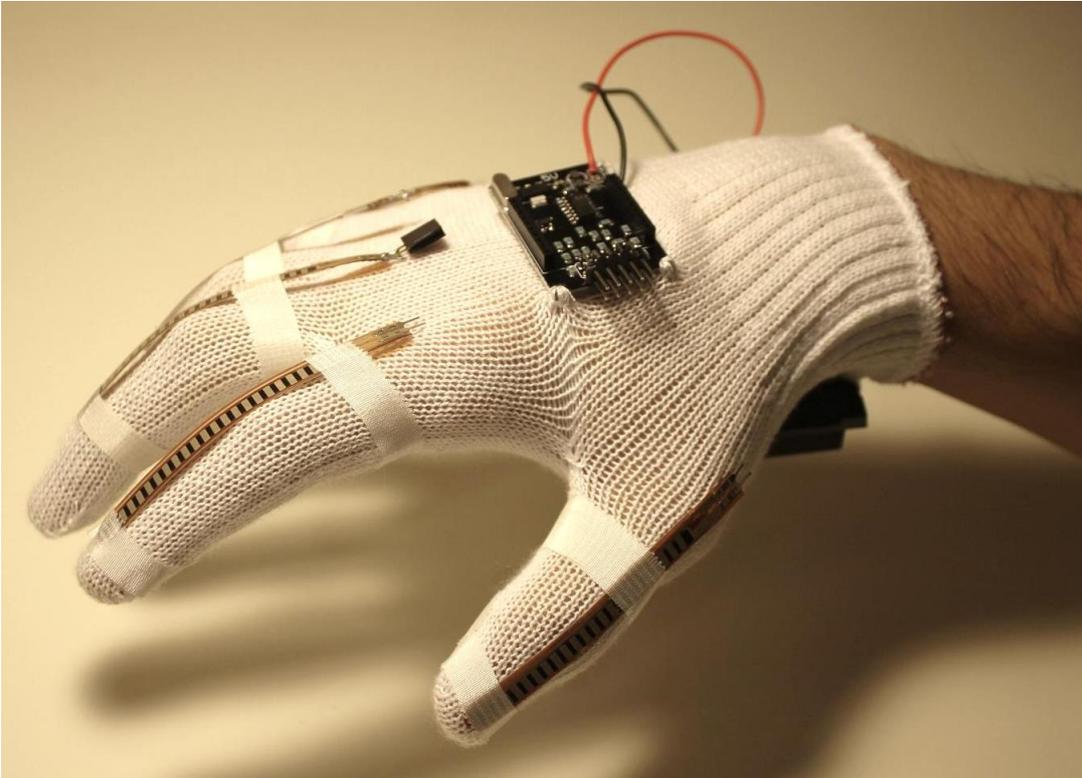


Fig. 21 - Luva completa sem Xbee (Rosa, 2014).

Este modelo não inclui o módulo de Xbee, sendo este descartado na nova implementação. Para teste da cadeira de rodas utilizou-se um smartcar apenas com dois motores, para simular o sistema da cadeira de rodas.

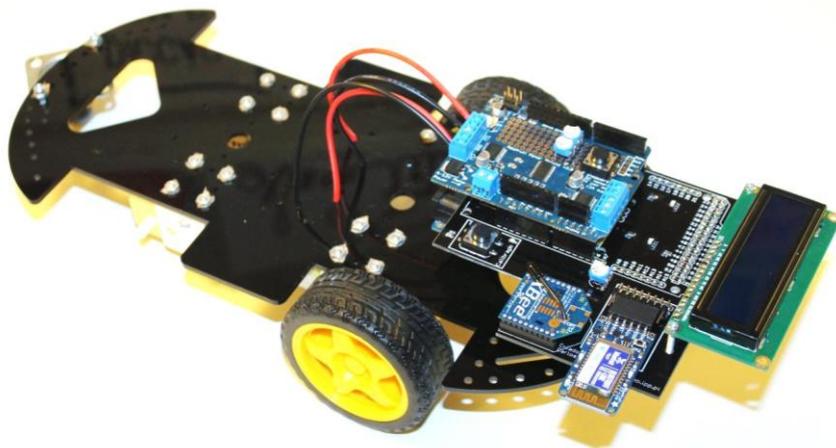


Fig. 22 - Protótipo implementado como cadeira de rodas (Rosa, 2014).

O sistema antigo foi testado em várias provas de obstáculos, também como o sistema de calibração. Os resultados tiveram sucesso, mas ainda existia a janela de melhorar o sistema (Rosa, 2014).

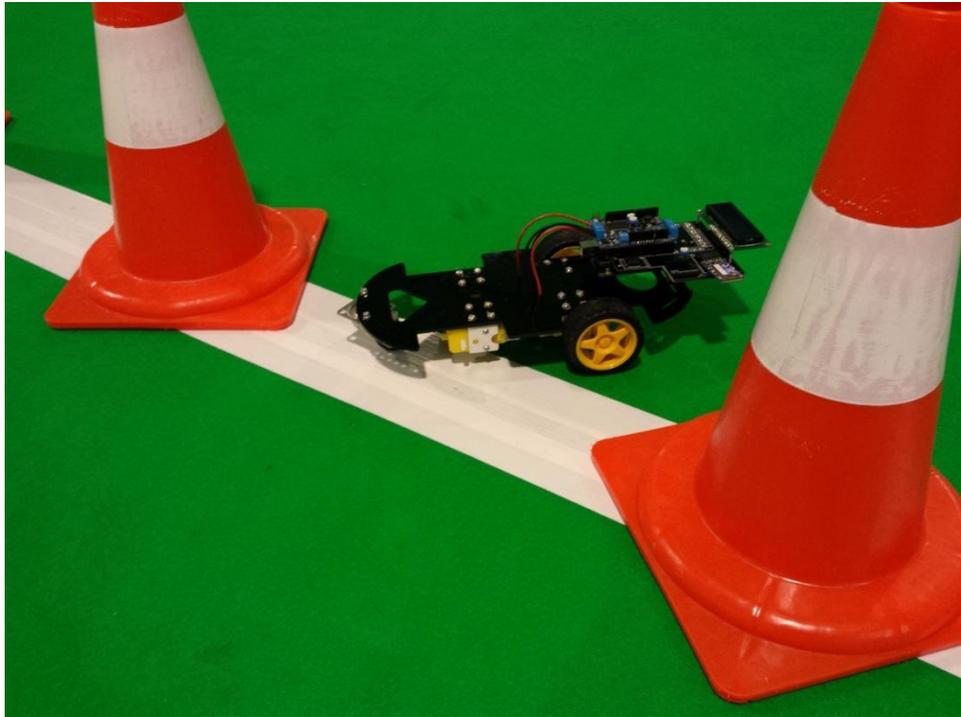


Fig. 23 - Teste de obstáculos no LSA (Rosa, 2014).

7.MELHORAMENTOS

Este capítulo aborda algumas falhas do sistema antigo e explica a implementação de tecnologias diferentes para melhorar o seu funcionamento e robustez.

7.1 Transmissão de dados

Desta vez, não existindo intenções paralelas de aquisição de conhecimento, como utilizar plataformas como Xbee, este foi descartado devido a vários motivos:

- Elevado custo para comunicação ponto-a-ponto;
- Lentidão na comunicação entre a cadeira e a luva;
- Funcionamento na gama dos 2.4Ghz fica suscetível a interferências em hospitais de elevado volume ou com rede Wi-Fi mal projetada.

Removendo uma plataforma já testada e funcional, importa o trabalho de criar uma nova plataforma com maior simplicidade de tecnologia, mas capaz de desempenhar a mesma funcionalidade, ou seja, conseguir a mesma taxa de transmissão.

7.1.1 UHF – *Ultra High Frequency*

Na transmissão de rádio, a onda de tensão r-f gerada por um transmissor sozinho não pode produzir um sinal legível no recetor. A onda necessita de uma onda portadora, e o processo de adicionar um sinal a uma onda portadora chama-se modulação. A gama de UHF varia entre os 300Mhz e os 3Ghz, mas as duas gamas principais utilizadas são os 433Mhz e os 800~900Mhz. A propagação de ondas é mais facilmente realizada através de frequências menores, estas tem maior capacidade de reflexão (invertendo a fase) e propagação que as ondas de maior frequência não tem (Seybold, 2012).

Embora UHF significa Frequência Ultra Alta, é relativamente baixa comparada com as gamas atualmente utilizadas em comunicação como os 2.4GHZ (anteriormente utilizado) e 5.8GHZ. Diminuindo a frequência da onda portadora trás algumas desvantagens, como menor taxa de amostragem e maior latência de resposta, no entanto é possível manter a mesma funcionalidade.

O processo de diminuir a frequência portadora não é tão fácil e linear para uma implementação adaptada para Xbee. Primeiro é necessário realizar um teste para verificar se o sistema da cadeira de rodas não cria ruído que rejeite o UHF.

7.1.2 Abordagem de UHF

Para testar a transmissão de UHF utilizou-se um sistema de radio robusto e fidedigno, transmitindo os dados através de S.Bus. O comando foi realizado através de um Turnigy 9XR utilizando EzUHF como modulo de transmissão.



Fig. 24 - Comando com modulo de transmissão UHF.

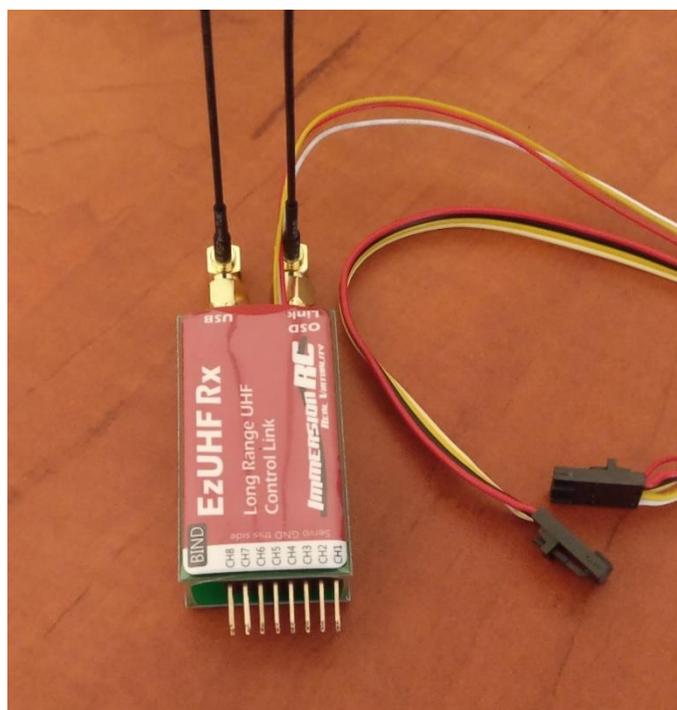


Fig. 25 - Modulo recetor de UHF.

