UNICESUMAR - CENTRO UNIVERSITÁRIO DE MARINGÁ
CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS TECNOLÓGICAS E AGRÁRIAS
CURSO DE GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE CONTROLE E AUTOMAÇÃO

CONTROLE PID APLICADO A UMA CADEIRA DE RODAS CONTROLADA PELA ÍRIS

GUILHERME DE ALMEIDA GUIMARÃES

MARINGÁ – PR
2019

Guilherme de Almeida Guimarães

CONTROLE PID APLICADO A UMA CADEIRA DE RODAS CONTROLADA PELA ÍRIS

Artigo apresentado ao Curso de Graduação em Engenharia de Controle e Automação da UNICESUMAR – Centro Universitário de Maringá - como requisito parcial para a obtenção do título de bacharel em Engenharia de Controle e Automação, sob a orientação do Prof. Me. Murillo Vilela Magan.

MARINGÁ – PR

2019

GUILHERME DE ALMEIDA GUIMARÃES

CONTROLE PID APLICADO A UMA CADEIRA DE RODAS CONTROLADA PELA ÍRIS

Artigo apresentado ao Curso de Graduação em Engenharia de Controle e Automação da UNICESUMAR – Centro Universitário de Maringá - como requisito parcial para a obtenção do título de bacharel em Engenharia de Controle e Automação, sob a orientação do Prof. Me. Murillo Vilela Magan.

Aprovado em: 26 de novembro de 2019.

BANCA EXAMINADORA

_____

Murillo Vilela Magan – (Mestre, Unicesumar)

_____

Igor Henrique do Nascimento Oliveira - (Mestre, Unicesumar)

Aos meus pais Ednaldo e Ana Paula,

A família e amigos,

Eu dedico este Trabalho.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente à Deus, por toda sua graça em minha vida, por ter me sustentado e orientado nos momentos mais difíceis durante essa caminhada e por ter me propiciado esta oportunidade de desfrutar deste momento.

Sou imensamente grato aos meus pais, Ednaldo e Ana Paula, que com seus ensinamentos me ajudaram a me tornar quem sou hoje, sempre estiveram ao meu lado e nunca mediram esforços para tornar possível essa conquista. E a minha irmã Sara que também foi essencial durante esta trajetória.

Agradeço ao meu orientador, Me. Murillo Vilela Magan, por todos os conhecimentos passados ao decorrer da graduação e em especial todo o suporte prestado no desenvolvimento deste trabalho.

Declarado também a minha gratidão a todos os amigos e colegas feitos durante essa caminhada e em especial ao Maicon Leles, pelo apoio ao decorrer deste trabalho, pelos momentos de descontração, conversas e conselhos de vida.

Agradeço também a quem de forma direta ou indireta colaborou de alguma maneira durante esses anos.

CONTROLE PID APLICADO A UMA CADEIRA DE RODAS CONTROLADA PELA ÍRIS.

Guilherme de Almeida Guimarães

RESUMO

O objetivo deste artigo é o projeto e implementação de um sistema de controle de velocidade em um protótipo funcional de uma cadeira de rodas com comandos inseridos através da íris. Foram utilizados motores de corrente contínua, a inserção dos comandos foi feita por meio de um sensor de rastreamento ocular e implementado sensores de distância para a segurança do usuário. A programação foi feita em linguagem C++ e compilado em uma placa Arduino Uno®. Foi obtido o modelo matemático do protótipo utilizado, com base na metodologia de modelagem experimental e os cálculos dos parâmetros do controlador escolhido. Foram feitos testes práticos com o protótipo para a validação dos resultados obtidos na teoria.

Palavras-chave: Controlador, função de transferência, controlador PID, cadeira de rodas, rastreamento ocular.

PID CONTROL APPLIED TO AN IRIS-CONTROLLED WHEELCHAIR

ABSTRACT

The aim of this paper is the design and implementation of a speed control system in a functional wheelchair prototype with iris-inserted controls. DC motors were used, commands were inserted through an eye tracking sensor and distance sensors were implemented for user safety. The programming was done in C ++ language and compiled on an Arduino Uno® board. The mathematical model of the prototype used was obtained, based on the experimental modeling methodology and the parameter calculations of the chosen controller. Practical tests were made with the prototype to validate the results obtained in theory.

Keywords: Controller, transfer function, PID controller, wheelchair, eye tracking.

1 INTRODUÇÃO

Hocheberget et al. (2012), em seu estudo, dizem que o cérebro pode se desconectar do corpo após lesão medular, causando paralisia dos membros; tetraplegia ou quadriplegia, Acidente Vascular Cerebral (AVC) e Esclerose Lateral Amiotrófica (ELA) são as doenças mais comuns.

A tetraplegia e a quadriplegia podem significar “paralisia dos quatro membros”, porém a tetraplegia é o termo mais utilizado por especialistas quando estão se referindo às pessoas nessas condições. Um tetraplégico necessita ficar em uma cadeira de rodas permanentemente (FERREIRA, 2008).

Os AVC’s estão entre as principais causas de morte e incapacitação física em todo o mundo (OLIVEIRA, 2001). No Brasil, o AVC é a principal causa de morte e incapacidade, com incidência anual de 108 casos por 100.000 indivíduos (BRASIL, 2013). Segundo a *American Heart Association*, o AVC está em primeiro lugar como causador de incapacidade de longo prazo, causando redução da mobilidade em mais da metade dos sobreviventes com idade igual ou superior a 65 anos (MOZAFFARIAN et al., 2015).

A ELA, também conhecida como doença de Lou Gehrig, trata-se de uma doença neuromuscular, de caráter degenerativo e de causa desconhecida, que compromete tanto o sistema nervoso central quanto o periférico. Essa afecção é caracterizada pela morte seletiva de um grupo de neurônios motores da medula, do tronco cerebral e das vias corticoespinhais e corticobulbares (BANDEIRA, 2010).

No mundo, a prevalência da ELA está entre quatro a seis casos a cada 100 mil habitantes. No Brasil, a incidência é de 1,5 casos para 100 mil habitantes, totalizando 2.500 novos casos por ano. Apesar de o diagnóstico de um quadro generalizado ser considerado fácil, observa-se um atraso de 13 a 18 meses entre o início dos sintomas e a confirmação diagnóstica (XEREZ, 2008).

A manifestação clínica inicial pode variar desde afetar só um membro distal com atrofia, descoordenação motora e comprometimento da dorso flexão (75% dos casos) até comprometer a região bulbar, afetando a fala e causando fraqueza dos músculos faciais e língua espástica (25% dos casos). É uma doença cujo diagnóstico é feito pela clínica e que não tem cura (DOMINGOS, 2018).

