

CENTRO UNIVERSITÁRIO FEI
ERIVELTON GUALTER DOS SANTOS
PEDRO E. P. BRITO DA CUNHA
JOÃO PEDRO GALHIANNE
YURI GABRIEL D. IASBECH

CADEIRA WHEELIE: CADEIRA DE RODAS CONTROLADA POR EMG

São Bernardo do Campo

2016

CENTRO UNIVERSITÁRIO FEI
ERIVELTON GUALTER DOS SANTOS
PEDRO E. P. BRITO DA CUNHA
JOÃO PEDRO GALHIANNE
YURI GABRIEL D. IASBECH



São Bernardo do Campo

2016

CENTRO UNIVERSITÁRIO FEI
ERIVELTON GUALTER DOS SANTOS
PEDRO E. P. BRITO DA CUNHA
JOÃO PEDRO GALHIANNE
YURI GABRIEL D. IASBECH

CADEIRA WHEELIE: CADEIRA DE RODAS CONTROLADA POR EMG

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Centro Universitário FEI, como parte dos requisitos necessários para obtenção do título de Bacharel em Engenharia de Automação e Controle.

Orientado pelo Prof. Marko Ackermann e Fabrizio Leonardi.

São Bernardo do Campo

2016

AGRADECIMENTOS

Primeiramente ao grupo de pesquisa de tecnologia assistiva e aos professores orientadores Marko Ackermann e Fabrizio Leonardi pelo suporte, incentivo e por terem acreditado no grupo para a execução do projeto.

O grupo também agradece a professora Maria Cláudia Ferrari de Castro por todo o suporte e apoio com Engenharia Biomédica.

O grupo agradece a FEI pela estrutura e ferramentas fornecidas. Aos centros de laboratórios mecânicos (CLM), de laboratórios elétricos (CLE), Manutenção e suas equipes, em especial Samuel do CLM e Rogério da Manutenção.

As nossas famílias por estarem ao nosso lado durante toda a faculdade e principalmente por terem acreditado que seríamos capazes.

A todos os alunos que de alguma maneira cruzaram nossos caminhos e nos marcaram.

"Uma transformação sem esforço nem dor,
sem sofrimento, sem uma sensação de perda,
é apenas uma ilusão de verdadeira mudança."

(William P. Young)

RESUMO

Os usuários de cadeiras de rodas enfrentam várias dificuldades no dia-a-dia que incluem alto consumo energético durante a propulsão e esforço excessivo nos membros superiores levando, frequentemente, a dores e lesões articulares. Algumas soluções vêm sendo propostas para reduzir estes esforços, dentre as quais pode-se citar as promissoras cadeiras de rodas híbridas, dotadas de motores que auxiliam o cadeirante durante a propulsão manual da cadeira de rodas. Portanto, o propósito deste trabalho é construir uma cadeira de rodas híbridas e utilizar o sinal eletromiográfico para conduzir a cadeira de rodas.

Palavras-chave: Cadeira de Rodas. Tecnologia Assistiva. Sinal Míolétrico.

ABSTRACT

Wheelchair users face several daily difficulties that include high energy consumption during propulsion and excessive exertion in the upper limbs, often leading to joint pain and injury. Some solutions have been proposed to reduce these efforts, among which we can mention the promising hybrid wheelchairs, equipped with motors that assist the wheelchair during the manual propulsion of the wheelchair. Therefore, the purpose of this work is to build a hybrid wheelchair and use the electromyographic signal to drive the wheelchair.

Keywords: Wheelchair. Assistive Technology. Myoelectric Signal.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1- Estrutura do Neurônio.....	15
Figura 2- INSERIR NOME.....	17
Figura 3- Visao Geral do Cirtuito EMG	18
Figura 4- Sequência de Comutação	19
Figura 5 - Funcionamento do Sensor Hall.....	20
Figura 6 - Motor Brushless com sensores Hall acoplados	21
Figura 7- Arduino MEGA 2560	22
Figura 8 - Modelo da Cadeira de Rodas estável (a) e instável (b).....	23
Figura 9 - Modelo da cadeira de rodas durante a transição de estados	24
Figura 10 - Cadeira de Rodas Ortobras M3.....	26
Figura 11 - Diagrama que relaciona torque com altura do usuário, massa e deslocamento longitudinal do centro de massa.	27
Figura 12 - Driver do MotorSBL1360 para BDLC.	28
Figura 13 - Peças para a estrutura.....	30
Figura 14 - Montagem inicial do garfo.....	31
Figura 15 - Estrutura do garfo com a barra e fuso de fixação.	32
Figura 16 - Estrutura com as abraçadeiras.....	32
Figura 17- Fixação inicial da estrutura.	33
Figura 18 - Fixação da estrutura sem motor	33
Figura 19 - Montagem da Cadeira de rodas sem o estofamento.	34
Figura 20- Estrutura com as rodas	34
Figura 21 - Modelo 3D e modelo real da cadeira de rodas.....	35
Figura 22 - Joystick utilizado para controlar a cadeira de rodas.	36
Figura 23 - Sensor Muscular MyoWare.	38
Figura 24 - Posicionamento do sensor muscular no usuário.	39

SUMÁRIO

1.	Introdução.....	11
1.1.	MOTIVAÇÃO	11
1.2.	OBJETIVOS.....	12
2.	Metodologia.....	12
3.	Revisão Bibliográfica	13
3.1.	TECNOLOGIA ASSISTIVA.....	13
3.2.	SINAL ELETROMIOGRÁFICO (EMG).....	14
3.2.1.	O SINAL MUSCULAR.....	14
3.2.2.	CIRCUITO TÍPICO PARA LEITURA DO SINAL ELETROMIOGRAFICO	17
3.3.	MOTORES DE CORRENTE CONTÍNUA SEM ESCOVAS OU MOTORES BLDC	18
3.3.1.	SENSORES HALL	19
3.4.	ARDUINO MEGA 2560.....	22
4.	Projeto	23
4.1.	MODELAGEM DA CADEIRA DE RODAS	23
4.2.	CADEIRA DE RODAS	25
4.3.	DIMENSIONAMENTO DOS MOTORES	26
4.4.	DRIVER PARA MOTOR BRESHLESS ROBOTEQ SBL1360	28
4.5.	ESTRUTUTA PARA FIXAÇÃO DOS MOTORES NA CADEIRA DE RODAS	29
4.5.1.	PROCEDIMENTO PARA MONTAGEM	30
4.6.	MONTAGEM FINAL.....	34
4.7.	CONTROLE DIRECIONAL UTILIZANDO O <i>JOYSTICK</i>	35
4.8.	CONTROLE DIRECIONAL ATRAVÉS DO SENSORIAMENTO CORPORAL	36
5.	Projetos Futuros/Melhorias.....	39

6.	REFERÊNCIAS	41
7.	APÊNDICE A - Circuito Elétrico de Potência e Controle	42
8.	ANEXO B – Peças Mecânicas	43
9.	ANEXO B – Códigos para o Arduino	49
10.	ANEXO B – Códigos para o Driver SBL1360	57

1. INTRODUÇÃO

Este trabalho destaca a importância das pesquisas correlacionadas à tecnologia assistiva, detalhando alguns dos tipos de públicos alvos e citando alguns esforços que o Brasil e o mundo estão fazendo para auxiliar na vivência dessas pessoas e na inclusão delas perante a sociedade.

Após isso começa a explicação deste projeto em que se explica como foi possível desenvolver o projeto, quais foram os cuidados necessários para manter a segurança do usuário e os resultados encontrados, além claro de explicar detalhadamente o funcionamento de cada etapa relacionada ao projeto.

1.1. MOTIVAÇÃO

A OMS emitiu este ano um documento onde destaca que aproximadamente uma a cada sete pessoas no mundo detém algum tipo de deficiência. Isto somado ao fato de que 80% deste montante reside em países despreparados para auxiliar na acessibilidade e na inclusão social desta parcela significativa da população preocupa muito, principalmente, todas as pessoas que se enquadram neste perfil.

No Brasil, a exemplo do que foi citado anteriormente, temos atualmente algo em torno de 45.6 milhões de pessoas que tem algum tipo de deficiência e ainda encontramos diversos problemas relacionados a acessibilidade básica, como ruas não corretamente asfaltadas e ausência de rampas de acesso em prédios, residenciais ou não.

Cadeirantes em geral podem necessitar consequentemente da ajuda do governo e da sociedade para que consigam se locomover e realizar todas as suas atividades básicas, além de terem maiores dificuldades em atividades rotineiras, como estudos e trabalhos, às vezes sendo até privadas delas pelo seu condicionamento.

Sabendo-se também que existe uma falta de preocupação na elaboração de políticas que pudessem providenciar tais amparos, essas pessoas arcam com gastos bem superiores aos que teriam que fazer normalmente para tentar levar uma vida normal, o que não é sempre possível para todas as pessoas que se enquadram nessas deficiências. Vale destacar que inclusive acredita-se que 50% destas pessoas com deficiências não teriam verba para gastar com todos os serviços de saúde que necessitam, muito menos com tecnologias assistivas.

1.2. OBJETIVOS

Visto que existem diversos tipos de lesões e problemas neurológicos que podem ocasionar estas limitações locomotivas e que a gravidade desta limitação, assim como a área incapacitada, varia de ocasião para ocasião, faz-se necessário estudar cada um destes quadros isoladamente, a fim de encontrar melhores soluções para cada quadro.

Por este motivo, foi elaborado um projeto com a proposta de focar unicamente em pessoas que não detivessem alguma mobilidade nos membros inferiores, mas que pudessem controlar a cadeira de rodas projetada por meio de sinais corporais diversos de tronco ou até de membros superiores, seja pela implementação de circuitos de EMG (Eletromiografia), ou pelo uso de um joystick, ambos controlando somente a direção que a cadeira deve tomar, já que o driver dos motores permanece programado para fornecer ao motor um valor de tensão previamente escolhido, sem ter como proposta fazer um controle desta velocidade neste projeto.

Para alguns testes de implementação também foi utilizado o circuito MPU6050, onde se tem um acelerômetro e um giroscópio disponíveis para captação de movimentos e posições perante seu referencial inicial, podendo ser utilizado também para ditar a direção que um deficiente, no caso podendo até ter maiores limitações que os citados anteriormente, gostaria que a cadeira seguisse. Assim, para a elaboração deste projeto, segue-se as suas etapas constituintes principais, destacadas na metodologia.

2. METODOLOGIA

Para a criação desta cadeira de rodas adaptada foram necessários esforços em várias áreas de pesquisas diferentes, tendo como principais tópicos estudados o projeto mecânico da cadeira, o projeto elétrico da cadeira e o estudo dos métodos de controle (EMG, joystick e acelerômetro), além claro da elaboração da programação.

O projeto mecânico da cadeira foi idealizado considerando todos os cuidados necessários para se fazer a adaptação dela de manual para motorizada, escolhendo assim qual cadeira seria utilizada, quais as especificações dos motores a serem acoplados, quais peças teriam que ser feitas para acrescentar na estrutura e suas propriedades, visando capacitar a nova estrutura a aguentar os esforços aos quais ela será submetida em testes e em futuros projetos.

Já o projeto elétrico, que corresponde aos circuitos de potência e controle da cadeira, além das programações que ditam o comportamento do sistema, foi idealizado visando também criar um sistema organizado e preparado para futuras adaptações. Dentre as principais partes

constituintes tem-se a escolha do controlador, dos drivers dos motores, as escolhas das alimentações e dos agentes de controle.

Por fim, os estudos dos circuitos de EMG capacitou a implementação dele como uma alternativa ao cadeirante que não pudesse manipular a cadeira de rodas com os outros métodos. Esse estudo possibilitou conhecimentos teóricos estruturais e aplicacionais que somente juntos possibilitariam sua implementação de forma correta.

3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Para completar tal trabalho, conhecimentos prévios de algumas ferramentas e componentes constituintes foram usados e, por aparecerem de forma intensa no relatório, serão previamente introduzidos a seguir:

3.1. TECNOLOGIA ASSISTIVA

Foco de diversas pesquisas em diversos países, a exemplo da França e do Brasil, a tecnologia assistiva ainda corresponde a uma novidade e deve cada vez mais receber destaque em âmbitos científicos, sociais e econômicos, sendo proporcional a disseminação que produtos baseados nessa tecnologia tende a ter no decorrer dos anos.

Deriva do termo *Assistive Technology*, recebendo uma tradução livre no Brasil e referindo-se em geral a todos os recursos ou serviços que ajudam deficientes a ampliar suas habilidades motoras reduzidas.

Os serviços, quando estão relacionados a tecnologia assistiva, resumem-se a qualquer tipo de prestação de assistência, treinamento referente a novas tecnologias ou até tratamento fornecido a um deficiente, com o intuito de ajudar, seja com os recursos utilizados para ajudar no seu cotidiano ou com auxílios feitos diretamente ao deficiente, como fisioterapias.

Já os recursos englobam qualquer auxílio material que seja usado pelo deficiente, independente de sua complexidade e da forma como tal deve ser utilizado, englobando desde de uma simples bengala até os mais complexos aparatos, como cadeiras de rodas com controle de impedância e aparelhos de escuta assistivas.

3.2. SINAL ELETROMIOGRÁFICO (EMG)

O eletromiograma (EMG) é um recurso comumente usado no exame chamado eletromiografia, permitindo o monitoramento de fenômenos bioelétricos que acontecem na membrana celular das fibras musculares. Basicamente, o EMG consiste em captar sinais vindo das contrações musculares.

O potencial elétrico (de ação) existente em uma contração muscular gera o conhecido MUAP (Potencial de Ação da Unidade Motora).

