

UNIVERSIDADE ESTADUAL DO PIAUÍ
CAMPUS PROF. ALEXANDRE ALVES DE OLIVEIRA
CURSO DE BACHARELADO EM CIÊNCIA DA COMPUTAÇÃO

LUÍS BRUNO PEREIRA DO NASCIMENTO

**UTILIZAÇÃO DE UMA INTERFACE CÉREBRO-MÁQUINA APLICADA NO
ACIONAMENTO E CONTROLE DE UM PROTÓTIPO MÓVEL.**

Biblioteca UESPI PMS
Registro N°
CDD 004.577
GUTTER N244u
V EX 01
Data 10/01/2014
Voto [assinatura]

PARNAÍBA

2014

LUÍS BRUNO PEREIRA DO NASCIMENTO

**UTILIZAÇÃO DE INTERFACE CÉREBRO-MÁQUINA APLICADA NO
ACIONAMENTO E CONTROLE DE UM PROTÓTIPO MÓVEL.**

Monografia submetida ao Curso de Bacharelado em Ciência da Computação da Universidade Estadual do Piauí, como parte dos requisitos para obtenção do título de Bacharel em Ciência da Computação.

Orientador: Prof. Me. Sérgio Barros de Sousa.

PARNAÍBA

2014

UTILIZAÇÃO DE UMA INTERFACE CÉREBRO-MÁQUINA APLICADA NO ACIONAMENTO E CONTROLE DE UM PROTÓTIPO MÓVEL

Monografia apresentada ao Curso de Bacharelado em
Ciência da Computação da Universidade Estadual do
Piauí – UESPI, Campus Prof. Alexandre Alves de
Oliveira, como parte das exigências da disciplina de
Estágio Supervisionado, requisito parcial para
obtenção do título de Bacharel em Ciência da
Computação.

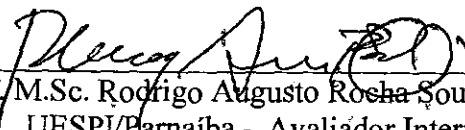
Orientador: M.Sc. Sérgio Barros de Sousa

Monografia Aprovada em: **14 de julho de 2014.**

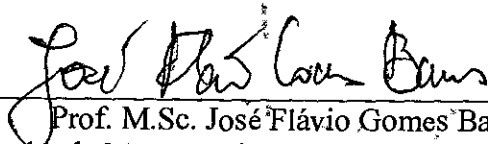
Banca Examinadora:



Prof. M.Sc. Sérgio Barros de Sousa
UESPI/Parnaíba – Orientador



Prof. M.Sc. Rodrigo Augusto Rocha Souza Baluz
UESPI/Parnaíba – Avaliador Interno



Prof. M.Sc. José Flávio Gomes Barros
Faculdade Maurício de Nassau – Avaliador Externo

AGRADECIMENTO

À minha família, em especial aos meus pais pelo amor, dedicação e pelos cuidados de sempre;

Ao prof. Sérgio Barros de Sousa, pela orientação neste trabalho, por acreditar no meu potencial desde sua chegada à instituição e pelo grandioso apoio e motivação que sempre me foi dado;

À minha namorada pelo apoio dado e principalmente pela paciência nesse tempo juntos, concomitantes ao período da graduação;

Aos amigos Flávio Nunes e Jefferson Jardim pela amizade, pelo apoio no desenvolvimento desse trabalho e pelo afinho no cumprimento das “missões acadêmicas”;

Aos colegas de turma pela convivência calorosa e divertida durante esses quatro anos, em especial os amigos Darielson, Tyago e Welk pelas madrugadas de estudos que encurtaram o caminho para a conclusão desse e de muitos outros trabalhos durante a graduação;

Ao prof. e amigo Anderson Passos de Aragão pelas palavras de motivação, por me apoiar sempre e por acreditar no meu potencial, sendo parceiro no desenvolvimento de alguns trabalhos;

Aos professores Átila Rabelo Lopes, Thiago Carvalho de Sousa, Rodrigo Baluz e Francisco Rocha por sempre me motivarem no desenvolvimento científico e aos demais professores do curso de Bacharelado em Ciência da Computação da UESPI de Parnaíba pela contribuição preciosa que foi o aprendizado adquirido;

À Dona Silvana (Mãe do Welk) pelo espaço da óptica para estudos e pelo café que tornava o sono supérfluo nas madrugadas de produção;

E a todos que, direta ou indiretamente, contribuíram com a conclusão desse trabalho.

“O mundo inteiro deveria ter interesse em saber como nosso cérebro funciona porque ele é a essência do que somos e explica tudo o que fazemos.”

(Miguel Nicolelis, 2009)

RESUMO

O presente trabalho mostra a aplicação de uma Interface Cérebro-Máquina (ICM) no acionamento e no controle de um protótipo de automóvel de pequeno porte por meio de comunicação sem fio, simulando os principais movimentos de uma cadeira de rodas. O uso de ICM é de grande valia, principalmente quando aplicada às tecnologias assistivas, pois possibilita que uma pessoa possa controlar um equipamento sem a intervenção motora, e considerando que existem deficiências físicas de alto grau, como a tetraplegia que impossibilita o movimento dos membros, é através dessa técnica aplicada à uma cadeira de rodas que possibilitará o seu controle sem a ação muscular. No desenvolvimento dessa aplicação foi montada uma ICM baseada em eletroencefalografia com aparelho MindFlex, que através de comunicação serial por hardware, uma placa Arduino pôde obter os dados do eSense (Atenção e Meditação) oriundos do chip interno TGAM1. Foram definidas faixas de valores para indicar o acionamento e controle da direção do automóvel (direita e esquerda) com base nos valores de eSense. Uma rede ZigBee ponto a ponto foi montada para prover comunicação sem fio entre o sistema de aquisição de dados e o protótipo do automóvel. Foram realizados testes com valores simulados e os mesmos mostraram a funcionalidade do sistema proposto. O trabalho desenvolvido se mostrou eficaz no que ele propôs, se tornando uma ferramenta funcional para o controle de dispositivos que permitem, no máximo, movimentos com 2 graus de liberdade. Com muito treinamento, um usuário final poderá ter pleno controle do dispositivo apresentado.

PALAVRAS-CHAVES: Interface Cérebro-Máquina. Tecnologia Assistiva. Automação. Controle.

ABSTRACT

The present work shows the application of a Brain Machine Interface (BCI) on the control of a small prototype car via wireless communication, simulating the main movements of a wheelchair. The use of BCI is of great value, especially when applied to assistive technologies because it enables a person to control a machine without the motor intervention, and considering that there are high level physical disabilities, such as quadriplegia which prevents the movement of the limbs, it is through this applied to a wheelchair that will enable your control without muscle action technique. In the development of this application has assembled a BCI based on electroencephalography with MindFlex device, which through serial communication hardware, an Arduino board could get the data from eSense (Attention and Meditation) coming from domestic chip TGAM1. Values to indicate the drive and steering control of the car (left and right) based on the values of eSense tracks were laid. A ZigBee network point to point was mounted to provide wireless communication between the data acquisition system and the prototype car. Tests with simulated values were performed and showed the same functionality of the proposed system. The work was effective in he proposed, becoming a functional tool for the control of devices that allow a maximum movement with 2 degrees of freedom. With much training, an end user can have full control of the device presented.

KEY-WORDS: Brain-Machine Interface. Assistives Technology. Automation. Control.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Estimativa de custos do projeto	38
---	-----------

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Porcentagem da população com algum tipo de necessidade especial	14
Figura 2 - Dispositivo para mobilidade encontrado em sarcófago	16
Figura 3 – Sistema Internacional 10-20 de Colocação dos Eletrodos	19
Figura 4 – Sujeito utilizando MindFlex	21
Figura 5 – <i>Layout</i> da placa TGAM1	22
Figura 6 – Seeeduino Stalker V1	24
Figura 7 – Visão geral do sistema proposto	25
Figura 8 – Circuito do Sistema de Aquisição dos Pacotes	27
Figura 9 – Soldagem do fio à saída T do TGAM1	27
Figura 10 – Soldagem do fio ao GND do MindFlex	28
Figura 11 – Ligação do circuito do MindFlex ao Arduino	28
Figura 12 – Trecho de código usado no Sistema de Aquisição e Tratamento dos Pacotes.	29
Figura 13 – Circuito do Sistema de Controle dos Motores	30
Figura 14 – Fluxograma do Software Embarcado para o Sistema de Controle	31
Figura 15 – O projeto de Interface Cérebro-Máquina desenvolvido	33
Figura 16 – Valores utilizados no teste para o controle de acionamento	36
Figura 17 – Valores simulados para o controle da Atenção	37
Figura 18 – Valores simulados para o controle da Meditação	37

LISTA DE BREVEATURAS E SIGLAS

CAT: Comissão de Assistência Técnica

CC: Corrente Contínua

CIF: Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde

EEG: Eletroencefalografia

EMG: Eletromiografia

GND: Ground

IBGE: Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística

ICM: Interface Cérebro-Máquina

OMS: Organização Mundial da Saúde

PCI: Placa de Circuito Impresso

PNE: Pessoas com Necessidades Especiais

PWM: Pulse-Width Modulation (Modulação por Largura de Pulso)

TA: Tecnologia Assistiva

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	11
2 A ACESSIBILIDADE E A INTERFACE CÉREBRO-MÁQUINA	14
2.1 AS TECNOLOGIAS ASSISTIVAS	15
2.1.1 As Cadeiras de Rodas	16
2.1.1.1 O Controle de Cadeiras de Rodas	17
2.2 A INTERFACE CÉREBRO-MÁQUINA (ICM)	17
2.2.1 O Cérebro e a Eletroencefalografia (EEG)	18
2.2.2 O Eletromiograma (EMG)	20
3 TECNOLOGIAS APLICADAS NO DESENVOLVIMENTO	21
3.1 O MINDFLEX E A TECNOLOGIA THINKGEAR	21
3.2 A PLATAFORMA ARDUINO	23
3.2.1 Seeeduino Stalker v1.0	23
3.3 O PROTOCOLO ZIGBEE	24
4 MÉTODOS E TÉCNICAS	25
4.1 SISTEMA DE AQUISIÇÃO E TRATAMENTO DOS PACOTES	26
4.2 MONTAGEM DO PROTÓTIPO	30
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO	33
5.1 O SISTEMA DE AQUISIÇÃO	33
5.2 TRATAMENTO DOS DADOS PARA O SISTEMA DE CONTROLE.....	34
5.3 A COMUNICAÇÃO SEM FIO.....	35
5.4 TESTE COM VALORES SIMULADOS.....	35
5.5 CUSTOS DO PROJETO.....	38
5.6 AVALIAÇÃO DA EFICIÊNCIA DO PROJETO.....	39
6 CONSIDERAÇÕES FINAIS	40
6.1 TRABALHOS FUTUROS	40
REFERÊNCIAS	42

1 INTRODUÇÃO

Historicamente os relatos de casos de deficiência podem ser observados, a partir de eventos genéticos tais como anomalias congênitas, má formação fetal ou acidentes físicos como acidentes de trânsito ou de trabalho comprometendo assim determinadas funcionalidades natas de uma pessoa não portadora de deficiência.

É notório o grande número de pessoas com necessidades especiais por conta de algum tipo de deficiência. Estima-se que 1 bilhão de pessoas, cerca de 15% da população mundial, vivem com alguma deficiência (UNITED NATIONS, 2014).

Segundo dados do censo demográfico brasileiro de 2010, cerca de 45,6 milhões de pessoas declararam ter algum tipo de deficiência, dentre elas, 13,2 milhões, o que equivale a 7% dos brasileiros afirmam ter um grau de deficiência física. (IBGE, 2012 apud G1, 2014). Esses dados mostram um grande número de brasileiros que sofrem com algum tipo de limitação, seja uma leve dificuldade de locomoção a uma total paralisia dos membros.