Para as pessoas que não possuem os movimentos dos membros, a cadeira de rodas significa um importante meio para se locomover, interagir socialmente e até

mesmo ter acesso ao mercado de trabalho. A mobilidade oferecida pela cadeira de rodas é de vital importância para o desenvolvimento de suas habilidades cognitiva e comunicativa (NUNES, 2015). Estudos indicam que 200 milhões de pessoas no mundo carecem de uma cadeira de rodas da qual apenas 5 a 15% dispõem (CHIPAILA et al., 2012).

Uma cadeira de rodas oferece acesso aos ambientes públicos, e também aos privados, proporcionando, assim, melhor qualidade de vida (FERREIRA, 2008). Em alguns casos, a cadeira proporciona aos usuários a participação em corridas, jogos de basquete, tênis ou outros esportes (HSIAO et al., 2004).

As primeiras cadeiras de rodas construídas pelos homens eram todas manuais, o que tornava difícil a movimentação além de algumas centenas de metros, em razão da força física exigida. Dessa forma, foi necessário migrar-se para um modelo mais inovador, as cadeiras de rodas motorizadas controladas por joystick. Porém, esse modelo não atende a toda a classe da deficiência motora, pois a pessoa na condição de tetraplegia perde toda a movimentação dos membros, o que torna impossível a inserção de comando por joystick (FERREIRA, 2008).

De acordo com o IBGE (2010), no Brasil existem 8.8 milhões de pessoas com deficiência motora com alguma dificuldade, aproximadamente 3.7 milhões com grande dificuldade e 734.421 que não conseguem se locomover de modo algum (tetraplegia). Ainda nesse censo, consta que cerca de 40 mil pessoas com tetraplegia habitam o Estado do Paraná, e, destas, cerca de 1.534 residem em Maringá –PR. Dado esses fatos, há importante necessidade do desenvolvimento de tecnologias e interfaces que auxiliem a vida dessas pessoas.

O presente projeto teve por finalidade a implementação de um controlador PID (proporcional integral derivativo) em uma planta de cadeira de rodas motorizada. Esta possui dois motores de corrente contínua, que são acionados por meio de uma placa de controle. Uma interface foi desenvolvida para a interação do usuário com o protótipo. Um sensor realiza o rastreamento da íris do usuário, enviando sinais do computador fixado à frente da cadeira de rodas. O computador processa os sinais recebidos pelo sensor e, como resultado, identifica a posição do local exato do olhar do paciente na tela do notebook.

Com essa informação, é possível criar uma interface gráfica com botões e, em qualquer deste, após fixado o olhar por alguns segundos, é selecionado.

Cada botão tem uma informação gravada, indicando a tarefa a ser realizada, quando selecionado. No momento em que o botão é selecionado, a informação gravada é enviada por meio de uma comunicação serial para as placas controladoras dos motores que os interpretam e acionam os motores de acordo com a direção escolhida pelo paciente.

FERREIRA (2008) considerou, em seu trabalho, apenas a instrumentação e, como resultado, seu protótipo não andava em linha reta, pois não foi considerada a implementação de técnicas de controle para o seu deslocamento.

O mesmo problema foi identificado no percurso deste projeto, o que levou à necessidade do desenvolvimento de um controlador PID, que, de acordo com SANTOS (2017), é muito utilizado pois não necessita de um *hardware* robusto e oneroso, simplificando a execução do projeto.

O desenvolvimento do protótipo foi embasado na placa de desenvolvimento Arduino UNO®, que possui tecnologia de hardware livre, possibilitando fácil integração com os demais periféricos.

Para se garantir a integridade física do usuário, foram implementados sensores de distância ao redor da cadeira, sendo possível, assim, realizar o monitoramento de possíveis obstáculos. E, para fins de se mensurar a distância percorrida, foi implementado um sensor encoder em cada roda.

O primeiro modelo utilizado foi do tipo ultravioleta (UV), este sensor tem por finalidade mensurar a distância. Foi considerado o modelo Sharp GP2Y0A02YK0F, e, no projeto, percebeu-se que a distância de segurança está entre 20cm a 150cm, sendo uma faixa ideal para a atuação da parada total dos motores antes que a cadeira colida com algum obstáculo.

O segundo modelo utilizado foi do tipo encoder. Este, por sua vez, mensura a velocidade e/ou posição. Foi considerado um modelo de 400 passos por volta, que fornece a resolução adequada para a faixa de atuação no protótipo.

Este trabalho está descrito da seguinte forma: no capítulo 2, está todo o desenvolvimento da técnica de modelagem escolhida e seus cálculos. Esse capítulo também contém uma visão geral dos controladores PID e suas componentes e uma descrição detalhada do hardware utilizado e do software desenvolvido. No capítulo 3, estão os comentários e amostras dos resultados obtidos de maneira teórica e prática assim como as comparações dos resultados esperados e obtidos. No capítulo 4, estão descritas as conclusões obtidas ao fim deste trabalho, abordando o controlador

escolhido, as técnicas aplicadas e os resultados que fugiram do esperado. E encontram-se algumas sugestões para melhorias deste trabalho em projetos futuros, para que se possa chegar a um protótipo funcional e seguro dentro dos cenários testados ao decorrer do projeto.

1.1 Objetivo geral

Controlar uma cadeira de rodas com motores de corrente contínua e desenvolver um algoritmo capaz de controlá-la por comandos inseridos pelo olhar, aplicando-se o controlador do tipo PID.

1.2 Objetivos específicos

- Obter os modelos matemáticos dos motores presentes na cadeira;
- Interpretar os sinais recebidos do sensor de rastreamento ocular, sensor de deslocamento e sensores de segurança;
- Desenvolver um código em C++ para se realizar a interação do usuário e controle do equipamento;
- Projetar um controlador PID, buscando-se analisar o método que aponte a maior eficiência.

2 DESENVOLVIMENTO

Neste tópico se encontra o desenvolvimento do projeto desde periféricos utilizados como sensores, controladores e atuadores. Encontra-se também comentários do código desenvolvido e as técnicas de controles aplicadas ao protótipo.

2.1 SENSORES

No protótipo, foram utilizados sensores encoder para o sistema de controle, sensores de distância ultravioleta para o sistema de parada de segurança e, para a inserção dos comandos, foi utilizado um sensor de rastreamento ocular.

2.1.1 ENCODERS

Foi escolhido para o projeto um encoder incremental como demonstrado na Figura 1, com resolução de 400 passos por volta para que fosse possível obter com precisão a rotação angular do eixo dos motores.