Os testes tiveram bom resultado, foi possível comunicar através de UHF. A cadeira teve a capacidade de interpretar o sinal recebido, no entanto não executa movimento devido à comunicação ser realizada por S.Bus e não pela trama de dados criada pela luva. No entanto a **Fig. 26** apresenta algum ruído interpretado pelo recetor no plano de massa (GND) da cadeira. Este não é devido diretamente à transmissão UHF, mas propriamente aos *drivers* dos motores.

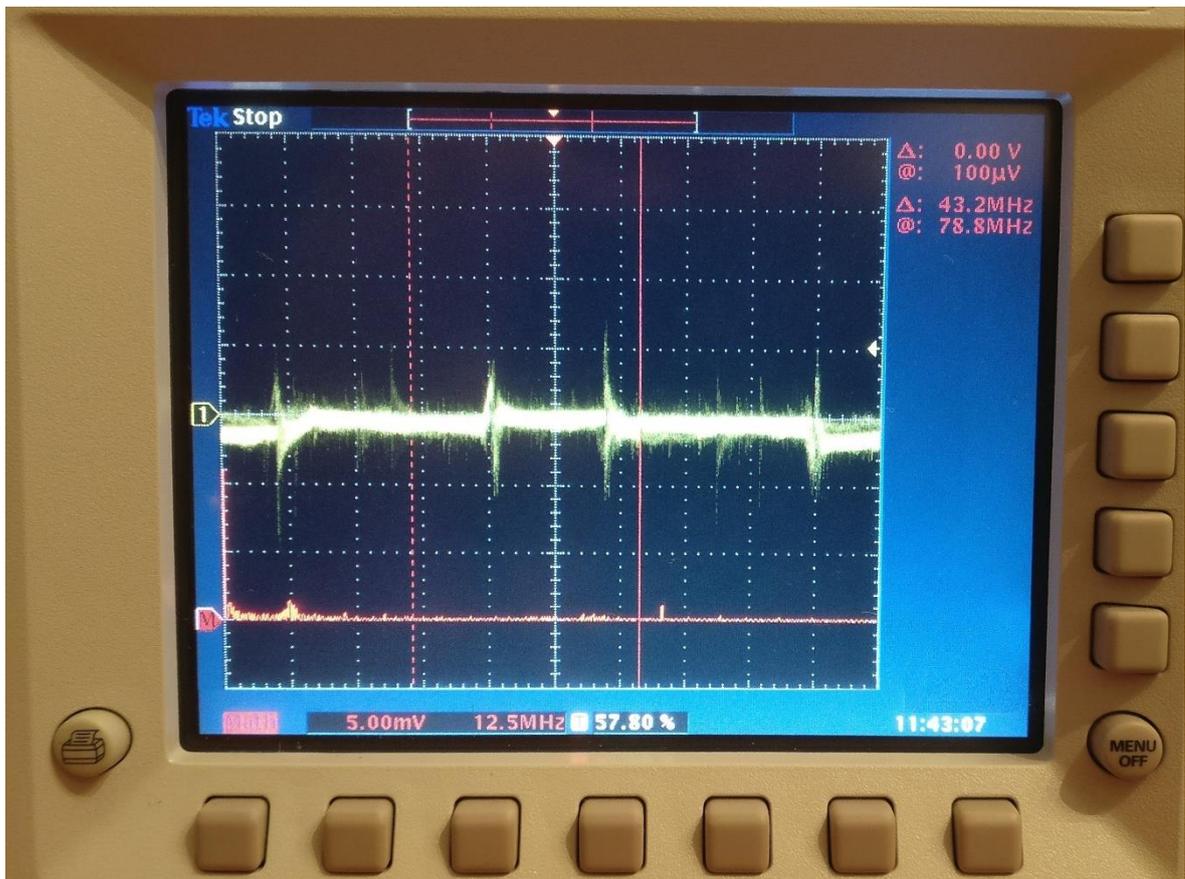


Fig. 26 - Osciloscópio a mostrar o ruído de GND.

O ruído na massa é significativo para transmissões RF. A utilização de um plano de massa resolve alguns desses problemas também como a utilização de acoplamento. Este ruído irá impedir o modulo recetor de distinguir a onda quadrada que lhe chega do transmissor, ou seja, terá dificuldade de distinguir entre os 0Volts e 5Volts lógicos.

7.1.3 PPM e PWM

PPM e PWM são sistemas de modulação de pulso, significam *Pulse Position Modulation* e *Pulse Width Modulation* respetivamente. Estas tecnologias são uma opção viável para transmissão de dados, uma vez que funcionam I/O's digitais.

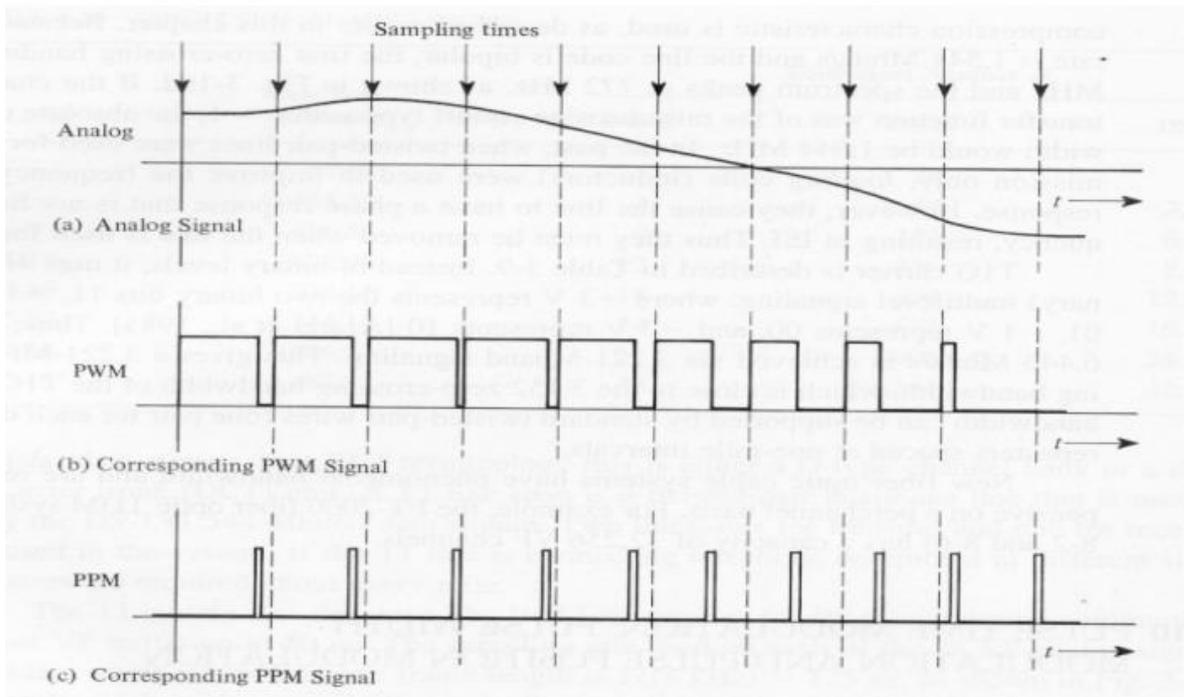


Fig. 27 - Comparação entre PPM e PWM.

A escolha entre PPM e PWM é óbvia quando o microcontrolador do Arduino tem ao seu dispor PWM de 8 bits por hardware.

O microcontrolador do Arduino utiliza um ADC de 10bits, mas devido à interpolação para 8 bits da calibração criada, o PWM é capaz de transmitir os dados (Molina, 2016).

7.1.4 Implementação de UHF

Para implementação de UHF utilizou-se um par de transmissor/recetor de 433MHz. Este par tem a capacidade receber uma onda quadrada no transmissor e replica-la no recetor até uma taxa de 10Kb/s. No entanto utilizou-se um baud-rate de 1.1Kb/s para garantir elevada estabilidade e maior distancia de transmissão.

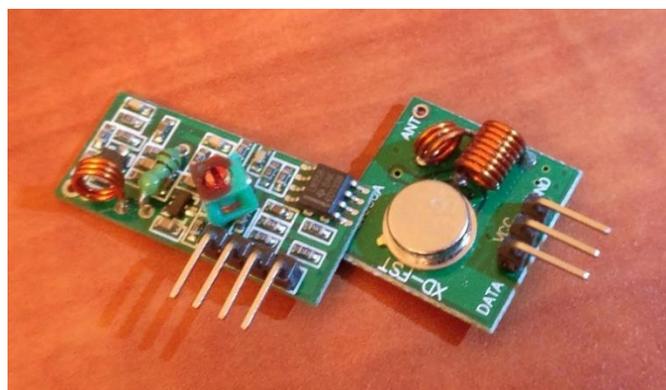


Fig. 28 – Par de transmissor recetor.

Estes módulos, devido à interferência existente não foram capazes de comunicar corretamente. Para reduzir o ruído utilizou-se um condensador de 1000 μ F implementado na plataforma de prototipagem do *Shield*, entre o módulo de gestão de energia e a massa. Desta forma a interferência foi significativamente atenuada, como é possível ver na **Fig. 29**.

