

TRABALHO DE GRADUAÇÃO

**INTERFACES DE CONTROLE DE CADEIRAS
DE RODAS MOTORIZADAS PARA PESSOAS
COM TETRAPLEGIA**

Por,
Frederico Fernandes Pinto

Brasília, Dezembro de 2016



**ENGENHARIA
MECATRÔNICA**
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

Faculdade de Tecnologia

Curso de Graduação em Engenharia de Controle e Automação

TRABALHO DE GRADUAÇÃO

INTERFACES DE CONTROLE DE CADEIRAS DE RODAS MOTORIZADAS PARA PESSOAS COM TETRAPLEGIA

POR,

Frederico Fernandes Pinto

Relatório submetido como requisito parcial para obtenção
do grau de Engenheiro de Controle e Automação.

Banca Examinadora

Prof. Walter de Britto, UnB/ ENM (orientador)

Prof. Gerson Henrique Pfitscher, UnB/ ENE

Prof. Carlos Humberto Llanos, UnB/ ENM

Brasília, Dezembro de 2016

FICHA CATALOGRÁFICA

FREDERICO FERNANDES PINTO

Interfaces de controle de cadeira de rodas motorizadas para pessoas com tetraplegia

[Distrito Federal] 2016.

64p., 297 mm (FT/UnB, Engenheiro, Controle e Automação, 2016). Trabalho de Graduação – Universidade de Brasília. Faculdade de Tecnologia.

1.Cadeira de rodas

2.Tetraplegia

3.Interface de controle

4.Baixo Custo

I. Mecatrônica/FT/UnB

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

PINTO, F. F., (2016). Interfaces de controle de cadeira de rodas para pessoas com tetraplegia. Trabalho de Graduação em Engenharia de Controle e Automação, Publicação FT.TG-nº 29/2016, Faculdade de Tecnologia, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 63p.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Frederico Fernandes Pinto

INTERFACE DE CONTROLE DE CADEIRA DE RODAS PARA PESSOAS COM TETRAPLEGIA: Desenvolvimento, implementação e análise qualitativa entre interfaces de controle de cadeira de rodas para pessoas com tetraplegia.

GRAU: Engenheiro

ANO: 2016

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

Frederico Fernandes Pinto

SQN 316 Bloco D ap 619 – Asa Norte.

70775-040 Brasília – DF – Brasil.

AGRADECIMENTOS

Agradeço à todas as pessoas com as quais tive o prazer de esbarrar em minha vida, desde as que fizeram o mais breve contato àquelas que entraram de uma forma para nunca mais sair, agradeço porque sei que a mínima troca de energia que tivemos foi um aprendizado e uma contribuição para a minha formação.

Um agradecimento ao professor e meu orientador Walter de Britto pela paciência, pela pressão e compreensão durante esta jornada.

Frederico Fernandes Pinto

RESUMO

Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um sistema de controle de cadeira de rodas de baixo custo, a implementação de dois modelos de interface de controle destinadas a pessoas com tetraplegia e uma análise qualitativa de comparação entre as interfaces desenvolvidas.

Um dos modelos utiliza-se de sensores de pressão para acionamento dos motores por meio sopro e sucção, enquanto o outro modelo utiliza um joystick adaptado ao queixo para a execução dos comandos. Ambos foram desenvolvidos com foco no baixo custo, buscando atender às necessidades das pessoas com deficiência de baixa renda.

Palavras Chave: cadeira de rodas; interface; controle; tetraplegia; baixo custo;

ABSTRACT

This work presents the development of a low-cost wheelchair control system, the implementation of two control interface models for people with quadriplegia and a qualitative comparison of the interfaces developed.

One of the models uses pressure sensors to drive the motors through sip-and-puff, while the other model uses a joystick adapted to the chin for the execution of the commands. Both were developed with a focus on low cost, seeking to meet the needs of people with low income.

Keywords: wheelchair; interface; control; quadriplegics; low cost;

Sumário

1.	INTRODUÇÃO	1
1.1	DEFICIÊNCIA FÍSICA	1
1.2	CADEIRA DE RODAS	3
1.3	PROBLEMATIZAÇÃO	5
1.4	OBJETIVOS	6
1.5	ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO	6
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	8
2.1	INTERFACE DE CONTROLE PELO MOVIMENTO DOS OLHOS	8
2.2	INTERFACE DE CONTROLE PELO MOVIMENTO DO PESCOÇO	10
2.3	INTERFACE DE CONTROLE POR SOPRO E SUÇÇÃO	12
2.4	INTERFACE DE CONTROLE POR COMANDO DE VOZ	13
2.5	INTERFACE DE CONTROLE POR ELETROMIOGRAFIA (EMG)	14
2.6	CADEIRAS INTELIGENTES	14
3	CONCEPÇÃO DO PROJETO	16
3.1	POTÊNCIA	16
3.2	CONTROLE	17
3.3	INTERFACE	17
4	IMPLEMENTAÇÃO	20
4.1	POTÊNCIA	20
4.1.1	<i>Ponte H</i>	20
4.1.2	<i>Circuito Dobrador de Tensão</i>	23
4.1.3	<i>Circuito Isolador</i>	25
4.1.4	<i>Módulo implementado</i>	25
4.2	CONTROLADOR	26
4.2.1	<i>Software</i>	27
4.3	INTERFACE	28
4.3.1	<i>Controle mentoniano</i>	29

4.3.2	<i>Controle por sopro e sucção</i>	30
4.4	PROTÓTIPO	31
5	ENSAIOS E RESULTADOS	34
5.1	TESTES SEM CARGA	34
5.1.1	<i>Movimento retilíneo</i>	34
5.1.2	<i>Manobras</i>	36
5.2	TESTES DE INTERFACES: QUEIXO X SOPRO E SUCÇÃO.....	36
5.2.1	<i>Percepção do esforço</i>	37
5.2.2	<i>Comportamento e perturbações ao usuário</i>	37
5.2.3	<i>Manobrabilidade</i>	38
5.2.4	<i>Continuidade de movimento</i>	38
6	CONCLUSÕES	39
6.1	ASPECTOS GERAIS.....	39
6.2	SUGESTOES DE ESTUDOS FUTUROS	39
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	41
	APÊNDICES	44
	APÊNDICE I.....	45
	APÊNDICE II	48
	APÊNDICE III	51

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - REGIÕES DA MEDULA ESPINHAL ADAPTADO DE [5]	2
FIGURA 2 – HEFESTO [8]	3
FIGURA 3- FELIPE II EM CADEIRA DE RODAS [8]	4
FIGURA 4 - CADEIRA DE RODAS AUTO-MANOBRÁVEL - STEPHEN FARFLER, 1655 [8]	4
FIGURA 5– EVEREST & JENNINGS [8]	5
FIGURA 6 - FIXAÇÃO DE ELETRODOS PARA INTERFACE BASEADA EM EOG [14].....	9
FIGURA 7 - FIXAÇÃO DE ELETRODOS PARA INTERFACE BASEADA EM EOG [10].....	9
FIGURA 8 - CÂMERA MONTADA SOB ÓCULOS DE PROTEÇÃO PARA INTERFACE BASEADA EM VOG [16]	10
FIGURA 9 - MODELO COMERCIAL (FREEDOM SL).....	10
FIGURA 10 - MONTAGEM ESQUEMÁTICA DO SENSOR INERCIAL EM [17].....	11
FIGURA 11 - POSICIONAMENTO DE SENSORES UTILIZADOS EM [7] E [18]	11
FIGURA 12 - INTERFACE DE CONTROLE POR SOPRO E SUÇÃO UTILIZADO EM [20]	12
FIGURA 13 - DISPLAY DE LED INDICATIVO DE DIREÇÃO E VELOCIDADE DE MOVIMENTAÇÃO DA CADEIRA [20].....	13
FIGURA 14 - DIAGRAMA VERTICAL DE FUNCIONAMENTO DA INTERFACE DE CONTROLE POR COMANDO DE VOZ	14
FIGURA 15 - SUBSISTEMAS DO PROJETO.....	16
FIGURA 16 - MOTOR MODELO MR210 DA MOTRON	17
FIGURA 17 - PONTE H	21
FIGURA 18 - AÇIONAMENTO DAS CHAVES DE UMA PONTE H SIMPLIFICADA.....	21
FIGURA 19 - PONTE H IMPLEMENTADA.....	22
FIGURA 20 - ESQUEMÁTICO IRF540N	24
FIGURA 21 - CIRCUITO DOBRADOR DE TENSÃO IMPLEMENTADO	24
FIGURA 22 - CIRCUITO ISOLADOR IMPLEMENTADO	25
FIGURA 23 - ARDUÍNO UNO.....	26

FIGURA 24 - DIAGRAMA DE FUNÇÕES DA UNIDADE DE CONTROLE	27
FIGURA 25 - FLUXOGRAMA DO ALGORITMO IMPLEMENTADO	28
FIGURA 26 - JOYSTICK KY-023 (KEYES).....	29
FIGURA 27- SUPORTE PARA CONTROLE MENTONIANO MONTADO SOBRE A CADEIRA.....	30
FIGURA 28 - SENSOR DE PRESSÃO	30
FIGURA 29 - SENSOR DE PRESSÃO DE BAIXO CUSTO.....	31
FIGURA 30 - ESQUEMÁTICO DE FUNCIONAMENTO DO PROTÓTIPO	32
FIGURA 31 - PROTÓTIPO SEM BATERIA	33
FIGURA 32 - PROTÓTIPO COM BATERIA	33
FIGURA 33 - PROTÓTIPO MONTADO SOB O ASSENTO.....	33
FIGURA 34 - EIXOS COORDENADOS IMPLEMENTADOS EM SOFTWARE	38
FIGURA 35 - VELOCIDADE DE CADA RODA DA CADEIRA X POSIÇÃO DO JOYSTICK. FONTE: [9].....	40
FIGURA 36 - DIAGRAMA PARA PCI FEITO PELO PROTEUS.....	45
FIGURA 37 - IMPRESSÃO DO CIRCUITO EM PAPEL COUCHÊ	46
FIGURA 38 - PLACA SUBMERSA EM ÁGUA APÓS TRANSFERÊNCIA TÉRMICA	46
FIGURA 39 - CIRCUITO TRANSFERIDO PARA PLACA DE FENOLITE	47
FIGURA 40 - PCI COM CIRCUITO DOBRADOR DE TENSÃO.....	47

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - CAUSAS DAS DEFICIÊNCIAS FÍSICAS.....	1
TABELA 2 - TÉCNICAS NÃO INVASIVAS DE RASTREAMENTO OCULAR	8
TABELA 3 - ESPECIFICAÇÕES DO MOTOR	16
TABELA 4 - MATRIZ DE DECISÃO PARA INTERFACES	19
TABELA 5 - ELEMENTOS DOS SUBSISTEMAS DO PROJETO.....	20
TABELA 6 – VALORES MÁXIMO DE TRABALHO DO IRF540N	22
TABELA 7 - RESUMO DAS ESPECIFICAÇÕES - DIODO ZENER 1N4746A	23
TABELA 8 - ESPECIFICAÇÕES ARDUÍNO UNO	26
TABELA 9 - CINEMÁTICA ADOTADA EM PROJETO	34
TABELA 10 – RESULTADOS TEMPO PERCORRIDO EM MOVIMENTO RETILÍNEO (EM SEGUNDOS)	35
TABELA 11 - PARÂMETROS DE VELOCIDADE EM LINHA RETA	35
TABELA 12 - RESULTADOS TEMPO DE EXECUÇÃO DA MANOBRA DE GIRO (EM SEGUNDOS)	36

Lista de símbolos

Símbolos Latinos

I_d	Corrente de dreno	[A]
V_{cc}	Tensão em corrente contínua	[V]
V_{DSS}	Tensão dreno-fonte	[V]
V_{gs}	Tensão porta-fonte	[V]
$R_{DS(on)}$	Resistência de entrada em condução	[Ohms]

Abreviaturas

ASIA	Associação Americana de Lesão Medular
CC	Corrente Contínua
CI	Circuito Integrado
CCD	Charge-Coupled-Device
EEG	Eletroencefalografia
EOG	Eletro-oculografia
FET	Field Effect Transistor
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
IR	Infravermelho
IROG	Oculografia Infravermelho
NPN	Negative Positive Negative
ONU	Organização das Nações Unidas
PcD	Pessoa(s) com Deficiência
PDCA	Planejar Desenvolver Checar Atuar (<i>Plan-Do-Check-Act</i>)
PCI	Placa de Circuito Impresso
PNUD	Programa das Nações Unidas para o Desenvolvimento
PWM	Pulse Width Modulation
RPM	Rotações Por Minuto
VOG	Video-oculografia

1. INTRODUÇÃO

Com o intuito de contextualizar o desenvolvimento do projeto, foi realizado um breve estudo quanto à deficiência física e a evolução da cadeira de rodas, isso propulsionou os estudos subsequentes e contribuíram para a definição da proposta abordada.

1.1 DEFICIÊNCIA FÍSICA

A ONU divulgou em [1] que 14,3% da população mundial possui algum tipo de deficiência, seja visual, auditiva, motora ou mental/intelectual. No Brasil o percentual da população que vive com alguma deficiência chega a 23,9% como revela o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) em [2], ainda conforme este trabalho, 7% da população possui algum tipo de deficiência motora. Vale ressaltar que, para o IBGE, as deficiências investigadas são autodeclaradas.

De acordo com o Decreto nº 5.296 de 2 de Dezembro de 2004 deficiência física é considerada “alteração completa ou parcial de um ou mais segmentos do corpo humano, acarretando o comprometimento da função física, apresentando-se sob a forma de paraplegia, paraparesia, monoplegia, monoparesia, tetraplegia, tetraparesia, triplegia, triparesia, hemiplegia, hemiparesia, ostomia, amputação ou ausência de membro, paralisia cerebral, nanismo, membros com deformidade congênita ou adquirida, exceto as deformidades estéticas e as que não produzam dificuldades para o desempenho de funções”

As deficiências físicas podem ter as seguintes causas conforme mostradas na Tab.1, entretanto o Ministério da Saúde indica em [3] que 80% dos casos de pacientes com lesão medular são de origem traumática causados em sua maioria por acidentes automobilísticos e ferimentos por projétil de arma de fogo.

Tabela 1 - Causas das Deficiências Físicas

CAUSA	DEFINIÇÃO
Hereditária	Resulta de doenças transmitidas por genes, podendo manifestar-se desde o nascimento ou aparecer posteriormente
Congênita	Quando existe no indivíduo ao nascer, mais comumente, na fase intrauterina
Adquirida	Quando ocorre depois do nascimento em virtude de infecções, traumatismos, intoxicações

Lesão medular é qualquer dano causado à medula, cone medular ou cauda equina. A lesão se manifesta, primordialmente, como interrupção parcial (paresia) ou total (paralisia)

dos membros, alteração do tônus muscular, dos reflexos superficiais e profundos, alteração ou perda das diferentes sensibilidades, segundo informações apresentadas em [4].