Figura 1 - Encoder incremental.

Fonte: Brasiltec, 2019.

Esse sensor gera pulsos através de um disco com ranhuras que interrompem a comunicação de um conjunto ótico, tornando, assim, possível saber quando o eixo mecânico dá uma volta completa, visto que é conhecido quantos pulsos são necessários. A tensão de alimentação do sensor foi 5 Vcc, pois as saídas dos pulsos são proporcionais a alimentação fornecida.

2.1.2 SENSOR INFRAVERMELHO

Foi utilizado no projeto um sensor com uma faixa de atuação de 10cm a 150cm, esta faixa foi escolhida pois foi considerado como uma distância segura de parada do protótipo 50cm, com isso, o sensor utilizado age dentro de sua faixa de atuação.

Figura 2 - Sensor Infravermelho.

Fonte: Baú da Eletrônica, 2019.

O sensor demonstrado na Figura 2 tem o seguinte funcionamento: compõe-se de dois periféricos, sendo um emissor e um receptor de raio UV (Ultravioleta). O raio UV enviado é refletido pela superfície de contato retornado ao receptor. Neste, é realizada a comparação do raio enviado e recebido, mensurando-se a distância proporcional à variação da intensidade. Em sua saída temos uma variação de 0 a 5 Vcc, variando exponencialmente segundos dados do *datasheet* do componente.

2.1.3 SENSOR DE RASTREAMENTO OCULAR

O modelo de sensor de rastreamento ocular utilizado nesta proposta foi o TOBII EYE TRACKER, demonstrado na Figura 3. Sua proposta inicial era servir como um periférico para controle televisores e computadores, ele então foi empregado como ponte entre o usuário e a interface desenvolvida. Seu funcionamento se dá através de uma câmera que mapeia o trajeto percorrido pela íris humana. Dessa maneira, um algoritmo realiza cálculos matemáticos complexos com as imagens obtidas pelo sensor, indicando assim o ponto exato em que o usuário está olhando na tela.

Figura 3 - Sensor Tobii Eye Tracker.

Fonte: Tobii, 2019.

2.2 INTERFACE GRAFICA

O sensor foi conectado a um notebook que fez a interação entre o usuário e a interface gráfica, mostrada na Figura 4.

Figura 4 - Interface gráfica desenvolvida.

Fonte: Autor, 2019.

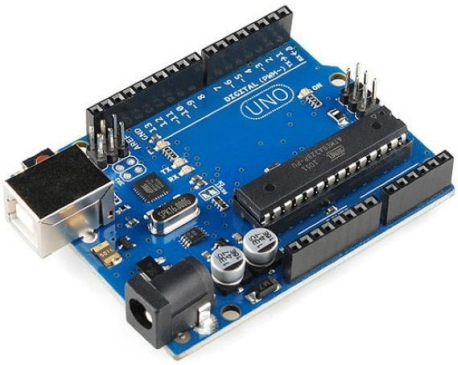
Optou-se pelo desenvolvimento de uma interface simples que trouxesse uma fácil usabilidade ao usuário. Quando o olhar é fixado por alguns segundos em um dos

botões disponíveis na tela, o mesmo aciona a comunicação serial, que envia a direção desejada a placa de controle, realizando a movimentação da cadeira.

2.2 MICROCONTROLADOR

O microcontrolador utilizado neste trabalho é o Arduino Uno®, demonstrado na Figura 5, escolhido por seu fácil acesso, custo reduzido e por contar com comunicação serial Usb embutida. Ele dispõe de treze portas digitais, podendo estas ser utilizadas como entrada ou saída, além de seis delas poderem ser configuradas como saídas do tipo PWM (Pulse Width Modulation) e conta com mais seis entradas analógicas.

Figura 5 - Arduino Uno®.

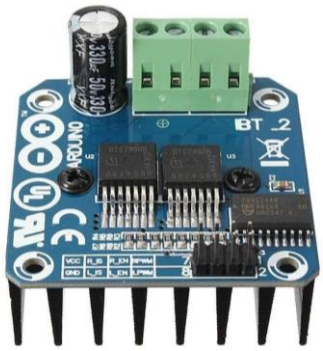


Fonte: Arduino.cc, 2019.

2.3 DRIVES DOS MOTORES

Optou-se pela utilização do BTS7960, Figura 6, dado o seu tamanho reduzido e carga suportada. Este drive dispõe de controle de velocidade acionado por PWM, suporte de corrente de até 43 A e proteção contra sobrecarga.

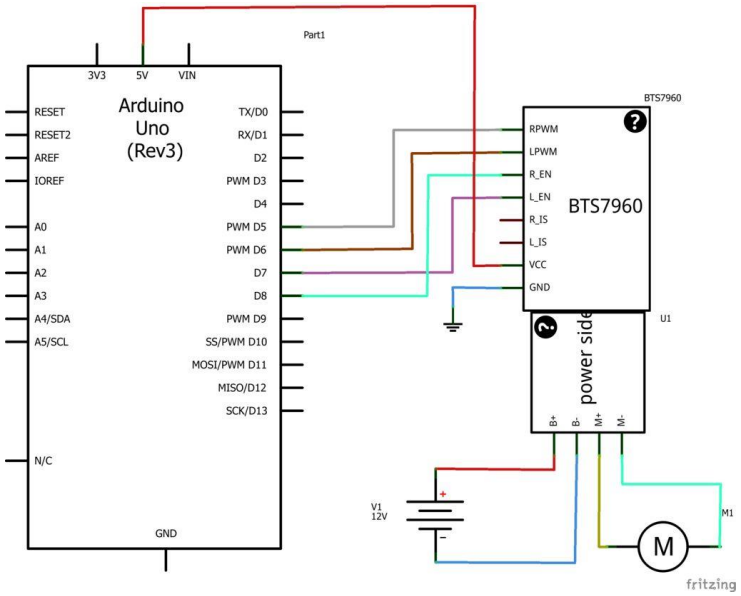
Figura 6 - Drive BTS7960.



Fonte: Nova Electronics, 2019.

Como demonstra a Figura 7, a parte de controle do drive é alimentada a 5 Volts e é controlada por portas digitais, sendo duas delas do tipo PWM. Os pinos R_EN e L_EN, quando em nível lógico alto, iniciam o funcionamento da ponte h, do lado direito e do esquerdo, respectivamente. Os pinos RPWM e LPWM fazem o controle da velocidade dos motores da direita e esquerda, respectivamente, através do PWM, sendo 0 para os motores parados e 255 PWM para a velocidade máxima.