Para driblar a dificuldade ou incapacidade de locomoção de algumas pessoas, uma Tecnologia Assistiva (TA) indispensável é a cadeira de rodas uma vez que proporcionam, na medida certa, uma autonomia e liberdade para romper essas limitações. Sua propulsão manual pode ser considerada um dos meios mais usados para a locomoção, levando em consideração os altos custos de uma cadeira de rodas motorizada e a possibilidade de receber gratuitamente o modelo padrão (*standard*) disponibilizados através dos programas sociais dos governos, incluindo o Brasil, que disponibilizam essa tecnologia de assistência para a população atendida por esses programas e que comprovem ser portador de necessidades especiais.

Contudo, a propulsão manual pode causar alguns problemas como uma dependência de cuidadores de acordo com o nível da deficiência e das dores causadas pelos movimentos repetitivos com cargas pesadas, podendo acarretar outros problemas mais graves (BONINGER, et. al, 2004; MEDOLA, 2014). O uso de cadeiras de rodas motorizadas seria a solução ideal para resolver este problema, entretanto, elas apresentam elevado custo tornando-se inacessível à parcela da população de baixa renda.

Algumas pessoas possuem um grau de deficiência física mais elevado onde a paralisia dos movimentos pode abranger não só os membros inferiores, como também os superiores, podemos citar neste aspecto a tetraplegia; e isso impossibilita o uso de cadeiras

de rodas manuais ou mesmo motorizadas, pois estas, fazem uso de controles manuais paradoxalmente à ideia de acessibilidade permitida por tecnologias assistivas, limitando o seu uso a um grupo de usuários e excluindo os indivíduos com um maior grau de deficiência.

A partir desta problemática, as interfaces cérebro-máquina (ICM) apresentam-se como uma alternativa para o controle de uma cadeira de rodas motorizada. A ICM é uma técnica capaz de criar uma comunicação entre o cérebro e um outro dispositivo, processando os sinais oriundos da atividade cerebral e convertendo-os em movimento físico comandado. Essa técnica é de grande importância, principalmente quando aplicada em conjunto com TA pois se torna uma alternativa de controle sem utilização da atividade motora, muscular e nervosa, ampliando dessa forma o alcance a um maior número de usuários desta tecnologia, incluindo pacientes em estágios graves de deficiência física, considerando inclusive pessoas portadoras de deficiências múltiplas.

A principal finalidade deste trabalho é mostrar a importância e a viabilidade da aplicada ao controle de tecnologias assistivas, com um foco no acionamento e controle de um protótipo robótico que simula os principais movimentos de uma cadeira de rodas motorizada. Para atender ao objetivo geral proposto acima, alguns objetivos específicos foram propostos e serão seguidos, como a montagem de uma (ICM) baseada em eletroencefalografia; simulação dos valores de atenção e meditação baseados na atividade cerebral; montagem de um protótipo robótico a fim de ser controlado; implementação de rede sem fio para comunicação entre o sistema de aquisição de sinais e o protótipo.

Para o desenvolvimento do sistema de aquisição dos sinais, utilizou-se uma tecnologia chamada *ThinkGear*, mais precisamente um chip nela contido chamado TGAM1. Esse chip processa os sinais cerebrais, retornando os valores processados de Atenção e Meditação, os chamados eSense, e alguns valores de bandas de potência, os quais são enviados, através de comunicação serial, para uma placa Arduino que trata os dados e os transforma em comandos. Na montagem do protótipo do automóvel utilizado para os testes, foram necessários dois motores de corrente contínua (CC) para propulsionar os pneus traseiros e um servo motor para garantir a direção do móvel, os quais são controlados por um segundo Arduino. A comunicação entre o sistema de aquisição dos sinais e ao protótipo de testes é possível por conta de uma comunicação *ZigBee* entre dois módulos XBee.

Esta monografia está dividida metodologicamente em seis capítulos, onde serão brevemente comentados.

O atual capítulo, “INTRODUÇÃO”, apresenta uma visão holística dos principais pontos desta pesquisa, considerando alguns pontos importantes como a justificativa, problemática, objetivos e metodologia empregada na resolução do problema.

O capítulo 2, “A ACESSIBILIDADE E A INTERFACE CÉREBRO-MÁQUINA”, mostra alguns conceitos relevantes para o entendimento do tema da atual pesquisa, assim como, algumas técnicas empregadas na resolução de problemas aqui apresentados.

No capítulo seguinte, “TECNOLOGIAS APLICADAS NO DESENVOLVIMENTO”, é apresentada as tecnologias utilizadas para o desenvolvimento desse trabalho, como a Plataforma Arduino e outros componentes, mostrando características técnicas e alguns conceitos importantes.

O capítulo quatro, “MÉTODOS E TÉCNICAS”, aborda como foi utilizada as tecnologias presentes neste trabalho, assim como seus detalhes técnicos, disposição dos componentes e montagem do protótipo. Neste capítulo será apresentado como os dados foram simulados e aplicados na no controle da cadeira.

O capítulo cinco, “RESULTADOS E DISCUSSÕES”, mostra o desenvolvimento final deste trabalho como tópicos sobre o funcionamento da cadeira e como os dados oriundos da atividade cerebral controlam os motores. Será apresentado também os custos.

No ultimo capítulo, “CONSIDERAÇÕES FINAIS”, contém alguns pontos de vista e observações acerca do trabalho desenvolvido. São apresentadas algumas sugestões de melhorias para o sistema proposto no tópico trabalhos futuros.

2 A ACESSIBILIDADE E A INTERFACE CÉREBRO-MÁQUINA

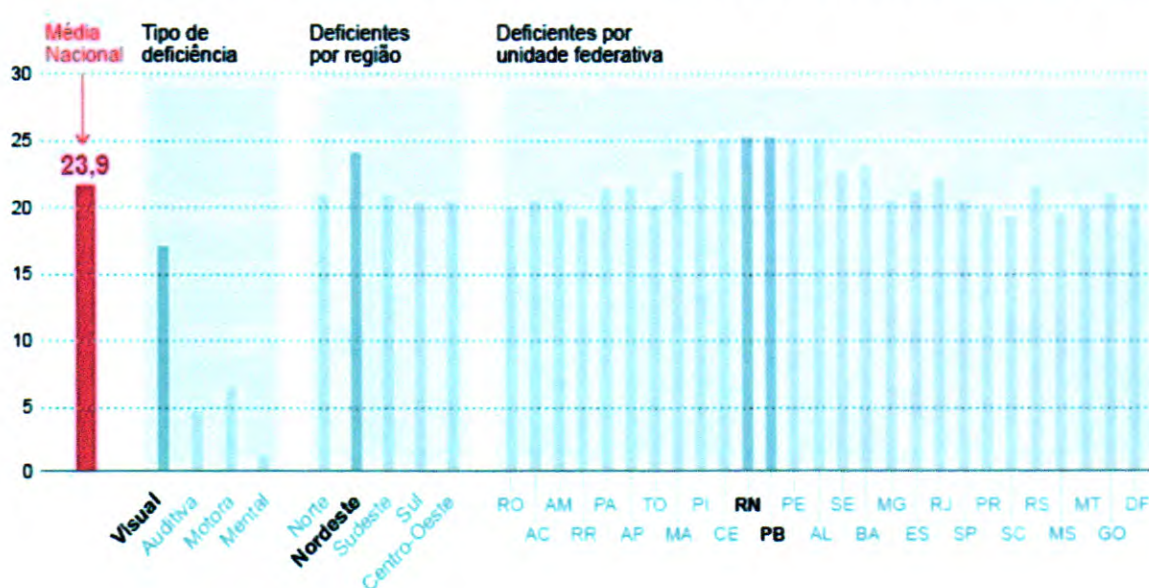
A deficiência é uma limitação ou ausência temporária ou permanente de percepções de características do ambiente ou de mobilidade. Uma pessoa portadora de deficiência física possui a mobilidade de alguma parte do corpo reduzida ou inexistente. (ABNT, 2004)

No Brasil, a deficiência física pode ser conceituada de acordo com o decreto federal nº 5.296 com uma:

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, triplicia, triparésia, 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. (BRASÍLIA, Decreto nº 5.296, de 2 de dezembro de 2004, 2004)

Segundo o Censo Demográfico de 2010, último realizado no Brasil, a deficiência motora é a segunda maior, compreendendo 7% da população do país. A Figura 1 mostra um gráfico com a porcentagem de pessoas que se auto declaram portadores de necessidades especiais (PNE).

Figura 1 – Porcentagem da população com algum tipo de necessidade especial.



Fonte: Adaptado de IBGE, 2010 apud G1, 2014.

Algumas pessoas têm um grau de deficiência física onde a paralisia pode afetar não só os membros inferiores mas os superiores, como tetraplegia ou quadriplegia (BROMLEY, 2006). Algumas doenças podem causar a paralisia dos membros, tais como a miopatia (DOULAHIQBAL e IQBAL, 2012), doenças degenerativas do sistema nervoso (SURANGSRIRAT et. al. , 2013), entre outras, tornando a pessoa afetada por tais patologias incapaz de se locomover sem auxílio.

Para amenizar ou contornar as limitações da pessoa portadora de necessidades especiais, surgiu a ideia de acessibilidade que, dentro do contexto de deficiência motora, trata do quanto um produto, equipamento ou serviço é acessível a uma pessoa com tal necessidade especial ¹.

O artigo 8º, do Decreto nº 5.296 de 2 de dezembro de 2004, que normatiza as prioridades de atendimento às pessoas portadoras de deficiência ou com mobilidade reduzida, idosos, gestantes, entre outros, conceitua a acessibilidade como:

Condição para utilização, com segurança e autonomia, total ou assistida, dos espaços, mobiliários e equipamentos urbanos, das edificações, dos serviços de transporte e dos dispositivos, sistemas e meios de comunicação e informação, por pessoa portadora de deficiência ou com mobilidade reduzida. (BRASÍLIA, Decreto nº 5.296, de 2 de dezembro de 2004, 2004).

2.1 AS TECNOLOGIA ASSISTIVAS

Segundo Cook e Hussey (1995), as tecnologias assistivas (TA), ajudas técnicas ou tecnologias de apoio, são um conjunto de recursos, equipamentos, serviços, estratégias e práticas que contribuem para proporcionar novas habilidades ou diminuir problemas funcionais de indivíduos com deficiências, ajudando a promover sua independência. Segundo definição brasileira dada pela Comissão de Assistência Técnica (CAT):

A Tecnologia Assistiva é uma área do conhecimento, de caráter interdisciplinar, abrangendo produtos, recursos, metodologias, estratégias, práticas e serviços que objetivam promover a funcionalidade relacionada à atividade e participação das pessoas com deficiência, deficiência ou mobilidade reduzida, em busca de autonomia, independência, qualidade de vida e inclusão social. (CORDE, Portaria Nº 142, de 16 de Novembro de 2006, 2006).

As tecnologias de assistência são baseadas em dois pontos importantes: Os recursos que são todos e cada item, equipamento ou peça, produto ou sistema fabricado em

1 <http://www.universaldesign.ie/managing-accessibility/introduction-accessibility>

série ou sob medida, utilizado para aumentar, manter ou melhorar as capacidades funcionais das pessoas com deficiência. Os Serviços são definidos como aqueles que auxiliam diretamente uma pessoa com deficiência a selecionar, comprar e usar os recursos acima definidos ².

2.1.1 Cadeiras de Rodas

De acordo com a Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF), a cadeira de rodas é uma tecnologia assistiva, fazendo parte desse conjunto de equipamentos, estando na categoria dos produtos para facilitar a mobilidade e o transporte pessoal (OMS, 2003). Elas são utilizadas para trazer mais independência às pessoas, proporcionando uma melhor capacidade de convivência em casa ou na comunidade, pois substitui a função de caminhar (MEDINA, 2007).