A Figura 1 mostra as diferentes regiões da coluna cervical, utilizadas para a classificação da lesão conforme determinado pela *American Spinal Injury Association (ASIA)*. O seu diagnóstico é realizado através de exames neurológicos onde são avaliados a força motora, sensibilidade e reflexos; e exames complementares para determinar o nível ósseo da lesão.



Figura 1 - Regiões da medula espinhal adaptado de [5]

O grau de limitação dos indivíduos varia conforme o nível da injúria que pode ser cervical, torácicas, lombares ou sacrais; e a extensão do dano, sendo incompleta ou completa, sempre se referindo quando há ou não atividade muscular voluntária do nível da lesão até o segmento sacral S4 ou S5 [4]. O paciente com tetraplegia possui lesão medular na região cervical, entre as vértebras C1 e C7, comprometendo a mobilidade dos membros superiores, inferiores e do tronco [3].

Dados da Organização Mundial da Saúde (OMS) em [6] sinalizam que a deficiência tem uma relação bidirecional com a pobreza, isto é, a deficiência pode aumentar o risco de pobreza e a pobreza aumenta o risco de deficiência. Cerca de 80% das pessoas com deficiência (PcD) vivem em países em desenvolvimento, segundo o Programa da Nações Unidas para o Desenvolvimento (PNUD). Há dados informando que ter alguma deficiência aumenta o custo de vida em cerca de 1/3 da renda e que mais de 50% das pessoas deficientes não tem condições de pagar por serviços de saúde.

A pessoa com tetraplegia necessita de auxílio em tempo integral para sua reintegração social e até mesmo econômica. Na sua inclusão social faz-se imprescindível a utilização de tecnologias assistivas, ou seja, quaisquer tipos de recursos, produtos e serviços que possam contribuir para prover ou aprimorar as habilidades funcionais do enfermo [6] [7], como por exemplo a cadeira de rodas.

1.2 CADEIRA DE RODAS

A cadeira de rodas surgiu do intuito de facilitar a locomoção de feridos e doentes de maneira mais eficiente. Os primeiros indícios da existência de uma cadeira de rodas são do século IV AC, e se apresentam em formas de gravuras encontradas em vasos gregos. A Figura 2 reproduz Hefesto, deus grego da metalurgia, a bordo do que parece ser um equipamento similar primitivo [8].



Figura 2 – Hefesto [8]

Observam-se, no decorrer do tempo de evolução da cadeira de rodas, que o instrumento sofreu diversas alterações para proporcionar mais conforto ao paciente e maior eficiência no deslocamento [7], contudo era produzido basicamente sob encomenda, atendendo às necessidades específicas de cada usuário.

A Figura 3 a cadeira utilizada por Felipe II da Espanha, em 1595, que possuía repouso para os pés e a possibilidade de inclinar para tornar-se um leito provisório, enquanto que na Fig. 4 podemos observar uma das primeiras cadeiras de rodas auto-manobrável, criada por Stephen Farfler, em 1655. [8]



Figura 3- Felipe II em cadeira de rodas [8]



Figura 4 - Cadeira de rodas auto-manobrável - Stephen Farfler, 1655 [8]

Em 1933 foi patenteado por H. C. Jennings e Hebert A. Everest a primeira cadeira de rodas dobrável (Fig. 5), que nasceu da necessidade de se transportar esse equipamento dentro de um automóvel. O modelo, juntamente com outras patentes, foi utilizado por décadas sob a marca Everest/Jennings. [8]



Figura 5– Everest &Jennings [8]

A descoberta de novas matérias-primas mais leves e moldáveis, juntamente com a evolução das técnicas de fabricação e surgimento de novas tecnologias, tornou possível uma vasta gama de modelos de cadeiras de rodas, desde cadeiras convencionais dobráveis, ajustáveis até cadeiras com propulsão motorizada nos mais diversos formatos como *scooters*, triciclos, etc..[7]

1.3 PROBLEMATIZAÇÃO

Existem cadeiras de rodas adequadas para cada tipo de situação específicas, capazes de atender à diversas necessidades e compatíveis com os mais variados tipos de terrenos, aptas à transpor obstáculos, inclusive. Contudo o sistema de controle amplamente difundido e mais comumente encontrado no mercado é através de joystick, ou seja, nem todas as pessoas com deficiência são contempladas com essa tecnologia.

As deficiências físicas atingem as faculdades motoras nos mais variáveis níveis e o auxílio através de tecnologias assistivas podem compensar essa exiguidade e até supri-la, contudo os produtos comerciais disponíveis não estão ajustados aos diferentes tipos de carência e economicamente são inviáveis para maioria da população nessas condições de saúde.

Em uma rápida pesquisa no mercado interno, realizada pela internet, encontra-se equipamentos convencionais a partir de R\$ 380,00, enquanto os modelos motorizados mais simples partem de R\$ 7.500,00. Entretanto os modelos que visam atender pessoas com tetraplegia são ainda mais caros e não suprem as necessidades do paciente.

Tendo em vista a dificuldade de pessoas com deficiência terem acesso à uma tecnologia apropriada às suas necessidades e por conseguinte não conseguirem se repositonar na sociedade e tampouco no mercado de trabalho, foi elaborada uma proposta de desenvolvimento de um produto direcionado à essa parcela da população.

1.4 OBJETIVOS

A proposta primordial deste trabalho, em um primeiro momento, consiste na análise qualitativa entre interfaces para um sistema de controle de cadeira de rodas motorizadas para pessoas com tetraplegia. As interfaces deverão ser versáteis de modo a atender o maior número de pessoas com os mais variados graus de lesões possíveis. Por conseguinte será necessário desenvolver um sistema de controle para que se possa avaliar a resposta das interfaces e suas sutilezas.

Como parte complementar à proposta inicial, ou seja, a implementação do sistema de controle em si, será utilizado o kit de automação desenvolvido em [9], onde se fabricou um sistema para acoplar motores à uma cadeira de rodas convencional. Será realizada uma modernização na eletrônica que consiste no desenvolvimento dos *drivers* de potência responsáveis pelo acionamento dos motores e a integração a uma unidade de controle que permita a utilização das interfaces, bem como os dispositivos que serão testados.

1.5 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

O controle de uma cadeira de rodas motorizada é composto, de modo geral, por uma interface de controle responsável por capturar os comandos do usuário, um módulo de processamento e controle, que realiza o tratamento dos dados coletados de maneira pertinente e o transforma em comando elétricos, e um módulo de potência responsável por enviar os comandos elétricos aos motores em um nível apropriado.

A maior diversidade de tecnologia encontra-se empregada nas interfaces dos sistemas de controles, pois os módulos de processamento são predominantemente compostos por uma unidade computacional, e os módulos de potência são circuitos elétricos capazes de acionar os motores especificados em projeto com a tensão e corrente necessária para o seu correto funcionamento.

O trabalho conta com uma revisão bibliográfica acerca de interfaces de controle para que a definição do modelo a ser implementado seja adequada, a implementação do sistema de controle de modo modular permitindo menores unidades físicas facilitando tanto o ajuste

especial quanto a identificação de problemas e prováveis substituições, a análise qualitativa da utilização das interfaces desenvolvidas, optando sempre por métodos de fabricação de baixo custo.

A implementação da proposta tem com bases os princípios do ciclo PDCA (Plan-Do-Check-Act), que consiste em uma ferramenta de gestão de projetos que busca controlar e aperfeiçoar processos e produtos de maneira contínua. O ciclo compreende 04 (quatro) passos importantes:

- Planejar – Estabelecer objetivos e processos adequados ao projeto;
- Desenvolver / Executar – Realizar os processos da maneira planejada;
- Conferir / Checar – Estudar os resultados obtidos e comparar com os esperados;
- Agir / Ajustar – Realizar ações corretivas e desenvolver melhorias.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo serão abordadas algumas variedades de interfaces de controle encontradas, não serão levantados os pormenores do tratamento dos sinais uma vez que são realizados pela unidade de processamento e não foi objeto primário dos estudos.

2.1 INTERFACE DE CONTROLE PELO MOVIMENTO DOS OLHOS

Uma das interfaces desenvolvidas para o controle de uma cadeira de rodas motorizadas é realizada através do mapeamento do movimento dos olhos. Existem variadas técnicas para captura da movimentação dos olhos, podendo ser invasivas ou não [10], esse rastreamento exige muita atenção e está sujeito a erros provenientes da alteração da posição dos olhos antes de finalizar um comando predeterminado [11].

A Tabela 2 exibe um resumo das técnicas em destaque nos trabalhos [10], [11], [14] e [16].

Tabela 2 - Técnicas não invasivas de rastreamento ocular

TÉCNICA	DESCRIÇÃO
Eletro-oculografia	Consiste na medição do potencial elétrico gerado pela movimentação ocular. A captura é feita através de eletrodos posicionados no rosto do usuário.
Vídeo-oculografia	Consiste no rastreamento dos olhos através de câmeras de vídeo que enviam as imagens para serem processadas e calcular a posição dos olhos. As câmeras podem ser solidárias à movimentação da cabeça ou fixas à um suporte, este segundo modelo exige que a cabeça do usuário fique imóvel e uma iluminação adicional, tais requisitos são necessários a fim de evitar interferências e erros de precisão.
Lentes de contato especiais	Neste método o usuário utiliza lentes de contatos especiais constituídas por espelhos planos permitindo o cálculo da posição dos olhos. Ocasionalmente essas lentes podem possuir uma bobina de indução com a finalidade de melhorar a precisão de cálculo da posição exata dos olhos.
Oculografia Infravermelho (IROG)	Esta técnica utiliza fotossensores para detectar a reflexão de raios IR emitidos contra os olhos e assim detectar a sua posição.

Os trabalhos [10] e [14] utilizam-se de EOG como interface de controle, [14] sugere a utilização de 5 eletrodos para a captura dos sinais elétricos gerados onde um par é responsável pela detecção do movimento horizontal e são posicionados ao lado dos olhos, outro par detecta o movimento vertical posicionando um eletrodo acima do olho direito e outro abaixo, o quinto eletrodo é utilizado como referência e é posicionado na testa, enquanto [10] utiliza apenas 3. As Figuras 6 e 7 mostram o esquema de fixação dos eletrodos em [14] e [10], respectivamente.

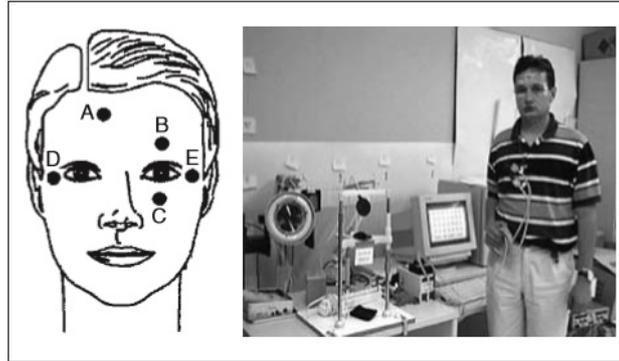


Figura 6 - Fixação de eletrodos para interface baseada em EOG [14]

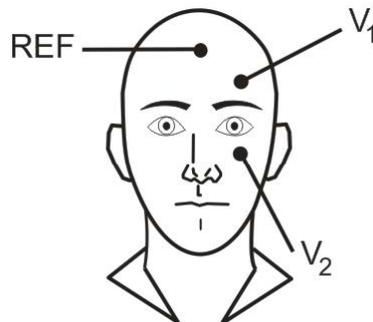


Figura 7 - Fixação de eletrodos para interface baseada em EOG [10]

A dissertação de mestrado [16] utiliza VOG para a captura do movimento dos olhos, neste trabalho uma câmera CCD foi montada em um óculos de proteção para detecção da íris e assim estimar a direção do olhar do usuário. A Figura 8 exibe a interface montada.



Figura 8 - Câmera montada sob óculos de proteção para interface baseada em VOG [16]

2.2 INTERFACE DE CONTROLE PELO MOVIMENTO DO PESCOÇO

A movimentação do pescoço é uma das capacidades mais requisitadas de uma pessoa com tetraplegia para a implementação de uma interface de controle de cadeira motorizada por ser implementada de maneira intuitiva e não necessitar um treinamento muito complexo.

Um dos métodos de controle amplamente empregado entre os modelos comerciais de cadeira de rodas motorizadas para pessoas com tetraplegia é o joystick de queixo, onde uma alavanca é posicionada próximo à boca do usuário, permitindo seu acionamento com o queixo. A Figura 9 mostra um modelo comercial com este tipo de interface de controle.



Figura 9 - Modelo Comercial (FREEDOM SL)

Um dos primeiros trabalhos realizados no Brasil que utilizava a inclinação da cabeça foi desenvolvido em [17] onde se utiliza sensor inercial de baixo custo, baseado em um duplo inclinômetro associado a um sensor piezoelétrico. Neste trabalho o sensor desenvolvido se utiliza de uma composição de *encoders* e sensores óticos, como mostra a Fig10.

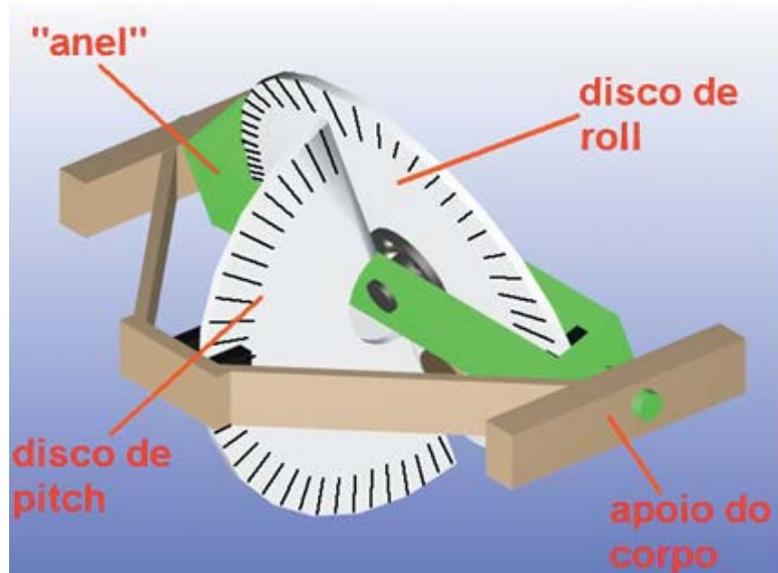


Figura 10 - Montagem esquemática do sensor inercial em [17]

Os trabalhos [7] e [18] utilizam interfaces de controle baseadas na inclinação da cabeça, para tanto são utilizados acelerômetros posicionados sobre a cabeça do usuário conforme mostra a Fig. 11

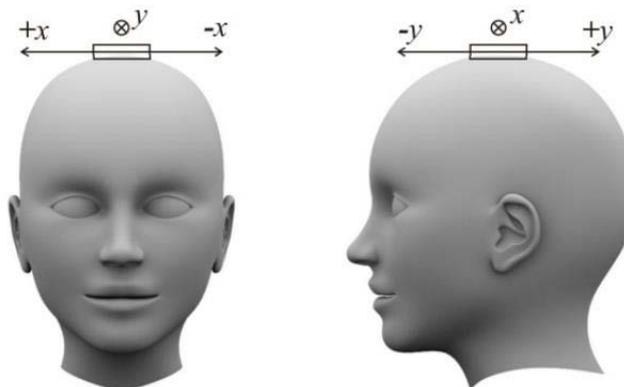


Figura 11 - Posicionamento de sensores utilizados em [7] e [18]

O seu funcionamento consiste em monitorar a movimentação da cabeça e assim detectar o ângulo formado entre os eixos x e y na posição de repouso e sua posição durante o movimento. Em ambos os casos é necessário configurar uma zona de tolerância e um tempo mínimo de comando para acionamento, assim reduz-se os efeitos de movimentos involuntários.