Figura 7 - Esquema elétrico ponte H.

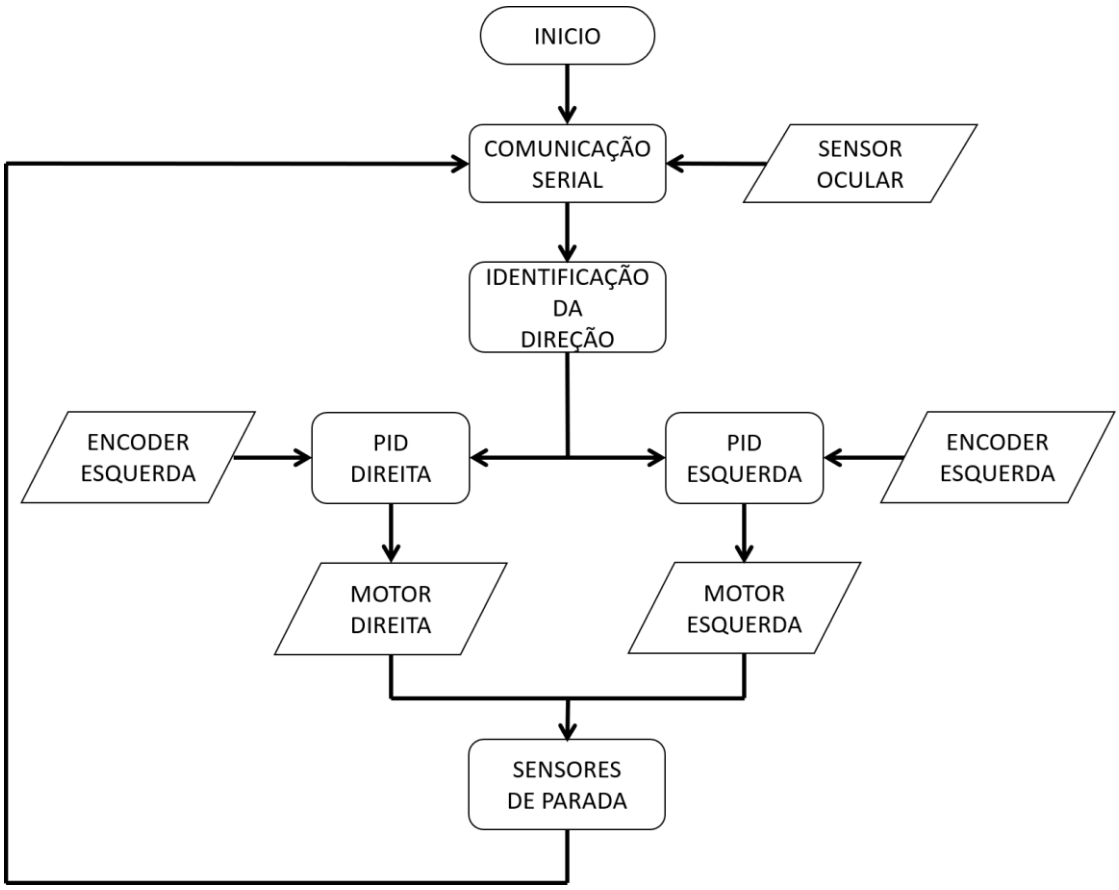


Fonte: Nova Electronics, 2019.

2.4 ALGORITMO IMPLEMENTADO

O código de controle foi desenvolvido na IDE do Arduino®, em linguagem C++. Na Figura 8 está representado o fluxograma do algoritmo desenvolvido.

Figura 8 - Diagrama de blocos programação.



Fonte: Autor, 2019.

Após os comandos serem recebidos do notebook via comunicação serial configurada a 9600 BPS (Bits por Segundo), é feita a identificação da direção desejada, assim enviando os parâmetros para as funções dos controladores.

Dentro do código foi implementado dois controladores PID independentes, com ganhos e *setpoint* iguais para ambos, na rotina do sensor encoder, que realimenta a velocidade aos controladores, foi aplicado um filtro média móvel simples, afim de suavizar possíveis ruídos provindos de interferências ou sinais falsos dos sensores, evitando que ocorressem oscilações no acionamento dos motores.

Para gerenciar a temporização das funções e tempo de integração e derivação dos controladores, foi implementado através da interrupção do *TIMER0* configurado com estouro em 10 milissegundos, uma rotina de temporização, sendo assim eliminado do código *delays* que acabariam acarretando no mal funcionamento do mesmo.

Para os sensores de distancia foi aplicado uma atualização de leitura de 500 milissegundos, tempo esse suficiente para a identificação de possíveis obstáculos no caminho devido a velocidade de deslocamento da cadeira. Quando um dos sensores identifica um objeto no caminho, ele faz a parada total dos motores e volta o código ao início, esperando a inserção de um novo comando para retomada do deslocamento.

2.5 MODELAGEM VIA METODO EXPERIMENTAL

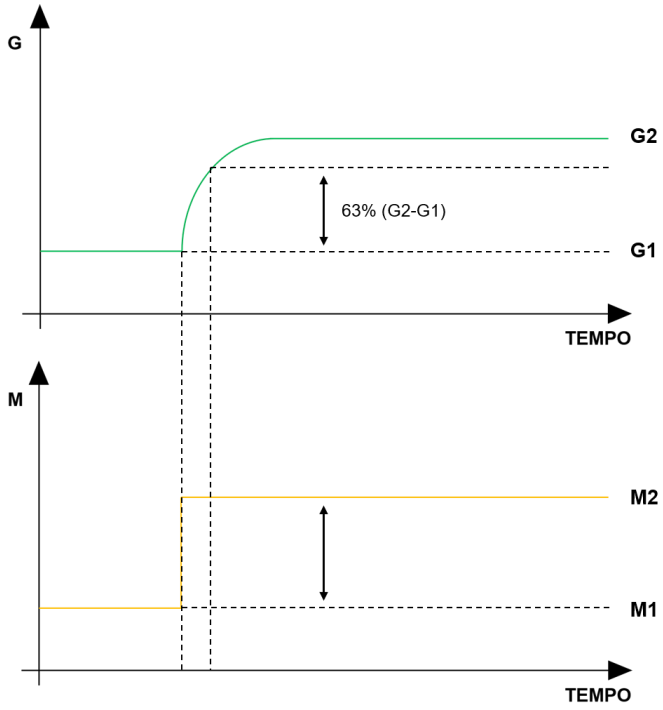
Optou-se pela utilização do método experimental, que consiste na aplicação de um degrau de amplitude M em malha aberta, obtendo-se a curva característica do sistema. Dessa forma, foi possível realizar a análise gráfica e matemática, obtendo-se uma equação que descreve o sistema físico.