Segundo análises históricas de Sawatzky (2002) acerca da evolução das cadeiras de rodas, um dos primeiros registros já encontrados foi a imagem de um artefato para mobilidade sentada datado do ano de 525 d.c. escavada em pedra (figura 2) em um sarcófago chinês.

Figura 2 - Dispositivo para mobilidade encontrado em sarcófago.



Fonte: SAWATZKY, 2002

Um outro dispositivo móvel foi desenvolvido para o Rei Phillip na Espanha, já no sec. XVI, um trono com rodas, por conta de uma doença reumática. Portanto, ao longo dos anos, foram surgindo muitos outros modelos mais sofisticados até chegar aos

2 <http://www.assistiva.com.br/tassistiva.html>

encontrados na atualidade.

2.1.1.1 Controle de Cadeiras de Rodas

Segundo Medola (2010), a cadeira de rodas com propulsão manual é um dos principais meios de locomoção usados por pessoas com mobilidade reduzida por seu baixo custo e facilidade de acesso. Entretanto, o seu uso contínuo pode causar dores e o comprometimento dos membros superiores por decorrência de esforços repetitivos e cargas pesadas para os músculos, assim como o mal uso ou mal ajuste para o usuário da cadeira de rodas (SAGAWA JUNIOR, 2012).

A cadeira de rodas elétrica, é um equipamento que tem mais de 50 anos. A primeira cadeira de rodas elétrica de uso prático desenvolvida para pessoas com mobilidade reduzida foi em 1955, por George Klein, considerado o inventor mais produtivo no Canadá no século XX, responsável por várias inovações tecnológicas (BOURGEOIS-DOYLE, 2004).

Muitas pesquisas vieram sendo feitas em cima do controle de cadeiras de rodas a fim de torná-las uma tecnologia cada vez mais sofisticada e que atenda aos mais diversos dependentes, inclusive aos que não possuem nenhum movimento dos membros como cadeiras comandadas por voz, músculo, nervos, por movimentos oculares ou atividade cerebral.

De acordo com Clark & Roemer (1977), que desenvolveram uma das primeiras cadeiras de rodas acionada por voz que se tem registro, o desenvolvimento ou melhoria de tecnologias assistivas sempre foi uma preocupação da comunidade acadêmica, comprovando a importância científica, acadêmica e social de trabalhos que tratem de inovações nesta área.

2.2 INTERFACE CÉREBRO-MÁQUINA

A Interface Cérebro-Máquina (ICM) é uma técnica capaz de criar uma comunicação entre o cérebro e um dispositivo eletrônico (normalmente um computador, nesse caso, chamada de interface cérebro-computador) através da Eletroencefalografia (EEG), afim de utilizar os sinais elétricos gerados pela atividade cerebral (PFURTSCHELLER et al., 1996; WOLPAW e MCFARLAND, 1994). Esses sinais podem ser traduzidos e transformados em comandos para ativar dispositivos externos como computadores, próteses, robôs, etc. (BIRBAUMER; COHEN, 2007).

Os comandos são obtidos através da intenção da pessoa que gera sinais cerebrais e são codificados para um computador. Os sinais são tratados por algoritmos, extraindo características e classificando-os, ou seja, transformando os sinais em informações.

Segundo Caloti et. al. (2011), novas tecnologias assistivas vêm sendo desenvolvidas com o uso de ICM, pois propiciam uma forma alternativa para a comunicação entre pacientes e as tecnologias assistivas, tendo em vista que não se faz necessário o uso de comandos oriundos de outras vias.

2.2.1 O Cérebro e a Eletroencefalografia (EEG)

O cérebro é um dos mais importantes órgãos do corpo humano, sendo responsável pelos movimentos, sentidos e sentimentos, coordenando todas as atividades de corpo. Ele possui cerca de 86 bilhões de neurônios, que se comunicam por meio de milhares de sinapses nervosas que são os impulsos nervosos (transmissão de uma alteração elétrica) que passam de um neurônio a outro por meio de mediadores químicos. (AZEVEDO, 2009; VEGA, 2010).

Essa alteração elétrica gerada pelo cérebro foi observada pela primeira vez pelo psiquiatra alemão Hans Berger em 1924, que ao conectar dois eletrodos no couro cabeludo de um paciente durante uma neurocirurgia, pode observar uma pequena atividade elétrica e a partir de então ele se aprofundou nos estudos de EEG tornando-se o pai da eletroencefalografia (TUDOR, 2005).

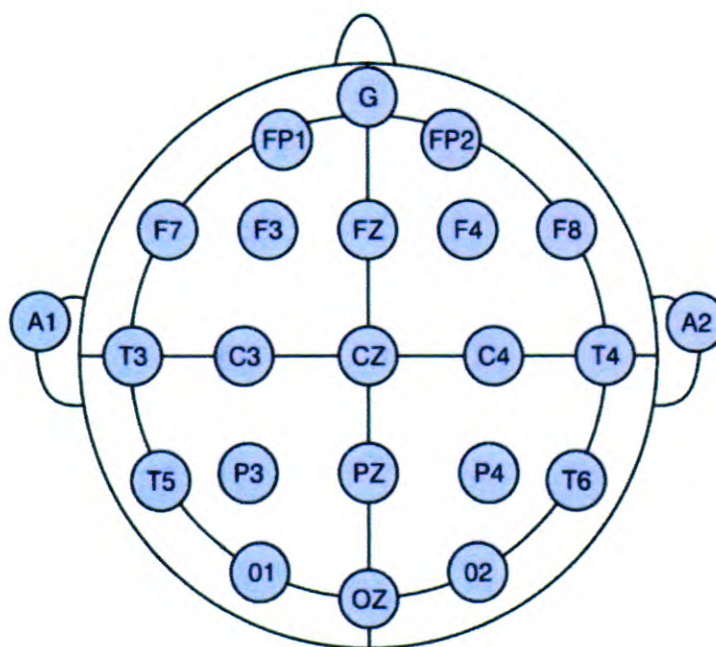
Desde o primeiro experimento realizado, as pesquisas envolvendo EEG vêm ganhando muita força, devido ao fato de que essa área vem atraindo pesquisadores de diversas áreas do conhecimento, tais como, computação, fisioterapia, psicologia, etc., pela possibilidade de uso dessa técnica para obter sinais de comandos aplicáveis.

Para a realização do exame de EEG, são adicionados eletrodos, pequenos objetos metálicos, no escalpo do couro cabeludo e posicionados em determinadas áreas do cérebro. As áreas dos eletrodos são baseadas no tradicional “Sistema de Posicionamento de Eletrodos 10-20” (figura 3), proposto por Hebert Jasper em 1958, o qual divide o cérebro em hemisférios e lobos. (VEGA, 2010).

O registro das ondas cerebrais através da eletroencefalografia mostra que a atividade cerebral varia de acordo com a ação está sendo realizada, seja uma atividade de relaxamento, corrida, leitura, sono, etc. No EEG, os ritmos do sinal são categorizados por

faixas de frequências, onde temos a atividade alfa, atividade beta, atividade teta e atividade delta (ALMEIDA, 2009).

Figura 3 – Sistema Internacional 10-20 de Colocação dos Eletrodos.



Fonte: CHAVES et. al., 2008.

Segundo Almeida (2009) e Vega (2010), cada faixa de frequência está relacionada a uma atividade:

As frequências entre 8 e 13Hz ou ritmos alfa são associadas a uma postura de relaxamento, podendo ser facilmente detectada quando o indivíduo fecha olhos. Dentro das frequências alfa existe uma variante onde está diretamente relacionado com a intenção de movimento do sujeito, que são chamadas de ritmos mu e estão entre 10-20Hz.

A atividade beta está compreendida entre as frequências de 13-30Hz e está diretamente associada a um estado de concentração, atenção, ansiedade, alerta máximo por parte do sujeito.

Os ritmos teta são ondas lentas de grande amplitude, e está entre 4-8Hz. Está relacionado aos estados de sono ou de grande meditação, como em praticantes de *yoga*, e permite o acesso a memórias perdidas com o tempo, a *flashes* de imagens do inconsciente.

A atividade delta está compreendida entre as frequências de 0.1 e 4Hz. Ela pode ser observada em um estado de sono profundo.

2.2.2 Eletromiografia (EMG)

O EMG é uma técnica que monitora a atividade elétrica oriunda das membranas excitáveis das células musculares por meio da leitura da tensão em função do tempo, como no EEG. A análise do sinal permite obter informações de eventos que ocorrendo ao decorrer do tempo, ou em padrões no domínio da frequência. (BASMAJIAN e LUCA, 1985; ROBERTSON, 2004)

O eletromiograma pode ser utilizado em conjunto com sistemas de ICM para prover informações como ruídos a fim de removê-los do sinal do EEG, ou mesmo para o desenvolvimento de uma ICM híbrida para controle de equipamentos através da atividade cerebral e de pequenos movimentos como de sobrancelhas, ou da cabeça. (AMIRI e ASADPOUR, 2013; FATOURECHI, 2007)

Um exemplo atual da utilização dessas técnicas de forma híbrida é o caso da tecnologia *NeuroSky* que utiliza sensores no lobo das orelhas para obter informações através do EMG para seus algoritmos aplicados em ICM³.

3 <http://neurosky.com/>

3 TECNOLOGIAS APLICADAS NO DESENVOLVIMENTO

Nesse capítulo será apresentada as tecnologias aplicadas no desenvolvimento deste trabalho. Sendo assim, será mostrado um pequeno referencial teórico apresentando as tecnologias, apontando suas principais características.

3.1 O MINDFLEX E A TECNOLOGIA THINKGEAR

O *MindFlex* foi um produto desenvolvido pela companhia de brinquedos *Mattel*⁴ onde o usuário trabalha com as atividades de concentração e meditação para orientar uma bola de esponja através da força de um ventilador movido pela atividade cerebral (figura 4). De acordo com o Stein (2009), para obter os sinais cerebrais, o *game* utiliza da técnica de EEG por meio de um *headset* que contém sensores, e tecnologias proprietárias embutidas de outras empresas como algoritmos e chip da empresa NeuroSky.

Figura 4 – Sujeito utilizando MindFlex.



Fonte: Artigo da página da (CNET)⁵.

Algumas atividades podem ser realizadas com o *MindFlex*, como mostrou o trabalho que utilizou o equipamento para realizar *neurofeedback* em crianças com dificuldade de aprendizado. Conforme San Luis (2013), o *biofeedback* é uma técnica

4 <http://www.mattel.com/>

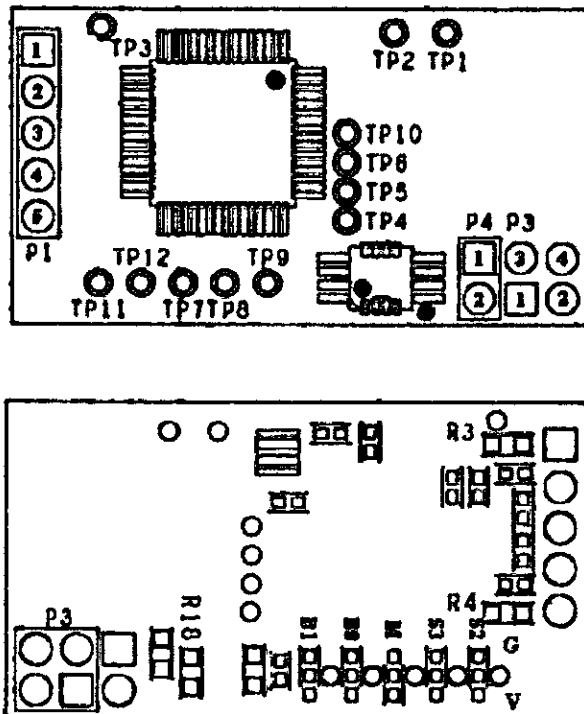
5 <http://www.cnet.com/news/moving-objects-with-mattels-brainwave-reading-mindflex/>

terapêutica capaz de permitir ao sujeito um auto-controle de processos fisiológicos através de treino.