2.3 INTERFACE DE CONTROLE POR SOPRO E SUCÇÃO

A interface de sopro e sucção é adequada para PcD com redução extrema de mobilidade, nesta metodologia utiliza-se sensores de fluxo de ar para identificar os comandos dados pelo usuário, os comandos são realizados, como o nome sugere, através de sopros e sucções.

A metodologia mais óbvia é a utilização de dois dutos fazendo a correspondência a cada um dos eixos de movimentação da cadeira, contudo não foi encontrado nenhuma bibliografia relacionada à esta implementação.

Os trabalhos [19] e [20] adotam uma interface simples composta por apenas um único duto de coleta, fazendo com que os comandos sejam predefinidos pelo projetista e interpretados pelos módulos de controle.

A Figura 12 apresenta a interface adotada em [20], nela pode-se observar a presença do duto de comando, onde são efetuados os sopros e sucções e uma segunda haste rígida para ligar e desligar os sensores.



Figura 12 - Interface de controle por sopro e sucção utilizado em [20]

Ao utilizar um sistema de controle interpretado é necessário também criar ferramentas que informe ao usuário o comando selecionado através daquela combinação de manobras executadas, por exemplo, em [20] é utilizado um diagrama de led (Fig. 13) que indica qual o sentido e velocidade selecionados antes de efetuar o comando, a escolha do sentido e da velocidade são realizadas através de sequência de sopros e sucções.

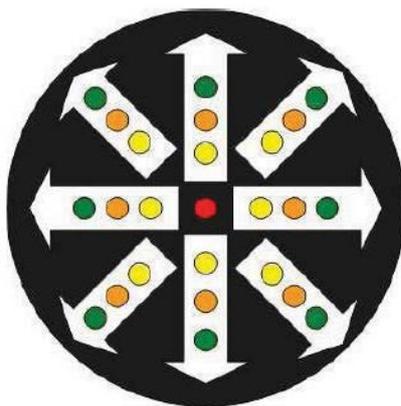


Figura 13 - Display de led indicativo de direção e velocidade de movimentação da cadeira [20]

Podemos perceber que existem oito direções possíveis e três velocidades para cada direção. A seleção de direção é realizada de forma cíclica no sentido horário através de sopros subsequentes, enquanto que a velocidade é selecionada através de sucções também de forma cíclica partindo do repouso e passando pelos outros três níveis. Ao selecionar a direção e sentido desejado o sistema inicia o movimento logo após determinado tempo transcorrido.

2.4 INTERFACE DE CONTROLE POR COMANDO DE VOZ

O controle por comando de voz é outra interface recomendada para pacientes com grave limitação motora, pois se relaciona diretamente com as formas de interação mais apropriadas ao paciente [21]. Ainda conforme [21] os comandos nessa interface devem possuir uma sintaxe que se assemelhe à forma como um usuário conversaria com outra para levá-lo à posição desejada, isso manteria a consistência dos comandos e facilitaria o aprendizado.

A captura dos dados é realizada através de microfone, entretanto o sistema de processamento deve possuir artifícios de pré-processamento para identificação da voz de comando, da palavra proferida, validação da instrução e somente após essas análises o sinal é tratado de maneira a se tornar um comando de acionamento válido.

O funcionamento da interface por comando de voz é apresentado na Fig. 14, nela podemos verificar a necessidade de um software de reconhecimento de voz que seja capaz de filtrar os ruídos externos afim de tornar o sistema mais robusto. Em [21] e [22] é utilizado nessa função o IBM ViaVoice®, pois tem seu funcionamento baseado em redes neurais fazendo com que o sistema identifique os padrões de comando e diminua a susceptibilidade a interferências.

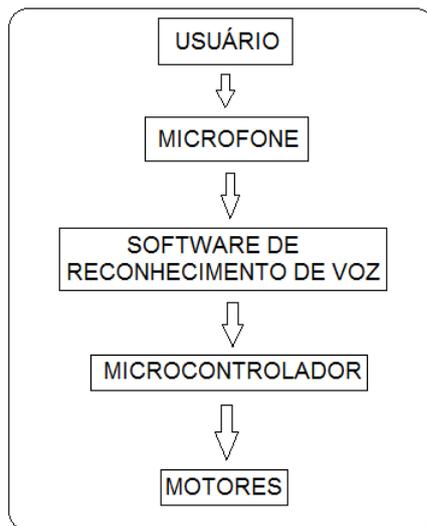


Figura 14 - Diagrama vertical de funcionamento da interface de controle por comando de voz

2.5 INTERFACE DE CONTROLE POR ELETROMIOGRAFIA (EMG)

A eletromiografia, de acordo com [23], consiste no registro dos potenciais elétricos gerados nos músculos através da estimulação de unidades motoras. Essa técnica pode ser adequada para pessoas com deficiência motora severa, pois os eletrodos podem ser posicionados conforme os músculos sob o qual o paciente possui controle [11].

A utilização desta técnica requer um processamento dos sinais de maneira específica para cada usuário, pois em cada caso tem-se variáveis que podem interferir no caso da implementação de um controle genérico, como níveis peculiares de atividade muscular, correto posicionamento dos eletrodos, etc..

2.6 CADEIRAS INTELIGENTES

Existem diversos projetos visando integrar uma infinidade de recursos tecnológicos, tentando promover o maior nível de autonomia possível de uma cadeira de rodas, criando sistemas realmente inteligentes capazes de definir rotas, desviar de obstáculos de maneira praticamente autônoma.

O projeto [12] utiliza-se de sensores de ultrassom e técnicas avançadas de programação para a detecção e desvio de obstáculos. Os sensores foram posicionados na cadeira de modo a detectar a proximidade de objetos e a profundidade do piso próximo à cadeira com a finalidade de detectar desníveis. A partir deste monitoramento foi definida uma zona de segurança em torno da cadeira de rodas, dividida em 03 (três) seções, uma de conforto onde

não há atuação do controle, uma de alerta onde o movimento da cadeira tem interferência do controle sempre em busca do desvio do obstáculo detectado, e uma área de risco onde o controle atua de forma intensa podendo até mesmo bloquear a movimentação da cadeira.

Outro recurso incorporado às cadeiras inteligentes é o smartphone, por ser amplamente difundido e possuir modelos de baixo custo pode-se utilizar aplicativos desenvolvidos para sistema operacional *Android*. Em [13] foi desenvolvido um aplicativo com controle direcional, controle de velocidade e monitoramento dos sensores aplicados à cadeira. O aplicativo foi desenvolvido na linguagem de programação *Java*, mas o ambiente Eclipse oferece diversas possibilidades. A comunicação do smartphone é feita via *bluetooth*, requisitando a utilização de dispositivos de comunicação específicos.

A integração de diversas interfaces de controle e módulos de sensoriamento pode ser visto em [14], onde são integrados sensores ultrassônicos, infravermelhos e monitoramento por vídeo para percepção do ambiente, e reconhecimento de voz, sensores de fluxo, movimentação da cabeça, EOG e *joystick* como interfaces de controles de maneira hierarquizada.

Contudo os sistemas de controle que exigem mais poder de processamento e possuem maior complexidade computacional estão diretamente relacionados com o custo do projeto e fogem do escopo deste estudo, que busca uma alternativa de baixo custo de desenvolvimento e manutenção, buscando atender maior parcela da população e diminuindo a dependência das PcD.

3 CONCEPÇÃO DO PROJETO

Para a formulação do projeto foi realizada a divisão em subsistemas ou módulos que se comunicassem de maneira apropriada, mas que pudessem ser desenvolvidos de maneira individual, levando-se em consideração as especificações técnicas das partes. A Figura 15 exibe os subsistemas.



Figura 15 - Subsistemas do projeto

A partir da divisão realizada foi utilizada abordagem *bottom-up* de desenvolvimento, pois a cadeira e os motores seriam os mesmos utilizados no trabalho [9], portanto deveriam ser utilizados como ponto de partida para o planejamento dos demais módulos de maneira satisfatória.

3.1 POTÊNCIA

O módulo de potência é responsável pelo acionamento dos motores conforme sinais recebidos do controlador. Este subsistema deve ser capaz de acionar os motores disponíveis que possuem a seguinte característica.

Existe uma divergência de informações em relação às especificações do motor utilizado, os motores possuem etiquetas indicando uma informação enquanto que o site do fabricante [15] informa outra, como podemos ver na Tab. 3.

Tabela 3 - Especificações do motor

FABRICANTE / MODELO	MOTRON MR-210 VER 240	
	ETIQUETA	SITE
CARACTERÍSTICA		
Tipo	Corrente Contínua	Corrente Contínua
Massa	1,9 Kg	2 kg
Tensão	12 V	24 V
Velocidade Angular Nominal	244 RPM	240 RPM
Corrente	6 A	6 A
Torque	-	24kgf.cm
Potência	-	144W

Foi realizado um contato com o fabricante que informou não trabalhar com motores de 240 RPM com 12 Vcc, exceto em casos muito raros e especiais, como não houve informações adicionais decidiu-se adotar o menor valor de tensão para trabalho, por precaução. A Figura 16 mostra o modelo de motor utilizado.



Figura 16 - Motor modelo mr210 da Motron

Para o acionamento dos motores é necessário que os sinais lógicos enviados pelo controlador sejam amplificados para o correto acionamento dos motores, para tanto é necessário implementar uma ponte H de potência, com esse circuito é possível acionar os motores tanto no sentido horário quanto anti-horário, isto é um requisito para que a cadeira realize as manobras necessárias.

3.2 CONTROLE

O controle proposto deve ser capaz de interpretar os dados coletados pelas interfaces desenvolvidas e traduzir em comandos específicos para os motores, acionando o módulo de potência de maneira adequada. Para tanto deve ser versátil de modo a conversar com diferentes interfaces e possuir um software de fácil manuseio e configuração.

3.3 INTERFACE

A interface é responsável pela captura dos dados através da interação direta com a PcD, é neste subsistema que ocorre a adequação do sistema à necessidade da pessoa em cadeira de rodas, uma vez que a região de interação com o usuário é que deve se ajustar às suas faculdades remanescentes, portanto o restante da planta projetada pode permanecer imutável ou se alterar muito pouco.

Foram selecionadas para o desenvolvimento desse estudo comparativo as interfaces de controle por meio do movimento do pescoço através de joystick para o queixo, e através de sopro e sucção por meio de sensores de pressão confeccionados manualmente.

A Tabela 4 sintetiza a matriz de decisão utilizada para avaliação e consequente implementação das interfaces escolhidas. Também foram levados em consideração quesitos subjetivos de similaridade e peculiaridades entre as opções descritas.

Tabela 4 - Matriz de decisão para interfaces

	Movimento dos olhos	Movimento do pescoço	Sopro e Sucção	Comando de voz	Eletromiografia
Dispositivos de captura	- Câmeras - Lentes de contato especiais - Eletrodos	- Joystick - Câmeras - Sensores (acelerômetros, inclinômetros, giroscópios)	- Sensores (fluxostatos, pressostatos)	- Microfone	- Eletrodos
Manipulação de dados	Manipulação através técnicas de processamento de imagens e/ou técnicas de filtragem para tratamento de sinais.	Possibilidade de aplicação direta em modelagem LIGA/DESLIGA.	Possibilidade de aplicação direta em modelagem LIGA/DESLIGA.	Manipulação através de técnicas ou softwares específicos para reconhecimento de voz e adequação de comando.	Manipulação exige técnicas de filtragem de sinais.
Interferências	Alta suscetibilidade à ruídos nos sinais, gerados por movimentos involuntários	Baixa interferência externa	Baixa interferência externa	Suscetível à ruídos sonoros do ambiente, qualidade da vocalização do usuário	Suscetíveis à interferências de ruídos conforme capacidade de coleta dos eletrodos
Controle de velocidade	Implementado na unidade de processamento	Permite implementação via hardware	Permite implementação via hardware	Implementação na unidade de processamento	Implementação na unidade de processamento
Custo	Alto	Médio	Baixo	Alto	Médio

4 IMPLEMENTAÇÃO

A Tabela 5 exibe a composição de cada subsistema proposto na implementação do projeto, onde foi utilizado o ciclo PDCA para o desenvolvimento do protótipo. O projeto conta ainda com um módulo de alimentação que não foi descrito na concepção do projeto por não ser um módulo desenvolvido intrinsecamente, isto é, foi apenas dimensionado para suportar todo o sistema em plenos funcionamento e portanto não será descrito em detalhes.

Tabela 5 - Elementos dos subsistemas do projeto

SUBSISTEMA	DEFINIÇÃO	COMPOSIÇÃO
Potência	Responsável pela adequação dos sinais recebidos e acionamento dos motores conforme os comandos gerados pelo controlador	- Ponte transistorizada (Ponte H) - Circuito dobrador de tensão - Circuito isolador
Controlador	Responsável pelo tratamento de sinais recebidos pela interface e envio dos comandos para o módulo de potência.	- Microcontrolador
Interface	Responsável pela captura de dados através da interação direta com o usuário.	- Transdutores - Suportes mecânicos
Alimentação	Responsável por alimentar todos o sistema e manter todos os dispositivos ativos, incluindo os motores	- Bateria automotiva selada de 12Vdc e 48Ah

4.1 POTÊNCIA

4.1.1 Ponte H

A ponte H é um circuito altamente difundido e extremamente versátil que permite o controle do sentido de rotação de um motor CC, ou seja, permite que o motor possa ser acionado tanto no sentido horário quanto anti-horário. Ele é assim denominado por possuir um formato semelhante a letra H, conforme a Fig. 17, que apresenta as chaves na composição de forma meramente ilustrativa a fim de simplificar o funcionamento do circuito.