Sabe-se que a equação que rege um sistema de primeira ordem é descrita da seguinte forma:

$$G(s) = \frac{K_{processo}}{\tau s+1} \qquad (1)$$

Foram aplicados dois degraus, sendo o primeiro com 40% do valor máximo. Este degrau foi escolhido para que as análises gráficas fossem feitas em uma região linear da planta, obtendo-se, assim, informações que descrevem de forma mais real, o modelo físico. Após a estabilização de VP (Variável de Processo), inseriu-se o segundo degrau com 70% do valor máximo. A Figura 9 demonstra o degrau e comportamento do sistema.

Figura 9 - Método aplicado a planta.



Fonte: Autor, 2019.

O $K_{processo}$ é a razão entre a variação da variável de processo (VP) pela variação da variável manipulada (VM).

$$K_{processo} = \frac{\Delta V_P}{\Delta V_M} \tag{2}$$

A variável de processo variou de 60 a 104 RPM (Rotações por Minuto), e a variável manipulada variou de 102 a 178 PWM, com esses dados, foi então possível calcular o $K_{processo}$.

$$K_{processo} = \frac{104-60}{178-102} = 0{,}578 \tag{3}$$

A constante de tempo τ representa o tempo necessário para que a planta chegue a 63% de seu valor final e é dada por

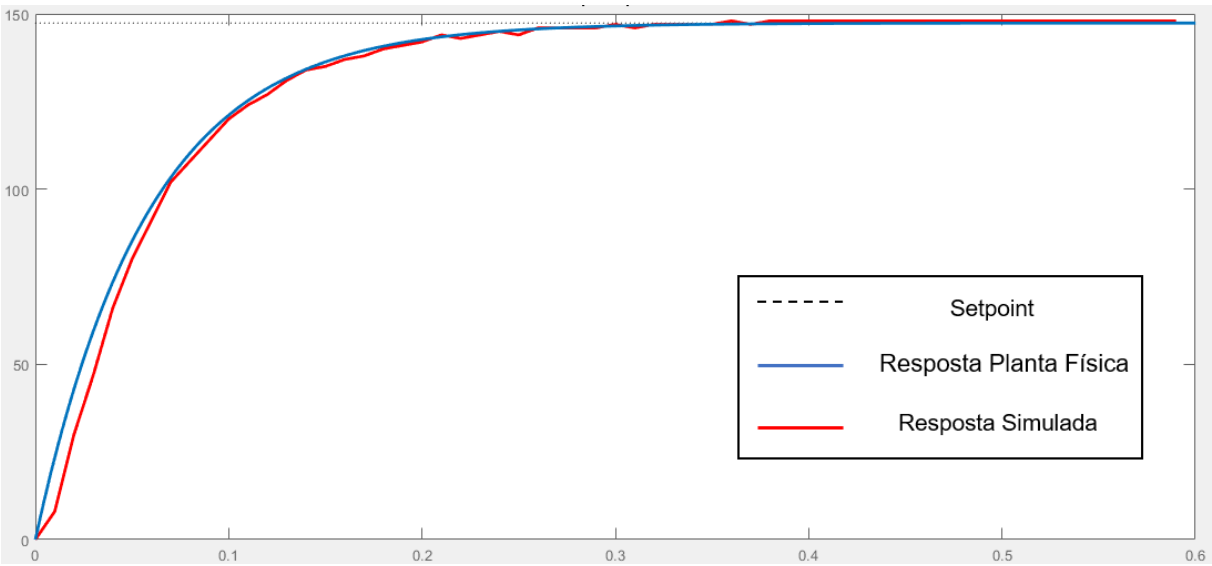
$$\tau = \frac{1}{a} = 0{,}058 \qquad (4)$$

Conhecendo-se τ e $K_{processo}$, foi então obtida a FTMA (Função de Transferência em Malha Aberta).

$$FTMA = \frac{0{,}578}{0.058s+1} \qquad (5)$$

Aplicando-se um degrau de mesma amplitude em FTMA e na planta física, foram obtidas as curvas demonstradas abaixo.

Figura 10 - Curva de reação da planta (vermelho) e curva simulada (azul).



Fonte: Autor, 2019.

A Figura 10 demonstra que o comportamento de ambas é semelhante, validando-se o método utilizado.

2.6 CONTROLADOR PID

De acordo com ALMEIDA (2002), o controlador PID (Proporcional, Integral e Derivativo) é a principal estrutura de controle convencional. Dada essa afirmação, optou-se pela utilização do controlador citado. O mesmo tem como base três ações de controle: ação proporcional, ação integral e ação derivativa.

2.6.1 AÇÃO PROPORCIONAL

Consiste em um ganho aplicado ao erro, gerando-se, consequentemente, um sinal proporcional às oscilações do mesmo, buscando-se aproximá-lo, assim, a zero.

2.6.2 AÇÃO INTEGRAL

A ação integral é um acumulador de erro que tanto pode aumentar como diminuir, se o erro for positivo ou negativo, respectivamente. Essa ação tem como principal função eliminar o erro em regime estacionário.

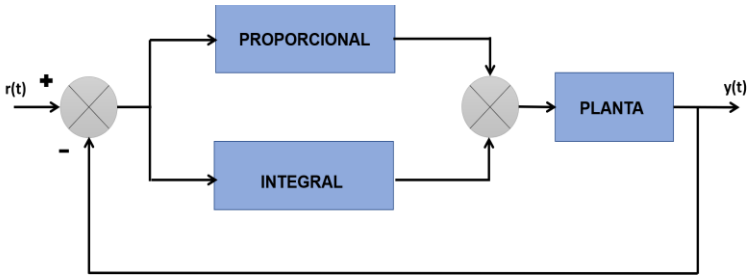
2.6.3 AÇÃO DERIVATIVA

A ação derivativa compara o erro atual com o da última verificação e, quanto maior for essa variação, maior será sua ação no sistema. Essa ação também tem por finalidade buscar eliminar o erro em regime permanente.

2.6.4 CONTROLADOR PI

O controlador PI é utilizado em sistemas com frequentes alterações de carga, sempre que o controlador P (Proporcional), por si só, não for capaz de reduzir o erro estacionário a um nível aceitável (LOURENÇO, 1997). Estima-se também que 90% dos controladores em campo utilizam controladores PID, sendo a grande maioria transformadas em controle PI (KNOSPE, 2006). Na Figura 11, encontra-se a representação por diagrama de blocos do modelo.