O aparelho *MindFlex* faz uso da tecnologia *ThinkGear* de sensores EEG, oriunda da empresa desenvolvedora de biosensores, *NeuroSky*.

A tecnologia *ThinkGear* está contida em uma placa de circuito impresso, a TGAM1, que contém um poderoso chip, o TGAT, que amplifica, mede, possui algoritmos embarcados capazes de filtrar ruídos para EMG, obter valores de meditação e atenção (*NeuroSky eSense*)⁶. A figura 5 mostra o layout da placa TGAM1.

Figura 5 – Layout da placa TGAM1



Fonte: Adaptado de TGAM1 Spec Sheet⁷

O algoritmo eSense é uma tecnologia proprietária que calcula o espectro das ondas cerebrais no domínio da frequência, com ênfase nos ritmos alfa (meditação) e beta (atenção) os quais se destacam no EEG durante essas atividades.

A placa de circuito impresso (PCI) TGAM1 contém uma interface de comunicação serial, na qual pode ser utilizada para obter os pacotes de referentes ao sinal

6 <http://support.neurosky.com/kb/science/what-is-thinkgear>

7 http://wearcam.org/ece1766/neurosky_eeg_brainwave_chip_and_board_tgam1.pdf

cerebral processado. Através do ThinkGear Code, é possível traduzir os dados dos pacotes, podendo assim utiliza-los para outro fim, uma vez que, além de ter como saída os dados de eSense (Atenção e Meditação), é possível obter 8 bandas de potencia do sinal de EEG (*eegPower*) e o *poorSignalLevel* que apresenta a qualidade do sinal recebido. ⁸

3.2 A PLATAFORMA ARDUINO

O Arduino é uma plataforma de hardware livre criada com o intuito de facilitar a construção de protótipos eletrônicos de hardware de forma acessível, com baixo custo, flexível e de fácil uso e entendimento. A plataforma de desenvolvimento é composta pela programação embarcada e pela montagem do hardware. (ARDUINO, 2014)

Sua PCI é projetada com um microcontrolador Atmel AVR de 8 bits, utilizando a série de chips megaAVR, juntamente com outros componentes que facilitam a programação e o aumento das suas funcionalidades, como a possibilidade de ser adicionados outros módulos para expansão da placa (HARDWARE ARDUINO, 2014). As placas de circuitos que podem ser montadas ao hardware são chamadas de *Arduino Shields*, que pela padronização no *design* da placa Arduino e pinos, torna possível essa expansão sem adição de outros componentes eletrônicos.

O Arduino IDE é um software multi-plataforma escrito em linguagem Java, baseado em projetos como Processing⁹. Através desse software é possível embarcar a programação. O código escrito para Arduino é chamado de *sketch* o qual é compilado e *uploaded* para a placa, através de comunicação serial.

3.2.1 Seeduino Stalker v1.0

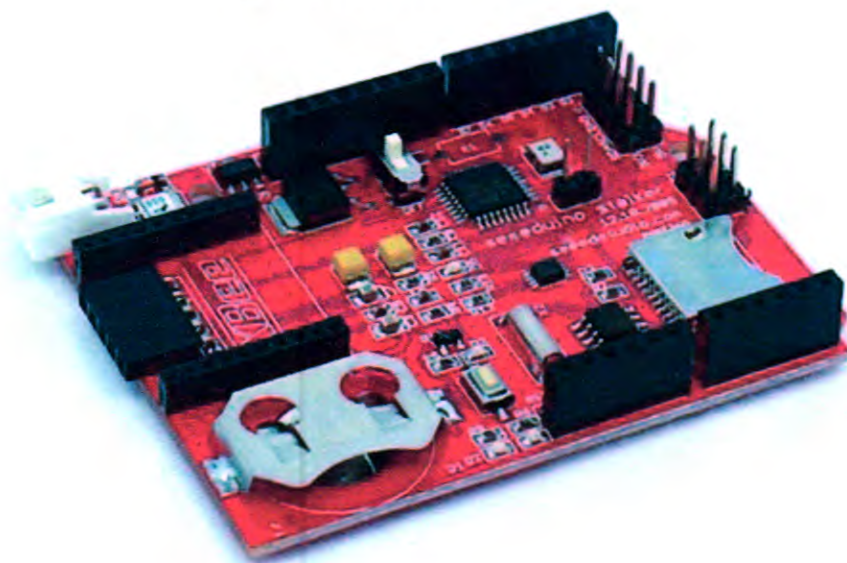
As versões da placa Arduino que não são oficiais, ou seja, não foram fabricadas pela *Smart Projects* são chamadas de versões clones. O *Seeduino Stalker v1.0* (figura 6) foi uma versão clone do Arduino, derivada da versão original *Diacemila*, criada pela *Seed Studio* para facilitar na construção de projetos de monitoramento e controle envolvendo redes de sensores sem fio.

A placa possui suporte nativo à módulos xBee, *Real Timer Clock (RTC)*, e cartão microSD para armazenamento de informações.

8 http://developer.neurosky.com/docs/lib/exe/fetch.php?media=thinkgear_socket_protocol.pdf

9 <http://www.processing.org/>

Figura 6 – Seeeduino Stalker V1



Fonte: Página da Seeedstudio.¹⁰

3.3 O PROTOCOLO ZIGBEE

Conforme Souza (2012), ZigBee é um padrão de *wireless* que define um conjunto de especificações para comunicação de dispositivos eletrônicos de baixa potência, usada amplamente para projetos de redes de sensores sem fio pela baixa transmissão de dados.

As redes ZigBee podem ser aplicadas a uma gama de projetos, envolvendo aos mais diversos setores como aplicado em hospitais (LIU & SAHANDI, 2009) e aplicado à sistemas de irrigação (ZHOU, 2009). Segundo Farahani (2008, p. 25), as redes ZigBee pode ser aplicada de forma eficiente em sistemas de automações residenciais e de controle de estoque.

¹⁰ http://www.seeedstudio.com/wiki/Seeeduino_Stalker_v1.0

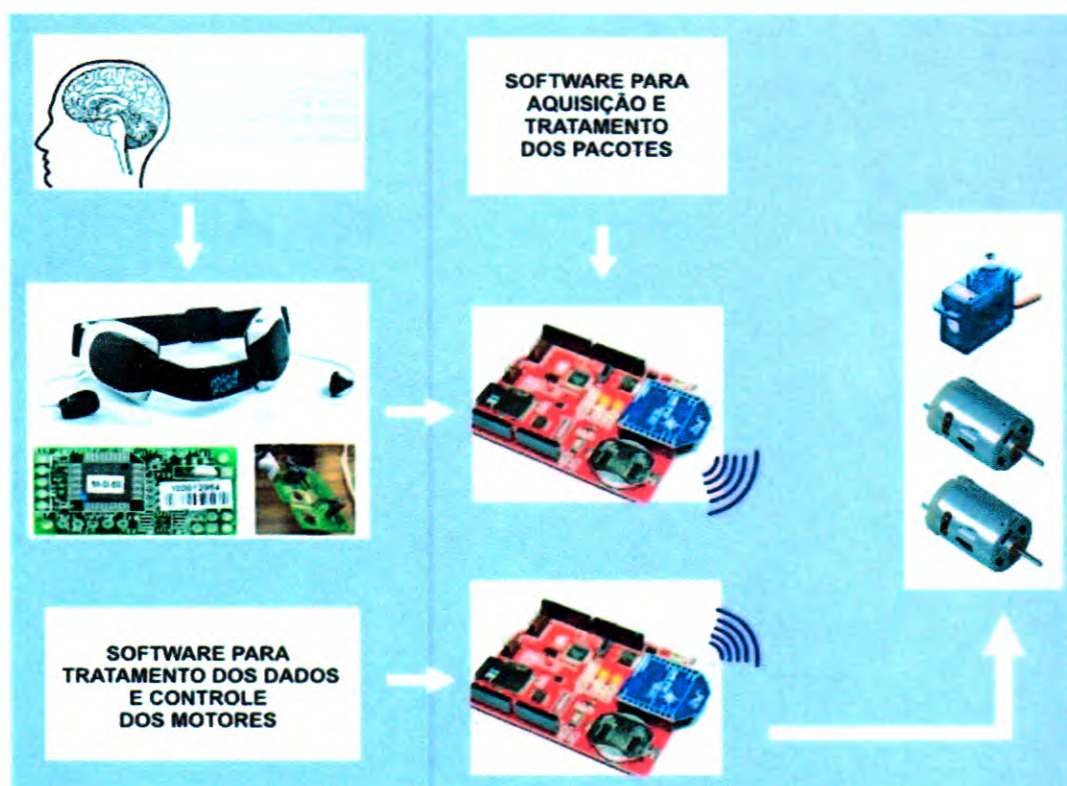
4 MÉTODOS E TÉCNICAS

Neste capítulo será detalhado o desenvolvimento dos sistemas que compõem esse trabalho, mostrando como foi montada a e como os dados oriundos da atividade cerebral puderam ser convertidos em comandos para movimentar um dispositivo externo.

O foco deste trabalho foi voltado às tecnologias assistivas, mais precisamente às cadeiras de rodas, dessa maneira, os dados foram trabalhados com um protótipo móvel, o qual teve a função de simular os principais movimentos de uma cadeira de rodas elétrica. O principal requisito (funcional) do sistema proposto foi utilizar os dados de atenção e de meditação do sujeito para o controle do dispositivo final, onde foi mostrado a aplicabilidade de uma ICM em uma tecnologia de apoio.

O meio de transmissão dos dados do aparelho de aquisição dos sinais para o dispositivo final foi não guiado, através de uma rede ZigBee ponto a ponto, para uma comunicação livre de fios. A figura 7 mostra um diagrama que dá uma visão holística do trabalho desenvolvido.

Figura 7 – Visão geral do sistema proposto



Fonte: Diagrama elaborado pelo Autor.

Através do dispositivo de EEG *MindFlex*, juntamente com sua tecnologia embutida, tornou possível a aquisição dos sinais. Esses sinais foram capturados através de um Arduino, os quais, em forma de pacotes, foram tratados e foram enviados para um segundo Arduino por meio de comunicação *wireless*. Esse envio foi possível através da tecnologia XBee, a qual tornou possível esse meio de comunicação. Os dados recebidos foram tratados, tornando-os para comandos, os quais seriam utilizados para controlar o acionamento e sentido dos motores presentes no dispositivo final.

Para um melhor entendimento das técnicas aplicadas a cada tecnologia e as interações do sistema, o trabalho foi dividido em **Sistema de Aquisição e Tratamento dos Pacotes**, o qual correspondeu a técnica utilizada para aquisição do sinal trabalhado até o envio dos dados de controle para outro nó e **Montagem do Protótipo**, o qual recebeu os dados do sistema de aquisição e se fez uso deles para o acionamento e controle dos motores.