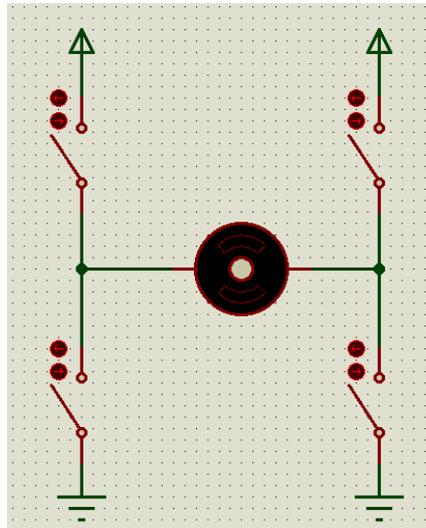


Figura 17 - Ponte H

O funcionamento do circuito acima consiste, de maneira simplificada em atuar simultaneamente duas chaves diagonalmente opostas fazendo com que a corrente flua pelo motor em um sentido, analogamente, ao atuar as outras duas chaves a corrente percorre no outro sentido e faz a inversão no motor (Fig. 18). Entretanto faz-se mister ressaltar que as chaves não podem ser todas acionadas ao mesmo tempo.

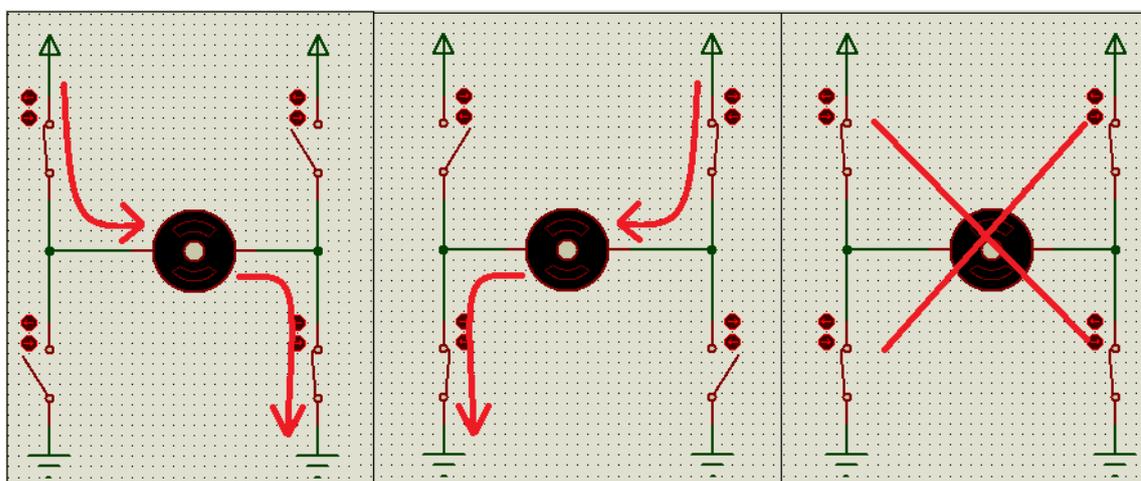


Figura 18 - Acionamento das chaves de uma ponte H simplificada

O circuito proposto para o projeto utiliza-se de transistores FET de potência do modelo IRF540N devido às suas características e adequação ao projeto, ao seu baixo custo e à disponibilidade no mercado local. Dentre as especificações possui baixa resistência no seu estado de condução ($R_{DS(on)} = 0,044\text{Ohms}$) fazendo com que as perdas no circuito sejam minimizadas. A Tabela 6 exibe as especificações de valores máximos para o IRF540N.

Tabela 6 – Valores máximo de trabalho do IRF540N

ATRIBUTO	VALOR	UNIDADE
V_{DSS}	100	V
$R_{DS(on)}$	0,044	Ω
I_D	33	A

A Figura 19 mostra a complexidade da ponte H elaborada para o protótipo do projeto em virtude de questões analisadas. Foi anexado um sistema de disparo que consiste em um transistor NPN de potência modelo TIP41C em configuração de coletor aberto, esta configuração permite que o TIP41C seja usado como gatilho para o FET de potência.

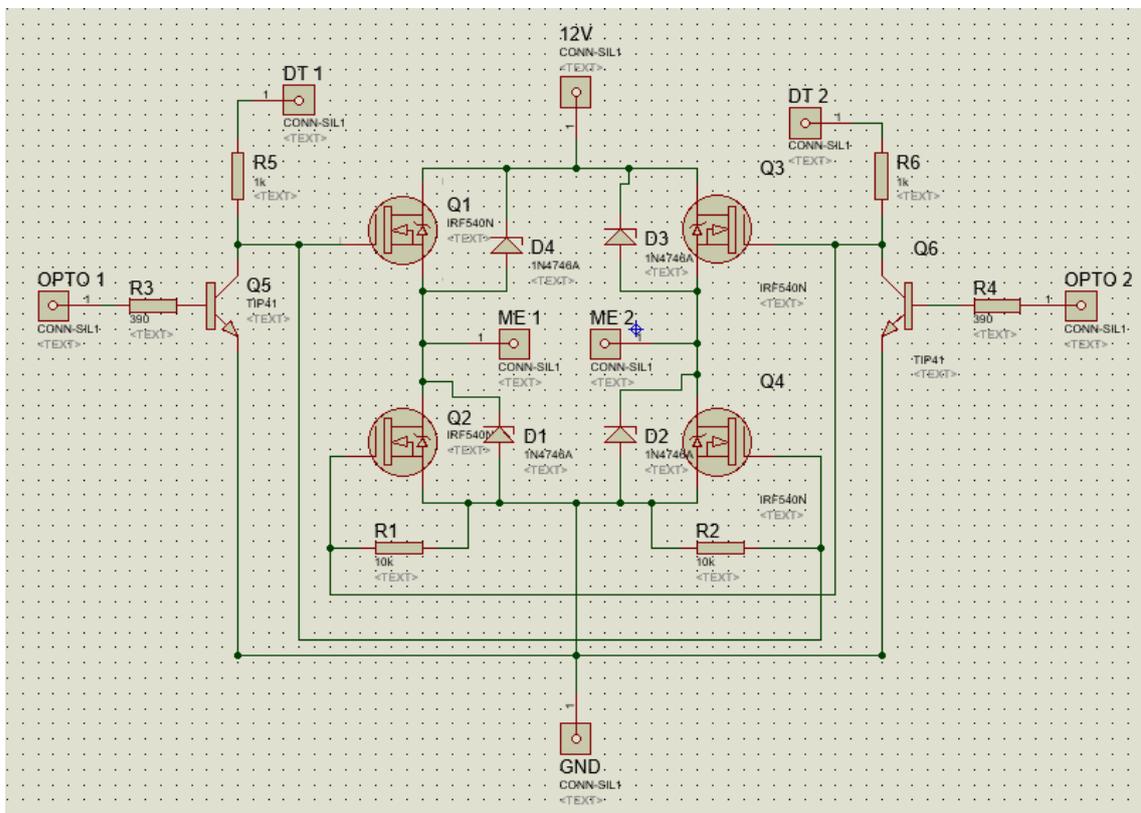


Figura 19 - Ponte H implementada

A formulação do leiaute definitivo da ponte H foi um dos maiores problemas ocorridos no decorrer da fabricação do protótipo. Seu desenho sofreu diversos aperfeiçoamentos desde a sua concepção original, pois os resultados em simulação se mostravam satisfatórios, contudo a performance do protótipo não era adequada à utilização desejada. Em algumas ocasiões foram realizados testes em escala, com motores menores que também asseguravam bons resultados, mas ao redimensionar os parâmetros os resultados previamente obtidos não se aproximavam do pretendido.

Ao realizar pesquisas revisando a teoria de transistores FET, de dimensionamento de pontes H e funcionamento de motores CC, chegou-se à conclusão que a falta de prudência ao conceber o circuito foi o grande gerador de transtorno pois não atentou-se ao fato de o acionamento do motor CC gerar picos de corrente muito acima do valor nominal especificado pelo fabricante.

O motor CC ao ser excitado com uma corrente elétrica funciona, de maneira sucinta, através da comutação de polos eletromagnéticos do enrolamento de armadura, que envolve o rotor da máquina (parte girante), interagindo com o campo magnético fixo do enrolamento de campo, que envolve o estator (parte estática), gerada por esta corrente. Consequentemente, ao se encerrar a excitação é possível que o campo magnético residual e a comutação dos polos do motor ainda gerem corrente e tensão no circuito.

Para solucionar o problema citado foi inserido no esquemático o diodo zener no modelo 1N4746A em paralelo com as chaves da ponte, nessa configuração o zener funciona como um ceifador da sobretensão causada pela carga indutiva do motor CC. A Tabela 7 exibe as características que constam no *datasheet* do dispositivo escolhido.

Tabela 7 - Resumo das especificações - Diodo Zener 1n4746A

ATRIBUTO		VALOR	UNIDADE
V_{ZENER}		18	V
Corrente de teste (I_{ZT1})		14	A
Corrente de fuga reversa	I_r	5	A
	@ V_R	13,7	V

O modelo final de ponte H implementado se mostrou bastante simplificado frente aos detalhes de especificações exigidas para a construção de um sistema robusto, que vão desde parâmetros de tensão e correntes suportados direta ou reversamente quanto velocidade de recuperação e resposta, entre outros.

4.1.2 Circuito Dobrador de Tensão

O dobrador de tensão é um circuito utilizado para conseguir uma tensão mais alta que a disponível em um sistema. Como o sistema todo será alimentado com uma única fonte de 12V precisamos utilizar o dobrador para que o FET da ponte H trabalhe na região de saturação.

A Figura 20 mostra o esquemático do FET IRF540N, para que o transistor atinja a região de saturação o *datasheet* sugere que a tensão entre porta e fonte (V_{gs}) seja entre 3 e 4V maior que a tensão aplicada ao dreno.

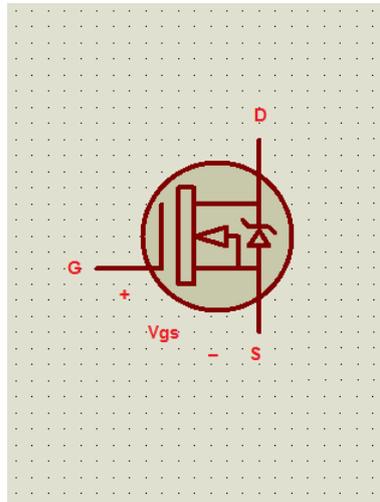


Figura 20 - Esquemático IRF540N

A Figura 21 mostra o circuito dobrador de tensão, que consiste em um CI 555 com a configuração para operação em modo astável (oscilador), acrescentado de um dobrador de onda completa feita por diodos. Considerando as perdas no circuito obtêm-se na saída DT aproximadamente 20V, tensão suficiente para o disparo dos FET's de potência.

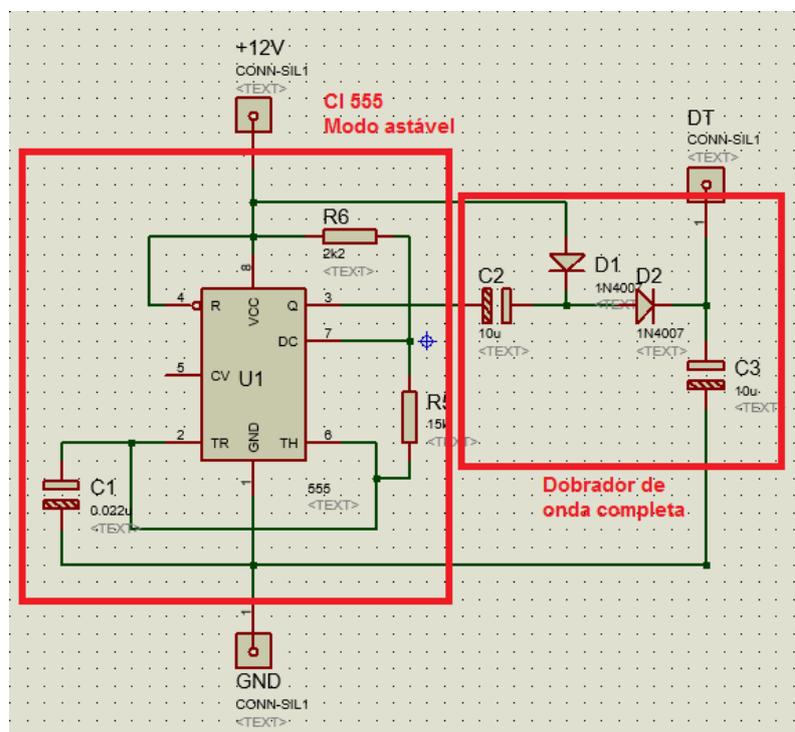


Figura 21 - Circuito dobrador de tensão implementado

4.1.3 Circuito Isolador

Com o intuito de proteger a eletrônica do controlador da parte de potência do sistema foi necessário abarcar um circuito de acoplamento ótico. Estes circuitos tem um funcionamento bem simples não necessitam de muitos parâmetros para escolha.

Neste caso foi escolhido o modelo 4N35, pois suas características atendiam aos requisitos necessários e possui maior disponibilidade no mercado. O componente possui em seu encapsulamento um diodo emissor de luz que ao ser excitado dispara um fototransistor também contido no invólucro.

A Figura 22 mostra o circuito de acoplamento ótico elaborado para o protótipo do sistema produzido.

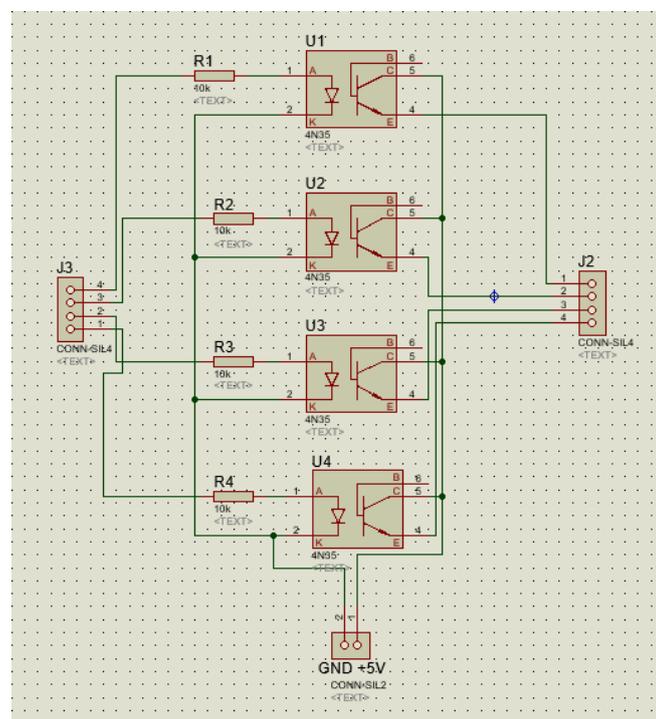


Figura 22 - Circuito isolador implementado

4.1.4 Módulo implementado

O módulo de potência é constituído por 02 (duas) pontes H, onde cada uma aciona um dos motores; 04 (quatro) dobradores de tensão, um responsável cada lado da ponte e 04 (quatro) acopladores óticos dispostos em um único circuito, responsáveis por enviar o comando de acordo com a interpretação do controlador.