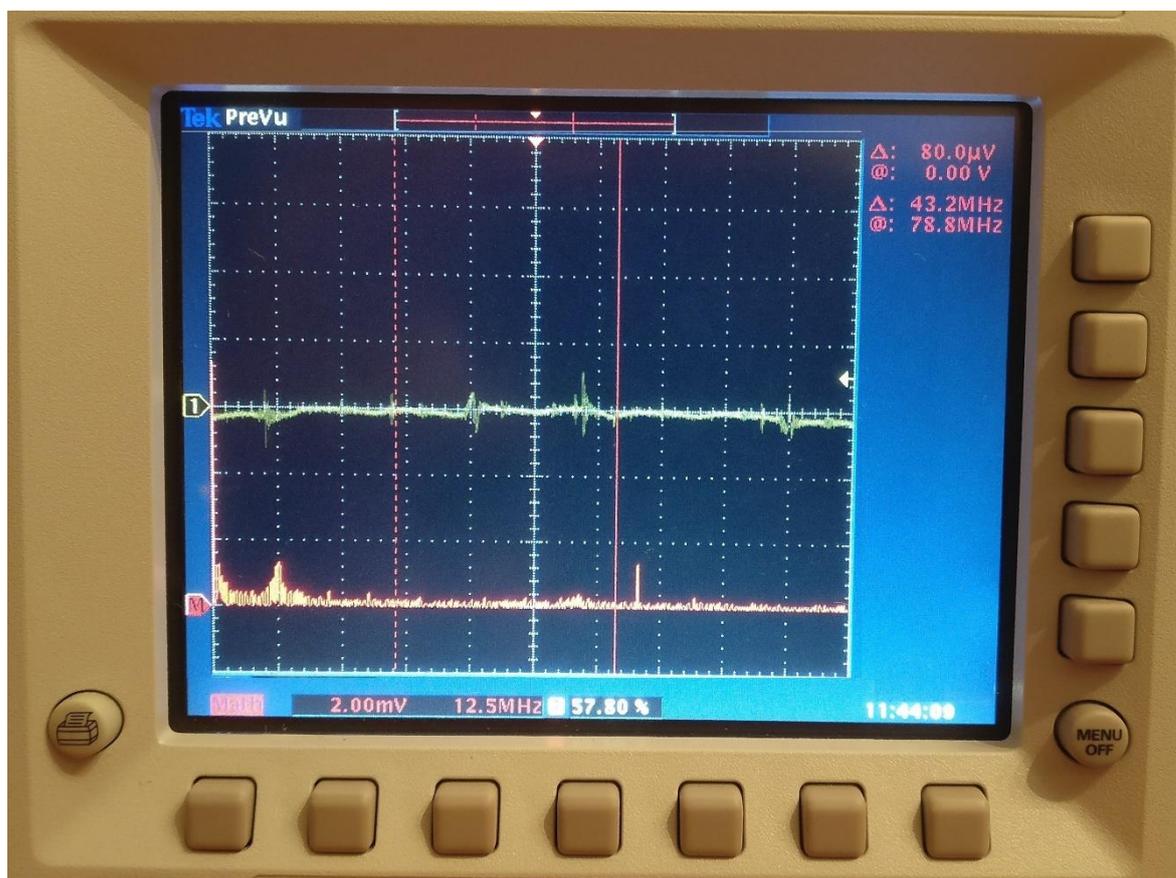


Fig. 29 - Sistema filtrado.

A utilização destes dois módulos em substituição do Xbee adquire vantagens enormes, como a redução de preço de pares de 50€ (Xbee) para apenas 1€, aumento da distância de transmissão e autonomia prolongada por retirar o regulador de tensão de 3.3V.

7.2 Segurança

Com o objetivo de tornar os utilizadores mais autónomos e independentes é necessário implementar sistemas de segurança para impedir que o paciente tenha a possibilidade de criar dano a si próprio.

7.2.1 Sistema de colisão frontal

O sistema de colisão frontal foi realizado com base na tecnologia de sonar. Este sistema emite um som, após a sua emissão é medido o tempo que demora o *echo* a retornar, e com base na velocidade de propagação da onda no meio ($v=340\text{m/s}$ a 15°C) é calculada a distância a que o objeto se encontra. A gama de frequências utilizadas pelo sonar são ultra-sónicas, ou seja, estão acima da gama que o ser humano tem capacidade de ouvir.

O sistema foi implementado ao utilizar dois sonares localizados a 45° e -45° do sentido de movimento frontal da cadeira.

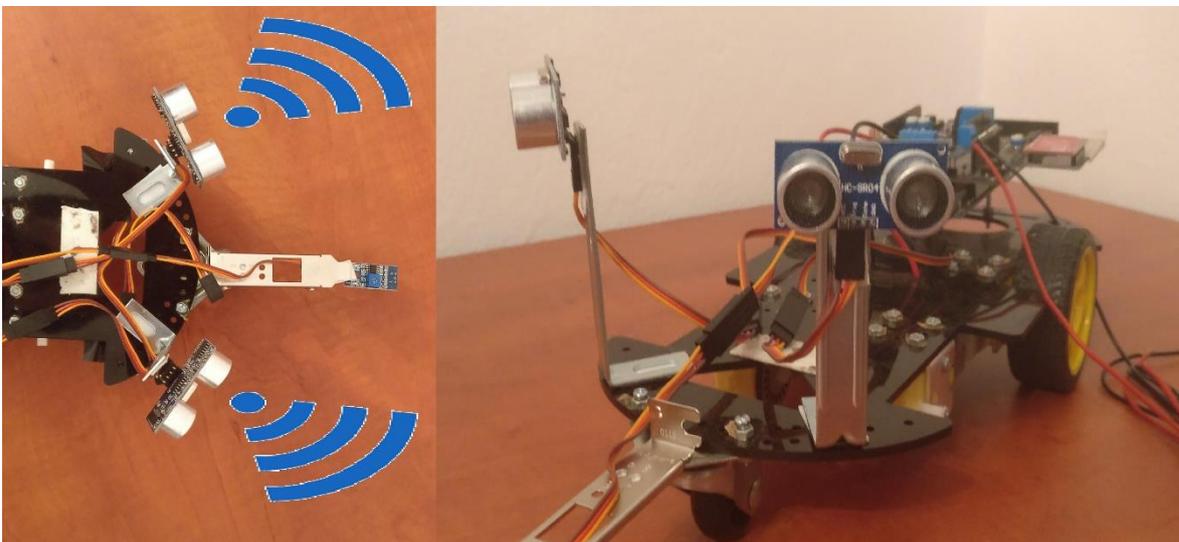


Fig. 30 - Módulos de sonar implementados no protótipo.

O hardware utilizado foi o HC-SR04. Este modulo tem um *trigger* de $10\mu\text{S}$ para enviar 8 pulsos com frequência de 40kHz . Conseguir detetar distâncias entre os 2cm até 400cm com uma precisão de 3mm . Como o cone do HC-SR04 é de 15° não existe interferência entre ambos os sonares, no entanto, ambos os módulos funcionam de forma intercalada com 1ms de fase (Sun, Chao, You, Bertino 2017).

Este sistema de segurança foi implementado como uma forma de suavização, conforme a cadeira aproxima-se do obstáculo a velocidade diminui até um limite mínimo, até que pare o movimento no sentido de colisão.

7.2.2 Sistema de deteção de chão

O sistema de deteção de chão foi incluído para impedir que os utilizados da cadeira avancem para zonas sem superfície como por exemplo escadas.

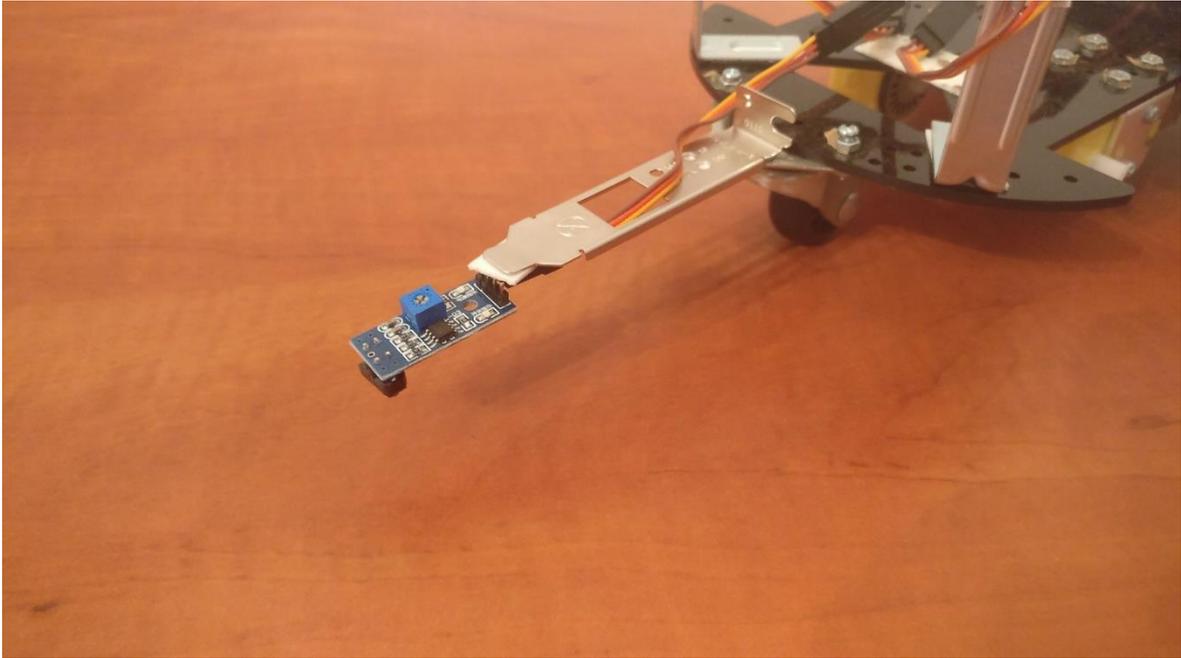


Fig. 31 - Sensor de deteção de superfície.