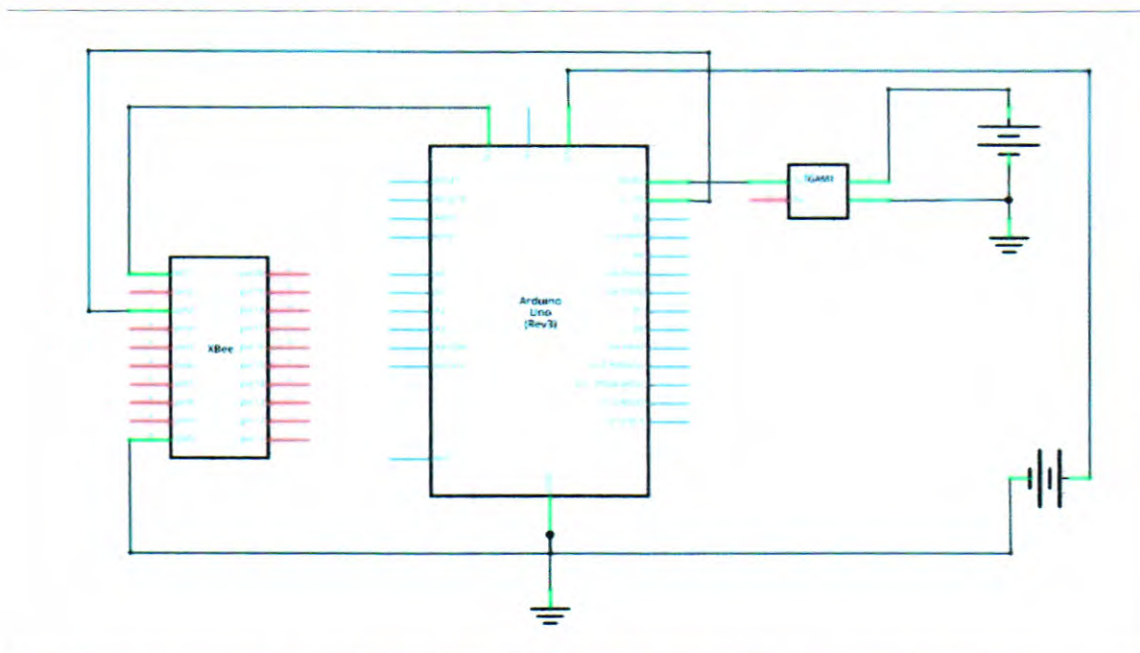
4.1 SISTEMA DE AQUISIÇÃO E TRATAMENTO DOS PACOTES

Na montagem do sistema de aquisição, para obter os sinais da atividade cerebral utilizou-se o aparelho *MindFlex* como eletroencefalógrafo por conta da tecnologia embarcada contida em seu hardware. O PCI da placa interna do *MindFlex*, o TGAM1, possui o chip TGAT que contém os algoritmos proprietários da empresa *NeuroSky* para o processamento de sinais.

Para obtenção dos dados de saída do chip, foi necessário fazer uma ligação física entre o chip TGAM1 e um microcontrolador externo, o qual foi utilizado uma versão clone da placa Arduino, o *Seeduino Stalker*. Soldou-se um fio de calibre 24 no pino "T" (*transmitter*) da placa de circuito impresso TGAM1, o qual é utilizado para comunicação da placa com o microcontrolador interno. O fio soldado foi conectado ao pino digital 0 "R" do *Seeduino Stalker*. Realizou-se também a soldagem de um segundo fio no pino GND (*ground* ou polo negativo) da placa de circuitos do *MindFlex* e conectou-o no pino GND do Arduino, compartilhando assim o seu aterramento.

A figura 8 apresenta o desenho de um circuito elétrico no qual foi baseado para a ligação física entre as tecnologias *MindFlex* e Arduino.

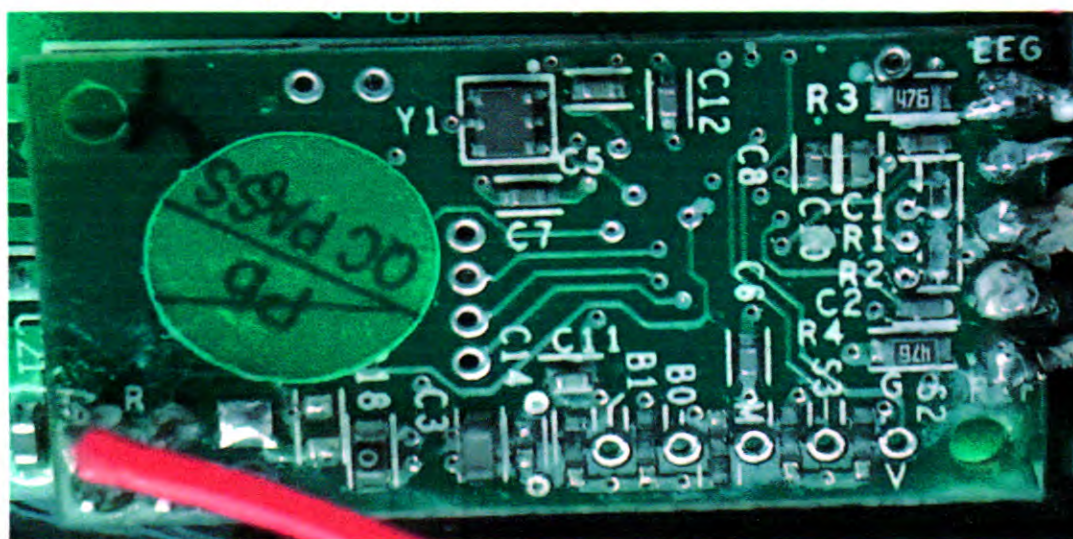
Figura 8 – Circuito do Sistema de Aquisição dos Pacotes.



Fonte: Circuito modelado pelo Autor.

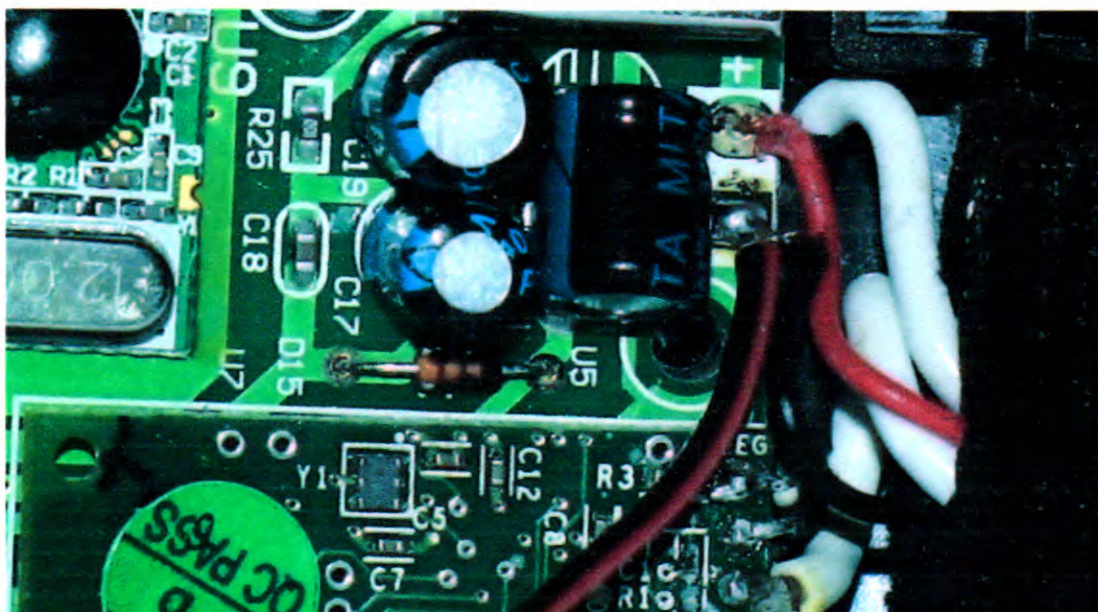
No circuito modelado na figura 8, foi utilizado o Arduino UNO R3 como base para as ligações. O *Hardware* do *MindFlex* continuou sendo alimentado pela sua fonte interna composta por 3 de pilhas AAA e a placa do Arduino foi alimentada através de uma bateria de 9V. As figuras 9, 10 e 11 apresentam como foi realizada a ligação física entre as tecnologias Arduino (*Seeduino Stalker*) e TGAM1.

Figura 9 – Soldagem do fio à saída T do TGAM1.



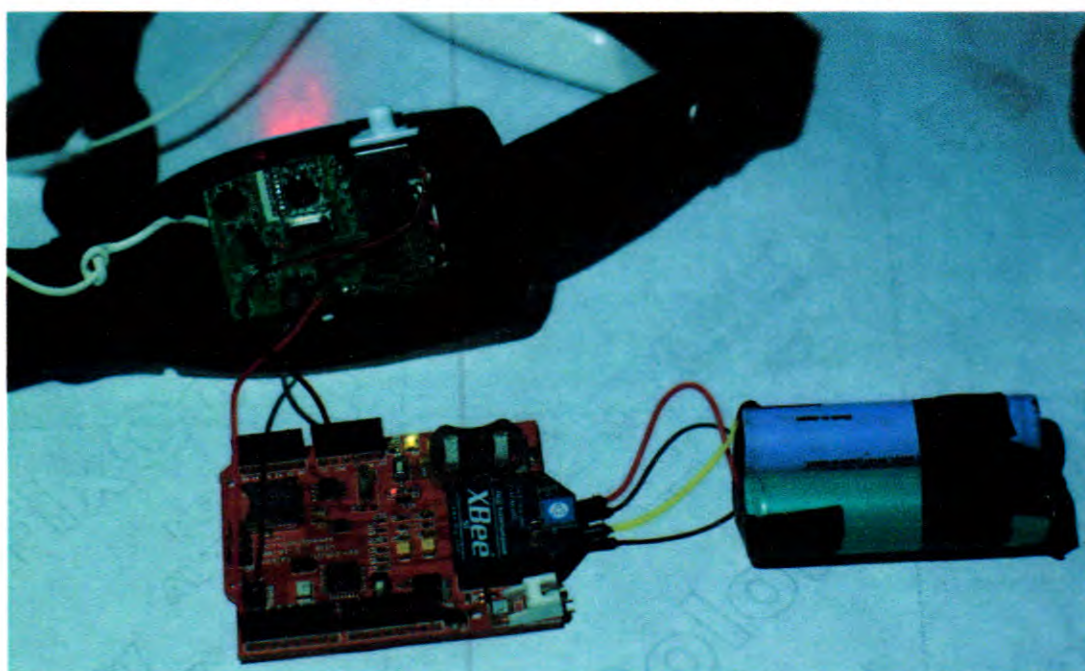
Fonte: Imagem do Autor.

Figura 10 – Soldagem do fio ao GND do MindFlex.



Fonte: Imagem do Autor

Figura 11 – Ligação do circuito do MindFlex ao Arduino.



Fonte: Imagem do Autor

Baseado na biblioteca *Brain* para aquisição e tratamento de pacotes das tecnologias *NeuroSky* desenvolvida por Mika (2010), foi escrito um software para a placa

Arduino que lê os pacotes recebidos. Os pacotes vieram em uma estrutura padrão descrita no protocolo *ThinkGear*, os quais puderam ser obtidos a cada segundo através do método `readCSV()`, retornando um conjunto (array) de chars. Dos dados que puderam ser capturados, foi utilizado os dados de *signal strength*, o qual demonstrou a qualidade do sinal e os dados de *eSense: Atenção e Meditação*, que foi utilizado como sinais de comando, os quais puderam ser obtidos facilmente pelos métodos `readSignalQuality()`, `readAttention()`, `readMeditation()`, respectivamente através do tipo retornado.

A Figura 12 mostra um trecho do programa *uploaded* na placa Arduino do sistema de aquisição de sinais.

Figura 12 – Trecho de código usado no Sistema de Aquisição e Tratamento dos Pacotes

```

BRAIN_EMISSOR | Arduino 1.0
File Edit Sketch Tools Help
BRAIN_EMISSOR $
Serial.println(c);
delay(1000);
}

void loop() { //Os comandos dentro desse bloco sao execu
    if (brain.update()) {
        Serial.print(brain.readSignalQuality());
        Serial.print(',');
        Serial.print(brain.readAttention());
        Serial.print(",");
        Serial.println(brain.readMeditation());
    }

    delay(1000);

    /*
    teste("25"."0"."0");
    */
}

Done Saving.
of ASCII characters and numbers (but cannot start with
a number).
They should also be less less than 64 characters long.

24 Arduino Duemilanove w/ ATmega328 on /dev/ttyACM1

```

Fonte: *PrintScreen* do Software Arduino IDE, executado sob plataforma Ubuntu.