Os circuitos foram confeccionados em placas de fenolite virgem de camada simples com dimensões de 5cm x 10cm. A técnica utilizada para a fabricação das placas foi a de transferência térmica e descrita no Apêndice I. Para o protótipo cada ponte H foi acomodada

em uma placa distinta, enquanto os dobradores de tensão foram acomodados aos pares e os acopladores óticos foram conjugados em uma única placa, totalizando a fabricação de 5 PCI's.

4.2 CONTROLADOR

O controlador deve ser responsável por processar os sinais capturados pela interface e enviá-los em forma de comando para os motores acoplados às rodas da cadeira, para que seja feito de maneira satisfatória o controlador deve ser capaz de receber sinais enviados pelos transdutores da interface e controlar duas pontes H por meio de saídas PWM para que haja controle de velocidade, para tanto é necessário que o controlador possua ao menos duas entradas e 4 saídas PWM (duas para cada ponte H).

Optou-se pela plataforma de hardware livre Arduino Uno, pois além de atender aos requisitos técnicos do projeto foram determinantes o fato de ser *open-source* e possui facilidade de manuseio tanto em hardware quanto em software.

Tabela 8 - Especificações Arduino Uno

Microcontrolador	ATmega328P
Tensão de operação	5V
Alimentação recomendada	7-12V
Limites de operação	6-20V
Pinos Digitais E/S	14 (6 saídas PWM)
Memória Flash	32 KB (ATmega328P)
SRAM	2 KB (ATmega328P)
EEPROM	1 KB (ATmega328P)
Clock	16 MHz

A Figura 23 mostra o modelo da placa escolhida para a confecção do protótipo.

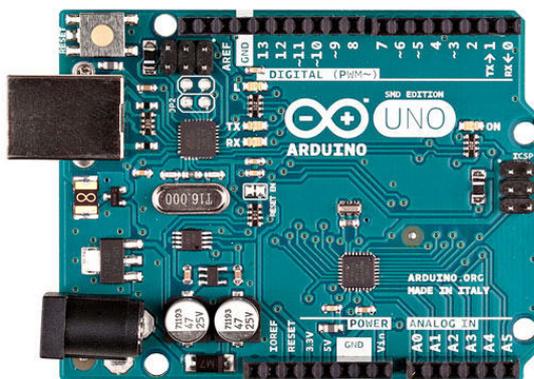


Figura 23 - Arduino Uno

O Arduíno Uno possui um ambiente de desenvolvimento para Windows de fácil manipulação e se utiliza da linguagem C++ com pequenas modificações para a elaboração dos programas que são gravados no seu microcontrolador.

A Figura 24 exhibe um diagrama com as funções da unidade de controle. São duas funções primordiais, o condicionamento do sinal recebido que consiste em realizar a adequação do sinal recebido de forma que se possa manipulá-lo dentro da unidade de controle, e a interpretação do sinal, uma vez condicionado ele é correlacionado com o comando predeterminado.

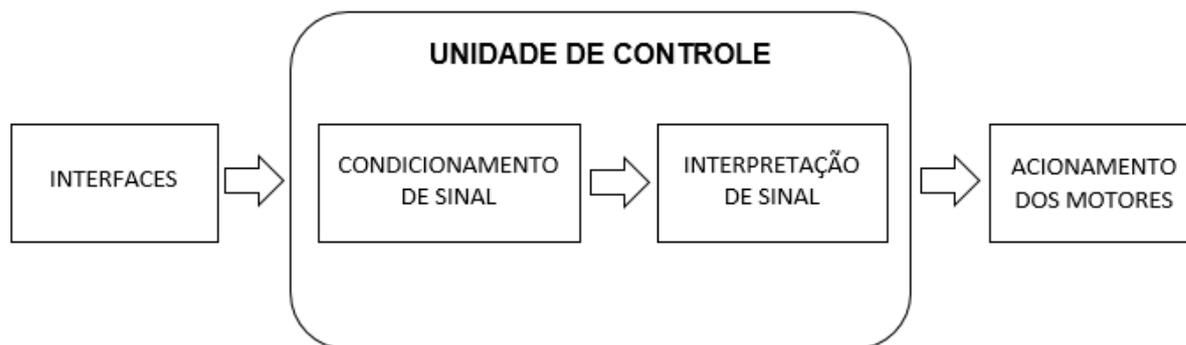


Figura 24 - Diagrama de funções da unidade de controle

4.2.1 Software

No intuito de estabelecer condições iguais de funcionamento para uma avaliação não tendenciosa das interfaces desenvolvidas, os programas foram implementados com funções elementares, atendendo aos requisitos básicos para o correto funcionamento das interfaces.

O programa desenvolvido para o Arduíno é chamado de *sketch* e possui uma estrutura primária separada em duas funções obrigatórias, uma de configuração e outra onde está o código principal de execução dos comandos, denominadas *setup* e *loop*.

A função *setup* contém a definição dos parâmetros que serão utilizados no resto do programa, nela se define as configurações de entrada e saída, comunicação, inicialização de variáveis e uso de bibliotecas. A função é chamada logo no início do programa e executada somente uma vez, ao se energizar ou se resetar a placa.

A função *loop* contém todos os comandos e operações do programa e os executa ciclicamente enquanto a placa estiver alimentada. Esta função foi implementada com as funcionalidades fundamentais para comandar o sistema. A Figura 25 exhibe o fluxograma do algoritmo implementado.

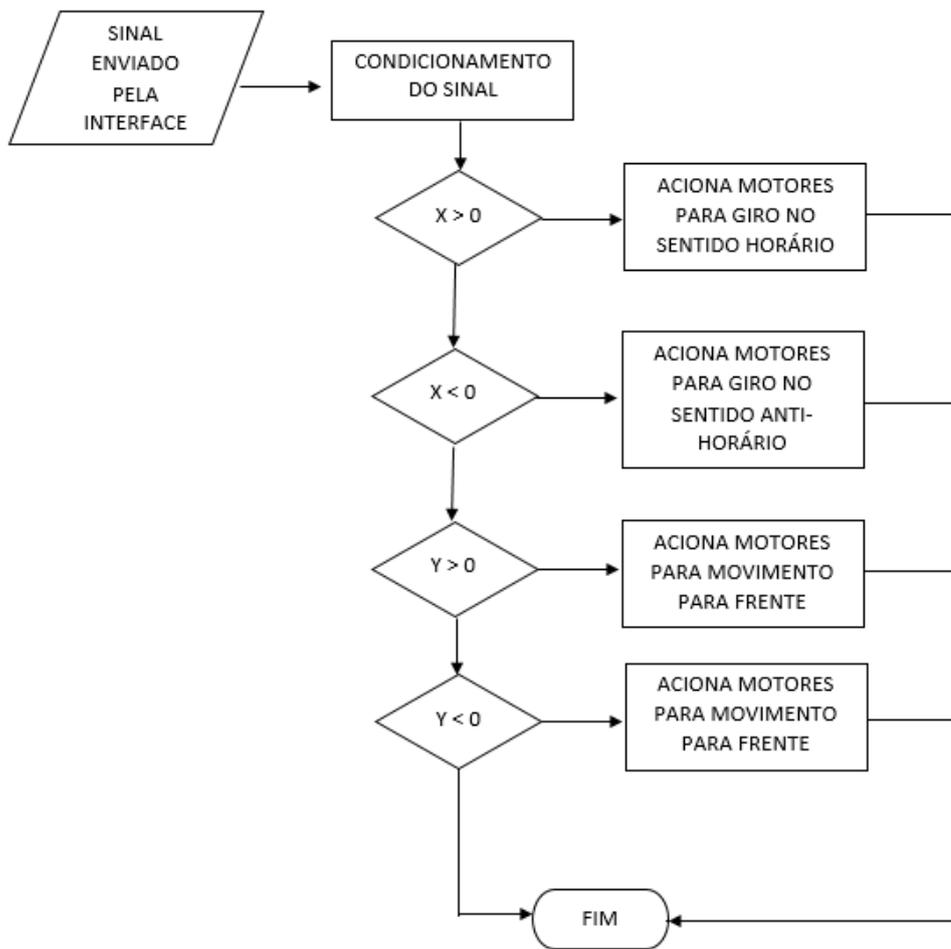


Figura 25 - Fluxograma do algoritmo implementado

Devido às peculiaridades de funcionamento de cada sensor utilizado foi necessário implementar um software específico para cada interface desenvolvida, mas que obedeceram às premissas do projeto. Os códigos constam nos Apêndices II e III.

4.3 INTERFACE

A partir do estudo realizado decidiu-se por implementar duas interfaces de controle, uma através de um joystick adaptado para o queixo e a outra através de sensores de pressão acionados por sopro e sucção. A escolha foi realizada pelas similaridades que apresentam, buscando uma equanimidade no processo de avaliação.

4.3.1 Controle mentoniano

A interface de controle mentoniano adotada é composta de um joystick de 3 eixos, modelo KY-023 da marca Keyes conforme mostra a Fig.26, e um suporte desenvolvido especificamente para este dispositivo.



Figura 26 - Joystick KY-023 (Keyes)

O dispositivo possui 5 terminais sendo um terminal de entrada para a alimentação de 5V, um terminal de entrada para a referência com o comum do circuito, e os outros 03 (três) terminais são saídas referentes aos eixos comandáveis, sendo que dois deles são acionados por potenciômetros, podendo variar entre 0 e 5V, enquanto o outro é acionado por um *push-button* liberando dois estados, 0 ou 5V.

O mecanismo possui uma haste de controle que possui a posição de repouso no ponto médio entre os dois eixos, ou seja, possui uma infinidade de combinações de posições entre eixos que podem acionar de modo proporcional os motores.

O suporte idealizado é removível e se apoia ao braço da cadeira, permitindo que o usuário seja acomodado sem maiores percalços, depois o equipamento é posicionado próximo à boca do condutor. Um extensor para a alavanca foi confeccionado de modo a proporcionar uma maior sensibilidade e menor esforço para o manuseio do dispositivo. A Figura 27 exibe o protótipo do suporte montado na cadeira.



Figura 27– Suporte para controle mentoniano montado sobre a cadeira

O joystick coleta os dados através da manipulação da alavanca e envia para as entradas do controlador, que por sua vez lê os dados recebidos e interpreta-os conforme instruções do programa enviando os comandos para o circuito de potência que aciona os motores de maneira adequada.

4.3.2 Controle por sopro e sucção

A interface de sopro e sucção é constituída também por 02 (dois) sensores de pressão, sendo um para eixo, ou seja, um sensor comanda os movimentos para frente e para trás enquanto o outro comanda os giros para esquerda e direita. O sensor foi confeccionado manualmente segundo o esquema de funcionamento exibido na Fig. 28.

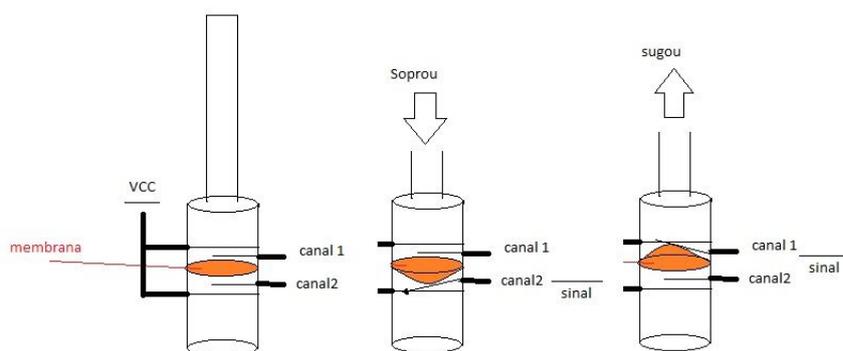


Figura 28 - Sensor de pressão

O sensor de pressão produzido possui 02 (dois) canais para interligação com o controlador, um canal é acionado com sopro e outro com a sucção do duto (Fig. 28). Para contemplar o método escolhido em projeto foram construídos dois sensores, totalizando 04 (quatro) canais a serem lidos pelo controlador, sendo 01 (um) para cada direção implementada (frente, trás, esquerda e direita). Isto implica que um duto é responsável pela movimentação para frente e para trás, enquanto o outro controla o giro para a esquerda ou direita.

Os sensores também recebem um suporte removível que é acoplado ao braço da cadeira e posicionado próximo à boca do paciente para que ele possa executar os comandos desejados sem recrutar muito os músculos do pescoço, uma vez que esse é um dos critérios comparativos para as interfaces escolhidas.

A Figura 29 mostra o modelo dos sensores desenvolvidos para o protótipo, fabricados utilizando-se conexões hidráulicas em PVC e membrana feita de látex.



Figura 29 - Sensor de pressão de baixo custo

4.4 PROTÓTIPO

O desenvolvimento de um protótipo funcional segue o esquemático de interdependência dos módulos implementados em cada subsistema. A Figura 30 exibe o esquemático elaborado a partir da subdivisão do modelo proposto.

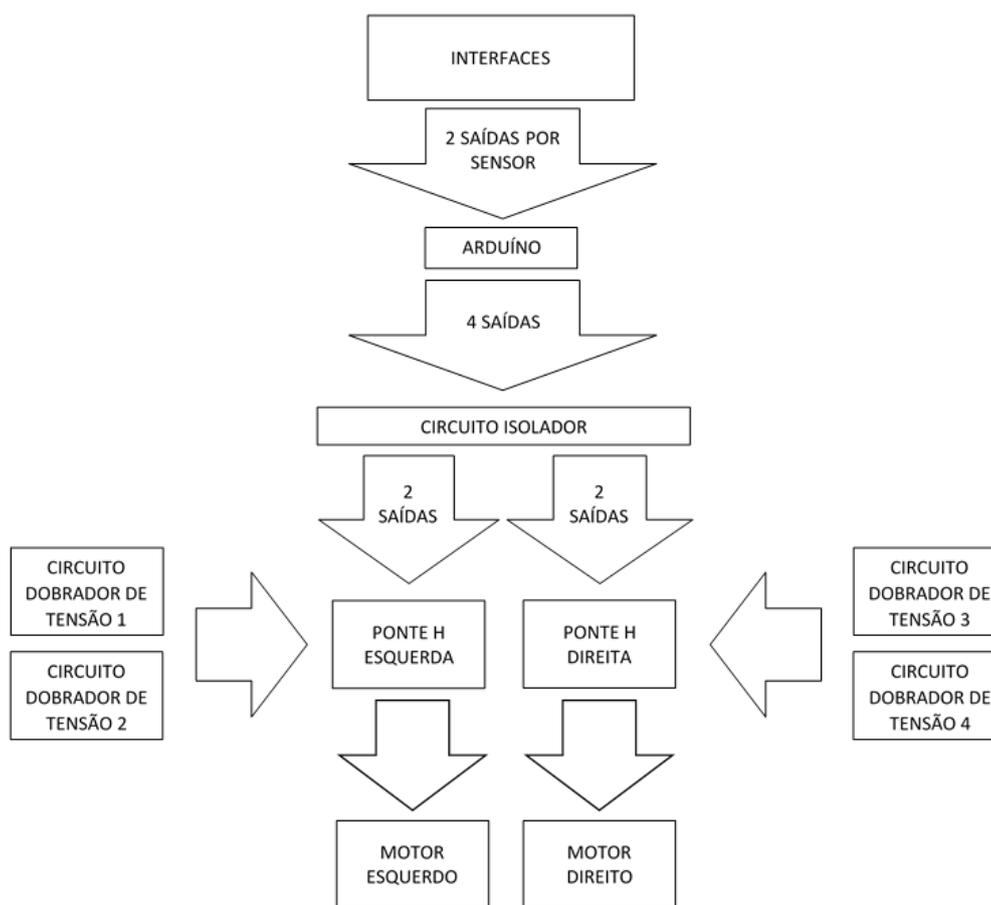


Figura 30 - Esquemático de funcionamento do protótipo

O usuário interage com o sistema por meio da interface de controle, que por sua vez encaminha os dados coletados para o Arduino. O controle realizado com o queixo possui 02 (dois) canais de comunicação, um representando as variações no eixo X e o outro no eixo Y, já o controle de sopro e sucção possui 04 (quatro) canais de controle, relativos ao sopro e à sucção em cada eixo de movimentação.