Contudo, um sinal de MUAP tem duração de aproximadamente 10 milissegundos, com amplitude até 2mV. Sua frequência varia de 5Hz a 10kHz (em caso de intramuscular). Portanto um sinal de EMG é composto por um serie de MUAP, resultando assim no sinal utilizado.

3.2.1. O SINAL MUSCULAR

Para realizar um processo de contração muscular, um sinal originado córtex motor do cérebro humano é enviado eletricamente através de nervos para a respectiva região contração, fazendo com que as fibras musculares (mais especificamente Actina e Miosina) sofram contração.

Esse processo depende portando de um sistema nervoso central, um sistema nervoso periférico e um sistema locomotor (considerando apenas os músculos).

O sistema nervoso central e formado pelo conjunto do encéfalo com a medula espinhal. O encéfalo por sua vez é dividido entre cérebro, cerebelo, tálamo, hipotálamo e bulbo.

Por sua vez o sistema nervoso periférico constitui-se por nervos espalhados pelo corpo, sendo eles divididos em sistema nervoso autônomo que engloba sistema nervoso simpático e parassimpático (controlando ações involuntárias). Sistema nervoso entérico (controlando o aparelho digestivo) e por fim os neurônios motores (controlando os movimentos voluntários).

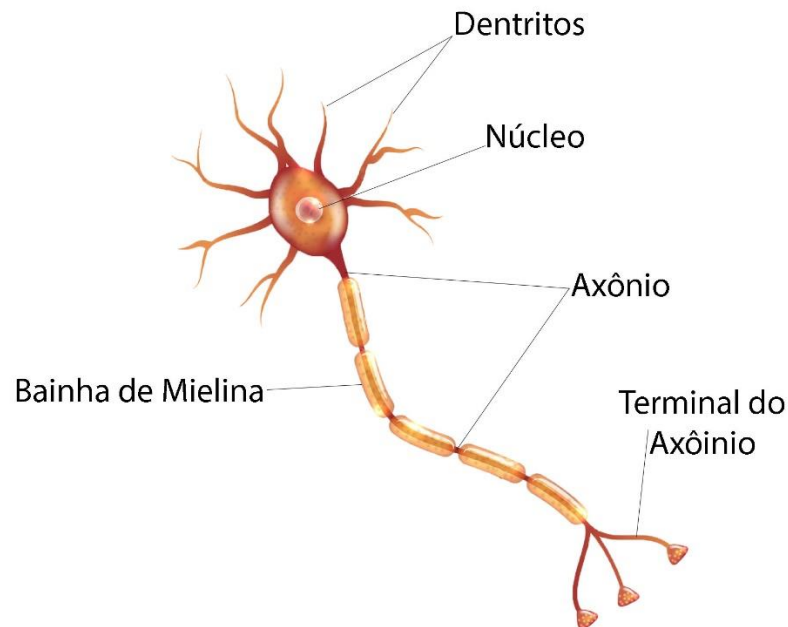
O sistema nervoso é composto por dois tipos de células, são elas células nervosas (neurônios), sendo células muito diferenciadas e compostas por membranas excitáveis. E também é composto pelas células da glia (neuroglia ou células de Schwann), tais células circundam os neurônios sendo significativamente mais numerosas. A neuroglia desempenha o papel suporte e desenvolvimento dos neurônios.

Neurônios podem ser divididos entre dendritos e axônios.

Dendritos são ramificados como galhos e numerosos. Eles têm a função de receber informações das outras células ou transmitir sinais de um neurônio para outro.

Axônios são também conhecidos como cilindro eixo. Possuem um diâmetro quase constante e comprimento que varia de 1mm a 2m e possuindo neurofibrilas. Graças a “bainha de mielina” é possível uma melhor propagação dos pulsos, por servir de isolante.

Figura 1- Estrutura do Neurônio



Fonte: <http://www.shutterstock.com/pic-334761650/stock-photo-neuron-that-is-the-main-part-of-the-nervous-system-with-description.html>

É possível causar uma abertura dos canais de Na^+ causando uma despolarização de uma das zonas da membrana do neurônio, criando assim um potencial. Tal potencial varia de -70mV a $+35\text{mV}$ formando uma corrente elétrica pelo interior da célula, a medida que a corrente flui, novas zonas adjacentes são despolarizadas abrindo assim novos canais de Na^+ , causando o surgimento de um novo potencial.

Devido ao motivo de essas variações acontecerem de forma rápida (milissegundos), são necessários instrumentos adequados para realizar suas medidas, como osciloscópio e raios catódicos acompanhados de dois eletrodos são colocados no interior e outro no exterior de um neurônio, sendo possível assim registrar as ações do neurônio.

Axônios e dendritos são capazes de realizar uma rede não necessariamente dependendo de uma conexão citoplasmática entre neurônios, podendo transmitir diversas informações corporais, dentre elas a muscular. Essa transmissão é possível devido a sinapse.

As sinapses podem ocorrer de forma elétrica ou química. As sinapses elétricas possuem as membranas das células em contato, fazendo com que a despolarização passe diretamente para a próxima célula. Em sinapses químicas as membranas são separadas por cerca de 15 a 50

nanômetros, necessitando que a célula pré-sináptica libere mediadores químicos que estimulam a célula pós-sináptica a continuar o processo.

Dessa forma os sinais são enviados pelo corpo, podendo resultar por exemplo na movimentação de um músculo.

Músculos são órgãos constituídos principalmente de tecido muscular, sendo eles liso, cardíaco e esquelético.

Os músculos que não apresentam uma sucessão de faixas com características ópticas diferentes são chamados de músculos lisos. Tais músculos não são presos a ossos, mas sim inervados pelo sistema nervoso vegetativo.

Os músculos lisos são divididos em unitários e multiunitários, sendo unitários que o tecido contrai e relaxa como se fosse uma única célula, produzindo uma contração muscular lenta, porém duradoura. Os multiunitários se contraem por um estímulo individual, tendo contrações rápidas.

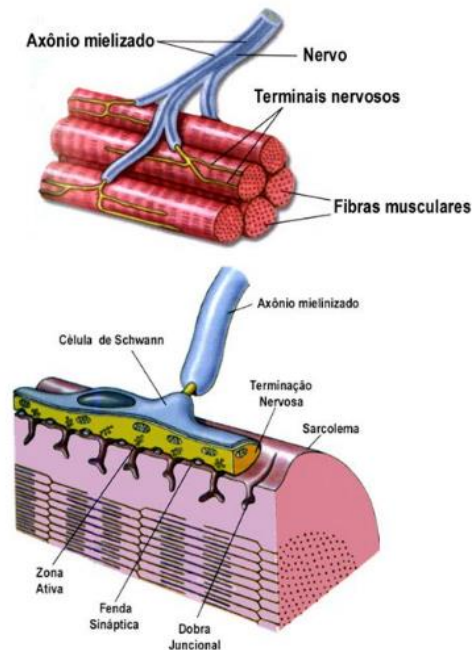
Contudo o músculo mais importante a ser citado na aplicação usada na Cadeira de Rodas Controlada por EMG é o músculo esquelético.

O músculo esquelético possui fibras envoltas por tecido conjuntivo, essas fibras são formadas por actina e miosina.

Músculos esqueléticos estriados são caracterizados por contrações rápidas, intervindo nos movimentos voluntários e involuntários, regulados pelo sistema nervoso central.

Os diferentes músculos podem se contrair de maneira isotônica (variando comprimento sem variar força) e isométrica (variando força sem variar comprimento). Dessa forma, em cada músculo as fibras reagirão de forma diferente a estímulos dos nervos, fazendo isso de forma independente. Portanto na mesma fibra muscular, existem fibras rápidas e lentas, com diferentes velocidades de contração e relaxamento.

Figura 2- Sistema nervoso e muscular



Fonte: <http://slideplayer.com.br/slide/3170691/>

3.2.2. CIRCUITO TÍPICO PARA LEITURA DO SINAL ELETROMIOGRAFICO

Um sinal de EMG tem sua principal atuação em torno de 20Hz até 500 Hz e pode chegar a 30 mV. Uma característica marcante da maioria dos sinais corporais é a presença de ruídos, suas causas podem ser de componentes eletrônicos, interferência de demais sinais corporais e movimentação do indivíduo.

Com isso, para obter-se um sinal claro e livre de falsas interpretações é necessário a construção de filtros de tratamento do sinal.

Um passo importante a ser tomado antes da filtragem é a amplificação. Tal amplificação pode ser feita com Amplificadores Operacionais ou com circuitos integrados adaptados especialmente para captar sinais biológicos, como por exemplo o INA121.

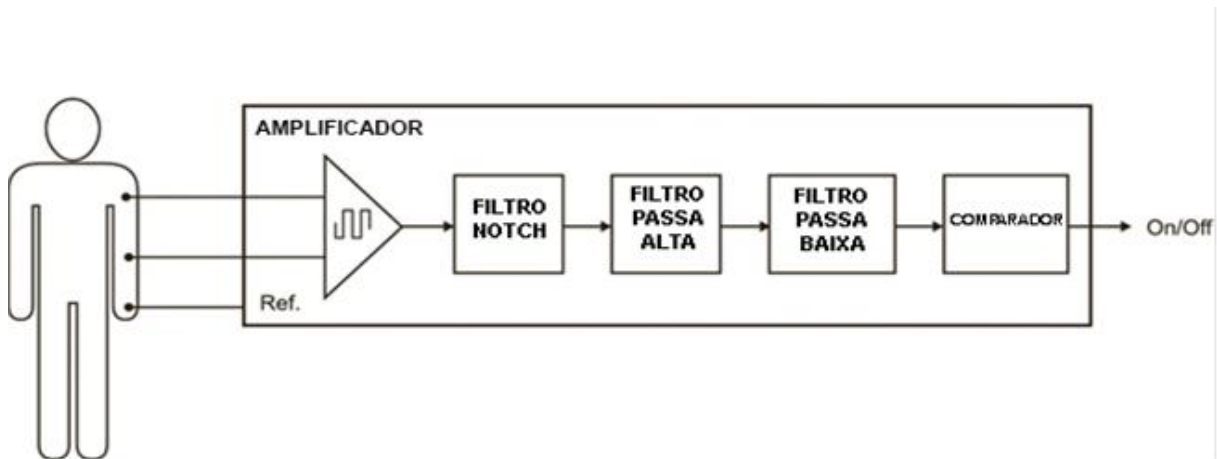
Como um próximo passo é necessário que a filtragem baseada em frequência seja feita. A filtragem pode utilizar diversos circuitos integrados para obter uma frequência de corte. Um dos circuitos pesquisados foi o UAF42, devido ao mesmo ser um filtro universal, possibilitando o uso do mesmo para realizar todos os passos de filtragem.

Na figura 3 é possível observar que um circuitos padrão de EMG possui três filtros em série colocados após a amplificação. O primeiro deles é filtro Notch, atuando como um rejeita banda de 60 Hz para evitar ruídos provocados pela rede elétrica.

Posteriormente tem-se o filtro passa alta, nele as frequências abaixo de 20 Hz são eliminadas, tal filtro é importante para evitar qualquer interferência de sinal vinda da movimentação do indivíduo ou meio externo.

Por fim, o sinal deve passar por um último filtro, sendo ele o filtro passa baixa. No filtro passa baixa é feita a eliminação de todo sinal acima de 500 Hz, dessa forma é possível diminuir os efeitos de interferência de meios externos como aparelhos de medição ou outros sinais corporais.

Figura 3- Visão Geral do Circuito EMG



Fonte: <http://ece.eng.wayne.edu/~apandya/ECE7995/>

3.3. MOTORES DE CORRENTE CONTÍNUA SEM ESCOVAS OU MOTORES BLDC

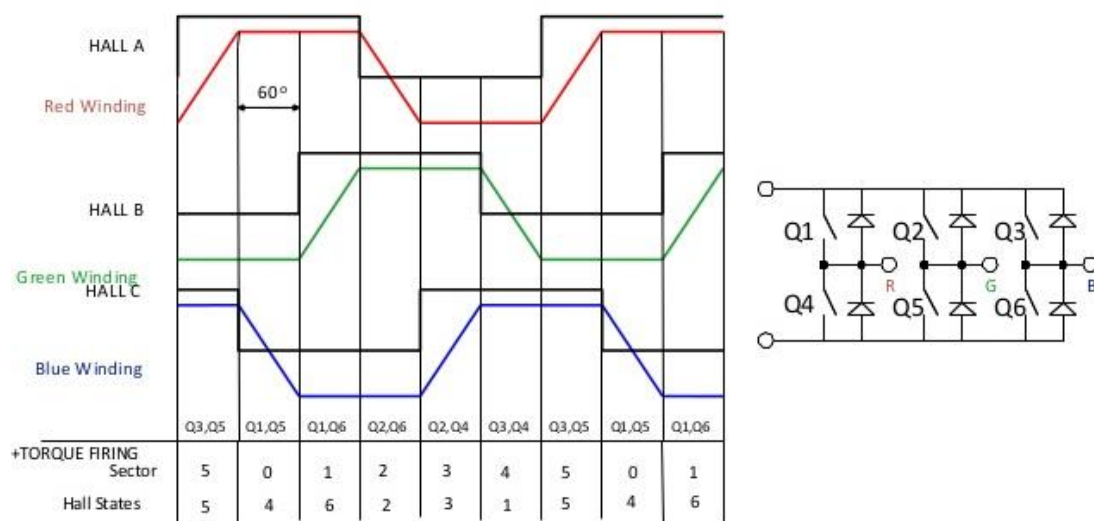
Um motor sem escova ou "*brushless*" é um motor elétrico que não possui um sistema de comutação mecânico como os motores DC normais, por esta razão necessitam de um controlador específico para realizar a comutação das espiras. Duas formas utilizadas para esta finalidade são: Controle por campo magnético orientado ("*field-oriented control*") e "*six-steps*" ou trapezoidal, sendo o último o mais comum.