Este sistema foi implementado com um sensor de infravermelhos, que são indicados para distancias curtas. Apresentam algumas vantagens face aos sonares no que diz respeito a medições em superfícies, que devido ao menor cone de abertura, evita a escapatória da onda/feixe transmitido. Este sensor está configurado o ajuste de sensibilidade para o máximo, desta forma funciona ao corte e saturação de para apenas detetar uma superfície próxima.

7.2.3 Sistema de seguimento de linha

O sistema de seguimento de linha foi criado para a cadeira de rodas ter a possibilidade de se descolar autonomamente dentro de edifícios, como hospitais e instituições de acolhimento. Nestes locais não é possível fazer uma “triangulação” de posição por GPS, devido à cobertura do edifício.

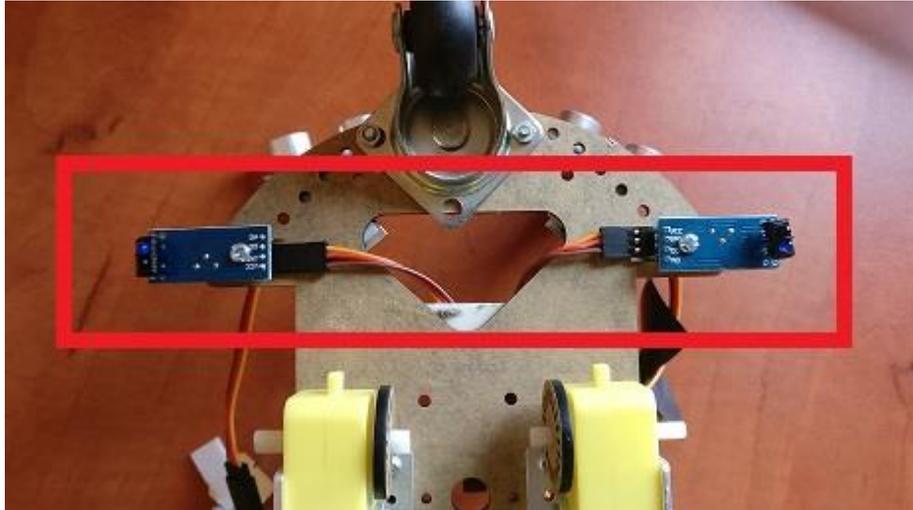


Fig. 32 - Sensores de seguimento de linha.

Estes sensores são muito semelhantes ao sensor de detecção de superfície, mas neste caso a sensibilidade é ajustada ao tipo de chão. O seu princípio de funcionamento está relacionado com a reflexão/absorção de luz IR por parte da superfície. Cada sensor emite uma luz IR e se o centro da cadeira estiver na linha de seguimento, ambos os fotodíodos iram receber a luz emitida, caso a cadeira desvie da rota, a linha irá absorver a luz emitida, sinalizando que a cadeira não está centrada na linha. Desta forma, sabendo qual dos sensores (direita ou esquerda) quebrou a rota, é possível ajustar os motores para corrigir o sentido de movimento.

7.3 Sistemas de Energia

O sistema antigo da cadeira de rodas era alimentado por uma bateria de ácido de chumbo, que ocasionalmente falhava devido à sua irregularidade de células. O sistema de alimentação foi revisto para o sistema ter mais autonomia, maior autonomia e segurança.

7.3.1 Bateria de Ácido de Chumbo

A bateria de ácido de chumbo, também conhecida como bateria de carro, é um dos tipos mais comuns de baterias. O valor baixo de tensão por célula (2Volts) torna este tipo de baterias muito versátil. Este foi o tipo de bateria foi o utilizado no modelo antigo, mas apresenta alguns problemas.

Vantagens:

- Preço relativamente baixo;
- Facilidade de carga;
- Segurança;
- Versatilidade de tensão (2Volts/célula);
- Média/Alta taxa de pico.

Desvantagens:

- Baixa capacidade volumétrica;
- Baixa potência gravimétrica;
- Facilmente viciada;
- Apresenta “memória”, requer sempre o mesmo padrão de descarga;
- Baixo ciclo de vida (200 ciclos).

7.3.2 Bateria de Ião de Lítio (Li-Ion)

Estes tipos de baterias são muito utilizadas na atualidade, utilizadas em projetos pequenos, com pouca taxa de descarga. As suas utilizações mais comuns são nos telemóveis e *power banks*. São compostas por 3 partes um eletrodo positivo; um eletrodo negativo; e um eletrólito, ou composto químico líquido entre eles.

Vantagens:

- Elevada capacidade volumétrica.
- Elevada potência gravimétrica;
- Médio ciclo de vida (500 ciclos);
- Não sofre de efeito de “memória”.

Desvantagens:

- Baixa versatilidade (3.6Volts/Célula);
- Baixa taxa de pico;
- Insegura, pode causar fogo;
- Complexidade de carga;
- Possibilidade de fugas líquidas.

7.3.3 Bateria de Polímero de Lítio (Lipo)

A diferença principal entre as baterias de íões de lítio e polímero de lítio é o eletrólito químico entre os elétrodos positivos e negativos. Na bateria de polímero de lítio o eletrólito não é um líquido.

Vantagens:

- Totalmente sólida, não existe fugas líquidas;
- Maior segurança face a Li-Ion;
- Médio ciclo de vida (600 ciclos);
- Alta taxa constante;
- Elevada corrente de pico;

Desvantagens:

- Baixa versatilidade (3.7Volts/Célula nominal);
- Complexidade de carga.
- Menor capacidade volumétrica face Li-Ion;
- Elevado preço;

7.3.3 Bateria de Grafeno

O grafeno é uma folha de átomos de carbono unidos num padrão de rede em malha. É um poderoso condutor de energia elétrica e térmica, extremamente leve, quimicamente inerte e flexível, com uma grande área de superfície. Também é considerado eco amigável e sustentável (Larousserie,2013). Como bateria é basicamente igual à Lipo, a grande diferença é que o seu separador eletrólito é de grafeno, diminuindo o calor por efeito de Joule, que por sua vez aumenta o ciclo de vida.



Fig. 33 – Bateria de Grafeno.

Vantagens:

- Totalmente sólida, não existe fugas líquidas;
- Maior segurança face a Li-Ion;
- Médio/alto ciclo de vida (900 ciclos);
- Corrente de pico muito elevada.

Desvantagens:

- Baixa versatilidade (3.7Volts/Célula nominal);
- Complexidade de carga.
- Maior peso/capacidade que Lipo
- Elevado preço;

7.3.4 Bateria Lítio de Alta Tensão (LiHV)

A gama de alta tensão em distribuição elétrica é referente a gamas com diferença de potencial superiores a $1000V_{rms}$ para corrente alternada e 1500V para corrente contínua, estas tensões tem o perigo de arco elétrico (NR-10). Não é o caso em baterias de Lítio. Sendo uma bateria sem inverter, ou seja, de corrente contínua, não atinge os 1500V. Uma bateria de Lítio de alta tensão é uma bateria Lipo que a sua química interna foi alterada para ter uma tensão máxima por célula de 4.35v (Lipo=4.3V/célula). Este aumento de 0.15V de pico por célula acresce cerca de 10%~25% de longevidade, dependendo do fabricante.

Vantagens:

- Totalmente sólida, não existe fugas líquidas;
- Maior segurança face a Li-Ion;
- Alta taxa constante;
- Capacidade volumétrica muito elevada.
- Potência gravimétrica muito elevada;
- Médio ciclo de vida (500 ciclos);

Desvantagens:

- Baixa versatilidade (3.7Volts/Célula nominal);
- Não podem ficar totalmente carregadas por um período superior a 48h.
- Complexidade de carga.
- Elevado preço;

7.3.5 Fosfato de Lítio e Ferro (LiFePO₄)

As baterias de fosfato de lítio e ferro são conhecidas pelo seu nome mais comum: LiFe. Este tipo de bateria é pouco comum, mas apresenta vantagens significativas em certas áreas.

Vantagens:

- Extremamente segura;
- Elevadíssimo ciclo de vida (2000 ciclos);
- Média/alta capacidade gravimétrica;
- Taxa de carga extremamente elevada para uma bateria (4C);
- Possibilidade de ficar totalmente carregada durante longos períodos de tempo;
- Baixo preço/capacidade;
- Elevada estabilidade, produzindo uma taxa de descarga mais constante que por sua vez garante a sua capacidade.

Desvantagens:

- Bateria “morre” se descer abaixo da tensão mínima (2.6~2.9Volt/Célula);
- Não tem tanta capacidade gravimétrica como uma LiHV, Li-Ion ou Lipo.
- Taxa de descarga média (30C);

7.3.6 Implementação do sistema de energia

Para implementação dos sistemas de energia utilizou-se dois tipos de baterias diferentes. A cadeira de rodas é o sistema que consome maior energia, e com o

intuito de ter maior longevidade utilizou-se uma bateria de Lítio de Alta Tensão (LiHV). A bateria com maior capacidade é a de lões de Lítio, no entanto este tipo de bateria não tem a corrente necessária para alimentar os motores. Nesta implementação utilizou-se duas baterias de 3 células em paralelo (LiHV 3S2P).



Fig. 34 – Baterias LiHV 3S 5.2Ah e conector XT60 paralelo.

Como a bateria da luva está diretamente em contacto com o paciente, a segurança da bateria é um fator de elevada importância. O sistema antigo da luva era composto por uma pilha de 9V, mas a autonomia era baixa devido à sua diminuída capacidade. Para uma maior autonomia utilizou-se uma bateria de fosfato de lítio e ferro (LiFe) com 3 células em serie.



Fig. 35 – Bateria de Fosfato de Lítio e Ferro (LiFePO₄).

8.APLICAÇÃO MOVEL

O ramo da Computação Móvel representa o paradigma de computação que se interessa sobretudo em explorar a conectividade de dispositivos que se movem em torno do mundo físico no nosso quotidiano. Este conceito tem sido amplificado nos dias de hoje devido ao facto dos dispositivos eletrônicos (laptops, netbooks, notebooks etc.) estarem a tornar—se cada vez mais pequenos em termos da sua extensão física e do seu peso, conduzindo a um maior conforto na sua utilização para satisfazer um leque alargado de atividades, das quais são o maior exemplo: a comunicação.