O Arduino recebe os sinais coletados, realiza a manipulação onde executa a conversão, validação e toda a interpretação conforme determinado no software e então envia os sinais para o circuito isolador, que por sua vez funciona apenas como um meio de interligação entre a lógica e a potência do sistema.

Conforme a ponte H recebe os sinais de controle ela vai acionando os motores nos sentidos horários ou anti-horários, de acordo com a interpretação realizada na unidade lógica, para tanto é necessário que os circuitos dobradores de tensão estejam sempre ativos de modo a permitir o correto chaveamento do circuito de potência.

O protótipo é composto por 5 PCI's, que constituem o módulo de potência, um Arduino Uno e uma bateria automotiva selada, responsável pela alimentação do sistema. O primeiro

protótipo funcional é exibido nas Figs. 31 e 32 com e sem bateria, onde pode-se observar a disposição de cada componente.

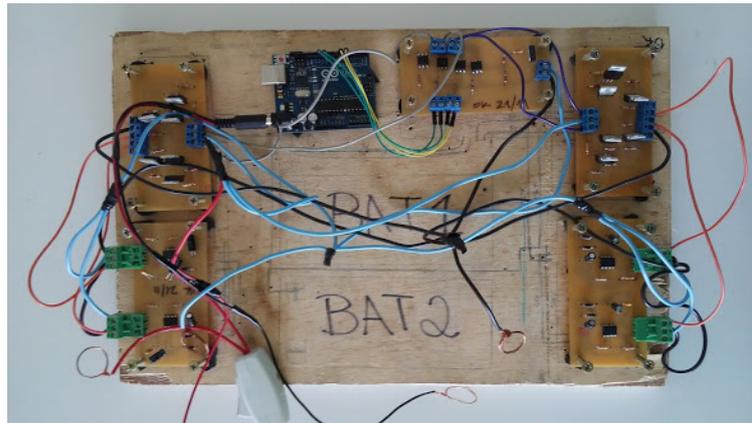


Figura 31 - Protótipo sem bateria

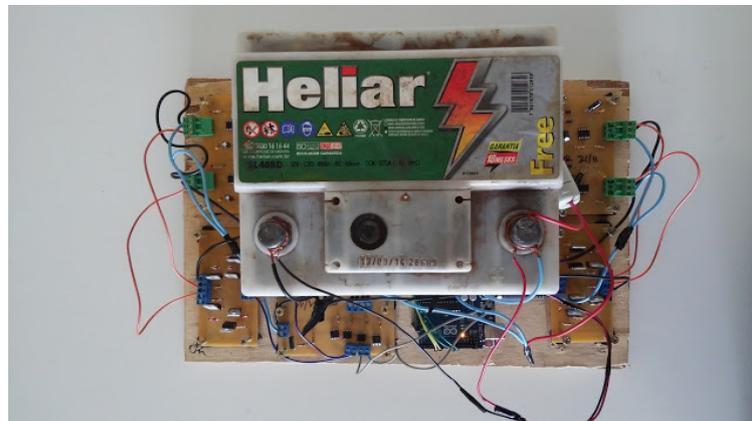


Figura 32 - Protótipo com bateria

O modelo foi concebido de maneira a se ajustar ao espaço disponível sob o assento da cadeira, portanto o protótipo foi organizado em uma plataforma de madeira de forma a simular uma bandeja com trilhos que se adequaria ao espaço em questão. (Fig. 33)



Figura 33 - Protótipo montado sob o assento

5 ENSAIOS E RESULTADOS

Foram definidos alguns testes iniciais com o intuito de avaliar o comportamento geral do sistema da cadeira, após o levantamento dos indicadores de desempenho da cadeira sob o sistema de controle instalado foram realizados testes similares com as duas interfaces desenvolvidas para uma análise comparativa.

5.1 TESTES SEM CARGA

Os testes sem carga visam avaliar o comportamento da cinemática da cadeira e o levantamento de parâmetros como velocidade linear em movimento frontal e marcha ré, e velocidade angular nos giros para a esquerda e direita.

A cinemática se dá através da combinação de acionamento dos motores conforme desejado, para o projeto em questão a combinação adotada para implementação por software é descrita na Tab. 9. Esta cinemática busca dar equanimidade às interfaces testadas.

Tabela 9 - Cinemática adotada em projeto

MOVIMENTO	MOTOR ESQUERDO	MOTOR DIREITO
FRENTE	Sentido anti-horário	Sentido horário
MARCHA A RÉ	Sentido horário	Sentido anti-horário
ESQUERDA	Sentido horário	Sentido horário
DIREITA	Sentido anti-horário	Sentido anti-horário

O acionamento dos motores é feito de maneira simultânea para as mudanças de direção, pois assim permite que a cadeira gire em torno do seu próprio eixo, facilitando a manobra em lugares com pouco espaço.

5.1.1 Movimento retilíneo

Para este teste foi definido um percurso de 5m, onde a cadeira deveria partir do repouso e completar o percurso com o tempo sendo marcado, em segundos, a cada metro percorrido. O cronômetro foi acionado simultaneamente com o joystick, vale ressaltar que a interface utilizada não está sendo avaliada neste. Foram executadas 10 repetições para movimento frontal e 10 repetições para movimento de marcha a ré. Os resultados constam na Tab. 10.

Tabela 10 – Resultados tempo percorrido em movimento retilíneo (em segundos)

Movimento Frontal		T ₀	T ₁	T ₂	T ₃	T ₄	T ₅	T ₆	T ₇	T ₈	T ₉
	1m	4,05	3,47	3,26	3,32	3,97	3,35	3,59	3,45	3,47	3,41
2m	5,13	4,29	4,06	4,70	5,10	4,49	4,64	4,73	4,66	4,61	
3m	6,54	5,55	5,01	5,82	6,25	5,54	5,75	5,86	5,88	5,58	
4m	X	X	X	X	X	X	X	X	X	6,78	
5m	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	
Movimento marcha a ré		T ₀	T ₁	T ₂	T ₃	T ₄	T ₅	T ₆	T ₇	T ₈	T ₉
	1m	3,20	2,85	3,00	3,40	3,17	2,90	2,93	3,30	3,37	3,15
2m	3,94	3,64	4,05	4,47	3,81	3,97	4,13	4,18	4,01	4,44	
3m	5,02	5,17	5,31	5,45	5,15	5,09	5,13	5,29	5,00	5,55	
4m	X	X	6,54	X	X	X	X	X	X	X	
5m	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	

Verificou-se durante a execução dos testes que a cadeira apresentava um leve desvio para a esquerda durante o trajeto que deveria ser retilíneo, tal curvatura impossibilitou que a cadeira completasse os 5 metros originais do percurso devido restrições físicas da área de testes.

A partir dos dados coletados foi possível realizar o cálculo para os parâmetros de velocidade de deslocamento da cadeira, conforme mostra a Tab. 11.

Tabela 11 - Parâmetros de velocidade em linha reta

Parâmetro	Movimento Frontal	Marcha a ré
Velocidade Média	0,53 m/s	0,58 m/s
Velocidade Máxima	1,25 m/s	1,56 m/s

Durante a execução dos testes percebeu-se que o motor acoplado à roda esquerda da cadeira girava em uma velocidade menor que o motor do lado oposto, isso provocava uma alteração na rota executada pela cadeira adicionando uma leve curva à esquerda.

Uma alternativa para solucionar o problema foi a implementação de um *offset* no valor do PWM enviado àquele motor, foram realizados testes com diferentes valores de ajuste até que constatou-se, através da movimentação da cadeira, que o motor só apresentava alta resistência para romper a inércia, uma vez em movimento as velocidades se igualavam.

A solução ideal para este caso consiste em um controle de velocidade em malha fechada que pode ser implementado em trabalhos futuros.

5.1.2 Manobras

A metodologia adotada para os testes de manobra consiste em efetuar um giro completo e marcar o tempo de execução, em segundos, acionando o cronômetro simultaneamente com o joystick. Para este tipo de movimentação não é importante levantar o parâmetro de velocidade máxima, pois manobras assim não tem longa duração, ou seja, não se mantém por tempo o suficiente capaz de atingir a velocidade máxima. Porém observou-se que ao realizar uma volta de 360° o motor atinge a sua velocidade máxima.

Os dados colhidos são apresentados na Tabela 12 e também sofrem a interferência provocada pelo funcionamento atípico do motor esquerdo. Ademais constatou-se que a cadeira sofre um pequeno deslocamento em relação ao seu eixo de repouso, também provocado pela assimetria no funcionamento dos motores.

Tabela 12 - Resultados tempo de execução da manobra de giro (em segundos)

Sentido	T₀	T₁	T₂	T₃	T₄	T₅	T₆	T₇	T₈	T₉
Horário	3,16	3,08	2,83	3,01	2,93	2,95	2,84	2,88	3,05	2,90
Anti-horário	2,05	2,01	2,11	2,04	2,15	2,08	2,13	2,00	1,91	2,07

5.2 TESTES DE INTERFACES: QUEIXO X SOPRO E SUCÇÃO

Os testes de interface possuem um caráter subjetivo, pois avaliam a percepção de esforço do usuário, o comportamento da cadeira com carga e a perturbação ao usuário, como o surgimento de trancos no início da movimentação ou parada.

A realização dos testes consiste no acionamento de todos os comandos implementados para aquela interface, deslocamentos de diferentes distâncias, manobrabilidade, ou seja, capacidade de executar diferentes manobras para desviar de obstáculos, testes de aproximação e parada.

Coube ao usuário executar uma variada movimentação dentro do ambiente de testes, realizando o desvio dos móveis pertencentes aos locais, aproximação de bancadas e a percepção pessoal sobre intensidade de esforço.

Por se tratar de um protótipo, foi preferível executar os testes com um condutor que possuísse todas as faculdades motoras o que permite uma reação ativa em caso de emergência e para que comportamentos inesperados incorressem em menor risco de lesão, o que não foi totalmente eliminado.

5.2.1 Percepção do esforço

O joystick para o queixo foi adaptado de um dispositivo comercial já consolidado, contudo os ajustes realizados tiveram uma recepção muito positiva, a extensão da alavanca reduziu sensivelmente o esforço realizado para manusear o mecanismo deixando os movimentos bem leves, exigindo um torque mínimo sobre a alavanca para que os motores sejam acionados.

Os sensores de pressão, embora fabricados artesanalmente, também funcionaram muito bem, executando todos os comandos sem exigir movimentação da cabeça, entretanto podem haver melhorias na técnica de fabricação, pois, no intuito de deixa-lo menos sensível a interferências externas como trepidações durante o deslocamento, deixou-se a membrana muito rígida, exigindo um esforço razoável para a excitação do equipamento.

Diante do exposto a percepção do usuário é favorável à utilização do controle pelo queixo, contudo vale ressaltar que o sensor de pressão confeccionado também é um protótipo que está em seu primeiro ciclo PDCA, ou seja, ajustando os parâmetros certos pode-se atingir a equivalência de percepção do esforço na utilização das interfaces.

5.2.2 Comportamento e perturbações ao usuário

O joystick tem o seu funcionamento baseado na operação de potenciômetros, portanto a sua manipulação já possui uma escalonação natural relacionada com a resolução do potenciômetro, por mais rápido que seja a variação no ângulo da alavanca o passo do sinal vai ser dado em uma relação de resolução do potenciômetro, o clock do microcontrolador e a resolução do conversor que o microcontrolador possui.

Já o sensor de pressão funciona como um *push-button* trabalhando sempre com um valor máximo e um mínimo, funcionando como uma chave aberta ou fechada, contudo o arduíno permite a implementação de uma rampa de aceleração aplicada ao PWM e para realizar os testes em condições de igualdade foi implementada a rampa de aceleração para ambos os casos.

Em circunstâncias neutras de comparação, as duas interfaces atingem a mesma percepção de esforço, pois há a compensação implementada em software, na hipótese de não ser possível utilizar-se desses artifícios, o controle por sopro e sucção mostrou-se ligeiramente desconfortável devido aos solavancos gerados pelo acionamento do motor em força total.

5.2.3 Manobrabilidade

Para deixar as interfaces em condições equivalentes para o teste em questão, cada interface teve o seu programa implementado de forma a executar os mesmos comandos, respeitadas as suas peculiaridades. A interface de sopro e sucção possui uma limitação física, isto é, não é possível enviar comandos combinados entre os dois eixos ao mesmo tempo. Portanto o programa para ambas interfaces implementa comandos apenas nos sentidos dos eixos coordenados de maneira isolada (Fig. 34).

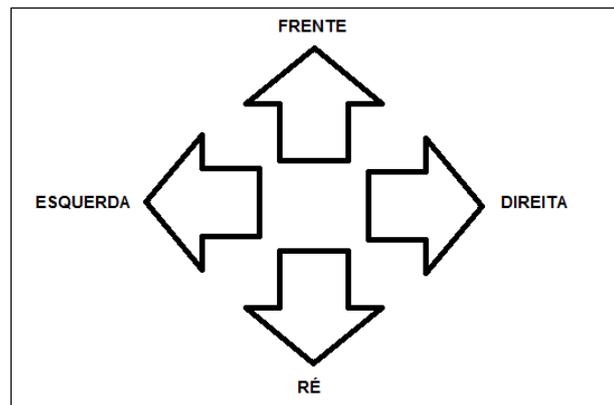


Figura 34 - Eixos coordenados implementados em software

Mesmo com esta imposição via software o joystick leva vantagem na questão da manobrabilidade por se tratar de um dispositivo com um só ponto de comando, ou seja, a mesma alavanca recebe os comandos que movimentam a cadeira para frente e para trás quanto a movimentação de giro para esquerda ou direita. Ou seja, não há a preocupação em alternar entre os pontos de comando para a realização das manobras necessárias.