Para o controle trapezoidal ("*six steps*") precisamos saber qual a posição do rotor, alguns motores utilizam-se de sensor HALL ou encoder para saber quais espiras ativar, outros, sem sensores, apenas estimam a posição do rotor baseada na forma de onda da tensão ou da corrente.

Os motores utilizados no projeto possuem sensores de efeito HALL. Como mostra a figura a seguir, tendo a posição do rotor, uma combinação de sinais DC é enviada ao motor para que ele gire. A utilização desta tecnologia permite que os motores BLDC (*brushless* DC) operem sem escorregamento, ou seja, o rotor não gira com velocidade angular diferente do campo girante.

Devido a essa característica, esses tipos de motores economizam bateria e são melhores para aplicações que requerem um controle mais fino de posição, por exemplo.

Figura 4- Sequência de Comutação



Fonte: <http://image.slidesharecdn.com/blcdmotordrivesystem-130305224503-phpapp01/95/bldc-motor-drive-system-4-638.jpg?cb=1362523542>

Ao ligarmos o motor, o controlador já tem as informações para comutar para as espiras corretas e o motor começa a girar, no caso do motor sem sensor precisa fazer com que as espiras comutem com uma tensão baixa e com uma velocidade baixa, até o motor entrar em sincronia. Os cálculos são feitos pelo próprio controlador.

3.3.1. SENSORES HALL

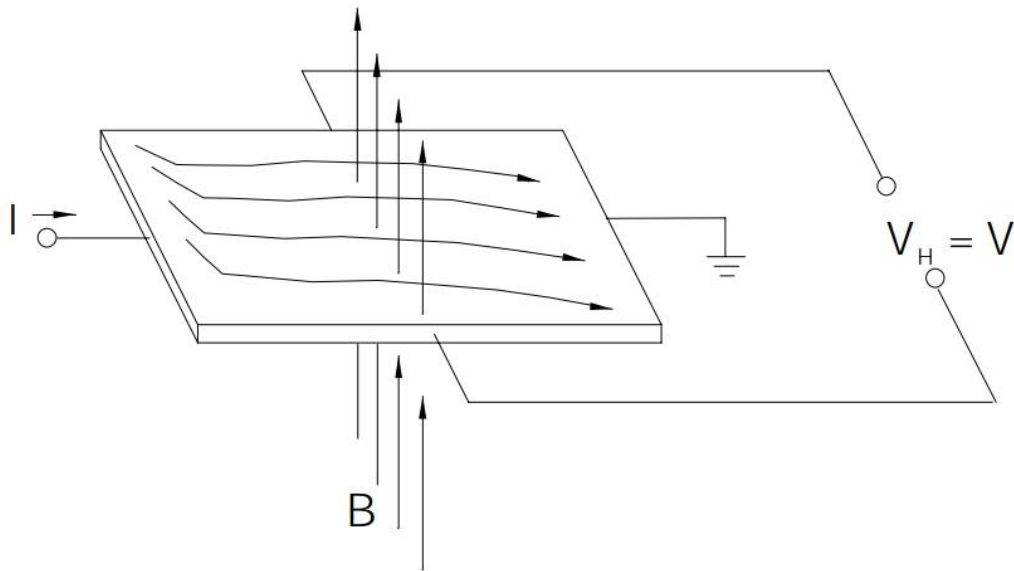
Um chamado elemento Hall é feito de uma placa de material condutor com baixa espessura, de maneira perpendicular à corrente o elemento tem consigo conexões de saída. O efeito Hall acontece quando tal material é submetido a um campo magnético, respondendo assim com uma tensão proporcional a intensidade do campo aplicado.

Quando nenhum campo magnético está presente a corrente assume uma distribuição uniforme e nenhuma diferença de potencial vista na saída.

Contudo quando um campo magnético perpendicular é aplicado, uma força de Lorentz é exercida na corrente. Esta força perturba a distribuição da corrente, resultando em uma diferença de potencial na saída.

A figura a seguir ilustra o funcionamento do elemento Hall:

Figura 5 - Funcionamento do Sensor Hall



Fonte: HONEYWELL, “Hall Effect Sensing and Application”

Contudo, para obter uma saída mensurável, são necessários componentes eletrônicos que façam com que a saída do material (vinda em escala de μV) se torne uma escala dentro dos padrões eletrônicos mensuráveis.

Os componentes básicos usados para o tratamento do sinal incluem regulador e Amplificador Operacional Diferencial.

Tendo a combinação de um elemento Hall com componentes eletrônicos que possibilitam sua ideal leitura, temos como resultado um sensor Hall.

Mesmo que o efeito Hall ocorra devido a campos magnéticos, tais sensores podem ser utilizados para também detectar corrente, temperatura, pressão e posição.

Os motivos que determinam o uso de um sensor Hall incluem custo e desempenho. Dispositivos gerais que funcionam por efeito Hall contam com as seguintes características:

- Longa vida (30 bilhões de operações);

- Operação em alta velocidade - mais de 100 kHz possível;
- Funciona com entrada estacionária;
- Entrada e saída compatíveis com lógica;
- Ampla faixa de temperatura (-40 a + 150 ° C);
- Operação de alta repetitividade.

Motores *Brushless* necessitam de uma operação eficiente, usando o menor custo de energia possível. Devido à baixa necessidade de energia demandada por um sensor Hall, o mesmo é utilizado para ser aplicado em motores *Brushless*.

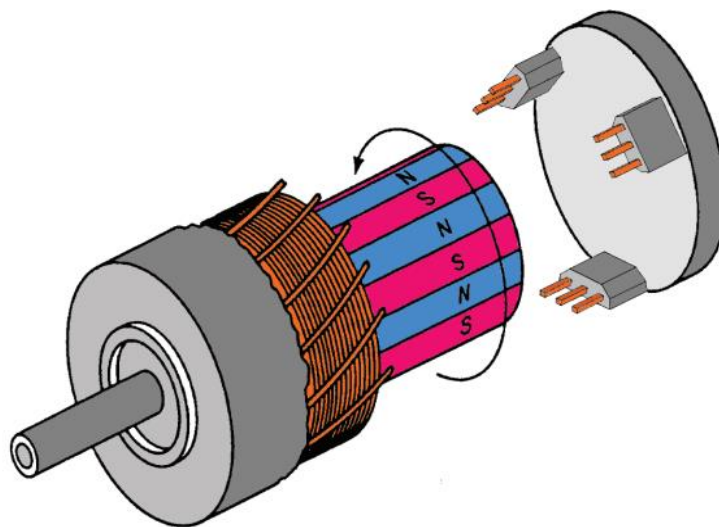
Contudo, tal sensor pode afetar significativamente o desempenho do motor.

Para garantir um ideal funcionamento do motor é recomendado um sensor Hall com alta sensibilidade, tendo valores abaixo de 60 Gauss. Dessa forma é possível utilizar ímãs com custo menos elevado.

A alta sensibilidade do sensor permite ainda uma maior variação em seu posicionamento, podendo assumir uma localização mais distante do ímã, mantendo-se ainda em funcionamento.

A figura XXX a seguir mostra sensores Hall adaptados para serem usados em um motor *brushless*.

Figura 6 - Motor *Brushless* com sensores Hall acoplados

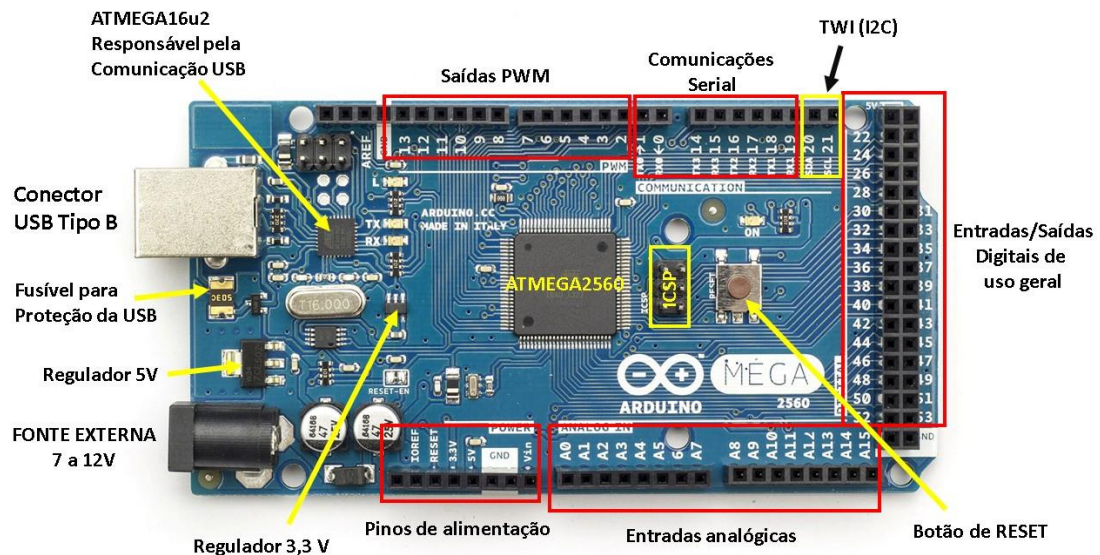


Fonte: HONEYWELL, “Hall Effect Sensing and Application”

3.4. ARDUINO MEGA 2560

A família Arduino é uma família de microcontroladores comumente utilizado para simples aplicações pela facilidade de trabalhar em seu ambiente computacional e pela facilidade de programá-lo. No caso do projeto em questão utilizou-se do Arduino Mega, um dos mais robustos da família, para controlar o circuito e estabelecer a comunicação entre os diversos elementos do circuito de comando e de potência, processando as informações fornecidas sensor e dando os comandos de acionamento aos drivers utilizados, que alimentam os motores.

Figura 7- Arduino MEGA 2560



Fonte: <https://www.embarcados.com.br/arduino-mega-2560/>

Este Arduino vem equipado com um microprocessador ATmega1280 e dispõe de 54 E\S digitais, 16 entradas analógicas e 4 UARTs, que podem ter funções designadas por software. Este microcontrolador opera em 5V e dispõe de diversos módulos extras, que podem ser utilizados para adicionar novas funções a este microcontrolador, a exemplo de módulos Bluetooth, Wifi e módulos de expansão de E\S.

4. PROJETO

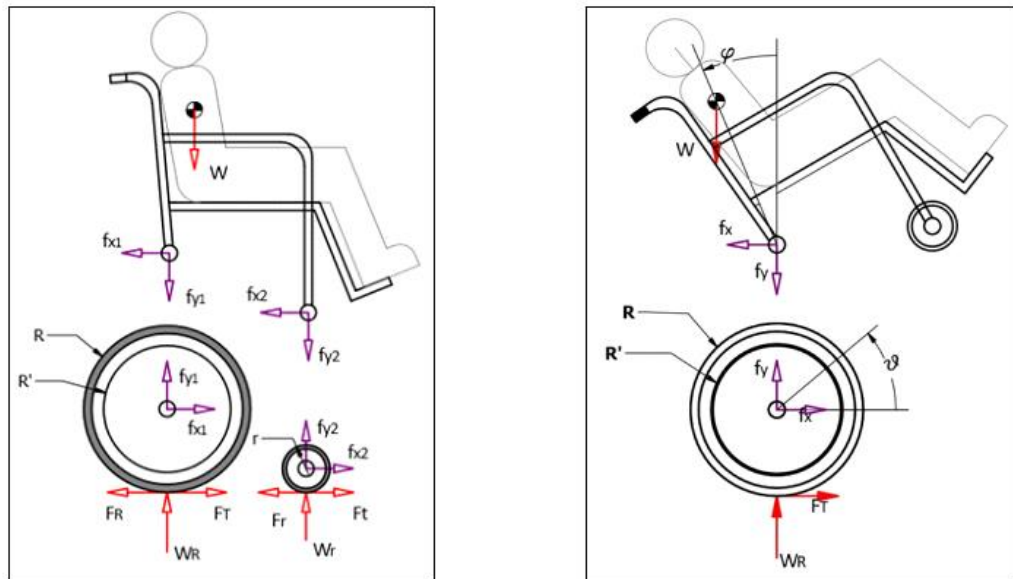
4.1. MODELAGEM DA CADEIRA DE RODAS

Antes de iniciar o projeto de construção e adaptação de motores em uma cadeira manual, é necessário compreender as propriedades mecânicas do sistema. Lembrando, que o sistema é baseado na combinação do usuário e da cadeira de rodas.

O cadeirante deve aplicar um impulso com uma potência superior àquela necessária para movimentar a cadeira de rodas. As forças que oferecem resistência ao movimento são principalmente as seguintes: resistência ao rolamento, resistência do ar, inclinação do terreno, e atrito interno.

Portanto, para que o usuário consiga acelerar a cadeira de rodas, é necessário que ele aplique uma força superior às forças de oposição ao deslocamento. Esta força aplicada no sistema resulta uma aceleração que pode influenciar na estabilização do sistema.

Figura 8 - Modelo da Cadeira de Rodas estável (a) e instável (b).



Fonte: Autor.