Figura 11 - Diagrama de blocos controlador PI.



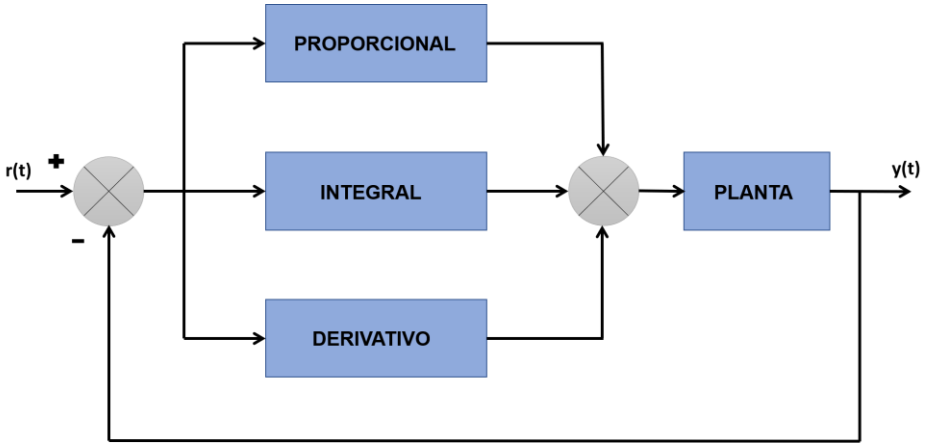
Fonte: Autor, 2019.

2.6.5 CONTROLADOR PID

Segundo OGATA (2003), a utilidade dos controladores PID está na sua aplicabilidade na maioria dos sistemas de controle e, em particular, quando o modelo matemático não é conhecido.

Como o modelo matemático do protótipo utilizado era desconhecido, optou-se pela utilização da modelagem por método experimental, descrita na seção 2.5 e abaixo na Figura 12, em que está representado o diagrama de blocos do controlador.

Figura 12 - Diagrama de blocos controlador PID.



Fonte: Autor, 2019.

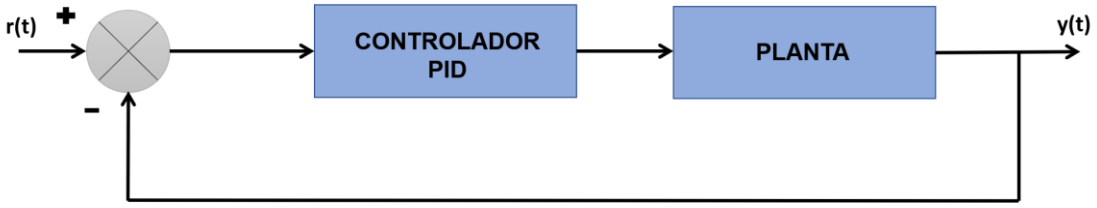
2.6.6 PROJETO DOS CONTROLADORES

Sabe-se que a equação que descreve o controlador PID do tipo paralelo é descrita da seguinte forma:

$$Gc(s) = \frac{K_d s^2 + K_p s + K_i}{s} \qquad (6)$$

e a malha de controle está descrita na Figura 13.

Figura 13 - Diagrama de blocos controlador e planta.



Fonte: Autor, 2019.

Considerando-se um sistema em malha fechada, a equação do controlador $Gc(s)$ aplicada à planta $FTMA$ é expressa como

$$FT = s^2.(0{,}058 + 0{,}64.Kd) + s.(0{,}64.Kp + 1) + 0{,}64.Ki \qquad (7)$$

Utilizaram-se para o sistema os seguintes parâmetros:

Tabela 1 – Características transitórias esperadas.

Ts (Tempo de Assentamento)	UP% (Ultrapassagem)
10 segundos	5%

Fonte: Autor, 2019.

Optou-se pelos parâmetros da Tabela 1, pois verificou-se que o comportamento transitório do sistema apresentou um resultado satisfatório, fazendo com que o protótipo tivesse sua partida e parada suavizada, garantindo-se, assim, a integridade física do usuário.

Definida a ultrapassagem tolerada (UP%) e o tempo de assentamento, (Ts), o fator de amortecimento (ξ) e a frequência natural não amortecida (ω_n) podem ser calculados da seguinte forma, respectivamente:

$$\xi = -\frac{\ln\left(\frac{UP\%}{100}\right)}{\sqrt{\pi^2 + \ln^2\left(\frac{UP\%}{100}\right)}} \qquad (8)$$

$$\xi = -\frac{\ln\left(\frac{0,05}{100}\right)}{\sqrt{\pi^2+\ln^2\left(\frac{0,05}{100}\right)}} = 0,924 \qquad (9)$$

$$\omega_n = \frac{4}{T_s.\xi} \qquad (10)$$

$$\omega_n = \frac{4}{10.0,924} = 0,4329 \qquad (11)$$

O polinômio característico de um sistema de segunda ordem é expresso por

$$s_{1,2} = -\xi.\omega_n \pm j.\omega_n.\sqrt{1-\xi^2} \qquad (12)$$

substituindo os valores obtidos na Equação 9 e Equação 11, tem-se

$$s_{1,2} = -0,924.0,4329 \pm j.0,4329.\sqrt{1-0,924^2} \qquad (13)$$

$$S_{1,2} = -0,399 \pm j.1655 \qquad (14)$$

Logo, a equação característica do sistema em malha fechada (FTMF) é descrita como

$$s^2 + 0,798.s + 0,1865 \qquad (15)$$

Igualando-se os coeficientes do polinômio característico do sistema Equação 15 com os coeficientes da Equação 7, tem-se