5.2.4 Continuidade de movimento

A continuidade foi testada mantendo a cadeira em pelo maior tempo possível em todas as direções, ou seja, foi destinado à medir a dificuldade em se manter a cadeira em movimento através do comando direto à interface. Ela se relaciona diretamente com dois fatores, o primeiro se trata da percepção do esforço do usuário e a segundo com a implementação em software.

A percepção do esforço conduz a manobra realizada pelo joystick à uma posição privilegiada, uma vez que a força muscular do pescoço se sobressai à capacidade pulmonar do usuário. A implementação do software por sua vez foi realizada de maneira a proporcionar equilíbrio às funcionalidades das interfaces e portanto não compromete neste quesito.

6 CONCLUSÕES

6.1 ASPECTOS GERAIS

A propositura realizada nesse estudo atingiu os seus objetivos que era, primordialmente, realizar a análise comparativa entre interfaces de controle de cadeira de rodas motorizadas voltadas para pessoas com tetraplegia. Neste caso obteve-se uma análise qualitativa entre uma interface de controle pelo joystick de queixo e outra baseada em sopro e sucção.

Nos testes realizados, a interface de controle pelo queixo obteve vantagem em todos os quesitos avaliados sob as condições de equidade impostas, contudo há de se salientar que ao explorarmos todo o potencial que as interfaces possuem e evidenciarmos suas melhores características podemos obter interfaces igualmente vantajosas para o usuário.

Destaca-se também a implementação do sistema de controle de baixo custo conveniente com o estudo realizado, visando atender à maior parte das PcD que não possuem capacidade econômica para adquirir um modelo comercial que atenda às suas necessidades.

Contabilizando todo o processo PDCA do sistema eletrônico implementado, o custo chegou à R\$830,00, geralmente o processo de desenvolvimento é mais caro que a fabricação do produto final, portanto, mesmo que se somem os gastos deste projeto aos valores para o desenvolvimento de um kit de acoplamento de motores realizado em [9], ainda assim, o custo final estará bem abaixo do valor de compra de um modelo comercial.

O desenvolvimento do sistema de controle da cadeira de rodas foi uma forma de aplicar em um projeto os conhecimentos adquiridos pelos campos de atuação da engenharia mecatrônica. A sua implementação revelou diversas nuances permeadas por múltiplas teorias que se entrelaçam fazendo o projeto tomar forma.

6.2 SUGESTOES DE ESTUDOS FUTUROS

A interface de controle pelo joystick de queixo permite a implementação de programa com diversos sentidos de movimento adequando a programação à uma cinemática que envolva movimentos curvilíneos. A Figura 35 mostra uma composição diferente para definição do comportamento da cadeira conforme a posição do joystick.

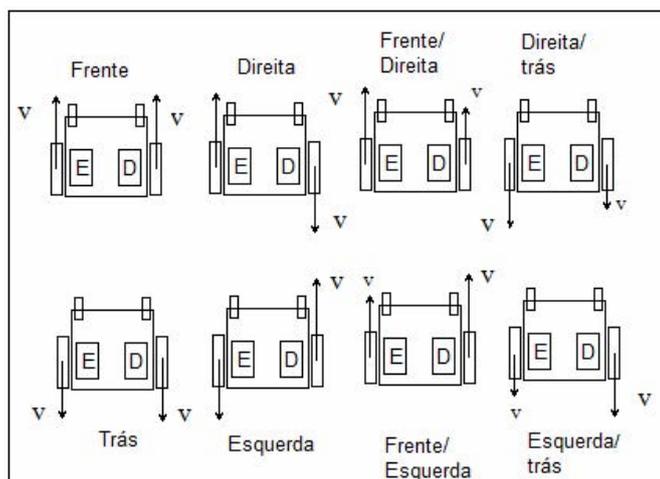


Figura 35 - Velocidade de cada roda da cadeira x Posição do joystick. Fonte: [9]

O sensor de pressão pode ser substituído por um sensor de fluxo, permitindo que o sinal enviado seja proporcional a intensidade do sopro ou da sucção empregado pelo usuário, isso acarretaria em uma maior sensibilidade de acionamento dos motores, equivalente à forma como os potenciômetros atuam.

Uma abordagem para implementação de softwares mais complexa pode vir a permitir que as interfaces sejam personalizadas para atender à necessidade específica de uma PcD, bem como outras interfaces podem ser implementadas na mesma unidade de controle.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] ONUBR: NAÇÕES UNIDAS NO BRASIL. DISPONÍVEL EM [<HTTPS://NACOESUNIDAS.ORG/ACAO/PESSOAS-COM-DEFICIENCIA/>](https://nacoesunidas.org/acao/peessoas-com-deficiencia/) ACESSO EM: 11/09/2016
- [2] OLIVEIRA, L.M.B., CARTILHA DO SENSO 2010: PESSOAS COM DEFICIÊNCIA, SECRETARIA DE DIREITOS HUMANOS DA PRESIDÊNCIA DA REPÚBLICA (SDH/PR), SECRETARIA NACIONAL DE PROMOÇÃO DOS DIREITOS DA PESSOA COM DEFICIÊNCIA (SNPD) E COORDENAÇÃO-GERAL DO SISTEMA DE INFORMAÇÕES SOBRE A PESSOA COM DEFICIÊNCIA. BRASÍLIA: SDH-PR/SNPD, 2012.
- [3] BRASIL, MINISTÉRIO DA SAÚDE, DIRETRIZES DE ATENÇÃO À PESSOA COM LESÃO MEDULAR, MINISTÉRIO DA SAÚDE, SECRETARIA DE ATENÇÃO À SAÚDE, DEPARTAMENTO DE AÇÕES PROGRAMÁTICAS E ESTRATÉGICAS E DEPARTAMENTO DE ATENÇÃO ESPECIALIZADA. BRASÍLIA: MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2013.
- [4] ARAÚJO, R., KURTHY, C., FISIOTERAPIA E LESÃO MEDULAR. DISPONÍVEL EM: [<HTTP://ABRAFIN.ORG.BR/WP-CONTENT/UPLOADS/2015/01/LESAO_MEDULAR.PDF>](http://abrafim.org.br/wp-content/uploads/2015/01/lesao_medular.pdf). ACESSO EM: 11/08/2016.
- [5] DOR LOMBAR, INGÁ ORTHOS. DISPONÍVEL EM: < [HTTP://WWW.INGAORTHOS.COM.BR/DOR-LOMBAR.PHP](http://www.ingaorthos.com.br/dor-lombar.php)>. ACESSO EM 12/08/2016.
- [6] ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE, RELATÓRIO MUNDIAL SOBRE A DEFICIÊNCIA. SECRETARIA DO ESTADO DE DIREITOS DA PESSOA COM DEFICIÊNCIA (SEDPcD) DE SÃO PAULO. TRADUÇÃO: LEXICUS SERVIÇOS LINGUÍSTICOS. SÃO PAULO, 2012.
- [7] FUSCO, D.A., AÇIONAMENTO DE UMA CADEIRA DE RODAS ATRAVÉS DE UM ACELERÔMETRO BI-AXIAL COMO INCLINÔMETRO. TRABALHO DE GRADUAÇÃO EM ENG. ELÉTRICA. UNIVERSIDADE DO RIO GRANDE DO SUL: PORTO ALEGRE, 2010.
- [8] GARCIA, V., CADEIRA DE RODAS E SUA EVOLUÇÃO HISTÓRICA. DEFICIENTE CIENTE, 2012. DISPONÍVEL EM <[HTTP://WWW.DEFICIENTECIENTE.COM.BR/CADEIRA-DE-RODAS-E-SUA-EVOLUCAO-HISTORICA.HTML](http://www.deficienteciente.com.br/cadeira-de-rodas-e-sua-evolucao-historica.html)> ACESSO EM 19/11/2016
- [9] VIDAL FILHO, W. B. ET AL., DESENVOLVIMENTO DE KIT PARA AUTOMAÇÃO DE CADEIRA DE RODAS CONVENCIONAL. IN: VI CONGRESSO NACIONAL DE ENGENHARIA MECÂNICA. CAMPINA GRANDE, PARAÍBA 2010.
- [10] ARAÚJO, M.V. ET AL., INTERFACE HOMEM-MÁQUINA BASEADA EM EOG PARA SELEÇÃO DE MOVIMENTOS DE UMA ÓRTESE ATIVA, IN: XX CONGRESSO BRASILEIRO DE AUTOMÁTICA. BELO HORIZONTE, 2010.

- [11] ARCHANJO JOSÉ, M., INTERFACE HUMANO-COMPUTADOR CONTROLADA PELO LÁBIO. TESE DE DOUTORADO EM SISTEMAS ELETRÔNICOS. ESCOLA POLITÉCNICA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO: SÃO PAULO, 2014.
- [12] GIRASAS, I. T., PROJETO E CONTROLE DE UMA CADEIRA DE RODAS AUTOMATIZADA INTELIGENTE COM SENSOES ULTRASSOM. RELATÓRIO RESUMO DE PROJETO DO PIBIC. PUC-RIO: RIO DE JANEIRO, 2011. DISPONÍVEL EM [HTTP://WWW.PUC-RIO.BR/PIBIC/RELATORIO_RESUMO2011/RELATORIOS/CTC/MEC/MEC-IGOR%20TAVARES%20GIRSAS.PDF](http://www.puc-rio.br/PIBIC/RELATORIO_RESUMO2011/RELATORIOS/CTC/MEC/MEC-IGOR%20TAVARES%20GIRSAS.PDF)> ACESSO EM 15/12/2016.
- [13] QUIROZ, C. H. C., CONTROLE DE UMA CADEIRA DE RODAS BASEADO EM SISTEMA OPERACIONAL ANDROID. DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENGENHARIA MECÂNICA. UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS: CAMPINAS, 2015.
- [14] MAZO, M., AN INTEGRAL SYSTEM FOR ASSISTED MOBILITY: THE MODULARITY OF THE ELECTRONIC GUIDANCE SYSTEMS OF THE SIAMO WHEELCHAIR ALLOWS FOR USER-SPECIFIC ADAPTABILITY BASED ON ENVIRONMENT AND DEGREE OF HANDICAP. DISPONÍVEL EM: <[HTTP://WWW.DIA.FI.UPM.ES/~JDLOPE/DOCS/MAZO01.PDF](http://www.dia.fi.upm.es/~jdlope/docs/mazo01.pdf)>. ACESSO EM 12/08/2016.
- [15] MOTRON, INDÚSTRIA DE MOTO REDUTORES LTDA. DISPONÍVEL EM <<http://www.motron.com.br/?pg=mr210verp>>. ACESSO EM 06/08/2016
- [16] CAVALIERI, D. C., INTERFACE HOMEM-MÁQUINA PARA CADEIRA DE RODAS BASEADA NO MOVIMENTO OCULAR E PISCADA DE OLHOS. DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENG. ELÉTRICA. UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO. VITÓRIA, ESPÍRITO SANTO 2007.
- [17] GETSCHKO, N.; TANNURI, E. A.; DEBENEST, P. C.; DESENVOLVIMENTO DE UM SENSOR DE ORIENTAÇÃO ANGULAR INERCIAL DE BAIXO CUSTO APLICADO AO CONTROLE DE UMA CADEIRA DE RODAS ELÉTRICA. REVISTA ENGENHARIA, FAAP, 2004, Nº 44, P23-32.
- [18] SILVA, K.L. ET AL., PROTÓTIPO DE UMA CADEIRA DE RODAS CONTROLADA POR MOVIMENTOS DA CABEÇA. IN: XI CONFERÊNCIA DE ESTUDO EM ENGENHARIA ELÉTRICA. UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA: UBERLÂNDIA, 2013.
- [19] JÚNIOR, A.P.L. ET AL., ACIONAMENTO DE UMA CADEIRA DE RODAS PELA PERCEPÇÃO DA INTENSIDADE DE SOPRO E SUCÇÃO, COM MOTORES DE INDUÇÃO. IN: XXIV CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA. UBERLÂNDIA, 2014.
- [20] FERREIRA, C.L.L., INTERFACE DE SOPRO E SUCÇÃO PARA CONTROLE DE CADEIRA DE RODAS. DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENG. ELÉTRICA. UNIVERSIDADE ESTADUAL DE LONDRINA: LONDRINA, 2008.

- [21] MADEIRA, P. H. DE A., APLICAÇÃO DO ESTUDO DE INTERFACE HOMEM MÁQUINA EM CADEIRA DE RODAS MOTORIZADAS. DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENG. MECÂNICA. UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS. CAMPINAS, SÃO PAULO 2008.
- [22] CHIELE, M. R., ZERBETTO, A., DESENVOLVIMENTO DE UMA CADEIRA DE RODAS CONTROLADA POR VOZ. UNIVERSIDADE DE CAXIAS DE SUL. IN: XVIII CONGRESSO BRASILEIRO DE AUTOMÁTICA. MATO GROSSO DO SUL: BONITO 2010.
- [23] JUNIOR, G. B. V., FUNDAMENTOS DA ELETROMIOGRAFIA. DISPONÍVEL EM <[HTTP://WWW.CPAQV.ORG/MTPMH/ELETROMIOGRAFIA.PDF](http://www.cpaqv.org/mtpmh/eletromiografia.pdf)> ACESSO EM 12/11/2016.

APÊNDICES

Apêndice I – Fabricação de PCI por transferência térmica

Apêndice II – Código Arduino implementado para interface de controle pelo joystick

Apêndice III – Código Arduino implementado para interface de controle por sopro e sucção

APÊNDICE I

FABRICAÇÃO DE PCI POR TRANSFERÊNCIA TÉRMICA

Um dos objetivos principais adotados na concepção do projeto é o baixo custo de fabricação e visando minimizar ao máximo as despesas foi estipulado que o módulo de potência seria fabricado utilizando-se de um método caseiro de fabricação das PCI's dos circuitos constituintes, uma vez que os módulos de interface e controle adotados eram comercialmente encontrados com facilidade e preço acessíveis.