Comunicar é extremamente relevante nos dias de hoje, da qual praticamente todas as atividades do sector tecnológico, depende; Informação é constantemente criada, alocada e adquirida — isto é nada mais nada menos que estabelecer a comunicação entre dois ou mais pontos. A forma como se comunica esta inerente aos protocolos e padrões definidos para os tipos de comunicação que se querem estabelecer. Em última análise, se se reunirem todos os conceitos da mobilidade com os aspetos tecnológicos que nos rodeiam, cria-se um enorme potencial em volta da utilização de sistema de computação móvel, tudo isto para servir uma gama de necessidades que se podem caracterizar de utilidade primária, mais básica (por exemplo utilizar a comunicação de infravermelhos de um smartphone como comando remoto para uma televisão) ou de conveniência mais notável (controlo wifi de um pacemaker instalado no coração de um paciente).

No âmbito da presente tese foi proposto pelo diretor de mestrado, Dr. Carlos Ramos, que fosse desenvolvido também um sistema relacionado com a temática da mobilidade em sistemas computadorizados, de onde o conceito geral teria que se relacionar com o ciclo de estudos onde esta se insere para a população de terceira idade. Neste contexto, foi criado e implementada uma aplicação móvel para ser utilizada em dispositivos móveis com o sistema operativo Android e onde evidentemente, foi dada especial atenção ao conceito da sua utilização com suporte na mobilidade. Para a sua implementação, recorreu-se à plataforma da Google, App Inventor 2.

Nas secções seguintes estão descritas as premissas concetuais do sistema, as ideias que estimularam o seu desenvolvimento assim como todos os processos os envolvidos na sua criação.

8.1 Desenvolvimento

A aplicação tem o nome de “*Smart Wheelchair* - Cadeira de rodas Inteligente” e traduz-se basicamente na simulação de uma cadeira de rodas para os seus utilizadores por parte do próprio e de outros utilizadores do círculo de confiança do próprio (por exemplo familiares). Torna-se substancial nos dias que correm que pessoas que se encontrem em estados de invalidez física e utilizem cadeiras de rodas para se movimentarem, e possam fazer com segurança e conforto, sem que isso reflita, por exemplo, contratempos financeiros avultados - fala-se aqui por exemplo da integração de um joystick no braço da cadeira de rodas, extremamente caro e que neste caso seria completamente dispensável.

O “*Smart Wheelchair*” tem por objetivo principal auxiliar os utilizadores das cadeiras de rodas a movimentarem-se com o auxílio de uma aplicação móvel. Em conformidade com este objetivo, esta aplicação devera ser capaz de:

- Ser responsável pelo movimento da cadeira de rodas, num domínio bidimensional (plano) e numa gama angular de 360°;
- Reportar a localização da cadeira de rodas por GPS em instantes de tempo especificamente definidos:
 - Utilizar esta informação para devolver alertas ou outro tipo de informação crucial;
- Reportar valores relativos a parâmetros vitais do utilizador (temperatura corporal, ritmo cardíaco e humidade);
- Representar um sistema de utilização seguro conforme o grau da enfermidade do utilizador;
- Possuir um módulo de gestão de acessos que garanta segurança no processo de utilização da aplicação.

A título de exemplo, um utilizador que sofra de uma qualquer doença que o torne dependente da cadeira de rodas poderia hipoteticamente utilizar esta aplicação, instalando um módulo de controle na sua cadeira que comunicaria com o telemóvel e que responderia da forma mais conveniente possível durante o seu movimento. Caso este utilizador sofra por exemplo de outras doenças que o impossibilitem de estabelecer um raciocínio lógico (por exemplo Parkinson ou Alzheimer), o sistema também seria responsável por contactar outras pessoas (amigos ou familiares) reportando a sua posição em tempo real e emitindo algum tipo de alerta que surge devido a comparação dos valores de posição atuais, emitidos pelo GPS, face a um conjunto de valores previamente parametrizados, estabelecendo uma área de limitação, o que constitui uma proteção extra na utilização da aplicação. Ainda assim, é possível também que os parâmetros vitais do doente se encontrem balizados, a uma escala específica, numa determinada gama e que se emitam igualmente alertas caso exista um desequilíbrio nesses parâmetros.

8.2 Casos de utilização

Este sistema é fundamentalmente indicado para a utilização por pessoas classificadas pelo CID—10 (Classificação Internacional de Doenças e Problemas Relacionados à Saúde), como doentes que sofrem de Dependência de Cadeira de Rodas (cód. Z99.3). Algumas das doenças causadoras desta dependência podem ser por exemplo: a poliomielite, lesões medulares (paraplegia), distrofias musculares etc.

É, no entanto, importante salientar que a utilização aplicacional deste sistema se encontra limitada aos utilizadores que possuam plena destreza de pelo menos uma das suas mãos. O recurso a esta aplicação não deverá constituir qualquer obstáculo se antes da obtenção do mesmo, o doente já for utilizador regular de um dispositivo móvel com sistema operativo Android.

8.3 Modelação do Sistema

A montagem dos componentes integrantes do sistema desenvolvido está feita para que toda a informação gerada atravesse percursos constantes e

inequívocos, ou seja, no momento por exemplo em que o dispositivo móvel tenta comunicar com a cadeira de rodas, ou mais propriamente com o módulo de Bluetooth, é iniciado um processo de conversão desse sinal até que ele chegue ao motor que aciona o movimento das rodas da cadeira. A rede de comunicação constituinte de todos os processos de envio/recepção de dados esta implementada como se pode observar pela seguinte figura:

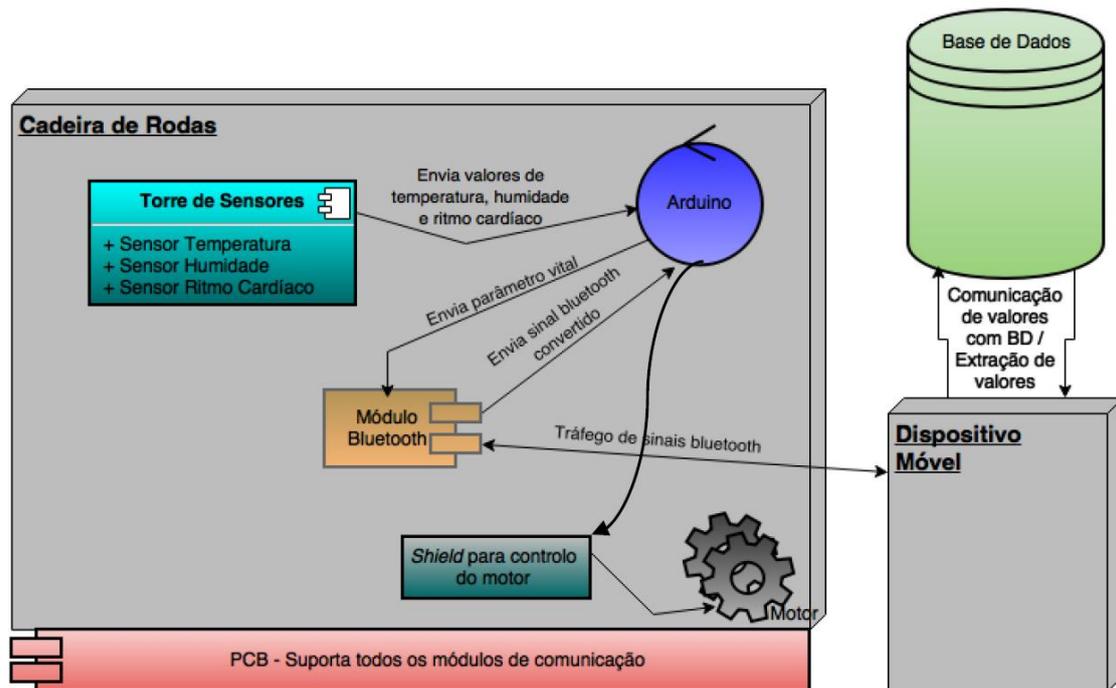


Fig. 36 - Representação esquemática da arquitetura lógica da aplicação.

Para estas opções, o dispositivo móvel inicia a comunicação para o módulo de Bluetooth que se encontra na cadeira de rodas. Por sua vez este módulo traduz o sinal Bluetooth (sinal eletromagnético) num outro que seja perceptível aos olhos do Arduino (sinal elétrico). O Arduino, de acordo com um conjunto de instruções que estão compiladas e a correr no seu processador, trata o sinal que recebe do módulo de Bluetooth e delega a ordem de iniciar um movimento ao shield de motor, que em última instância, causa o motor das rodas a produzir deslocação. A informação que é produzida pelo dispositivo móvel segue sob a forma de uma trama para ser devidamente decomposta em informação perceptível ao shield do motor. Na Figura x está representado a trama onde são descritos os elementos que são enviados.

$$(P, y_p, x_n, x_p, y_n)$$

<i>P</i>	Pivot - Elemento de inicialização do movimento
<i>y_p</i>	Direção y positiva - valor da magnitude de deslocação em y, sentido positivo
<i>y_n</i>	Direção y negativa - valor da magnitude de deslocação em y, sentido negativo
<i>x_p</i>	Direção x positiva - valor da magnitude de deslocação em x, sentido positivo
<i>x_n</i>	Direção x negativa - valor da magnitude de deslocação em x, sentido negativo

Fig. 37 - Tabela da trama de transferência associada à comunicação entre o dispositivo móvel e o módulo de Bluetooth.

A criação da trama que é enviada do dispositivo móvel para o modulo de Bluetooth. Esta trama é criada sempre que o utilizador altera a posição do dedo do visor, ou seja, é criada uma *string* com os valores da trama de comunicação. A variável *enviar_accel*, que se encontra na barra laranja é inicializada com essa *string* e esta é mais tarde enviada para o modulo de Bluetooth a partir do dispositivo móvel.