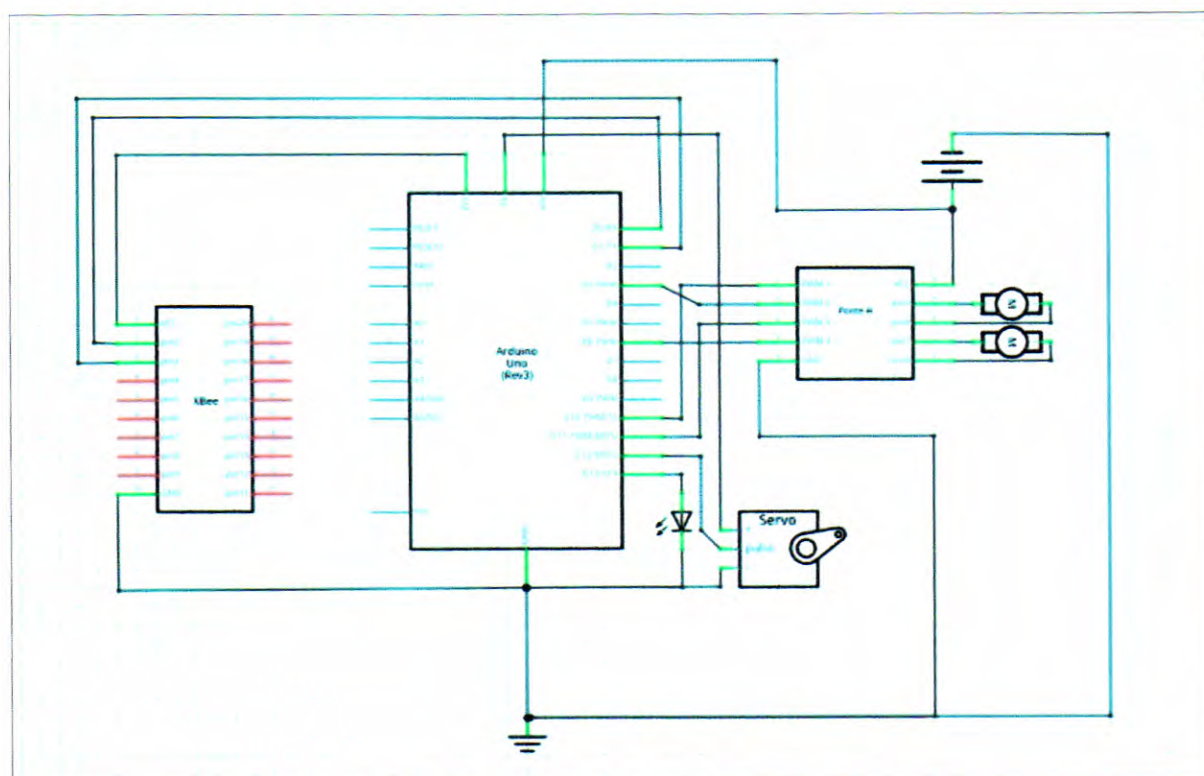
Foi escrito um *sketch*, onde foi permitida a captura dos dados da qualidade do sinal, atenção e meditação no instante de um segundo (1000 milissegundos) pelo Arduino. Enquanto havia atualizações de dados, através do chip no TGAM1, os dados eram

capturados pelo Arduino que os escrevia na saída serial, estando assim disponíveis para trafegarem através da tecnologia ZigBee, possibilitando por conseguinte, chegarem ao outro nó e tornarem-se comandos de controle. O programa também possuía algumas funções de testes para valores simulados.

4.2 MONTAGEM DO PROTÓTIPO

Foi desenvolvido um protótipo de um pequeno carro motorizado para receber os comandos e simular os movimentos de uma cadeira de rodas, o qual estava sob o controle de um microcontrolador Arduino conectado a um módulo XBee, formando o segundo nó da rede ZigBee. A figura 13 mostra um circuito do sistema de controle dos motores. O protótipo foi montado utilizando a versão clone *Seeduino Stalker*, mas para fins de demonstração, o esquema utilizou o Arduino UNO, o que não modificou o resultado final, uma vez que o microcontrolador é o mesmo.

Figura 13 – Circuito do Sistema de Controle dos Motores

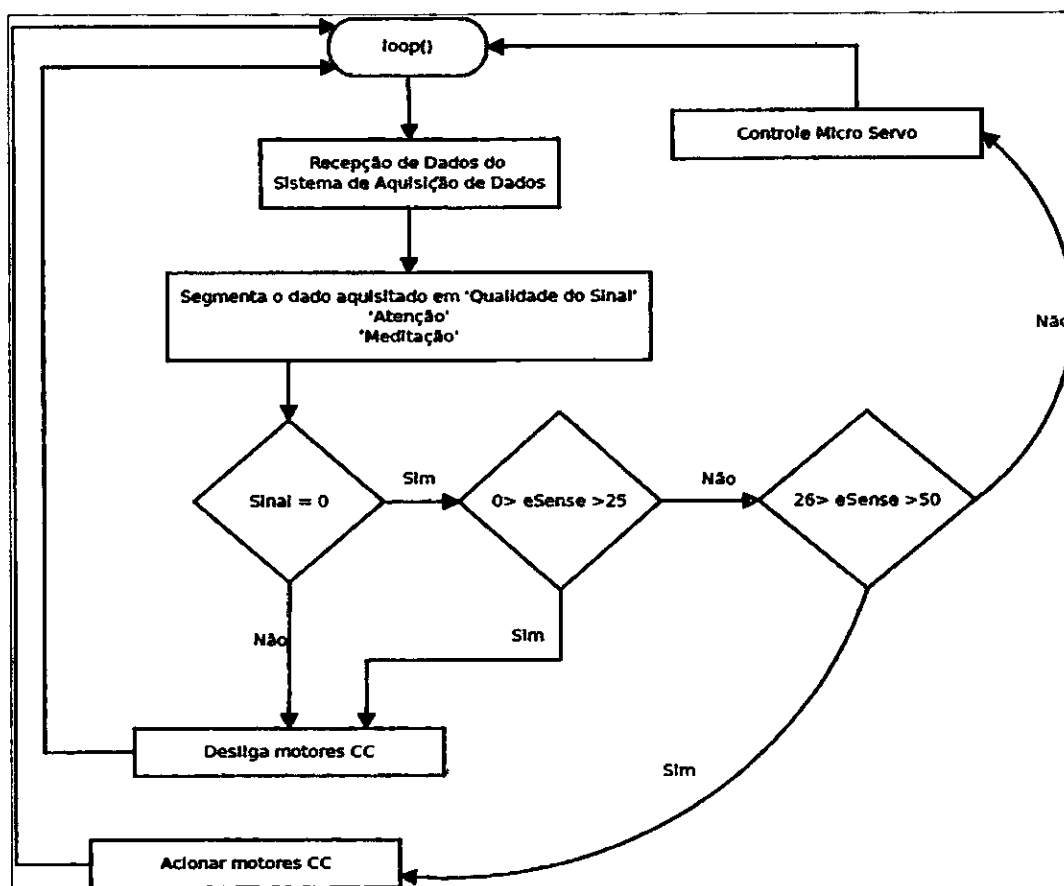


Fonte: Circuito modelado pelo Autor.

O carro foi desenvolvido com 2 motores CC (corrente contínua) que tracionavam os pneus traseiros do carro, realizando a mobilidade em linha reta do protótipo e possuindo um terceiro motor, um micro servo para o controle do sentido no qual o carro seguiria (direita/esquerda). Os motores CC eram acionados em uma tensão de 12V e por meio de um circuito de ponte-H e com a saída modulada por largura de pulso (PWM) do Arduino, foi possível aplicar uma redução de velocidade de rotação nos motores. A alimentação do micro servo deu-se a partir da saída de 5V do Arduino, e a alimentação dos motores CC ocorria através de bateria, formada por células de baterias de íons de Lítio, as quais alimentavam concomitantemente o Arduino.

O programa embarcado sob plataforma Arduino para o controle do protótipo foi implementado de acordo com o fluxograma descrito na figura 14. Foi escrito um método que recebe os dados da serial e os separa nas três variáveis descritas no software embarcado do sistema de aquisição.

Figura 14 – Fluxograma do Software Embarcado para o Sistema de Controle



Fonte: Fluxograma elaborado pelo autor.

Através das estruturas de condição, foram implementadas as regras de controle em cima dos dados de eSense, acionando os motores CC através da ativação de pinos digitais referentes aos fios soldados aos polos positivos dos motores. Tarefa similar foi realizada no controle do sentido do micro servo, onde os dados de eSense também foram utilizados para do instante no qual o motor foi acionado. As instruções foram repetidas a um intervalo de 1000ms.

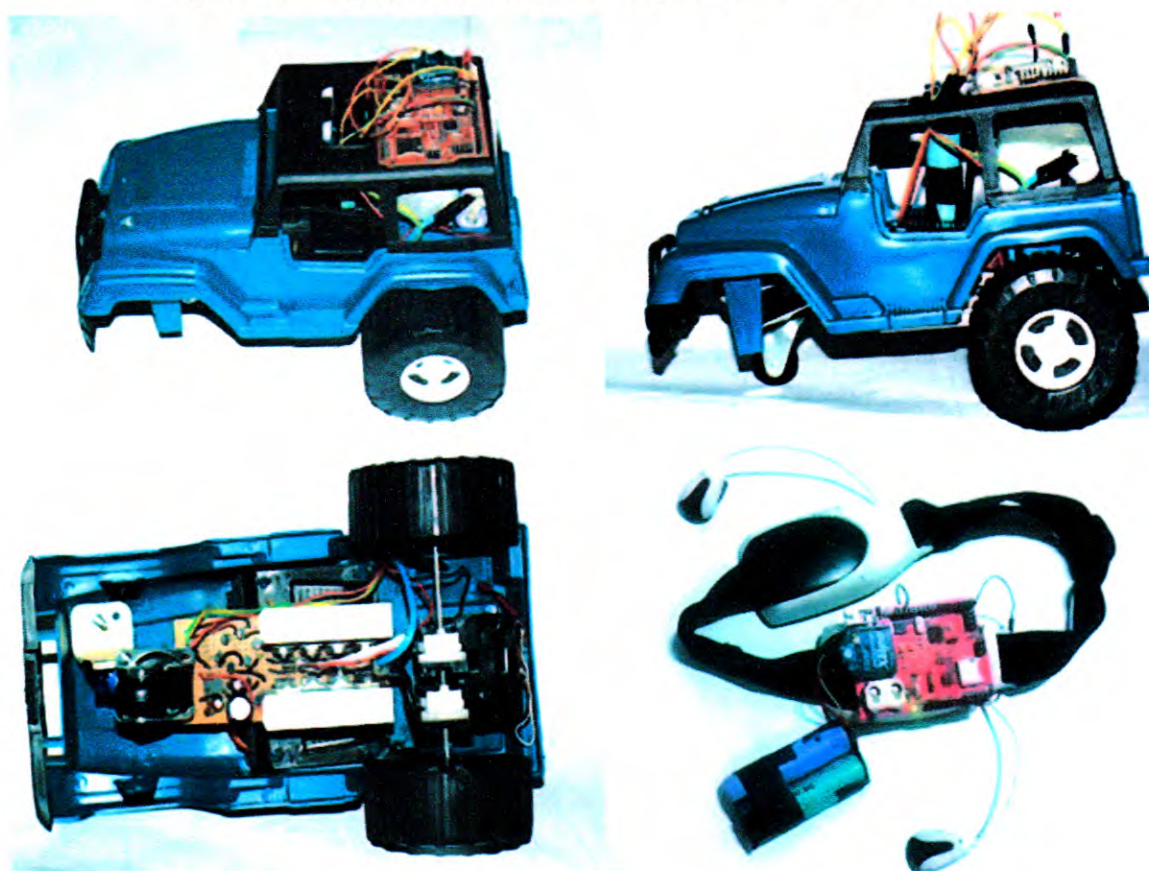
Na implementação da comunicação sem fio entre o sistema de aquisição e o protótipo de teste foi montada uma rede ponto a ponto através de dois módulos XBee séries 1, os quais permitiram a troca de dados sob o protocolo ZigBee. Nenhuma configuração complexa foi realizada nos módulos, considerando que eles já vieram configurados de fábrica, com o modo de operação *broadcast*¹¹, e que não seria utilizado para grandes redes como uma rede de sensores sem fio, mas sim, uma simples comunicação entre os subsistemas do projeto.