Para encontrar o modelo dinâmico do sistema, foi dividido a cadeira de rodas em duas etapas. A primeira corresponde ao modelo com 1 grau de liberdade, onde as quatro rodas estão apoiadas sobre o chão. Nesta posição o modelo se encontra em equilíbrio e o seu modelo dinâmico corresponde a seguinte equação:

$$F \left(\frac{R'}{R} \right) = \left(M + \frac{J_R}{R^2} + \frac{J_r}{r^2} \right) \cdot \dot{v} + F_R + F_r$$

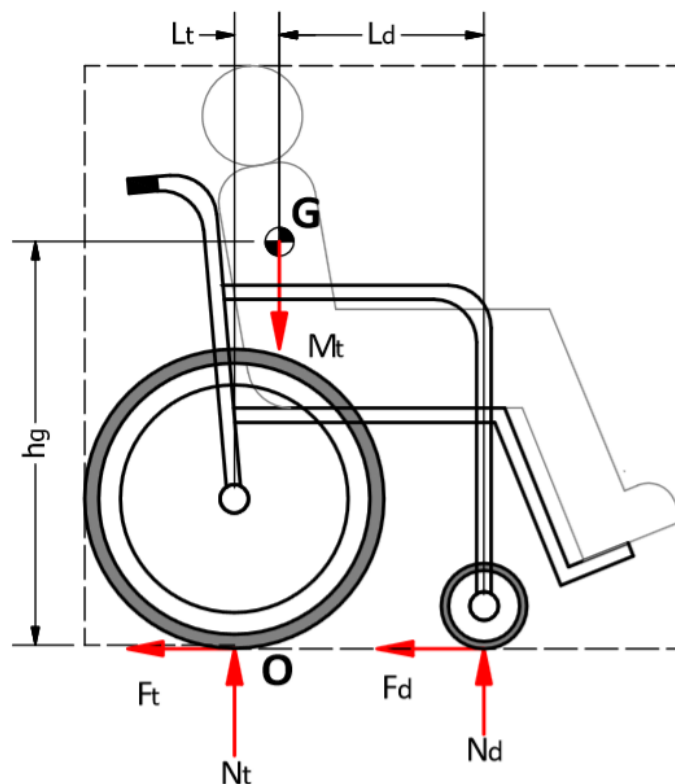
O segundo modelo da figura X corresponde o momento em que o sistema perde a sua posição de equilíbrio, no qual corresponde ao modelo instável.

$$\begin{aligned} [J_R + (M_r + M_c) \cdot R^2] \cdot \ddot{\theta} + (M_c \cdot R \cdot l \cdot \cos \varphi) \cdot \ddot{\phi} - M_c \cdot R \cdot l \cdot \dot{\phi}^2 \cdot \sin \varphi &= \tau - F_R \cdot R \\ (M_c \cdot l \cdot R \cdot \cos \varphi) \cdot \ddot{\theta} + (J_c + M_c \cdot l^2) \cdot \ddot{\phi} - M_c \cdot g \cdot l \cdot \sin \varphi &= -\tau \end{aligned}$$

Como estamos construindo uma cadeira de rodas para satisfazer qualquer adversidade, seja ela: terrenos inadequados, como asfalto irregular, gramas e até mesmo para desenvolver uma manobra para empinar, é necessário compreender os parâmetros atuais do sistema para poder estimar motores com capacidade de satisfazer as condições desejadas.

Portanto, para dar continuidade na modelagem da cadeira de rodas é necessário descrever as equações que rege o sistema da deixar a condição de estabilidade para a condição de instabilidade.

Figura 9 - Modelo da cadeira de rodas durante a transição de estados



Fonte: Autor.

Portanto, através do sistema da figura X e assumindo a força normal N_d é nula na posição estática para a eminência da transição da fase 1 e 2, temos que a aceleração neste instante corresponde a:

$$\dot{v} = \frac{g \cdot L_T}{h_G}$$

Substituindo a equação X e XX, temos o seguinte modelo que rege o sistema:

$$\frac{\tau}{R} = \left(M + \frac{J_R}{R^2} + \frac{J_r}{r^2} \right) \cdot \frac{g \cdot L_T}{h_G} + F_R + F_r$$

4.2. CADEIRA DE RODAS

A cadeira de rodas da Ortobras M3 foi escolhida por ter uma estruturação leve e resistente, inclusive reconhecida mundialmente, chamada de monobloco, que também possibilita diversos ajustes e traz maior conforto ao usuário. Estes ajustes que estão presentes na cadeira de rodas também foi desejado pelo grupo de pesquisas, já que possibilita a execução de diversas regulagens e conseqüentemente de testes, como a possibilidade de estudar o Centro de Gravidade da cadeira ou a execução do Wheelie com diversas posições do assento, o que poderia inclusive necessitar de menores esforços para a realização do Wheelie.

Figura 10 - Cadeira de Rodas Ortobras M3.



Fonte: <http://www.ortobras.com.br/produto/m3>

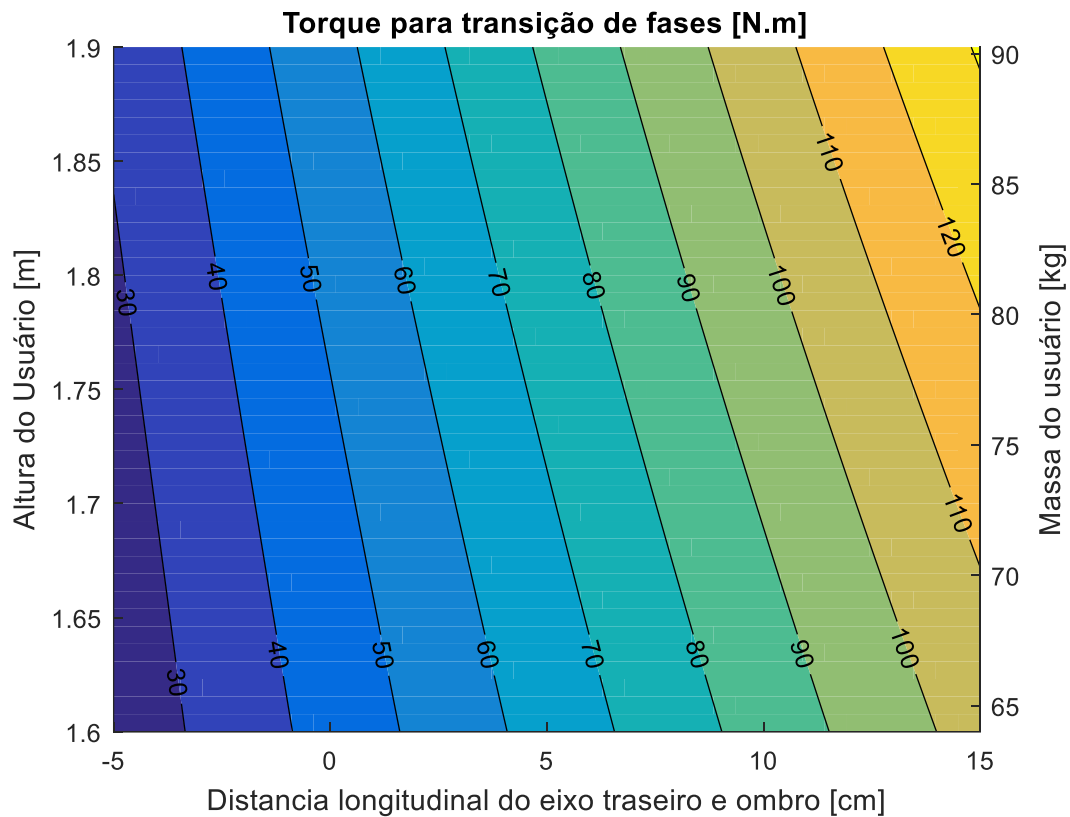
Como medidas de segurança adotadas para o usuário nesta cadeira de rodas vale destacar os anti-tombos, colocados para impedir que a cadeira tombe completamente, como resultado da ação de um grande torque fornecido aos motores, e o botão de segurança, posicionado próximo ao encosto de braço do lado direito da cadeira e, portanto, de fácil acesso ao usuário, caso precise desligar o fornecimento imediato de energia para os motores, por consequência de algum mal funcionamento do sistema.

4.3. DIMENSIONAMENTO DOS MOTORES

Para satisfazer os requisitos de robustez do sistema (Cadeira de Rodas + Usuário) é necessário utilizar motores como torque elevado. Para isso, foi estimado o torque necessário para a variação das variáveis do sistema, sendo elas: a altura do usuário e a distância do centro de massa do sistema.

Utilizando dados experimentais realizados por (GUALTER) foi obtido o seguinte diagrama:

Figura 11 - Diagrama que relaciona torque com altura do usuário, massa e deslocamento longitudinal do centro de massa.



Fonte: dos Santos, E.G et al, 2016.

Portanto, escolhemos motores com a capacidade de prover um torque maior que os dados encontrados no diagrama acima. Baseado nos motores existentes no mercado, foi estimado o torque que os motores comerciais podem prover.

Sabendo que a relação entre a velocidade angular e linear da roda é:

$$v = \omega \cdot R$$

E a relação entre torque e potência é:

$$Potencia = T \cdot \omega$$

Para os seguintes cálculos, foi utilizado uma roda de 24" (0,304 m).

Motor #X	Velocidade Linear Máx. (km/h)	Velocidade Angular Máxima (rad/s)	Potência (W)	Torque (N.m)	Tensão (V)
Motor 1	50	45.5672	1500	32.92	48
Motor 2	50	45.5672	1000	21.95	48
Motor 3	35	31.8971	600	18.81	36
Motor 4	25	22.7836	350	15.36	36

Portanto os motores foram dimensionados de forma a conseguir fornecer o torque necessário para a realização do Wheelie, além de ter optado por trabalhar com motores Brushless (motores sem escovas) de corrente contínua, onde tem maior confiabilidade, menos ruídos e maior vida útil, se for comparado com o motor com escovas, por consequência do desgaste das escovas. No caso, estes motores foram comprados na empresa *WindBikes* e vieram acoplados na roda, de tamanho semelhante às rodas da cadeira de rodas usada.

4.4. DRIVER PARA MOTOR BRESHLESS ROBOTEQ SBL1360

Para uma aplicação como esta, onde a vida de pessoas pode entrar em risco por consequência do acionamento incorreto de motores, necessita-se de um driver que tenha um baixo tempo de resposta, tanto no acionamento do motor quanto na inversão da direção que ele deve rodar.

Pensando nisso, optou-se por dois Roboteq SBL1360, sendo cada um utilizado para controlar um motor. Este driver é muito utilizado para aplicações onde necessita-se de rápidas inversões de direção e contém uma muito satisfatória confiabilidade, sendo inclusive usado em diversas pesquisas correlacionadas a tecnologias assistiva, o que explica o porquê de ter sido escolhido para integrar a lista de equipamentos deste projeto.

Figura 12 - Driver do MotorSBL1360 para BDLC.



Fonte: <http://www.robotshop.com/en/sbl1360-60v-1x30a-brushless-dc-motor-controller.html>

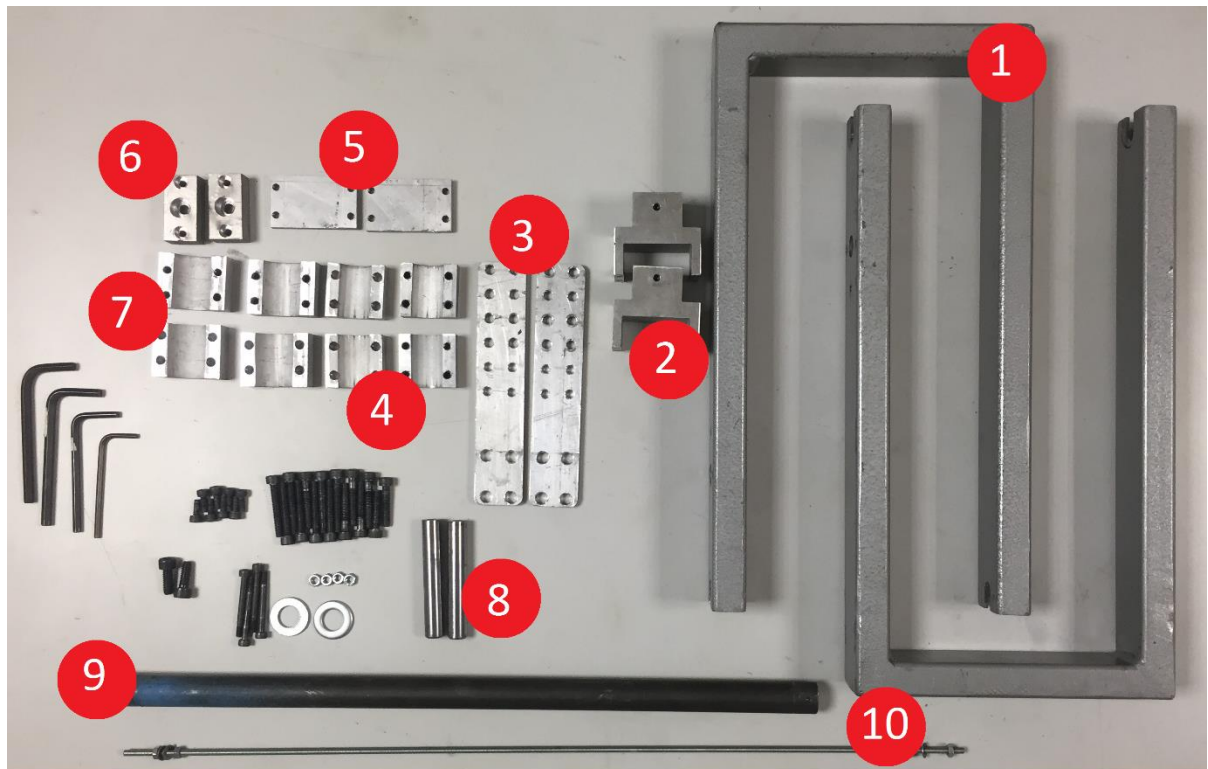
Uma das características deste driver, é que além do circuito de potência, também possui um controlador embutido que por meio de um software é possível configurar parâmetros do motor, como por exemplo, corrente máxima, velocidade máxima, função das entradas e saídas, etc. Além destas características citadas, com o SBL 1360 também é possível programar em uma linguagem “BASIC” para controlar os motores. Neste projeto esse script é apenas utilizado para definir a velocidade dos motores e sua direção. As lógicas de acionamento e dos sensores estavam presentes no código do microcontrolador.