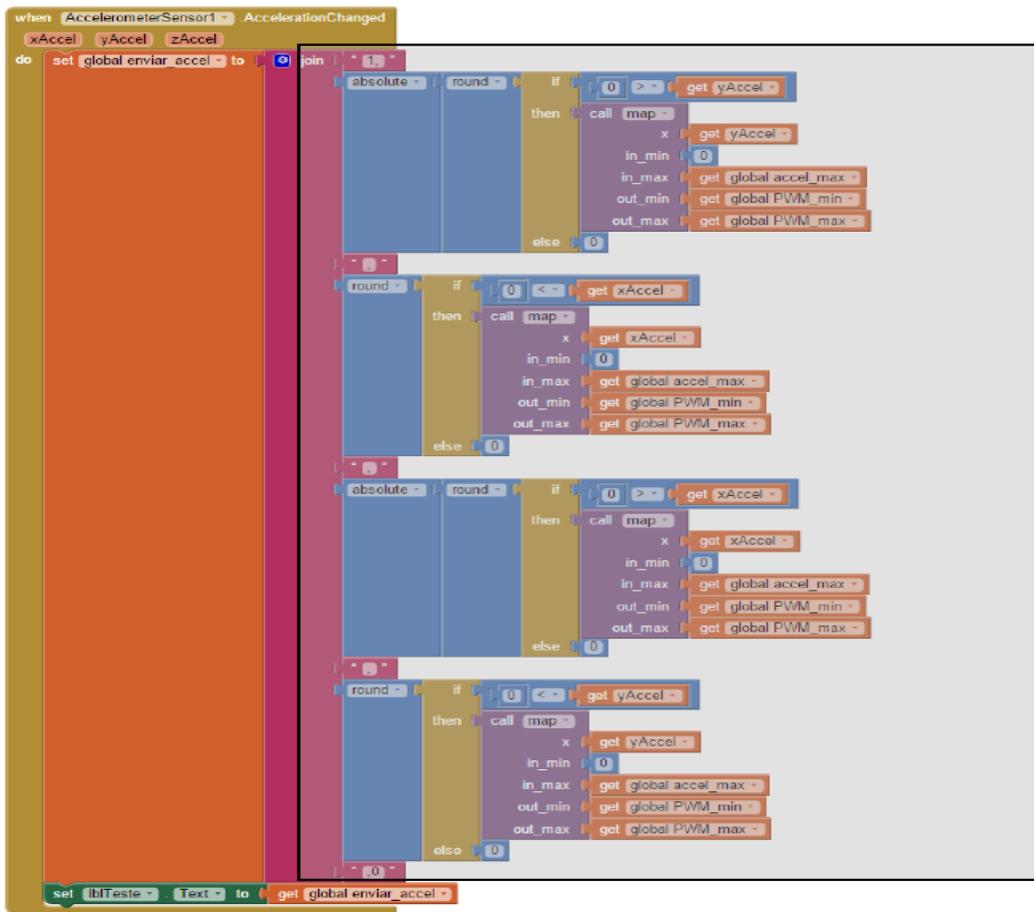


Fig. 38 - Blocos da activity responsável pelo movimento da cadeira de rodas por controlo de eixo dimensional.

8.4 Desenvolvimento Aplicacional

O desenvolvimento da aplicação teve por base a criação de código por blocos com auxílio da plataforma App Inventor 2. Esta ferramenta facultava um editor de interface gráfico agradável ao programador, através do arrastamento e ligação entre componentes como é o caso de botões, *labels*, recursos, listas etc. Esses componentes formam trechos de código, encaixando-se uns nos outros, onde são criadas as regras e operações desenvolvidas na aplicação. Para que estas regras e operações sejam realizadas é necessário que o programador da aplicação interaja com ela através do interface gráfico - é aí que são colocados os elementos de entrada e saída de informações.

Para isso, os trechos de código foram ordenados de forma isolada o mais modular possível sendo que cada módulo é responsável por efetuar uma única tarefa, o que se torna vantajoso no caso de existirem alterações individualizadas nos processos instituídos na aplicação.

Existem 5 *activities*, onde estão definidas em cada uma, cada recurso funcional da aplicação e que são elas:

- *Activity 1*: indicação dos valores dos sinais vitais
- *Activity 2*: escolha do modo de controlo da cadeira de rodas;
- *Activity 3*: processamento do modo de movimento com proteção (botão e acelerómetro);
- *Activity 4*: processamento do modo de movimento apenas com acelerómetro;
- *Activity 5*: processamento do modo de movimento com eixo bidimensional.

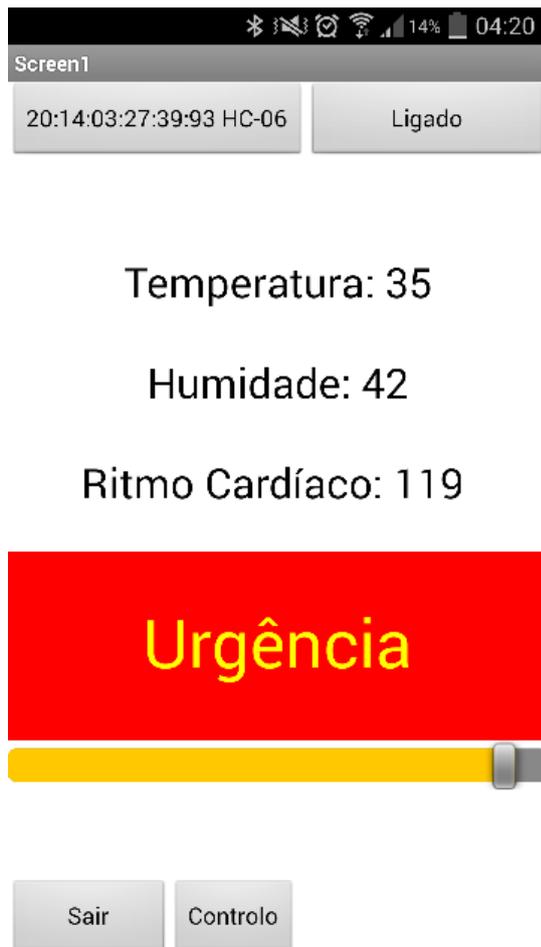


Fig. 39 - Activity responsável pela exibição dos valores dos parâmetros vitais.

9.AVALIAÇÃO

Neste capítulo apresenta-se a metodologia utilizada para avaliar o funcionamento da nova implementação do sistema. Para avaliação dos testes realizados utilizaram-se 3 grupos de estudo:

1. Pessoas sem limitações físicas;
2. Profissionais de saúde;
3. Pessoas com limitações físicas.

Cada grupo de estudo realizou uma prova de contorno de obstáculos, sendo os mesmos iguais para todos e apresentado na Fig. 40.

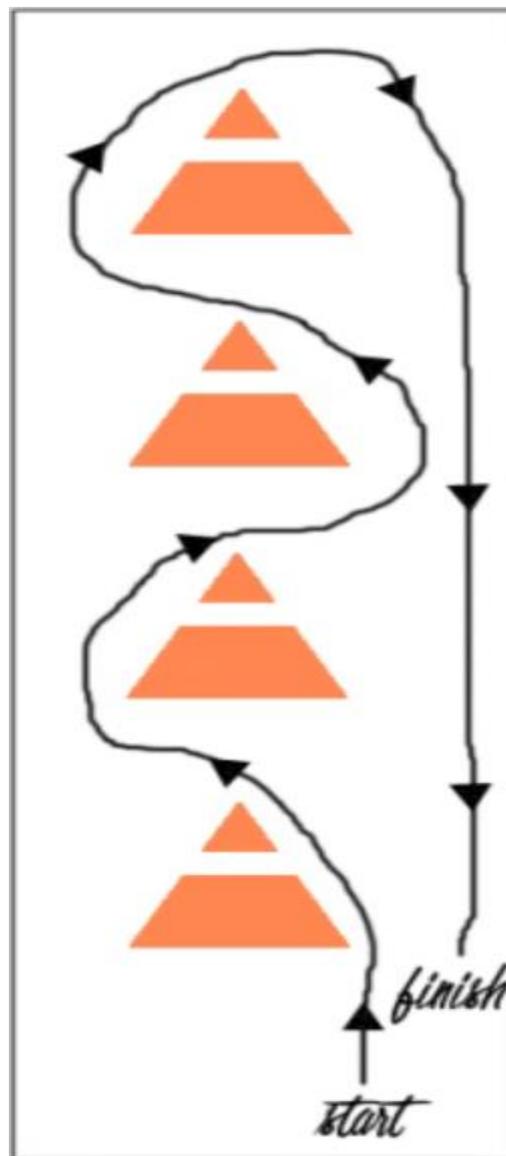


Fig. 40 - Prova de contorno de obstáculos.

Após a realização da prova, cada elemento preencheu um questionário sobre a utilização do sistema (**Anexo 1**). O grupo de pessoas com limitações físicas teve o auxílio da enfermeira responsável de turno no preenchimento da prova. Este questionário teve como objetivo a sensibilização da recepção do público a este produto/abordagem e sobretudo validar o seu funcionamento.