11. Modo de operação onde um nó transmite um dado sem um destinatário específico, ou seja, todos os outros nós da rede receberão esse dado.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

O desenvolvimento do sistema de aquisição e do dispositivo final demonstrou o funcionamento do sistema objetivado nesse trabalho. Foi possível identificar alguns pontos referentes aos resultados do sistema desenvolvido, apontando características, comportamento pós-implementação e alguns testes realizados com valores simulados.

Figura 15 – O projeto de Interface Cérebro-Máquina desenvolvido



Fonte: Imagem elaborada pelo autor.

5.1 O SISTEMA DE AQUISIÇÃO

A aquisição de dados pelo aparelho de EEG (*MindFlex*) foi o primeiro passo para o controle. Um microcontrolador se fez necessário para a obtenção dos sinais pré-processados pelo TGAT e o Arduino foi escolhido pela rápida prototipação de hardware e pela facilidade na programação. Além disso, ele se mostrou um dispositivo adequado a ser

utilizado, por possuir um canal de comunicação por hardware onde foi possível obter os dados de saída do TGAM1 que continham esse mesmo canal de comunicação serial. Ao escolher a versão do Arduino, foi selecionado a versão clone *Seeeduno Stalker V1.0* pela nativa possibilidade de trabalhar com módulos XBee, tecnologia na qual foi utilizada para transmitir os dados para o dispositivo final.

Observou-se que quando o *MindFlex* transmitiu um sinal, ele abriu um canal de comunicação, e através desse canal foi possível obter os pacotes, fazendo uma ligação entre a saída Tx (*transmitter*) do microcontrolador interno (na placa havia um canal de ligação entre esse pino do microcontrolador) e o pino '0' Rx (*receiver*) do Arduino. Para que fosse possível acoplar a placa Arduino, foi necessário compartilhar o pino terra (GND) deste com o *ground* do circuito TGAM1; dessa forma, todos os pacotes transmitidos foram capturados.

Com base no protocolo de comunicação da tecnologia *ThinkGear*, foi possível entender a estrutura dos pacotes recebidos e tratá-los e através da biblioteca para a plataforma Arduino, chamada *Brain*, tornou simples o tratamento e seleção de dados de pacotes com estrutura baseada nas tecnologias *ThinkGear* da NeuroSky.

5.2 TRATAMENTO DOS DADOS PARA O CONTROLE DO PROTÓTIPO

Na análise da implementação referente à qualidade do sinal, foi possível observar a grande importância da criação de um método para mostrar ao usuário que o eletrodo estava mal posicionado ou que havia muita interferência naquele local. Isso foi possível através de um LED vermelho o qual era acionado quando o sinal era maior que 0.

Como os dados (utilizáveis para o controle) recebidos por esse sistema representavam apenas 2 variáveis restantes, ou seja, apenas valores de atenção e meditação, só seria possível aplicar o controle com apenas 1 grau de liberdade, sem controlar o acionamento e parada do dispositivo. Dessa forma, convencionou-se que dentro dos valores de 0-100 das duas variáveis, pôde-se obter os comandos através dos intervalos de: 0-25 o sistema ficaria em repouso; nos valores entre 26-50 em ambas variáveis, o móvel seguiria em linha reta; entre os valores de 51-100, aplicado no controle do sentido do carro. Os sinais de atenção representariam o sentido horário (direita) e os sinais de meditação representariam o sentido anti-horário (esquerda), concluindo assim que pôde-se controlar o acionamento e o sentido do dispositivo final.

O critério de escolha do sentido para o controle dos motores foi atribuído ao

maior valor recebido de uma das variáveis de eSense. Na detecção dos dados entre 51-100, se o valor da atenção fosse maior que o valor da meditação, os sinais de comando seriam enviados para um dos pinos PWM do Arduino, setando valores em ordem crescente, mantendo assim o motor com ângulo em sentido horário, caso contrário, o motor formaria ângulo para o sentido anti-horário. Cabe observar que o motor só voltaria a formar ângulo 0°, ou seja, o carro voltaria a andar em linha reta, se os valores de eSense ficarem abaixo de 51.

5.3 A COMUNICAÇÃO SEM FIO

A fim de não haver fios interligando o protótipo da cadeira de rodas e o sistema de aquisição e tratamento dos sinais, optou-se por utilizar alguma tecnologia de comunicação sem fio, visando além estética, a segurança do usuário final, uma vez que se aplicado em cadeiras elétricas reais, os circuitos do MindFlex os quais seriam posicionados juntos à cabeça do usuário, estariam ligados fisicamente aos circuitos de alta voltagem dos motores. Dessa forma, o uso de uma rede sem fio para essa comunicação foi adequadamente escolhido.

Observou-se que o uso de módulos XBee para a simples comunicação sem fio realizada no presente desenvolvimento, não foi adequada. Mesmo com a aplicação dessa tecnologia para esse fim tornando-se funcional, os módulos possuem altos custos, e vastas possibilidades de uso, principalmente para aplicações onde necessita-se de uma técnica para comunicação em distâncias acima de 50 metros, e o sistema em questão utilizou apenas uma comunicação de curta distância e pacotes com poucos dados.

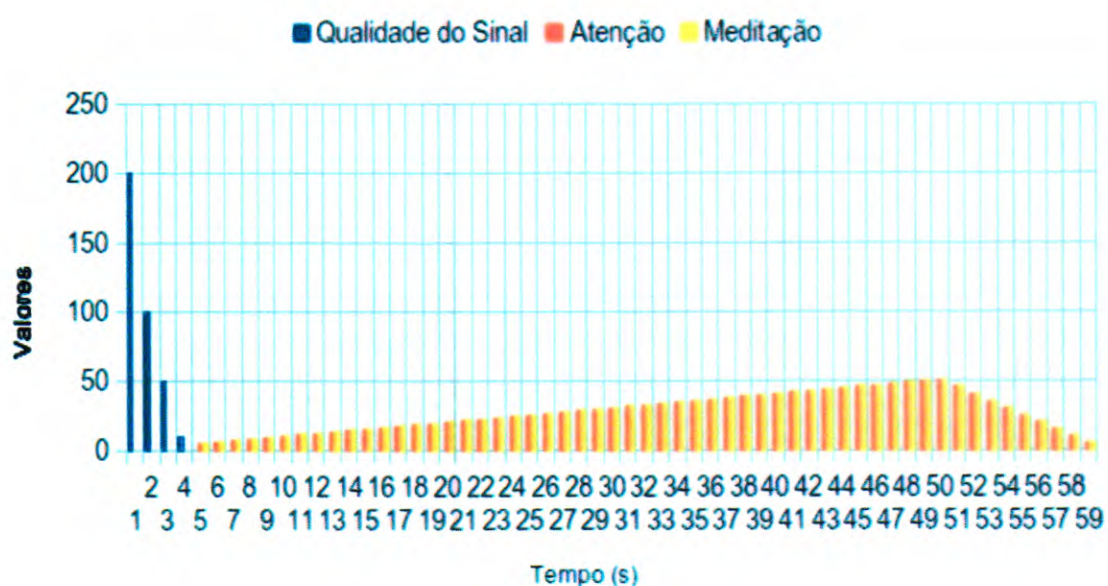
5.4 TESTE COM VALORES SIMULADOS

O sistema foi testado apenas com valores simulados, sendo realizado em 4 fases, cada uma com uma sequência de meio minuto (60 casos de testes), aplicados dentro da função *loop* do Arduino do sistema de aquisição, o qual enviou os sinais simulados para o Arduino de controle dos motores (protótipo de teste).

As fases do teste foram respectivamente a de controle do acionamento, controle para direita, controle para a esquerda. Considerando a faixa de valores do eSense de Atenção e de Meditação que são entre 0 e 100 para cada variável, foram adicionados como parâmetro para a função teste(), valores sequenciais simulando a atividade cerebral.

Para testar o controle de acionamento, foram criados 60 casos de teste, utilizando valores entre 1-50 para cada uma das variáveis de eSense e os valores de 0-200 para a qualidade do sinal, considerando que só haveria valores de eSense, se a qualidade do sinal estiver igual a 0 (qualidade boa). Um gráfico com os valores utilizados em uma iteração do *loop* são mostrados na figura 16.

Figura 16 – Valores utilizados no teste para o controle de acionamento.



Fonte: Figura gerada pelo autor através do software LibreOffice Calc.

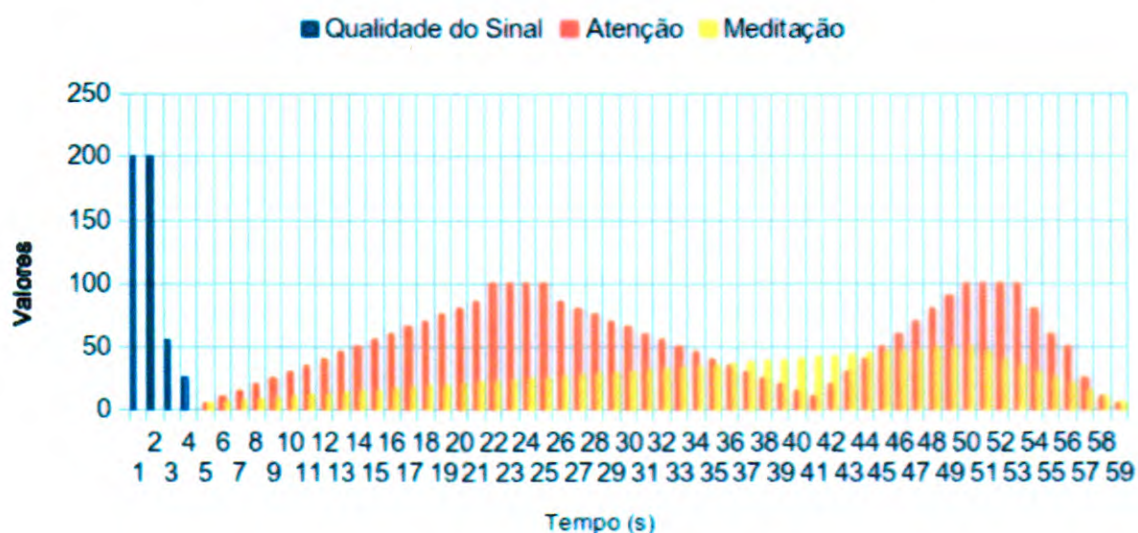
Nos testes realizados para o controle direito e esquerdo do sentido do carro, foi utilizado um intervalo de valores entre 0-100, simulando desde o acionamento, ao controle da atividade de atenção, com um pequeno erro proposital, simulando uma perda do foco do sujeito utilizador do sistema, considerando que necessitaria de mais treino por parte do usuário. Os mesmos dados foram utilizados para teste do controle esquerdo (Meditação).

As figuras 17 e 18, mostram os gráficos com valores utilizados no teste em cada instante de tempo, para uma iteração no *loop*. As imagens representam os mesmos valores que foram aplicados ao protótipo para testar os comandos ao sentido do servo motor, entretanto, via codificação, foi trocada a posição das variáveis, assim como na descrição dos valores do gráfico.