4.5. ESTRUTURA PARA FIXAÇÃO DOS MOTORES NA CADEIRA DE RODAS

Para poder colocar essas novas rodas na cadeira de rodas foi necessário criar novos garfos, dimensionados para resistir aos esforços que pudesse agir na cadeira, por consequência ou não dos motores, e de forma a ter espaço para futuramente colocar o aro de propulsão nela, já que se deseja adaptá-la futuramente para híbrida.

Além disso um novo eixo, um novo fuso e novas peças foram dimensionadas, fabricadas e colocadas na estrutura da cadeira de rodas, para poder reforçar esta estrutura, além de ser usadas para encaixar os novos garfos na estrutura e trazer uma melhor estabilidade no conjunto, que se apresentou bem mais rígido após tais variações. Mais detalhes quanto aos seus dimensionamentos serão expressados a seguir, incluindo desenhos de tais peças e cálculos que tenham sido realizados para realizar esta atividade.

Figura 13 - Peças para a estrutura.



Fonte: Autor.

- #1 – Garfo para suporte das rodas;
- #2 – Luva para fixação da barra principal (9);
- #3 – Placa furada para fixação das abraçadeiras (4 e 7);
- #4 – Abraçadeira para barra da cadeira;
- #5 – Tampa para luva de fixação (2);
- #6 – Suporte para o pino e garfo (8 e 1);
- #7 – Abraçadeira para barra principal (9);
- #8 – Pino para apoio do garfo (1);
- #9 – Barra principal;
- #10 – Eixo para suporte da fixação.

4.5.1. PROCEDIMENTO PARA MONTAGEM

Para garantir rigidez da estrutura, é utilizado o procedimento a seguir.

- Primeiramente, deve realizar a montagem das seguintes peças: 1,2,5, 6 e 8. Entretanto, o conjunto das peças 2 e 5 devem estar fixadas de maneira consideravelmente folgada para futuros ajustes. Veja a figura a seguir:

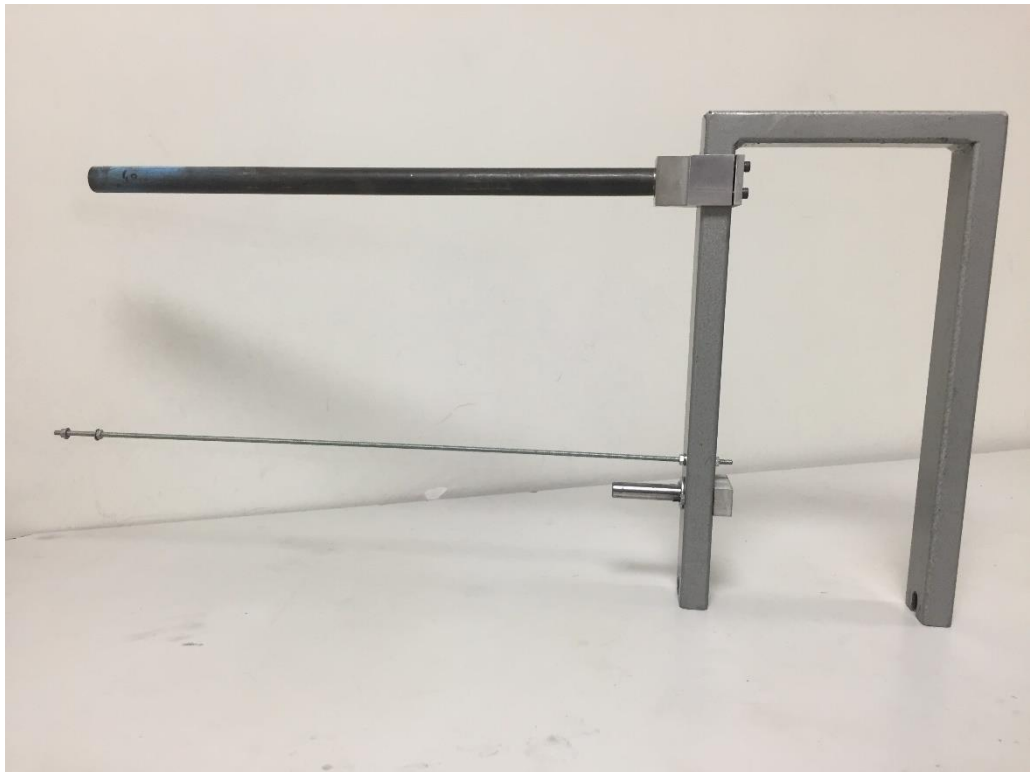
Figura 14 - Montagem inicial do garfo.



Fonte: Autor.

- Em seguida, adicionar as peças 9 e 10.

Figura 15 - Estrutura do garfo com a barra e fuso de fixação.



Fonte: Autor.

- Fixar as peças 4 e 3 de maneira que possa permitir ajustes de montagem facilmente.

Figura 16 - Estrutura com as abraçadeiras.



Fonte: Autor.

- Fixar na cadeira a estrutura.

Figura 17- Fixação inicial da estrutura.



Fonte: Autor.

- Adicionar o restante das abraçadeiras juntos a cadeira.

Figura 18 - Fixação da estrutura sem motor



Fonte: Autor.

- Apertar o fuso (10) permitindo a rigidez da estrutura.
- Apertar os parafusos para garantir ajuste.
- Fixar as rodas na estrutura.

Figura 19 - Montagem da Cadeira de rodas sem o estofamento.



Fonte: Autor.

4.6. MONTAGEM FINAL

O desenho a seguir representa o modelo em 3D da cadeira de rodas:

Figura 20- Estrutura com as rodas



Fonte: Autor.

Figura 21 - Modelo 3D e modelo real da cadeira de rodas



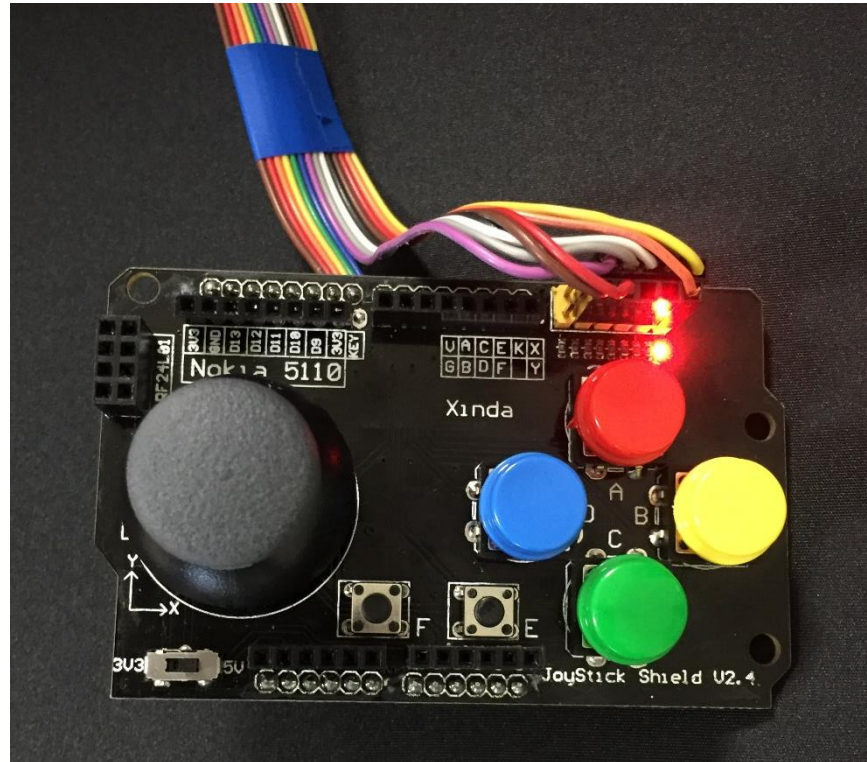
Fonte: Autor.

4.7. CONTROLE DIRECIONAL UTILIZANDO O *JOYSTICK*

Para a implementação dos elementos de controle não trazer maiores complicações foram feitas em etapas distintas e sucessivas, para depois serem combinadas e poderem trazer o resultado final esperado. Assim, com o sistema elétrico corretamente montado e com o driver já configurado com a velocidade certa dos motores, começou-se estudando como controlar a

cadeira por meio dos botões A, B, C e D do joystick, que começaram a corresponder às quatro direções que a cadeira pode tomar.

Figura 22 - Joystick utilizado para controlar a cadeira de rodas.



Fonte: Autor.

Para a nossa aplicação, temos:

- Botão A (Vermelho): Liga os motores para frente;
- Botão D (Azul): Liga os motores para esquerda;
- Botão B (Amarelo): Liga os motores para direita;
- Botão C (Verde): Liga os motores para trás.

4.8. CONTROLE DIRECIONAL ATRAVÉS DO SENSORIAMENTO CORPORAL

A implementação do sensoriamento corporal apresentou certas complicações durante o processo. Como exemplo tem-se o MPU6050, circuito com acelerômetro e giroscópio usado para testes durante a elaboração do projeto, que funcionava perfeitamente junto ao controlador e fazia a captação dos dados corretamente, o que foi monitorado via software, porém, ao colocá-

lo para ler a posição junto do acionamento consequente do motor o sistema não aguentava e travava.

Foram levantadas suspeitas quanto a capacidade de processamento do controlador ou sobre as possíveis interferências eletromagnéticas que poderiam estar acontecendo no acelerômetro, até concluir-se que os problemas eram consequência de diversos fatores, que juntos traziam esta falha abrupta do funcionamento do sistema após algum tempo de funcionamento do sistema. Dentre esses problemas destacam-se ajuste que tiveram que ser feitos na programação e o isolamento do sistema, que tinham que ser feito de forma a separar os aterramentos do circuito de potência do de controle.

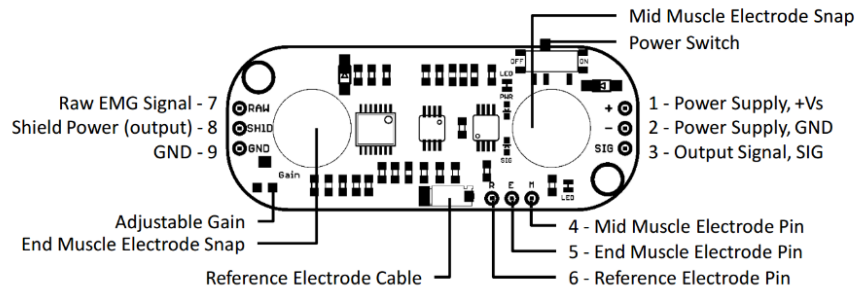
Para o aterramento foi necessário adicionar aos circuitos da cadeira optoacopladores, sendo estes circuitos presentes responsáveis por permitem o isolamento das partes do circuito. Usados para separar a referência dos circuitos de potência dos de comando, este elemento é basicamente constituído de 6 portas, onde, utilizando-se da primeira e segunda porta, submetidas por uma diferença de tensão, induz corrente a um LED interno do optoacoplador e este LED tem o intuito de influenciar o outro lado, permitindo ou não a passagem da tensão pela carga do circuito, sendo ligada entre as portas quatro e cinco do CI.

Esta programação foi estipulada pensando-se na leitura de um dos agentes de controle e seu consequente controle da cadeira, com velocidades predefinidas no processamento do Script utilizado no driver de motor. Assim somente a direção no qual o motor deve rodar é controlada pelo Arduino, por uma combinação de sinais digitais que determinam o estado que ele deve trabalhar. Vale apontar que, pelo posicionamento dos motores na cadeira de rodas, os referenciais dos motores não são os mesmos, ou seja, acionar ambos em sentido horário faria a cadeira rodar e não seguir em frente.

Com os problemas para trabalhar com o acelerômetro e giroscópio MPU6050 para o acionamento da cadeira, foi utilizado a captação dos sinais biolétricos pelo sensor EMG e enviado ao microcontrolador, que realiza um “*debounce*” para que esses sinais ajam como um botão de acionamento.

Portanto, o sensor final utilizado no trabalho foi o *MyoWare Muscle Sensor* (AT - 04 - 001) (Advancer Technologies). O circuito pode ser observado a seguir:

Figura 23 - Sensor Muscular MyoWare.



Fonte: MyoWare™ Muscle Sensor (AT-04-001) DATASHEET

Tal sensor é apropriado para ser ligado diretamente ao Arduino.

Primeiramente o código construído para o Arduino coleta os sinais de EMG vindos do indivíduo em repouso, dessa forma temos um valor de referência.

Ultrapassando em 40% ou 80% esse valor, consideramos uma contração muscular. O valor de ultrapassagem é calibrado de acordo com os sinais bioelétricos do usuário.

Dessa maneira foi possível gerar um sinal claro para ser aplicado na cadeira de rodas controlada por EMG.

Para que seja feita a captura devida do sinal buscado é necessário o devido posicionamento do sensor, conforme indica a figura a seguir:

Figura 24 - Posicionamento do sensor muscular no usuário.



Fonte: Autor.

5. PROJETOS FUTUROS/MELHORIAS

Este projeto foi idealizado como um protótipo a ser utilizado futuramente pelo grupo de pesquisa, para implementar novas tecnologias e soluções, baseadas ou não, em tendências mundiais de tecnologia assistiva.