(1-Menor Concordância e 5-Máxima Concordância)	1	2	3	4	5	Sem opinião	Resultado
1. A luva biométrica é fácil de se movimentar os dedos.	0%	0%	20%	40%	40%	0%	80%
2. Resposta da cadeira de rodas aos movimentos dos dedos.	0%	0%	40%	50%	10%	0%	68%
3. Funcionamento correto de todos os comandos.	10%	10%	60%	20%	0%	0%	48%
4. Eficácia dos sistemas de segurança.	0%	0%	0%	10%	90%	0%	98%
5. Precisão na trajetória de movimento.	0%	0%	20%	40%	40%	0%	80%
6. Facilidade de aprendizagem dos comandos.	0%	0%	40%	40%	20%	0%	70%
7. Peso/confortabilidade da luva.	0%	0%	10%	0%	90%	0%	95%
8. Facilidade de colocação da luva.	0%	30%	50%	20%	0%	0%	48%
9. Facilidade de acionar o modo inativo.	0%	10%	80%	10%	0%	0%	50%
Média	1,11%	5,56%	35,56%	25,56%	32,22%	0%	71%
(1-Menor Concordância e 5-Máxima Concordância)	1	2	3	4	5	Sem opinião	Resultado
1. Fácil utilização	0%	0%	20%	70%	10%	0%	73%
2. Resposta rápida	0%	0%	0%	0%	100%	0%	100%
3. Funcionamento correto de todos os comandos	0%	0%	0%	80%	20%	0%	80%
4. Facilidade de aprendizagem dos comandos	0%	0%	30%	50%	20%	0%	73%
5. Pouco ocorrência de erros/bugs	0%	30%	50%	20%	0%	0%	48%
6. Facilidade em emparelhar o modulo de Bluetooth	0%	30%	50%	10%	10%	0%	50%
7. Utilidade	0%	0%	30%	50%	20%	0%	73%
8. Probabilidade de utilizar num paciente/familiar	10%	40%	10%	10%	30%	0%	53%
Média	1,25%	12,50%	23,75%	36,25%	26,25%	0%	68%

Fig. 41 – Tabela de resultados do grupo 1 (pessoas sem limitações físicas).

O estudo deste grupo foi realizado com uma população de 10 pessoas. Após uma breve introdução e execução da prova de obstáculos, as pessoas deram um resultado positivo. Todo o grupo de estudo experimentou todos parâmetros, sendo que o mais notável foram as medidas de segurança que nunca falharam.

(1-Menor Concordância e 5-Máxima Concordância)	1	2	3	4	5	Sem opinião	Resultado
1. A luva biométrica é fácil de se movimentar os dedos.	0%	0%	14%	57%	29%	0%	79%
2. Resposta da cadeira de rodas aos movimentos dos dedos.	0%	0%	43%	43%	14%	0%	68%
3. Funcionamento correto de todos os comandos.	14%	14%	29%	29%	14%	0%	54%
4. Eficácia dos sistemas de segurança.	0%	0%	43%	43%	14%	0%	68%
5. Precisão na trajetória de movimento.	0%	14%	43%	29%	14%	0%	61%
6. Facilidade de aprendizagem dos comandos.	0%	0%	14%	86%	0%	0%	71%
7. Peso/confortabilidade da luva.	0%	0%	14%	71%	14%	0%	75%
8. Facilidade de colocação da luva.	0%	57%	29%	14%	0%	0%	39%
9. Facilidade de acionar o modo inativo.	0%	57%	29%	14%	0%	0%	39%
Média	1,59%	15,87%	28,57%	42,86%	11,11%	0%	62%
(1-Menor Concordância e 5-Máxima Concordância)	1	2	3	4	5	Sem opinião	Resultado
1. Fácil utilização	0%	0%	29%	57%	14%	0%	71%
2. Resposta rápida	0%	0%	0%	29%	71%	0%	93%
3. Funcionamento correto de todos os comandos	0%	0%	14%	57%	29%	0%	79%
4. Facilidade de aprendizagem dos comandos	0%	0%	0%	71%	29%	0%	82%
5. Pouco ocorrência de erros/bugs	0%	14%	14%	14%	57%	0%	79%
6. Facilidade em emparelhar o modulo de Bluetooth	0%	14%	14%	57%	14%	0%	68%
7. Utilidade	0%	29%	29%	29%	14%	0%	57%
8. Probabilidade de utilizar num paciente/familiar	0%	0%	29%	57%	14%	0%	71%
Média	0,00%	7,14%	16,07%	46,43%	30,36%	0%	75%

Fig. 42 - Tabela de resultados do grupo 2 (profissionais de saúde).

O estudo foi realizado com um grupo de profissionais de saúde, contendo 4 enfermeiros, 1 fisioterapeuta e 2 médicos para uma população de 7 pessoas. O resultado pelos profissionais de saúde teve uma pontuação inferior ao do grupo 1 devido à sua exigência. Comentaram que, dentro do seu conhecimento, desconhecem qualquer implementação de um produto nesta área, mas com maior maturidade e melhor resposta, que é exequível a sua utilização. Também uma zona que ficou destacada foi a facilidade de qualquer paciente ter de utilizar este sistema, uma vez que é facilmente integrado na mão e a facilidade de comandos.

(1-Menor Concordância e 5-Máxima Concordância)	1	2	3	4	5	Sem opinião	Resultado
1. A luva biométrica é fácil de se movimentar os dedos.	0%	0%	0%	50%	50%	0%	88%
2. Resposta da cadeira de rodas aos movimentos dos dedos.	0%	0%	25%	25%	50%	0%	81%
3. Funcionamento correto de todos os comandos.	0%	0%	25%	50%	25%	0%	75%
4. Eficácia dos sistemas de segurança.	0%	0%	0%	0%	50%	50%	50%
5. Precisão na trajetória de movimento.	0%	0%	0%	25%	50%	25%	69%
6. Facilidade de aprendizagem dos comandos.	0%	0%	25%	50%	25%	0%	75%
7. Peso/confortabilidade da luva.	0%	0%	0%	25%	25%	50%	44%
8. Facilidade de colocação da luva.	0%	0%	0%	25%	0%	75%	19%
9. Facilidade de acionar o modo inativo.	25%	25%	25%	0%	25%	0%	44%
Média	2,78%	2,78%	11,11%	27,78%	33,33%	22%	60%
(1-Menor Concordância e 5-Máxima Concordância)	1	2	3	4	5	Sem opinião	Resultado
1. Fácil utilização	0%	0%	0%	0%	0%	100%	0%
2. Resposta rápida	0%	0%	0%	0%	0%	100%	0%
3. Funcionamento correto de todos os comandos	0%	0%	0%	0%	0%	100%	0%
4. Facilidade de aprendizagem dos comandos	0%	0%	0%	0%	0%	100%	0%
5. Pouco ocorrência de erros/bugs	0%	0%	0%	0%	0%	100%	0%
6. Facilidade em emparelhar o modulo de Bluetooth	0%	0%	0%	0%	0%	100%	0%
7. Utilidade	0%	0%	0%	0%	0%	100%	0%
8. Probabilidade de utilizar num paciente/familiar	0%	0%	0%	0%	0%	100%	0%
Média	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	100%	0%

Fig. 43 - Tabela de resultados do grupo 2 (pessoas com limitações físicas).

O estudo deste grupo foi realizado no “Lar de Recolhimento Jesus Maria José – Mónicas” com a enfermeira de turno. A população de estudo foram 3 pessoas com ligeiras limitações físicas e 1 pessoa com ligeira paralisia cerebral dada como inválida mas não afeta à instituição. Infelizmente não foi possível realizar o estudo com pessoas com maior limitação motora devido à inexistência de tais níveis de lesões na instituição de estudo. Existem pessoas com limite de capacidades motoras desejáveis, mas os cuidados dessas pessoas são realizados no hospital e devido ao longo e complicado processo burocrático do estudo, não foi possível realizar a avaliação. Os sujeitos de estudo não tiveram qualquer dificuldade em movimentar os dedos com a luva e sentiram que a cadeira de rodas respondia de facto os seus movimentos.

10. CONCLUSÕES

O objetivo principal de realizar uma prova de conceito de um produto capaz de realizar medidas biométricas da flexão foi concretizado com sucesso. Os comandos com a decomposição de vetores tornaram os cálculos complexos que são exigidos da cinemática inversa em formulas facilmente processáveis por um microcontrolador de 8 *bit*'s.

O propósito de IOT acabou por não funcionar por várias razões. Um dos motivos foi o próprio hardware da torre de sensores ter poucos parâmetros medidos e as medidas não eram realizadas num produto final adjacente ao utilizador (como a luva). Isto deveu-se ao facto de o foco dos sensores serem colocados propriamente na cadeira, e como não foi implementado uma cadeira física à escala real, este não se prossupôs o seu desenvolvimento.

A luva, incluídos todos os componentes (PCB e todos os IC's), teve um decréscimo de preço enorme comparado com o antigo sistema, descendo de 60€ para apenas 20€ por unidade. O fato de descartar o Xbee (e alguns IC's necessários para seu funcionamento) como método de comunicação trouxe um decréscimo de preço, melhoria de distância de funcionamento para outras aplicações e maior tempo de bateria principalmente devido à remoção do regulador de tensão de 3.3V. Isto mostra uma vantagem face aos outros produtos de mercado, que tem um custo substancialmente superior, mostrando que este sistema é viável de ser implementado num processo de mercado, criando várias revisões de hardware e software.

A implementação numa cadeira de rodas real tornou-se um problema que não foi possível ser ultrapassado. A sua criação era possível, com motores com maior binário, baterias de LiHV de maior capacidade e um sistema de modelação com triac's ou relés. Mas sem financiamento e/ou material necessário para a sua criação, tornou-se um obstáculo impossível de contornar.

10.1 Evolução da luva biométrica

O projeto antigo não possuía sistemas de segurança, na realidade o paciente poderia causar dano a si próprio, potencialmente aumentando a gravidade da sua doença. A implementação de segurança viabiliza a sua utilização, desta numa

utilização real um familiar ou profissional de saúde não teria a necessidade de ter uma acrescida atenção ao paciente.

A reformulação da comunicação e sistemas de energia, removendo o regulador de tensão apenas necessário para o Xbee, substituindo o mesmo por um modulo diferente também como a alteração de uma pilha de 9V com potência de ~5Wh para uma bateria de LiFePO₄ com 15Wh. Estas alterações em conjunto acrescem um aumento em cerca de 500% a autonomia do sistema.

A avaliação dos grupos de estudo das pessoas sem limitações físicas e profissionais de saúde foi muito positiva, tendo também em conta que esta implementação não passou por um processo de design de apresentação de produto. No entanto o resultado do grupo de pessoas com limitações físicas foi médio, mostrando que o conceito é valido, o protótipo é valido, mas necessita de maior maturidade e implementação numa cadeira de rodas à escala real. O resultado suficiente também pode dever-se ao facto de o grupo de estudo ser muito pequeno, com uma população de apenas 4 pessoas.