$$0,058 + 0,578.Kd = 1 \qquad (16)$$

$$Kd = 1,629 \qquad (17)$$

$$1 + 0,578.Kp = 0,798 \qquad (18)$$

$$Kp = -0,3494 \qquad (19)$$

$$0{,}578.Ki = 0{,}1865 \quad (20)$$

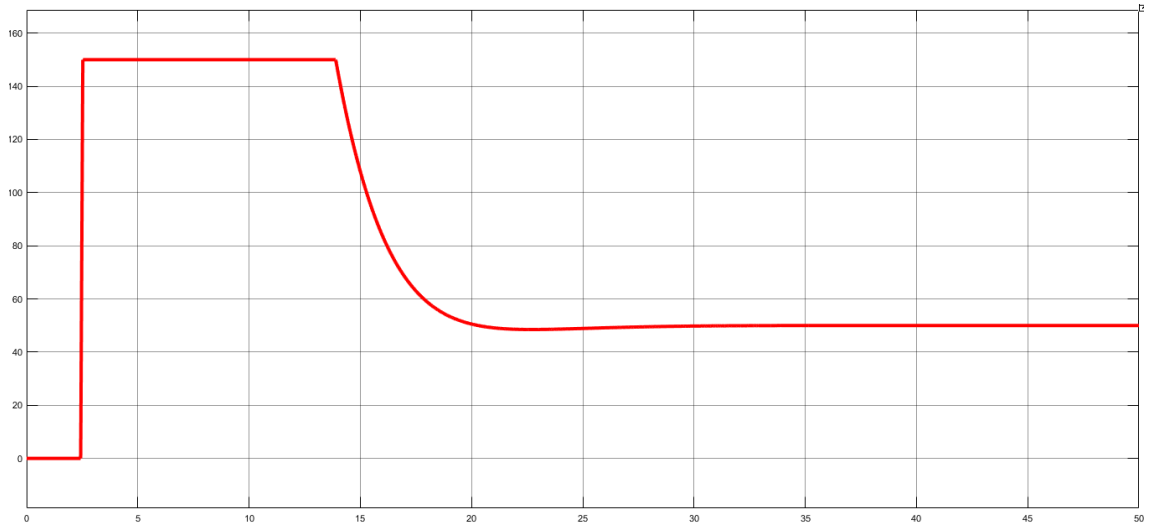
$$Ki = 0{,}3226 \quad (21)$$

Esses, então, são os valores das constantes de ganho dos parâmetros do controlador projetado anteriormente.

3 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os cálculos desenvolvidos na seção 2.6.6. resultaram nos ganhos do controlador PID; os gráficos abaixo demonstram os resultados obtidos em ambiente simulado, utilizando-se o software Matlab/Simulink.

Figura 14 - Resposta obtida na simulação.

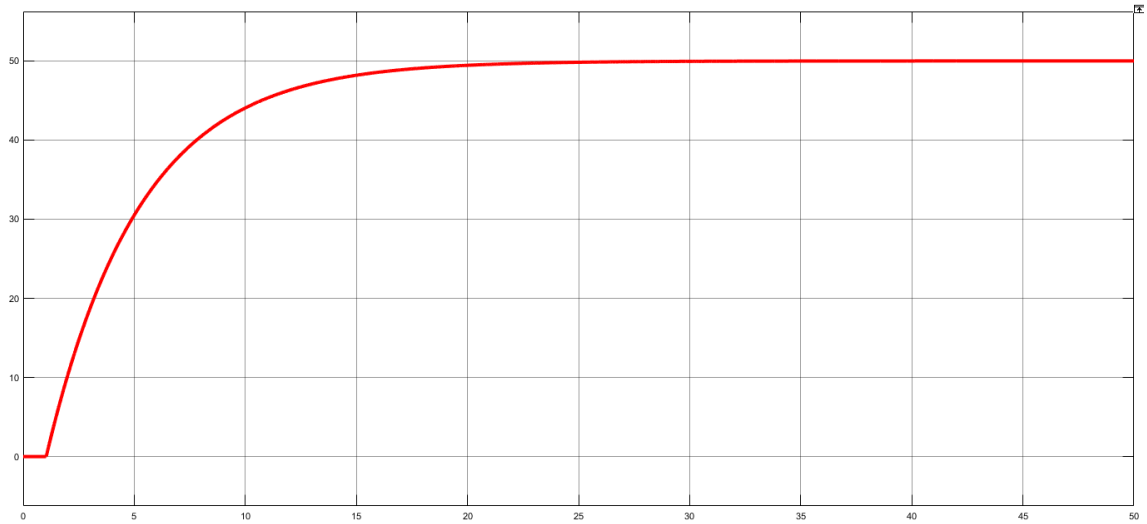


Fonte: Autor, 2019.

Foi observado que o comportamento gráfico não foi o esperado, conforme a Figura 14, então, optou-se por fazer um ajuste fino, zerando-se o parâmetro Kd e transformando o controlador em um do tipo PI (Proporcional e Integral); após análises mais profundas, observou-se que o controlador PI seria mais indicado, pois o ganho derivativo não atuava de forma eficaz no sistema.

Após o ajuste dos ganhos, o resultado obtido está demonstrado na Figura 15, pôde-se notar que o comportamento se aproximou ao esperado no início do projeto.

Figura 15 - Resposta obtida após o ajuste dos ganhos.

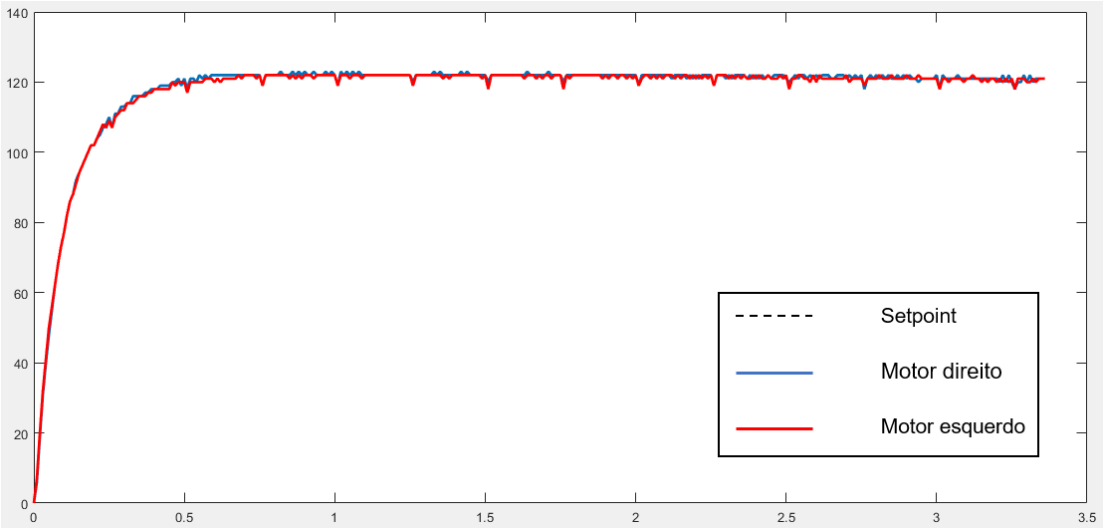


Fonte: Autor, 2019.