Dentre estas tendências tem-se o intuito de implementar novas formas de controles sensoriais mais robustos, como o Eletroencefalograma, mais conhecido em tais aplicações como EEG. Neste caso utilizam-se eletrodos para a captação de variações elétricas consequentes de envios de sinais nervosos para assim, após passar por um circuito idealizado para o tratamento do sinal e eliminação de ruídos diversos indesejados, estes sinais puderem ser processados e utilizados como sinais de decisão no acionamento dos motores e na direção

que tais motores devem atuar. Este estudo possibilitaria aumentar o número de pessoas que conseguiriam utilizar a cadeira, porém necessita de um maior cuidado com o tratamento do sinal, visto que este sinal carrega maiores variações que o EMG e que o uso dele em cadeira de rodas deve sempre priorizar a segurança dos cadeirantes, ou seja, só ser implementado se tiver grande grau de confiabilidade.

A utilização de um microcontrolador mais robusto, no caso o STM32F407, já comprado pelo grupo de pesquisas, mostra-se bastante interessante por trazer melhores tempos de reação e menores chances de erros de interpretação dos resultados enviados até ele, porém necessita de um estudo dedicado somente a ele, visto que este possui uma curva de aprendizado maior do que o Arduino. Vale citar que a escolha pelo controlador foi consequência de um estudo que o destacou frente a outros diversos, por seu tempo de resposta ser baixo, o que é essencial para aplicações semelhantes a esta, tanto que é comumente utilizado em bicicletas elétricas, *Segway* e claro, projetos de cadeiras de rodas motorizadas.

Adição de sensores como acelerômetro, giroscópio e encoder, para se fazer possível o controle do “wheelie” na cadeira de rodas. O MPU6050 (acelerômetro, giroscópio e temperatura) apresentou problemas ao ser implementado com o Arduino, a utilização de outro microcontrolador, como o já citado STM32F4, faz-se necessário para a implementação deste sensor. O encoder, além do auxílio no wheelie pode ser usado para um controle de malha fechada da velocidade dos motores.

Implantação de um sistema de controle para realização da manobra “*Wheelie*”, que consiste em fazer com que a cadeira se equilibre nas duas rodas traseiras, que além de fazer possível a passagem por obstáculos como uma guia não rebaixada, auxilia na descida de ruas íngremes.

Transformar esta cadeira de rodas motorizada em uma cadeira híbrida também é um assunto de grande interesse do grupo de pesquisa e deve ser implementado futuramente. Uma cadeira de rodas híbrida é uma cadeira de rodas que conta com a propulsão manual do usuário e a propulsão dos motores. É utilizada para ajudar pessoas com alguma deficiência que impossibilite a realização da propulsão manual por completo a mesmo assim realizar um esforço físico, visando a saúde do usuário.

Assim, um motor acoplado na roda pode, em ruas com inclinações acentuadas, por exemplo, auxiliar na propulsão da cadeira, de forma que este só ajuda o usuário e não executa todo o trabalho sozinho. O uso desta cadeira de rodas é comum para casos onde é possível movimentar os membros superiores, mas deseja-se uma ajuda em casos mais extremos de

esforços. Também incentiva o cadeirante a praticar exercícios com os membros superiores, a fim de que ele não deixe de exercitá-lo por consequência de sua situação.

Por fim, outra sugestão para projeto futuro utilizando esta cadeira de rodas está relacionada à execução da manobra conhecida como Wheelie, onde o cadeirante consegue, ao equilibrar-se nas duas rodas traseiras, subir um degrau, como nos casos onde ruas não têm aquelas rampas de acesso. Para implementar isso futuramente será necessário criar um controle onde, conhecendo-se a massa do conjunto, constituído da cadeira e usuário, e calculando o valor do centro de gravidade será possível fornecer aos motores o torque necessário para fazer essa manobra da forma adequada. O motor já foi dimensionado para conseguir fornecer torque o suficiente quando interessar implementar esse tipo de controle.

6. REFERÊNCIAS

DAY, SCOTT “Important Factors in Surface EMG Measurement”

DOS SANTOS, ERIVELTON G., FABRIZIO LEONARDI, AND MARKO ACKERMAN.
"Optimal Control of the Wheelchair Wheelie."

FU, ZINVI; A. Y. BANI HASHIM, Z. JAMALUDIN AND I. S. MOHAMAD “Design Of A
Low Cost Emg Amplifier With Discreet Op-Amps For Machine Control”

HONEYWELL, “Hall Effect Sensing and Application”

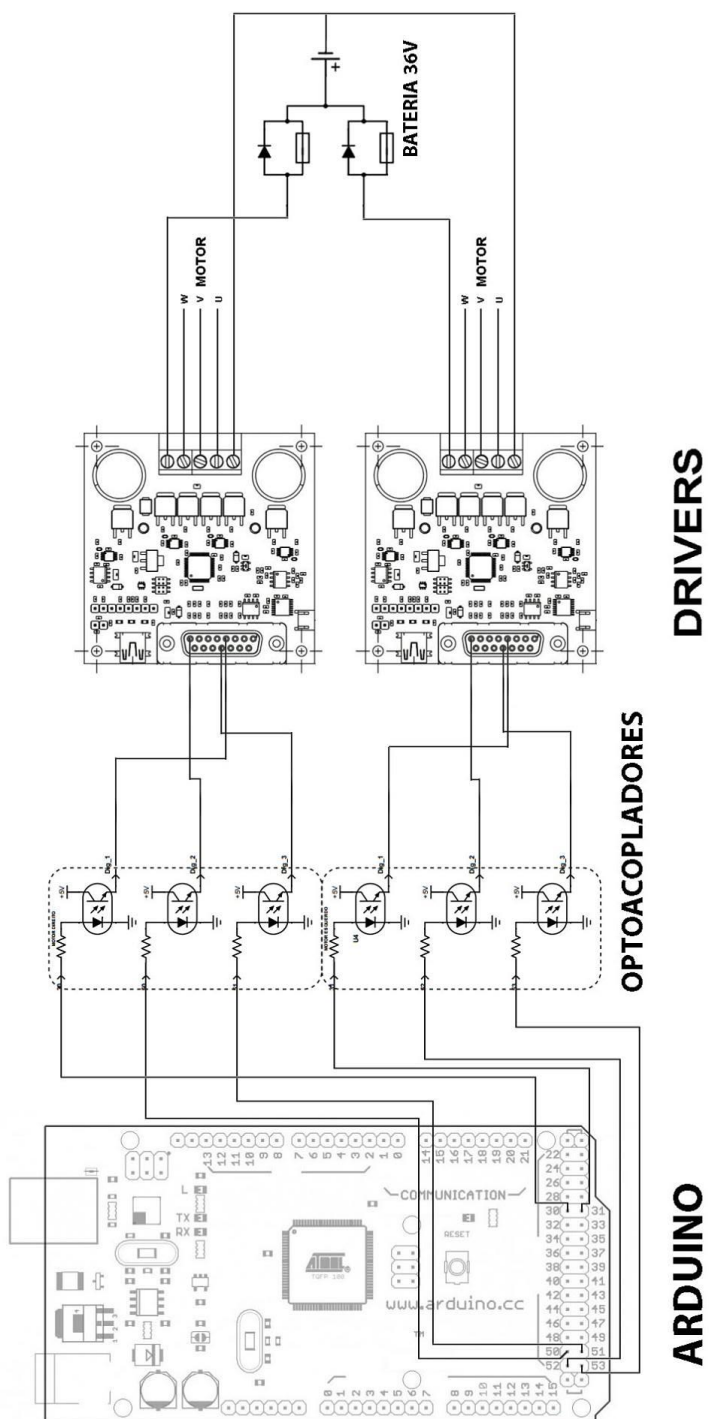
KUMAR, AKSHAY; RAJA, V J ARUN; MAHADEV, ASWATH R; BALAGOPAL,
BHARAT; VISWANATHAN, DEEPAK G. “Human Computer Interface Using Emg
Signals: Hand Gesture Based Manipulator Control”

MOZHANOVA, MARZHAN. “Design of a High-Resolution Surface Electromyogram (EMG)
Conditioning Circuit”

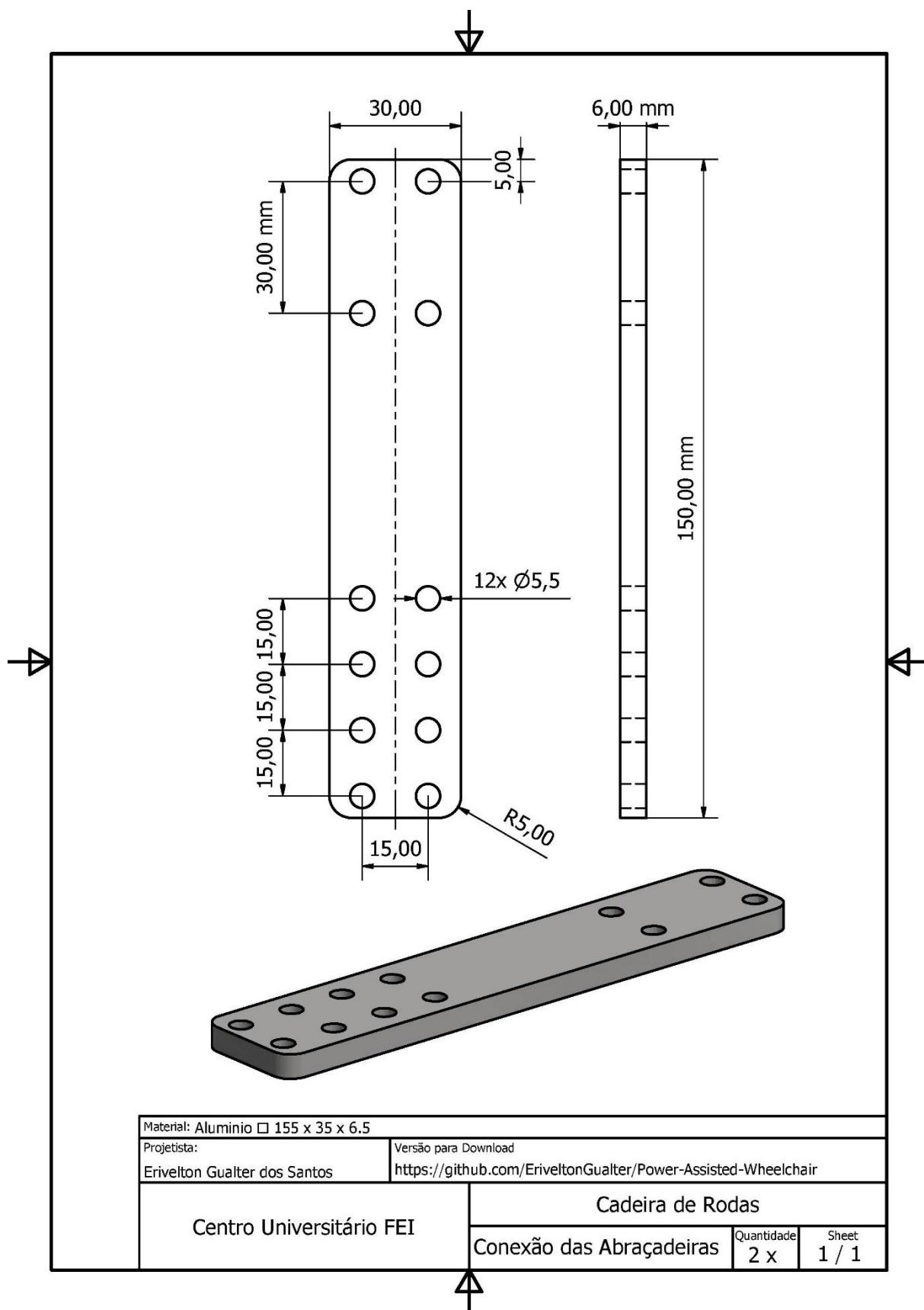
NORIZAN, MUHAMMAD A., FARIZ ALI, NORAFIZAH ABAS, HERMAN
JAMALUDDIN, WAN MOHD BUKHARI, MUHAMMAD ANAS BORHAN,
MOHAMAD FAIZAL BAHAROM, ARFAH SYAHIDA MOHD NOR. “Development
of linear enveloped surface electromyography circuit based on forearm muscle”.