O processo de fabricação caseira de PCI é relativamente simples, porém trabalhoso. Consiste basicamente na corrosão da superfície de cobre, exceto das áreas predeterminadas (trilhas) de uma placa de fenolite ou fibra de vidro. As trilhas são definidas através do diagrama do circuito proposto pelo projetista

O primeiro passo para a fabricação da PCI é a conversão do circuito estabelecido em um diagrama de trilhas para componentes eletrônicos, para realizar esta tarefa é recomendável a utilização de softwares específicos como Eagle, Fritzing, 123D Circuits, etc.. Para este processo utilizou-se o ISIS para a concepção e simulação dos circuitos e o ARES para a conversão em diagrama PCI, ambas ferramentas do software Proteus. (Fig. 33)

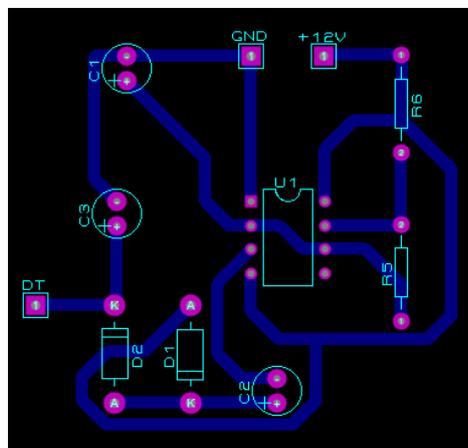


Figura 36 - Diagrama para PCI feito pelo Proteus

Deve-se preparar a placa para receber o diagrama do circuito, para tanto deve lixar a superfície de cobre com uma esponja de aço a fim de remover resíduos e depois limpá-la com álcool isopropílico. Esse procedimento deve ser realizado independentemente do tipo de placa escolhido (fenolite ou fibra de vidro), pois garante maior aderência do diagrama à região.

Existem diversas técnicas para transferir o diagrama para a superfície de cobre da placa, desde as mais rudimentares como desenho à mão livre com caneta de retroprojektor, até as

mais elaboradas como a utilização de tinta fotossensível e luz negra. O método de transferência de calor mostrou-se adequado por apresentar resultados satisfatórios.

Para realizar a transferência do diagrama para placa seguindo o processo adotado deve-se imprimir o diagrama, no tamanho original, em papel couchê, utilizando uma impressora a laser (Fig. 34). Depois a impressão é fixada, com o auxílio de fita crepe, à placa já tratada, deixando em contato o toner da impressão e o lado de cobre. Por fim, com auxílio de um ferro de passar roupa em temperatura média-alta transfere-se o diagrama para a placa, passando com o ferro por cima do desenho preso à placa durante aproximadamente 5 minutos.

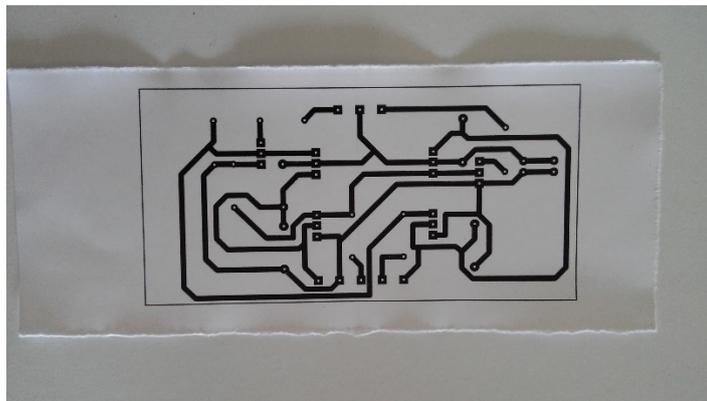


Figura 37 - Impressão do circuito em papel couchê

Após o aquecimento com o ferro de passar, deve-se colocar a placa em uma vasilha com água, deve-se manter a placa submersa (Fig. 35) até que o papel comece a se desmanchar com a manipulação abrasiva. Após remover todo o papel, o desenho do diagrama estará na superfície de cobre, neste momento deve-se verificar se não há falhas nas trilhas e ilhas dos componentes eletrônicos, em caso de falha, elas podem ser restauradas com a assistência de uma caneta de retroprojektor (Fig. 36).



Figura 38 - Placa submersa em água após transferência térmica

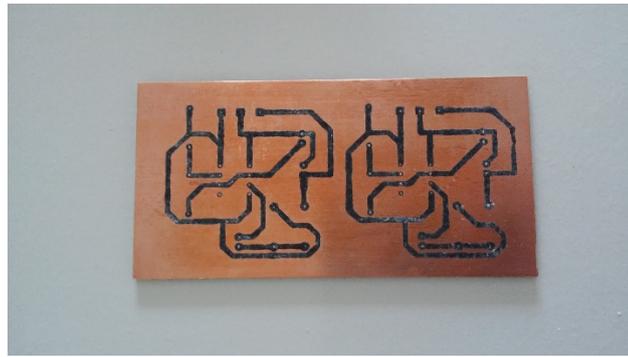


Figura 39 - Circuito transferido para placa de fenolite

Com o diagrama transferido para a placa e sem defeitos, deve-se mergulhar a placa em uma solução de percloro de ferro, isso fará a corrosão de todo cobre que não está sob a tinta do toner transferido ou da tinta de marcação do retroprojeto. Contudo é recomendado que se mantenha atento à esta fase, pois se ficar tempo demais o percloro começa a corroer inclusive as trilhas marcadas com tinta.

A PCI deve ser lixada levemente com uma esponja de aço com o simples intuito de remover a tinta que cobre as trilhas, neste procedimento pode ser adicionado álcool para facilitar a retirada da tinta, depois deve ser limpa novamente para que não fique resíduos.

Deve-se por fim realizar a perfuração da placa conforme indicação do diagrama, pode ser utilizado diversas ferramentas para esta finalidade tais como mini-retíficas, furadeiras e perfuradores apropriados.

Finalmente os componentes devem ser soldados à PCI utilizando-se um ferro de solda preferencialmente com ponteira em forma de ponta de lápis e com dissipação máxima de 50W. A Figura 37 mostra a PCI com o circuito dobrador de tensão pronta.

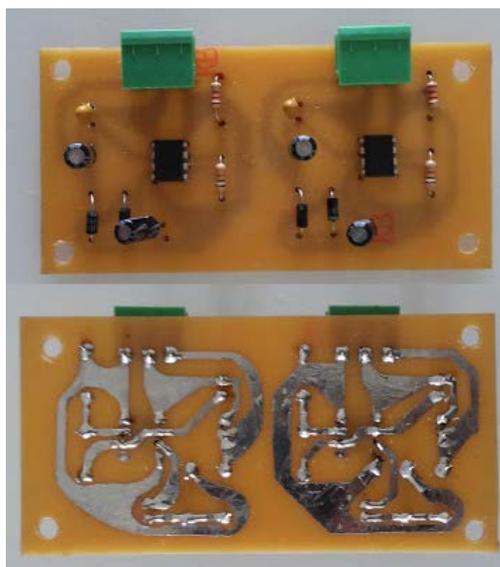


Figura 40 - PCI com circuito dobrador de tensão

APÊNDICE II

CÓDIGO ARDUINO IMPLEMENTADO PARA INTERFACE DE CONTROLE PELO JOYSTICK

Programa desenvolvido para interface de controle através de joystick adaptado para o queixo utilizando duas entradas referentes aos movimentos retilíneos (frente / trás) e giros (horário e anti-horário), interpretando cada entrada para associar ao comando requerido.

```
#define port_1e 10
#define port_2e 11
#define port_1d 5
#define port_2d 6
#define joy_x A0
#define joy_y A1
#define MAX 255

int val_x = 0;
int val_y = 0;
int esq_hor = 0;
int esq_ant = 0;
int dir_hor = 0;
int dir_ant = 0;
int velocidade_eh;
int velocidade_ea;
int velocidade_dh;
int velocidade_da;

int rampaEH = 0;
int rampaEA = 0;
int rampaDH = 0;
int rampaDA = 0;

void setup(){

Serial.begin(9600);

pinMode(port_1e, OUTPUT);
pinMode(port_2e, OUTPUT);
pinMode(port_1d, OUTPUT);
pinMode(port_2d, OUTPUT);
pinMode(joy_x, INPUT);
pinMode(joy_y, INPUT);
}

void loop(){

analogWrite(port_1e, MAX);
```

```

analogWrite(port_2e, MAX);
analogWrite(port_1d, MAX);
analogWrite(port_2d, MAX);

val_x = analogRead(joy_x);
val_y = analogRead(joy_y);

/***** Movimento para esquerda e para direita *****/
if((val_x > 480)&&(val_x < 530)){
if(val_y > 530){
dir_ant = esq_ant = map(val_y, 512, 1023, 255, 0);
} else if(val_y < 480){
dir_hor = esq_hor = map(val_y, 511, 0, 255, 0);
}
}
/***** Movimento para frente e para trás *****/
if((val_y > 480)&&(val_y < 530)){
if(val_x > 530){
dir_hor = esq_ant = map(val_x, 512, 1023, 255, 0);
} else if(val_x < 480){
dir_ant = esq_hor = map(val_x, 511, 0, 255, 0);
}
}
/***** Condição de parada - Reseta variáveis *****/
if((val_x < 530)&&(val_x > 480)&&(val_y > 480)&&(val_y < 530)){
esq_hor = MAX;
esq_ant = MAX;
dir_hor = MAX;
dir_ant = MAX;
rampaEH = 0;
rampaEA = 0;
rampaDH = 0;
rampaDA = 0;
velocidade_eh = MAX;
velocidade_ea = MAX;
velocidade_dh = MAX;
velocidade_da = MAX;
}
/***** Rampa de aceleração *****/
while(esq_hor != MAX){
velocidade_eh = MAX-rampaEH;
analogWrite(port_1e, velocidade_eh);
if(rampaEH <= 225) {
rampaEH = rampaEH + 25;
} else rampaEH = 255;
if(((val_y > 480)&&(val_y < 530)) || ((val_x > 480)&&(val_x < 530))) break;
};

while(esq_ant != MAX){
velocidade_ea = MAX-rampaEA;
analogWrite(port_2e, velocidade_ea);

```

```

if(rampaEA <= 225){
rampaEA = rampaEA + 25;
} else rampaEA = 255;
if(((val_y > 480)&&(val_y < 530)) || ((val_x > 480)&&(val_x < 530))) break;
};

while(dir_hor != MAX){
velocidade_dh = MAX-rampaDH;
analogWrite(port_1d, velocidade_dh);
if(rampaDH <= 225){
rampaDH = rampaDH + 25;
} else rampaDH = 255;
if(((val_y > 480)&&(val_y < 530)) || ((val_x > 480)&&(val_x < 530))) break;
};

while(dir_ant != MAX){
velocidade_da = MAX-rampaDA;
analogWrite(port_2d, velocidade_da);
if(rampaDA <= 225){
rampaDA = rampaDA + 25;
} else rampaDA = 255;
if(((val_y > 480)&&(val_y < 530)) || ((val_x > 480)&&(val_x < 530))) break;
};

Serial.print("Joystick X: ");
Serial.print(val_x);
Serial.print(", ");
Serial.print("Joystick Y: ");
Serial.print(val_y);
Serial.print(", ");
Serial.print("Esquerdo 1: ");
Serial.print(velocidade_eh);
Serial.print(", ");
Serial.print("Esquerdo 2: ");
Serial.print(velocidade_ea);
Serial.print(", ");
Serial.print("Direito 1: ");
Serial.print(velocidade_dh);
Serial.print(", ");
Serial.print("Direito 2: ");
Serial.println(velocidade_da);
delay(200);
}

```

APÊNDICE III

CÓDIGO ARDUINO IMPLEMENTADO PARA INTERFACE DE CONTROLE POR SOPRO E SUÇÃO

Programa desenvolvido para a interface de sopro e sucção utilizando quatro portas de entrada referentes às movimentações para frente, para trás, giro horário e anti-horário, associando cada entrada recebida ao acionamento dos dois motores conforme cinemática predefinida.

```
#define port_eh 10
#define port_ea 11
#define port_dh 5
#define port_da 6
#define frente A0
#define tras A1
#define esquerda A2
#define direita A3
#define MAX 255
```

```
int val_x1 = 0;
int val_x2 = 0;
int val_y1 = 0;
int val_y2 = 0;
int esq_hor = 0;
int esq_ant = 0;
int dir_hor = 0;
int dir_ant = 0;
int velocidade_eh;
int velocidade_ea;
int velocidade_dh;
int velocidade_da;
intrampaEH = 0;
intrampaEA = 0;
intrampaDH = 0;
intrampaDA = 0;
```

```
void setup(){
```

```
Serial.begin(9600);
```

```
pinMode(port_eh, OUTPUT);
pinMode(port_ea, OUTPUT);
pinMode(port_dh, OUTPUT);
pinMode(port_da, OUTPUT);
```

```

pinMode(frente, INPUT);
pinMode(tras, INPUT);
pinMode(esquerda, INPUT);
pinMode(direita, INPUT);
}

void loop(){

analogWrite(port_eh, MAX);
analogWrite(port_ea, MAX);
analogWrite(port_dh, MAX);
analogWrite(port_da, MAX);

val_x1 = analogRead(frente);
val_x2 = analogRead(tras);
val_y1 = analogRead(esquerda);
val_y2 = analogRead(direita);

velocidade_eh = MAX;
velocidade_ea = MAX;
velocidade_dh = MAX;
velocidade_da = MAX;

if((val_x1 > 0) || (val_y2 > 0)){
if(rampaEH < 250){
rampaEH = rampaEH + 10;
}
velocidade_eh = MAX - rampaEH;
analogWrite(port_eh, velocidade_eh);
} else{
if(rampaEH > 0){
rampaEH = rampaEH - 10;
}
velocidade_eh = MAX - rampaEH;
analogWrite(port_eh, velocidade_eh);
};

if((val_x1 > 0) || (val_y1 > 0)){
if(rampaDA < 250){
rampaDA = rampaDA + 10;
}
velocidade_da = MAX - rampaDA;
analogWrite(port_da, velocidade_da);
} else{
if(rampaDA > 0){
rampaDA = rampaDA - 10;
}
velocidade_da = MAX - rampaDA;
analogWrite(port_da, velocidade_da);
};

```

```

if((val_x2 > 0) || (val_y1 > 0)){
if(rampaEA < 250){
rampaEA = rampaEA + 10;
}
velocidade_ea = MAX - rampaEA;
analogWrite(port_ea, velocidade_ea);
} else{
if(rampaEA > 0){
rampaEA = rampaEA - 10;
}
velocidade_ea = MAX - rampaEA;
analogWrite(port_ea, velocidade_ea);
};

if((val_x2 > 0) || (val_y2 > 0)){
if(rampaDH < 250){
rampaDH = rampaDH + 10;
}
velocidade_dh = MAX - rampaDH;
analogWrite(port_dh, velocidade_dh);
} else{
if(rampaDH > 0){
rampaDH = rampaDH - 10;
}
velocidade_dh = MAX - rampaDH;
analogWrite(port_dh, velocidade_dh);
};
Serial.print("Frente: ");
Serial.print(val_x1);
Serial.print(", ");
Serial.print("Tras: ");
Serial.print(val_x2);
Serial.print(", ");
Serial.print("Esquerda: ");
Serial.print(val_y1);
Serial.print(", ");
Serial.print("Direita: ");
Serial.print(val_y2);
Serial.print(", ");
Serial.print("EH: ");
Serial.print(velocidade_eh);
Serial.print(", ");
Serial.print("EA: ");
Serial.print(velocidade_ea);
Serial.print(", ");
Serial.print("DH: ");
Serial.print(velocidade_dh);
Serial.print(", ");
Serial.print("DA: ");
Serial.println(velocidade_da);
}

```