Mas durante os testes práticos o que se observou foi que a forma como o controlador foi implementado não foi a mais correta, pois a cadeira apresentava um desvio de sua rota, não permanecendo o deslocamento em linha reta.

Na Figura 16 é possível observar que o controlador se comportou da forma esperada seguindo o que foi obtido na simulação, apresentando uma partida dos motores de forma suave e estabilizando a velocidade no valor definido.

Figura 16 - Curva de velocidade motor esquerdo (vermelho) e motor direito (azul).



Fonte: Autor, 2019.

Entretanto, para se corrigir esse desvio de rota apresentado nota-se que os motores deveriam estar trabalhando com uma pequena diferença em sua velocidade, afim de corrigir as oscilações do terreno.

4 CONCLUSÃO

Considerou-se um terreno plano para a execução dos testes práticos, inicialmente se aplicou um degrau para que fosse possível analisar o comportamento do protótipo; em um primeiro momento, foi visualizado que o método utilizado era condizente com o esperado, dessa forma, após os cálculos dos ganhos dos controladores serem efetuados, foi validado que o modelo matemático encontrado descrevia, de forma satisfatória, o protótipo utilizado.

Prosseguindo os testes, considerou-se um terreno com irregularidades, e, aplicando-se os mesmos ganhos, foi constatado que os mesmos não eram capazes de efetuar o controle dos motores, pois apenas controlavam a velocidade como visto na Figura 16. Verificou-se que, em determinados momentos, em razão das irregularidades do terreno, a cadeira saía de sua trajetória, concluindo-se que o controlador utilizado nesta proposta atendeu ao comportamento esperado de controlar a velocidade dos dois motores, mas a abordagem e as variáveis a serem controladas não foram as mais eficientes afim de eliminar os problemas de desvio de rota.

4.1 PROPOSTAS FUTURAS

Aplicar a manipulação de outras variáveis como o deslocamento das rodas ao invés da velocidade, analisando se o problema encontrado na abordagem atual seria minimizado ou até mesmo eliminado. Persistindo o problema, seria de importantíssimo valor a aplicação de outros métodos para a obtenção de um controlador mais eficiente.

Outro ponto a se dar atenção seria a troca dos sensores de distância por um modelo com maior raio de ação, assim, poderiam ser mapeados mais pontos ao redor da cadeira, evitando-se pontos cegos.

Como forma de aprimoramento e de aprofundamento nos conhecimentos técnicos, seriam importantes a implementação de um sistema de captação de energia

solar e a troca dos motores por modelos com maior eficiência para que o conjunto consumisse o mínimo possível das baterias, obtendo, assim, maior autonomia.

REFERÊNCIAS

ALMEIDA, Otacilio da Mota et al. Controle PID auto-ajustável, inteligente e preditivo. 2002.

BANDEIRA, F. M., de Lima Quadros, N. N. C., de Almeida, K. J. Q., & de Morais Caldeira, R. (2010**). Avaliação da qualidade de vida de pacientes portadores de Esclerose Lateral Amiotrófica (ELA) em Brasília.** Revista Neurociências, 18(2), 133-138.

Bau da Eletronica . 2019. baudaeletronica.com.nr. *Bau da Eletronica.* [Online] 15 de 11 de 2019. https://www.baudaeletronica.com.br/sensor-infravermelho-sharp-longo-alcance-gp2y0a02yk0f.html.

BRASIL. Ministério da Saúde. ***Diretrizes de atenção à reabilitação da pessoa com acidente vascular cerebral.*** Brasília, 2013.

Brasiltec. brasiltec.ind.br. *Brasiltec.* [Online] [Citado em: 19 de 11 de 15.] https://brasiltec.ind.br/encoder-incremental-pn-1056701.

CHIPAILA, C.M.; Grigore, D.; Marin, G.; Solea, R.; Cernega, D.C., "**Hardware and software solutions for a conventional electric-powered wheelchair**," In: System Theory, Control and Computing (ICSTCC), 2012 16th International Conference on, 12-14, Oct. 2012, pp.1,6.

DOMINGOS, L. (2018). **PROJETO DE PESQUISA SOBRE O DIAGNÓSTICO DA ESCLEROSE LATERAL AMIOTRÓFICA**. Revista UNIPLAC, 6(1).

FERREIRA, C. L. L. **Interface de sopro e sucção para controle de cadeira de rodas.** Paraná, Brazil, p. 64, 2008.

HOCHBERG, L. R., Bacher, D., Jarosiewicz, B., Masse, N. Y., Simeral, J. D., Vogel, J., ... & Donoghue, J. P. (2012**). Reach and grasp by people with tetraplegia using a neurally controlled robotic arm.** Nature, 485(7398), 372.

HSIAO, C. H., Lee, M. L., Shen, Y. C., & Lai, F. (2004, March). **A design of small-area automatic wheelchair.** In IEEE International Conference on Networking, Sensing and Control, 2004 (Vol. 2, pp. 1341-1345). IEEE.

IBGE, IBGE. Cidades@. **Avaliable from: http://www. ibge. gov. br/cidadesat/topwindow. htm**, v. 1, 2010. Acesso em: 05 Nov. 2019.

LOURENÇO, João. Sintonia de controladores PID. Escola superior de tecnologia, 1997.

Mozaffarian, D., Benjamin, EJ, Go, AS, Arnett, DK, Blaha, MJ, Cushman, M., ... e Huffman, MD (2015). **Resumo executivo: estatísticas de doenças cardíacas e**

derrames - atualização de 2015: um relatório da American Heart Association. Circulação , 131 (4), 434-441.

Nova Electronics. 2019. nova.com.bo. *Nova Electronics.* [Online] 15 de 11 de 2019. https://www.nova.com.bo/motores/modulo-puente-h-bts7960-de-43a.html.

OLIVEIRA, Roberto de Magalhães Carneiro; DE ANDRADE, Luiz Augusto Franco. **Acidente Vascular Cerebral**. Rev BrasHipertens, p. 8-3, 2001.

OGATA, K. **Engenharia de Controle Moderno**, 4 edição. 2003

W. R. Bispo Murbak Nunes, N. da Silva, M. Roberto Covacic, A. Pires Leoncio Junior and R. Gaino, "**3ph High Efficiency Induction Motors with IFOC Applied to a Wheelchair by Joystick**," in IEEE Latin America Transactions, vol. 14, no. 5, pp. 2041-2051, May 2016.

XEREZ, Denise Rodrigues. **Reabilitação na Esclerose Lateral Amiotrofica: revisão da literatura** Rehabilitation in Amyotrophic Lateral Sclerosis: literature review. Cep, v. 21941, p. 913, 2008.