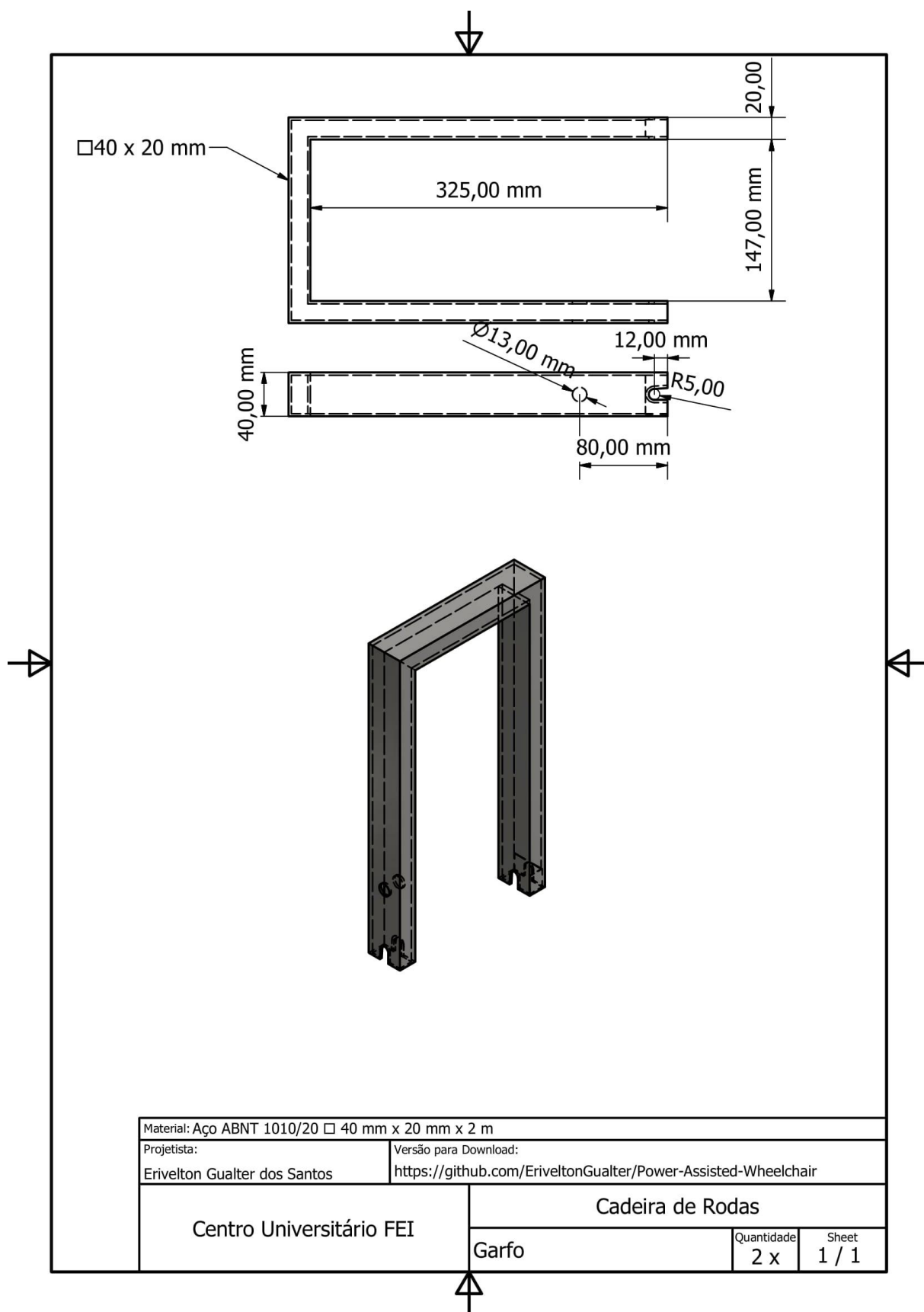
RIGUTTI, A.; DE MELO AIRES, M. Atlas da Fisiologia Humana, 2009. Editora Girassol
Brasil Edições Ltda. p. 190, 191, 192, 193, 194, 195, 196, 202, 272, 273, 274, 275, 276,
277.