10.2 Desenvolvimentos futuros

Construir um sistema de *geofence*, para limitar a utilização da cadeira de rodas numa zona restrita. Desta forma o prestador de cuidados ou familiar não necessita de ter a preocupação de o paciente sair da zona de segurança implementada, seja esta uma instituição, domicilio ou um parque.

Um aspeto interessante seria desenvolver o sistema de biometria com um sensor para leitura de impulsos elétricos nervosos em vez de uma medição física da flexão. Este sistema invalidaria a utilização por pacientes que sofram de Esclerose Lateral Amiotrófica, devido à sua patologia inibir a comunicação nervosa com os neurónios motores.

11. REFERÊNCIAS

Rosa, Carlos (2014). Luva Biométrica para Controlo de uma Cadeira de Rodas, Instituto Superior de Engenharia do Porto.

Kramme, Hoffman & Pozos (2011). Springer handbook of Medical Technology. New York: Springer.

Luz Saúde, “Cirurgia Robótica,” Hospital da Luz Lisboa, [Online]. Available: <http://www.hospitaldaluz.pt/lisboa/pt/>. [ultimo acesso, Dezembro 2016].

Antunes, Ricardo, e Tiago Correia (2009), “Sociologia da saúde em Portugal: contextos, temas e protagonistas”, Sociologia, Problemas e Práticas, 61, Lisboa, CIES-IUL, pp. 101-125.

Andrew M. Seybold (2012), Your Guide to the UHF T-Band Giveback [<https://www.rmediagroup.com/Features/FeaturesDetails/FID/304> - ultimo acesso, Agosto 2017]

David Larousserie (2013), Graphene - the new wonder material [<https://www.theguardian.com/science/2013/nov/26/graphene-molecule-potential-wonder-material> - ultimo acesso, Agosto 2017]

Marcelo Molina (2016), PPM, PWM, SBUS, IBUS e DSM [<http://www.molrc.com/?p=1944> – ultimo acesso, Agosto 2017]

Mat Smith (2014) AcceleGlove teaches you sign language: we go hands-in [<https://www.engadget.com/2012/01/14/acceleglove-teaches-you-sign-language-we-go-hands-in-video/> - ultimo acesso, Agosto 2017]

Matthew Sabatini (2011), Lithium Ion vs. Lithium Polymer – What’s the Difference? [<https://www.androidauthority.com/lithium-ion-vs-lithium-polymer-whats-the-difference-27608/> - ultimo acesso, Agosto 2017]

Xigming Sun, Han-Chieh Chao, Xingang You, Elisa Bertino (Junho 2017), Cloud Computing and Security, Third International Conference, ICCCS 2017, Nanjing, China (ISBN: 978-3-319-68505-2).

J. O. Silva, G. A. Monção, N. D. Cunha, F. R. Amaral, C. U. Rocha, A. P. Fonseca e K. Barros (2014), “Robótica aplicada à saúde: uma revisão histórica e comparativa da Cirurgia Robótica,” 8º Fórum FEPEG.

Paterson, E. et all (1992). Enciclopédia de Medicina. Lisboa: selecções do Reader’s Digest

Rich McCormick (2016), Hacked Nintendo Power Glove lets you control drones like a wizard [ultimo acesso, Agosto 2017]

M. F. e. M. Moreira, “Aplicação da Robótica nos Centros Cirúrgicos”.

Kamenetz, H. L. (1969). A Brief History of the Wheelchair. Journal of the History of Medicine. Pp. 205-210.

Diogo Veiga (2011), “Cirurgia Minimamente Invasiva,” Instituto de Ciências Biomédicas Abel Salazar da Universidade do Porto, Porto.

J. Webster. (2009). Medical Instrumentation: Application and Design. Wiley-India, New Delhi.

P. M. S. Bastos (2014), “Robótica De Assistência E Seus Aspectos Humanitários,” Universidade Federal de Minas Gerais.

C.C. Santana. (2009) The past, present and future of bionic devices restoring cranial nerve function, research in vestibular, Science 8, 81–82.

A. A. Rua (1995), “Robótica Móvel Autónoma no ambiente hospitalar,” Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto.

A. Pantelopoulos, N. Bourbakis. (2010). A survey on wearable sensor-based systems for health monitoring and prognosis, IEEE Trans. Syst. Man Cybern. 40, 1–12.

T. Mukai, S. Hirano, H. Nakashima, Y. Kato, Y. Sakaida, S. Guo e S. Hosoe, “Development of a Nursing-Care Assistant Robot RIBA That Can Lift a Human in Its Arms,” International Conference on Intelligent Robots and Systems, pp. 5996-6001, 18-22 Outubro 2010.

D.P. Ferreira, B.N. Lourenço, F.J. Rodrigues, P.M. Mendes. (2010) Design of efficient wireless links for invasive biomedical microdevices, BioMed. Seventh IASTED Int. Conf. Biomed. Eng.

Tyler, J. (2012) "App Inventor for Android: Build Your Own Apps—No Experience Required", Wiley Inc.

"A.G.E. Tech". Abrams Gentile Entertainment. Retrieved 2009-05-13.

Hak. J. Kim and Jonathan Modell (2012). "Mobile App Design Tools for Smartphones: A Tutorial".

Vitor F. Pamplona, Leandro A. F. Fernandes, João Prauchner, Luciana P. Nedel e Manuel M. Oliveira. The Image-Based Data Glove . Proceedings of X Symposium on Virtual Reality (SVR'2008), João Pessoa, 2008. Anais do SVR 2008, Porto Alegre: SBC, 2008, (ISBN: 857669174-4). pp. 204-211.

Pires, João. "Redes de Telecomunicações", 2010/2011, Instituto Superior Técnico.

N. S. K. Ho, K. Y. Tong, X. L. Hu, K. L. Fung, X. J. Wei, W. Rong e E. A. Susanto (2011), An EMG-driven Exoskeleton Hand Robotic Training Device on Chronic Stroke Subjects.

Bezerra, Eduardo. "Princípios de Análise e Projeto de Sistemas com UML". 2ª Edição. Campus / Elviesier.

Leandro A. F. Fernandes, Vitor F. Pamplona, João Prauchner, Luciana P. Nedel e Manuel M. Oliveira. A Conceptual Image-Based Data Glove for Computer-Human Interaction. Revista de Informática Teórica e Aplicada. v.15, n.3, 2008, (ISSN: 01034308). pp. 75-94.

Travenzoli, I C. Letícia, M, Chico. "Oficina MIT App Inventor 2 + Arduino: Resumo Basico". 24-27 de Julho. UFMG.

M. Chen, S. K. Ho, H. F. Zhou, P. M. K. Pang e X. L. Hu (2009.), "Interactive Rehabilitation Robot for Hand Function Training," IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics.

Nunes, Sérgio Sobral. "Introdução a Sistemas Operativos". 2007/2008. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.

O. Lambercy, L. Dovat, H. Yun, S. K. Wee, C. Kuah, K. Chua, R. Gassert, T. Milner, T. C. Leong e E. Burdet (2009), " Rehabilitation of Grasping and Forearm Pronation/Supination with The Haptic Knob,," IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Rob.

J. Stein, L. Bishop, G. Gillen e R. Helbok (2011), "A Pilot Study of Robotic-assisted exercise for hand weakness after stroke,,".

L. Dovat (2008), "HandCARE: A Cable-Actuated Rehabilitation System to Train Hand Function After Stroke,," IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering.

[5] http://www.mobiledevice.ru/Images/31/News_31704_1.jpg

Anexo 1 – Inquérito

INQUÉRITO AOS SUJEITOS DE ESTUDO

ASSUNTO - Avaliação da Luva biométrica para controlo de cadeira de rodas.

Devido à evolução tecnológica e competitividade de mercado foi necessário alterar o modo de funcionamento da luva biométrica, bem como desenvolver implementações de segurança e aplicação móvel. Esta avaliação é muito importante para a qualificação deste produto, servindo como uma prova de conceito que será validada com base nos dados obtidos neste inquérito.

Neste capítulo apresenta-se a metodologia utilizada para avaliar o funcionamento da nova implementação do sistema. Para avaliação dos testes realizados utilizaram-se 3 grupos de estudo:

- 1. Pessoas sem limitações físicas;
- 2. Profissionais de saúde;
- 3. Pessoas com limitações físicas.

NOME: _____

Assinale o seu grau de avaliação relativamente ao sistema da luva testado.

(1-Menor Concordância e 5-Máxima Concordância)	1	2	3	4	5	Sem opinião
1. A luva biométrica é fácil de se movimentar os dedos	<input type="radio"/>					
2. Resposta da cadeira de rodas aos movimentos dos dedos	<input type="radio"/>					
3. Funcionamento correto de todos os comandos	<input type="radio"/>					
4. Eficácia dos sistemas de segurança	<input type="radio"/>					
5. Precisão na trajetória de movimento	<input type="radio"/>					
6. Facilidade de aprendizagem dos comandos	<input type="radio"/>					
7. Peso/confortabilidade da luva	<input type="radio"/>					
8. Facilidade de colocação da luva	<input type="radio"/>					
9. Facilidade de acionar o modo inativo	<input type="radio"/>					

Assinale o seu grau de avaliação relativamente à aplicação móvel.

(1-Menor Concordância e 5-Máxima Concordância)	1	2	3	4	5	Sem opinião
1. Fácil utilização	<input type="radio"/>					
2. Resposta rápida	<input type="radio"/>					
3. Funcionamento correto de todos os comandos	<input type="radio"/>					
4. Facilidade de aprendizagem dos comandos	<input type="radio"/>					
5. Pouco ocorrência de erros/bugs	<input type="radio"/>					
6. Facilidade em emparelhar o modulo de Bluetooth	<input type="radio"/>					
7. Utilidade	<input type="radio"/>					

8. Probabilidade de utilizar num paciente/familiar

<input type="radio"/>					
-----------------------	-----------------------	-----------------------	-----------------------	-----------------------	-----------------------

Sugestões/Comentários

AGRADECEMOS A SUA COLABORAÇÃO