Os valores simulados representaram uma realidade ótima, onde o usuário teria um apto controle das atividades de Atenção e Meditação. Optou-se por utilizar esses

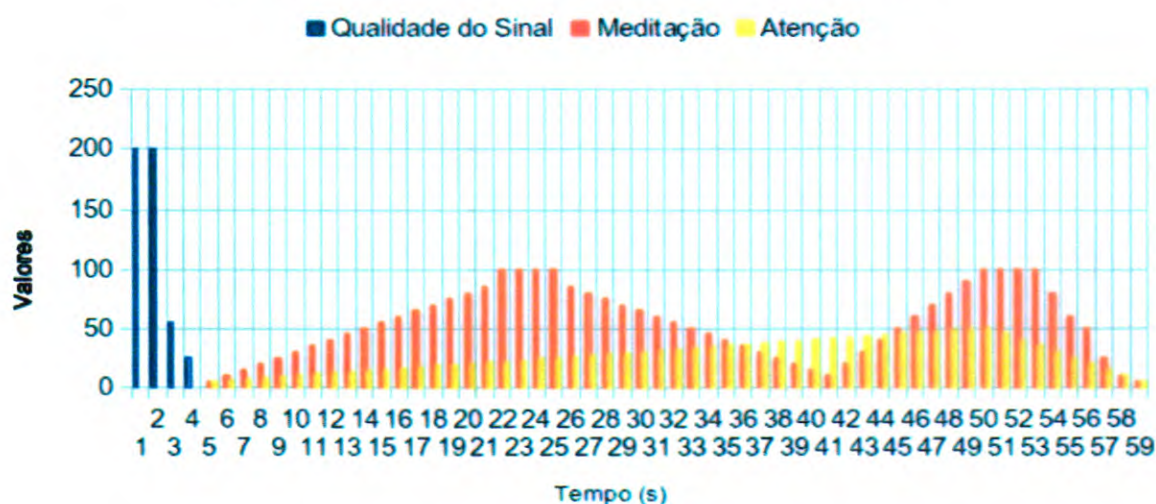
valores, considerando que após um rigoroso treinamento por *neurofeedback*, o usuário poderia obter excelência no controle dessas variáveis relacionada às atividades mentais observadas nas bandas de potência do EEG e dos valores de eSense.

Figura 17 – Valores simulados para o controle da Atenção.



Fonte: Figura gerada pelo autor através do software LibreOffice Calc.

Figura 18 – Valores simulados para o controle da Meditação.



Fonte: Figura gerada pelo autor através do software LibreOffice Calc.

Foi realizado um ultimo teste, apenas com valores aleatórios, simulando um

sujeito com pouco ou nenhum treinamento. Esse ultimo mostrou que mesmo com valores não sequenciais, o sistema implementado para o controle dos motores demonstrou-se bem satisfatório.

Todos os comandos enviados através do Arduino do Sistema de Aquisição foram recebidos com êxito pelo Arduino do Protótipo de Teste, mostrando uma eficácia na comunicação sem fio.

5.5 CUSTOS DO PROJETO

Um ponto importante a ser observado, foram os custos de desenvolvimento do trabalho. A tabela 1 mostra uma estimativa de valor dos componentes e módulos utilizados no desenvolvimento do projeto, sem mencionar os utilizados no protótipo de teste, considerando que o sistema pode ser aplicado a outros sistemas.

Tabela 1 – Estimativa de custos do projeto

Índice	Componente	Quantidade	Valor (unidade)	Valor (total)
01	Seeeduino Stalker v2	2	R\$ 86,36	R\$ 172,72
02	MindFlex	1	R\$ 193,84	R\$ 193,84
03	Módulo XBee Series 1	2	R\$ 50,82	R\$ 101,64
04	LED 5mm	1	R\$ 0,69	R\$ 0,69
05	Outros		R\$ 5,00	R\$ 5,00
Total				R\$ 473,89

Fonte: Tabela criada pelo Autor.

Em vários pontos, o sistema poderá se tornar mais acessível em relação aos custos. Pôde-se observar que o componente com o custo-benefício não conivente com a sua real necessidade foi o uso de XBee para a comunicação sem fio. Como comentado na sessão 5.3, para a comunicação em questão, o uso de módulos XBee, mesmo atendendo às expectativas para a troca de mensagens entre os sistemas, ele pode ser substituído por uma outra tecnologia de custo menor e atendendo de forma satisfatória à necessidade do sistema.

Ao modificar a tecnologia para comunicação sem fio, o microcontrolador

utilizado pode ser alterado por uma versão de menor custo e que atenda às necessidades da nova tecnologia *wireless*. Considerado que a troca fosse por um *Arduino UNO*, já teria uma redução de R\$ 31,86 (unidade) em comparação ao preço unitário de um *Seeeduino Stalker*, como foi mostrado na tabela 1.

5.6 AVALIAÇÃO DA EFICIÊNCIA DO PROJETO

O sistema desenvolvido tornou-se uma forma alternativa de controle para dispositivos controlados manualmente. O protótipo teve seu foco nos movimentos de uma cadeira de rodas, no acionamento e controle do sentido (direito e esquerdo). Quando voltado para os usuários com necessidades especiais, como portadores de tetraplegia, o modelo se torna um item indispensável para a independência do sujeito.

Mesmo contendo apenas um eletrodo, o sistema de EEG da *NeuroSky* se mostrou bem eficiente no que se trata da aquisição da Atenção e Meditação, o que fez com que o desenvolvimento se tornasse simples, sem a necessidade de uma aplicação robusta de processamento de sinais.

Baseado no levantamento teórico realizado no qual fundamentou-se esse projeto e com dos testes realizados com os valores simulados aplicados no protótipo, observou-se que o sistema proposto se mostrou eficaz no controle.

Vale ressaltar que qualquer dispositivo que trabalhe com 4 comandos ou dois graus de liberdade, como uma garra robótica para cada mão, ou qualquer outro que trabalhe a partir de motores, apresentariam as mesmas características ou particularidades já mencionadas. Também é necessário pautar que um treinamento intensivo com o uso da ferramenta é imprescindível, baseando-se nas técnicas de *neurofeedback* para o desenvolvimento do controle mental das atividades mostradas nas bandas de potência do EEG, assim como na Atenção e Meditação do sujeito, senão a atividade cerebral fará com que o dispositivo final tenha movimentos imprecisos ou indesejáveis já que o objetivo é que o móvel somente seja acionado a partir de um acionamento mental válido.

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A presente pesquisa se trata do desenvolvimento de um protótipo que pôde ser controlado através da atividade cerebral, por meio de um sistema de aquisição de dados, montado a partir de um aparelho de EEG chamado MindFlex. Baseado na plataforma Arduino, se fez possível a prototipagem de um sistema em que através de um canal de comunicação por hardware, os sinais pré-processados foram capturados, tratados e enviados para o protótipo de teste, o qual os transformou em comandos e através da ativação de pinos de um segundo Arduino, foi possível o controle de motores, simulando os principais movimentos de uma cadeira de rodas.

O sistema se mostrou eficaz, onde, por meio de testes realizados com valores simulados, o móvel respondeu de acordo com o controle proposto no intervalo de valores. A utilização da plataforma Arduino no seu desenvolvimento foi de grande valia pela rápida prototipagem do sistema em geral e pela vasta gama de conteúdo relacionado, o que facilitou a criação dos circuitos.

Um ponto a ser observado, foi o custo final do projeto, o qual deve-se analisar os custos benéficos finais da utilização do modelo apresentado para avaliação de sua eficácia. No item 5.5 foi proposto algumas modificações as quais reduziram consideravelmente os custos financeiros do projeto. Conclui-se então que, sob a luz da eficácia e da análise do custo benefício do protótipo apresentado, o modelo para controle de cadeira de rodas através de Interface Cérebro-Máquina demonstrou-se viável de ser implementado ampliando assim a oferta de dispositivos de acessibilidade com características automatizadas.

6.1 TRABALHOS FUTUROS

Pensou-se como sugestão para futuras melhorias no trabalho, algumas alternativas ao uso das tecnologias empregadas.

Inicialmente, o aparelho de EEG poderia ser substituído, considerando que o modelo utilizado tratava-se de um dispositivo amador, o qual os sensores foram adaptados de um dispositivo para jogos eletrônicos. Uma proposta seria a adequação do projeto a um eletroencefalógrafo médico profissional, ou aparelho mais robusto, com a possibilidade de uso no processamento dos sinais e obtenção de variáveis mais fiéis às de controle de uma cadeira de rodas ou dispositivo. Poderia também ser realizado o controle através de

potenciais visualmente evocados.

Seguindo essa proposta, o projeto se limita a apenas 4 tipos de controle. Poderia ser implementada uma forma de controle não só da direção do carro e o do acionamento, mas também da velocidade do móvel e dos atos de avanço e retrocesso.

Uma segunda proposta de modificação, inclusive já mencionada, seria o uso de uma alternativa tecnológica para a comunicação sem fio, a fim de diminuir os custos.

Por fim, ao invés de aplicar os dados em protótipo de carro, pode-se desenvolver um modelo para a motorização de uma cadeira de rodas manual, tomando-se assim um sistema completo de tecnologia assistiva, culminando em um produto mais adequado a seu uso. Nesse caso, poderia utilizar outros microcontroladores, como o PIC, tendo assim uma autonomia para registrar o projeto e torná-lo rentável financeiramente e com modelagem proprietária.

REFERENCIAS

- ALMEIDA, C. M. A. **Sistema de autenticação pessoal baseado em sinais de EEG.** Dissertação- Universidade de Alveiro, 2009. Disponível em: <<https://ria.ua.pt/handle/10773/7472>>. Acesso em: 02 jun. 2014.
- AMIRI, S., ASADPOUR, V. **A Review of Hybrid Brain-Computer Interface Systems.** *Advances in Human-Computer Interaction*, 2013.
- ARDUINO. Disponível em: <<http://www.arduino.cc/>>. Acesso em: 02 jun. 2014.
- AZEVEDO, F. A. C. et. al. Equal numbers of neuronal and non-neuronal cells make the human brain an isometrically scaled-up primate brain. *Journal of Comparative Neurology*. 2009. vol. 513: pp. 532-541.
- BASMAJIAN, J. V. e LUCA, C. J. **Muscles alive: their functions revealed by electromyography.** Williams & Wilkins, 1985.
- BIRBAUMER, N.; COHEN, L. G., **Brain-computer interfaces: Communication and restoration of movement in paralysis.** *J Physiol* 2007;579:621-36.
- BONINGER, M. L.; IMPINK, B. G.; COOPER, R. A.; KOONTZ, A.M. Relation between median and ulnar nerve function and wrist kinematics during wheelchair propulsion. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*, v.85, pp.1141-1145, 2004.
- BOURGEOIS-DOYLE, R. I. **George J. Klein: The Great Inventor.** 2. ed. Ottawa: NRC Research Press, 2004. 289p.
- BRASÍLIA, Decreto nº 5.296, de 2 de dezembro de 2004, 2004
- BROMLEY, I. **Tetraplegia and paraplegia : a guide for physiotherapists.** 6th ed, Edinburgh, New York : Churchill Livingstone, 2006.
- CALOTI, T. A.; FERREIRA, A.; ANDREÃO, R. V.; COELHO, L. C., **Reconhecimento de Estados Mentais no EEG para a Aplicação em Tecnologias Assistivas.** X Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente, 2011.
- CLARK J.A, ROEMER R.B. **Voice controlled wheelchair,** *Arch Phys Med Rehabil.* Abril, 1977. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/849131>> Acessado em: 05 dez. 2013.
- COOK, A.M.; HUSSEY, S. M. **Assistive Technologies: Principles and Practices.** St. Louis, Missouri. Mosby - Year Book, Inc, 1995.
- CORDE. PORTARIA Nº 142, DE 16 DE NOVEMBRO DE 2006. 2006
- DOULAH, A.B.M.S.U, IQBAL, M.A. (Dec. 2012). **An approach to identify myopathy disease using different signal processing features with comparison.** 15th International Conference on Computer and Information Technology (ICCI). pp. 155 – 158. Available: <<http://ieeexplore.ieee.org/xpl/articleDetails.jsp?arnumber=6509759>>. Acessado em 14 abr. 2014.