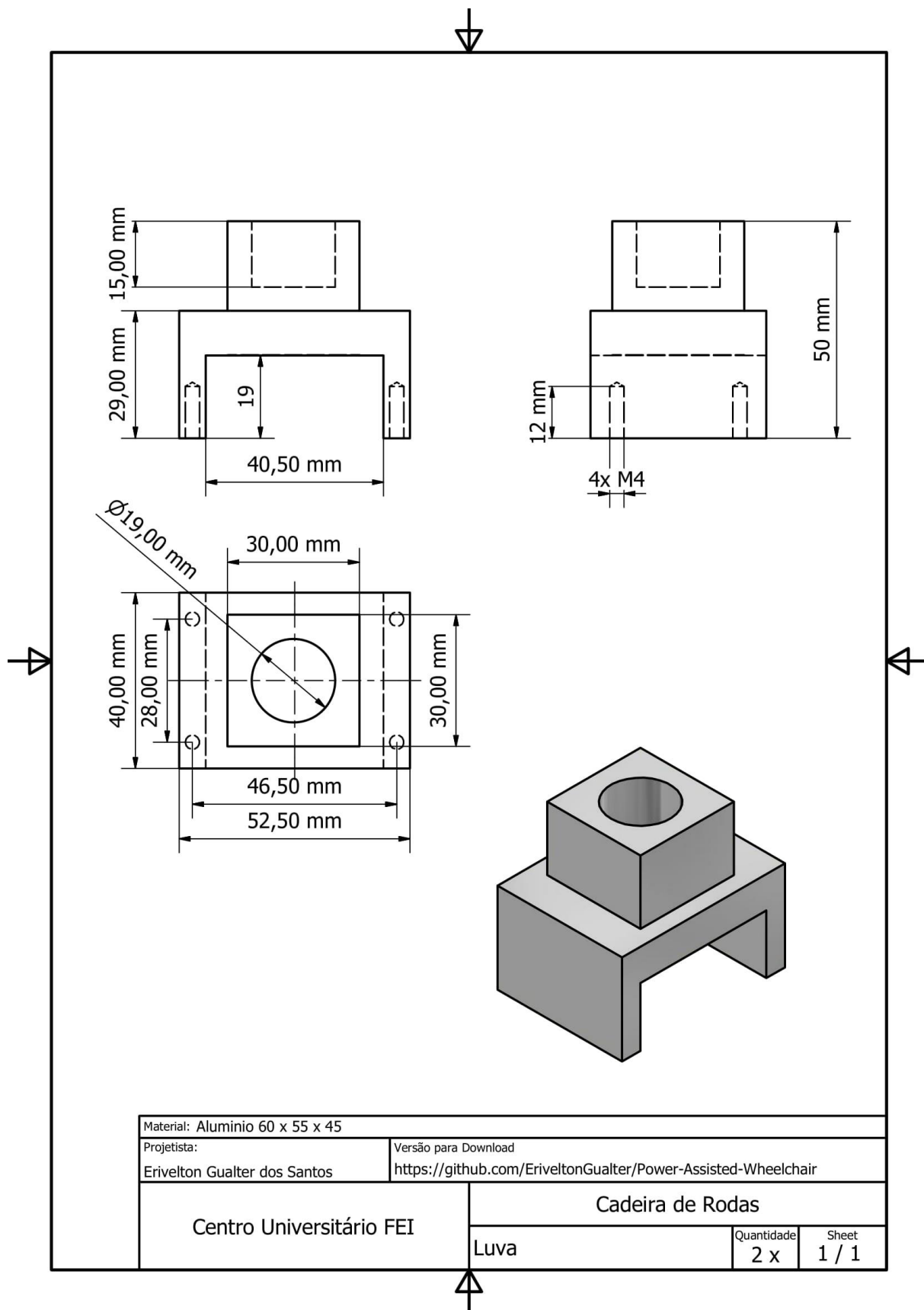
7. APÊNDICE A - CIRCUITO ELÉTRICO DE POTÊNCIA E CONTROLE

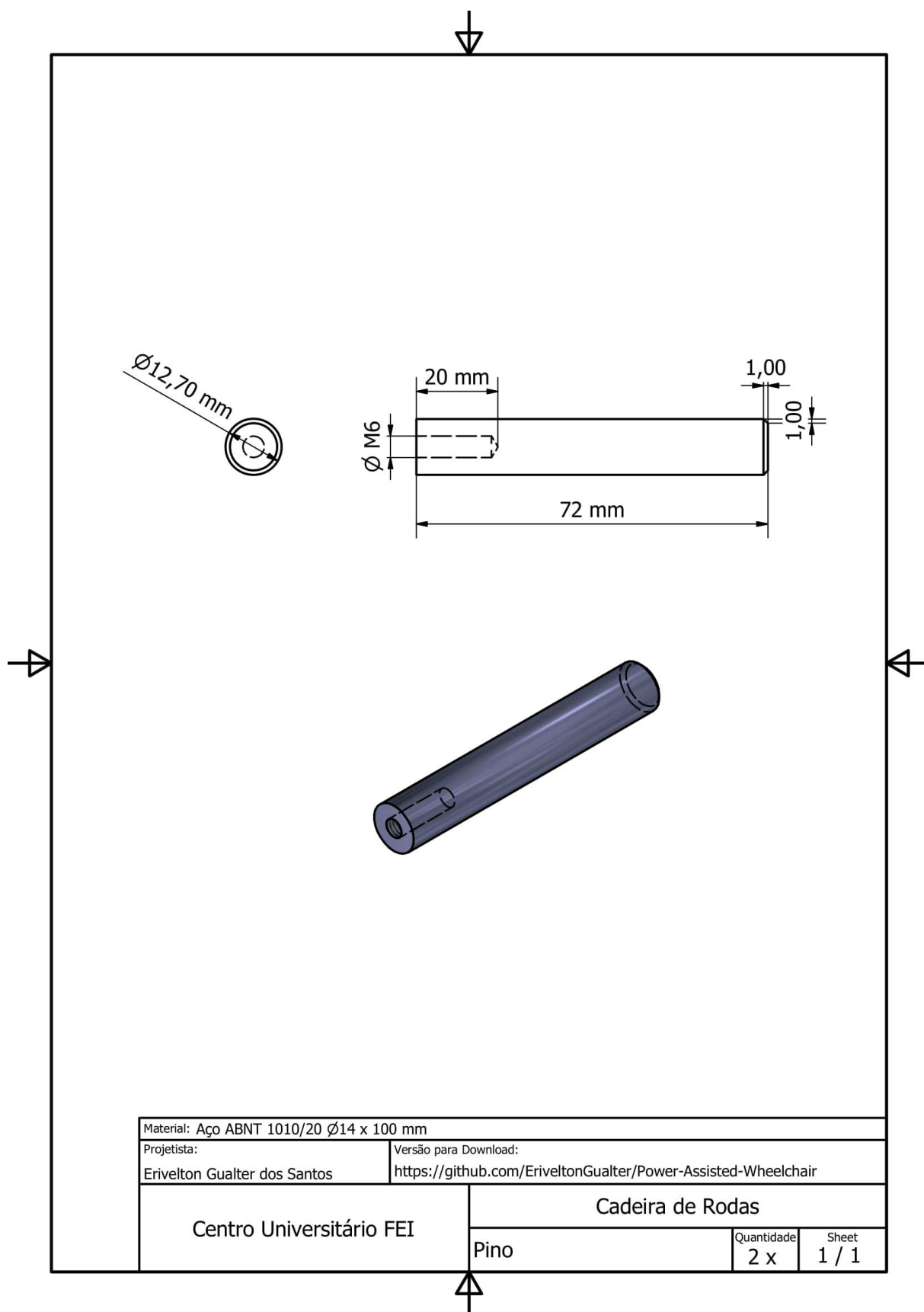


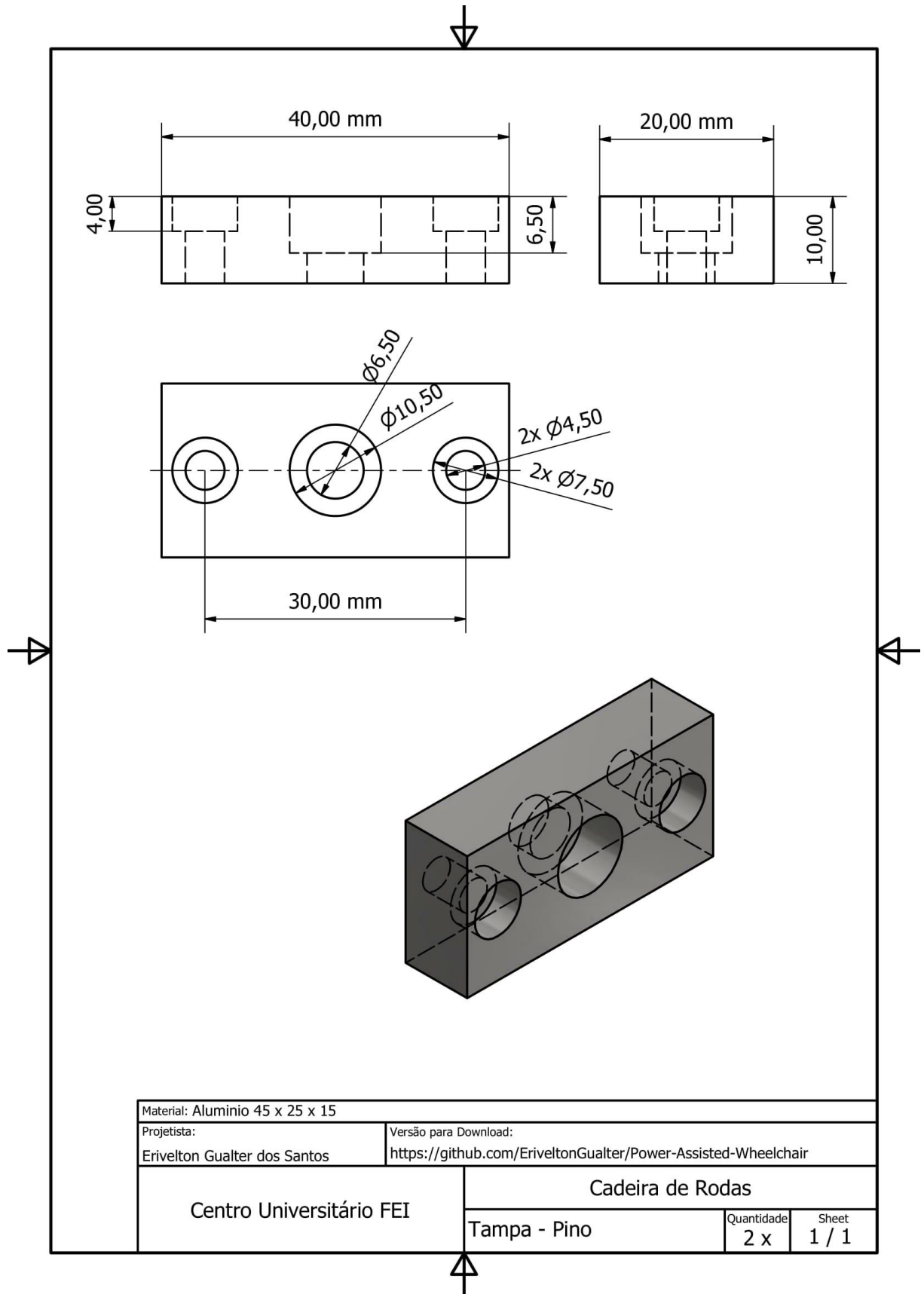
8. ANEXO B – PEÇAS MECÂNICAS

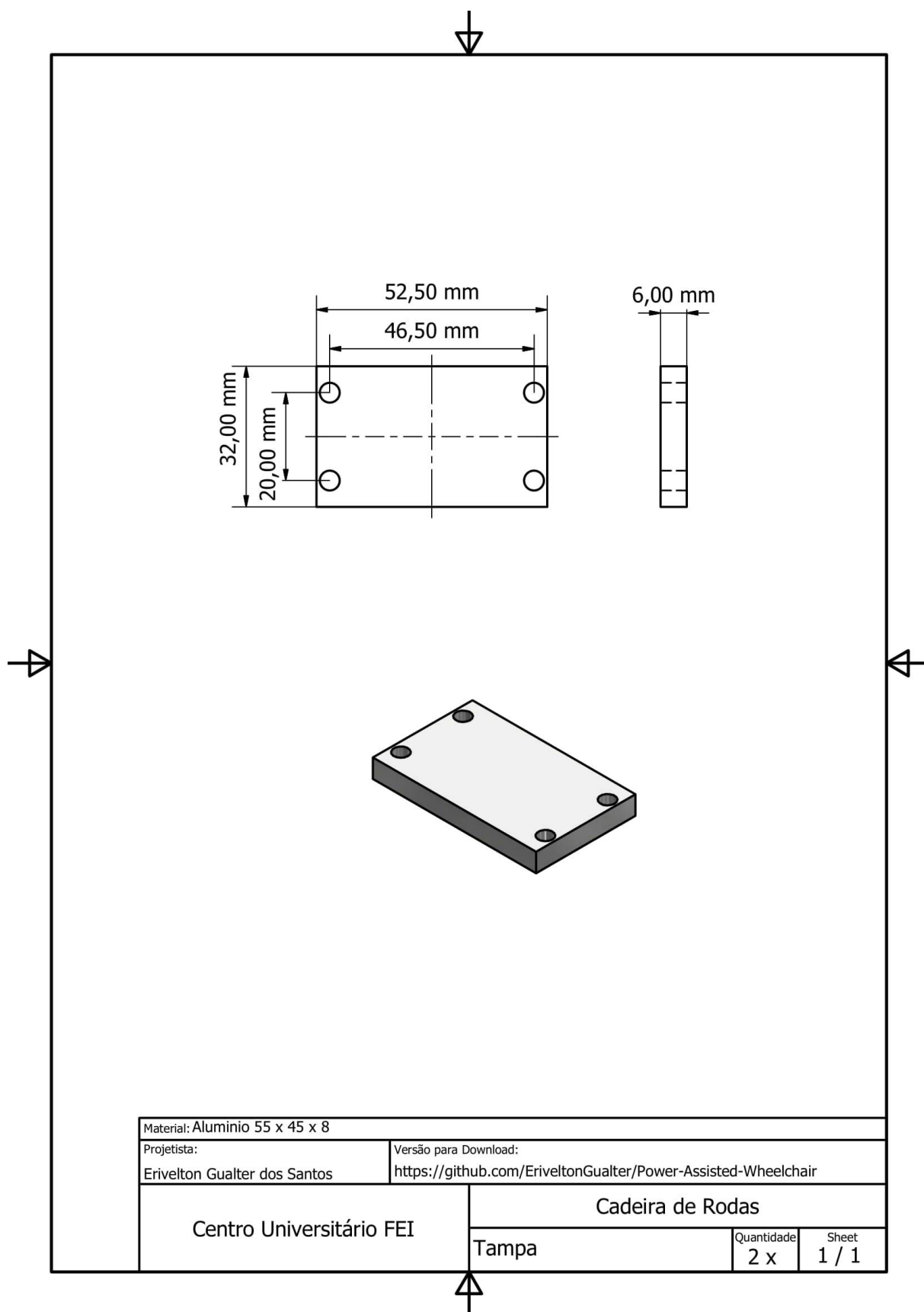












9. ANEXO B – CÓDIGOS PARA O ARDUINO

```
const int set_motor1 = 50; // Amarelo - DIG2 - HABILITA MOTOR DIREITO +++
const int run_script1 = 51; // Verde - DIG3 - RUN SCRIPT DIREITO
```

```
const int set_motor2 = 52; // Amarelo - DIG2 - HABILITA MOTOR ESQUERDO ---
const int run_script2 = 53; // Verde - DIG3 - RUN SCRIPT ESQUERDO
```

```
const int direction1 = 30; // Roxo - PI - PWM MOTOR DIREITO
const int direction2 = 31; // Roxo - PI - PWM MOTOR ESQUERDO
```

```
const int btn_A_pin = 45;
const int btn_B_pin = 37;
const int btn_C_pin = 43;
const int btn_D_pin = 35;
```

```
const int pot_X_pin = 6;
const int pot_Y_pin = 7;
```

```
const int btn_K_pin = 39;
const int btn_E_pin = 41;
```

```
int btn_A;
int btn_B;
int btn_C;
int btn_D;
```

```
int pot_X;
int pot_Y;
```

```
int btn_K;
int btn_E;
```

```
int const sig_pin1 = 7;
```

```
int const sig_pin2 = 8;
```

```
int sig1;
int sensorValues1[100];
int sum1;
int maxValue1;
int restValue1;
int threshold1;
```

```
int sig2;
int sensorValues2[100];
int sum2;
int maxValue2;
int restValue2;
int threshold2;
```

```
// Debouncing 0
```

```
int ledState = LOW;      // the current state of the output pin
int buttonState;         // the current reading from the input pin
int lastButtonState = LOW; // the previous reading from the input pin
```

```
long lastDebounceTime = 0; // the last time the output pin was toggled
long debounceDelay = 150;  // the debounce time; increase if the output flickers
```

```
// Debouncing 1
```

```
int ledState1 = LOW;      // the current state of the output pin
int buttonState1;         // the current reading from the input pin
int lastbuttonState1 = LOW; // the previous reading from the input pin
```

```
long lastDebounceTime1 = 0; // the last time the output pin was toggled
long debounceDelay1 = 100;  // the debounce time; increase if the output flickers
```

```
// Debouncing 2
```

```

int ledState2 = LOW;      // the current state of the output pin
int buttonState2;         // the current reading from the input pin
int lastbuttonState2 = LOW; // the previous reading from the input pin

long lastDebounceTime2 = 0; // the last time the output pin was toggled
long debounceDelay2 = 100;  // the debounce time; increase if the output flickers

int frente = LOW;
int direita = LOW;
int esquerda = LOW;

long time_desliga;
long time_liga;

long debouce_time_desliga = 300;
long debouce_time_liga = 500;

void setup() {
  pinMode(direction1, OUTPUT);
  pinMode(direction2, OUTPUT);

  pinMode(set_motor1, OUTPUT);
  pinMode(run_script1, OUTPUT);

  pinMode(btn_A, INPUT);
  pinMode(btn_B, INPUT);
  pinMode(btn_C, INPUT);
  pinMode(btn_D, INPUT);
  pinMode(btn_K, INPUT);

  pinMode(set_motor2, OUTPUT);
  pinMode(run_script2, OUTPUT);

  digitalWrite(run_script1, HIGH);

```

```
digitalWrite(run_script2, HIGH);
```

```
threshold1 = 300;
```

```
threshold2 = 300;
```

```
time_liga = millis();
```

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

```
}
```

```
void loop() {
```

```
    digitalWrite(run_script1, HIGH);
```

```
    digitalWrite(run_script2, HIGH);
```

```
    btn_A = digitalRead(btn_A_pin);
```

```
    btn_B = digitalRead(btn_B_pin);
```

```
    btn_C = digitalRead(btn_C_pin);
```

```
    btn_D = digitalRead(btn_D_pin);
```

```
    //btn_X = digitalRead(pot_X_pin);
```

```
    //btn_Y = digitalRead(pot_Y_pin);
```

```
    // btn_K = digitalRead(btn_K_pin);
```

```
    btn_E = digitalRead(btn_E_pin);
```

```
    int reading = digitalRead(btn_K_pin);
```

```
    if (reading != lastButtonState) {
```

```
        lastDebounceTime = millis();
```

```
    }
```

```
    if ((millis() - lastDebounceTime) > debounceDelay) {
```

```
        if (reading != buttonState) {
```

```
            buttonState = reading;
```

```

    if (buttonState == HIGH)
        ledState = !ledState;
    }
}

```

```

lastButtonState = reading;

```

```

if (ledState1 == HIGH && ledState2 == LOW && frente == LOW && (millis() -
debouce_time_liga) > time_liga) {
    esquerda = HIGH;
    direita = LOW;
    frente = LOW;
}

```

```

if (ledState1 == LOW && ledState2 == HIGH && frente == LOW && (millis() -
debouce_time_liga) > time_liga) {
    esquerda = LOW;
    direita = HIGH;
    frente = LOW;
}

```

```

if (ledState1 == HIGH && ledState2 == HIGH) {
    frente = HIGH;
    esquerda = LOW;
    direita = LOW;
    time_desliga = millis();
}

```

```

if ( (ledState1 == HIGH || ledState2 == HIGH ) && (millis() - debouce_time_desliga) >
time_desliga) {
    frente = LOW;
    time_liga = millis();
}

```

```

if (ledState == HIGH) {    // EMG

sig1 = analogRead(sig_pin1);

int reading1;
if ( sig1 > threshold1 ) {
    reading1 = HIGH;
} else {
    reading1 = LOW;
}

if (reading1 != lastbuttonState1) {
    // reset the debouncing timer
    lastDebounceTime1 = millis();
}

if ((millis() - lastDebounceTime1) > debounceDelay1) {
    if (reading1 != buttonState1) {
        buttonState1 = reading1;

        // only toggle the LED if the new button state is HIGH
        if (buttonState1 == HIGH) {
            ledState1 = HIGH;
        } else {
            ledState1 = LOW;
        }
    }
}

lastbuttonState1 = reading1;

sig2 = analogRead(sig_pin2);

```

```

int reading2;
if ( sig2 > threshold2) {
    reading2 = HIGH;
} else {
    reading2 = LOW;
}

if (reading2 != lastbuttonState2) {
    lastDebounceTime2 = millis();
}

if ((millis() - lastDebounceTime2) > debounceDelay2) {
    if (reading2 != buttonState2) {
        buttonState2 = reading2;

        // only toggle the LED if the new button state is HIGH
        if (buttonState2 == HIGH) {
            ledState2 = HIGH;
        } else {
            ledState2 = LOW;
        }
    }
}

lastbuttonState2 = reading2;
if (esquerda == HIGH) {
    digitalWrite(set_motor1, HIGH);
    digitalWrite(set_motor2, HIGH);
    digitalWrite(direction1, LOW);
    digitalWrite(direction2, HIGH);
}
if (direita == HIGH) {
    digitalWrite(set_motor1, HIGH);
    digitalWrite(set_motor2, HIGH);
    digitalWrite(direction1, HIGH);
}

```

```

    digitalWrite(direction2, LOW);
}
if (frente == HIGH ) {
    digitalWrite(set_motor1, HIGH);
    digitalWrite(set_motor2, HIGH);
    digitalWrite(direction1, HIGH);
    digitalWrite(direction2, HIGH);
}
if (frente == LOW && direita == LOW && esquerda == LOW) {
    digitalWrite(set_motor1, LOW);
    digitalWrite(set_motor2, LOW);
}

} else {    // Controle
    if (btn_A == LOW) {        // FRENTE
        digitalWrite(set_motor1, HIGH);
        digitalWrite(set_motor2, HIGH);
        digitalWrite(direction1, HIGH);
        digitalWrite(direction2, HIGH);
        ///Serial.println("A");
    }

    if (btn_B == LOW) {        // DIREITA
        digitalWrite(set_motor1, HIGH);
        digitalWrite(set_motor2, HIGH);
        digitalWrite(direction1, LOW);
        digitalWrite(direction2, HIGH);
        ///Serial.println("B");
    }

    if (btn_C == LOW) {        // RÉ
        digitalWrite(set_motor1, HIGH);
        digitalWrite(set_motor2, HIGH);
        digitalWrite(direction1, LOW);

```



```

    digitalWrite(direction2, LOW);
    ///Serial.println("C");
}
if (btn_D == LOW) {          // ESQUERDA
    digitalWrite(set_motor1, HIGH);
    digitalWrite(set_motor2, HIGH);
    digitalWrite(direction1, HIGH);
    digitalWrite(direction2, LOW);
    ///Serial.println("D");
}

if (btn_A == HIGH && btn_A == HIGH && btn_A == HIGH && btn_A == HIGH) {
    digitalWrite(set_motor1, LOW);
    digitalWrite(set_motor2, LOW);
}
}
}

```

10. ANEXO B – CÓDIGOS PARA O DRIVER SBL1360

top:

```

Throttle = 100                                ' Estimated speed

Direction = getvalue(_DIN, 1)                  ' Set motor direction
FwdButton = getvalue(_DIN, 2)                  ' Turn on the motor

if (FwdButton = 1)                             ' if Fwd button only is pressed, make command =
the joystick value
    if (Direction = 1)
        OutputPower = Throttle
    else
        OutputPower = -Throttle
    end if
else                                             ' if no button is pressed, or if both are
pressed, command = 0

```

```
        OutputPower = 0
    end if

    setcommand(_G, 1, OutputPower) ' Apply the command

    wait(10)
    goto top ' Repeat indefinitely every 10ms
```