
Sistema de Comunicação Alternativa Acionado por Contração Muscular

Bruna Souto Siqueira



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

Uberlândia
2017

Bruna Souto Siqueira

**Sistema de Comunicação Alternativa Acionado
por Contração Muscular**

Monografia apresentada ao Programa de Graduação da Faculdade de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia como parte dos requisitos para a obtenção do título de Bacharel em Engenharia Biomédica.

Área de concentração: Engenharia Biomédica

Orientador: Eduardo Lázaro Martins Naves

Uberlândia
2017

*Este trabalho é dedicado a aqueles que,
quando pequenos, sonharam em se tornar cientistas.*

Agradecimentos

Sou grata a Deus por te dado força para poder superar todas as adversidades até aqui. Pela minha família pela compreensão e auxílio. A Universidade Federal de Uberlândia, aos professores, pelos recursos e o conhecimento fornecido. Ao meu orientador Eduardo Lázaro pelo apoio, confiança, suporte e conhecimentos fornecidos.

Resumo

Este trabalho é inspirado nos teclados virtuais para comunicação alternativa existentes no mercado como recursos da Tecnologia Assistiva. Ele possui vários elementos de diferentes áreas que compõe o seu conjunto. Na sua parte desenvolvida em software apresenta a junção de teclas, número e pontos. Além disso, em sua primeira linha, há um pictograma o qual foi desenvolvido juntamente com o auxílio de uma fisioterapeuta e seu intuito é oferecer um atalho para as necessidades diárias. O seu acionamento foi projetado para atender deficientes com severas limitações físicas, baseado em um sistema de captura composto por eletromiografia, de modo que com um simples movimento muscular possa ser escolhida a tecla desejada. Assim, os resultados mostram que com elementos triviais aprendidos durante o curso de Engenharia Biomédica é possível construir um bom sistema para auxiliar e melhorar a qualidade de vida dessas pessoas.

Palavras-chave: Engenharia Biomédica, tecnologia, Tecnologia Assistiva, Teclado Virtual, Pictograma, Eletromiografia .

Abstract

This work is inspired by the virtual keyboards for alternative communication existing in the market as Assistive Technology resources. It has several elements from different areas that make up your set. In its developed part in software presents the key junction, number and points. In addition, in its first line, there is a pictogram which was developed together with the help of a physiotherapist and its purpose is to offer a shortcut to the daily needs. Its drive has been designed to meet the handicapped with severe physical limitations, based on a capture system composed of electromyography, so that with a simple muscular movement can be chosen the desired key. Thus, the results show that with trivial elements learned during the course of Biomedical Engineering it is possible to build a good system to help and improve the quality of life of these people.

Keywords: Engineering Biomedical, technology, Assistive Technology, Virtual Keyboard, Pictogram, Electromyography.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Bomba de Sódio-Potássio	26
Figura 2 – Medição do PA	26
Figura 3 – Gráfico das fases do Potencial de Ação	27
Figura 4 – Diferença dos tempos de abertura entre os canais de Sódio e Potássio .	28
Figura 5 – Músculo Esquelético	29
Figura 6 – Somatório dos Potenciais de Ação	30
Figura 7 – Diagrama de funcionamento	32
Figura 8 – Esquematização das funções do Pictograma	34
Figura 9 – Especificações do Arduino UNO	35
Figura 10 – Arduino UNO - Vista superior	35
Figura 11 – Arduino UNO - Vista Lateral	36
Figura 12 – Pinagem - Myoware	36
Figura 13 – Sensor Myoware	37
Figura 14 – Sensor Myoware com a sua referência	37
Figura 15 – Posicionamento do eletrodo utilizando o músculo Masseter	38
Figura 16 – Posicionamento do eletrodo utilizando o músculo Epicrânio	39
Figura 17 – Imagem do Eletrodo	40
Figura 18 – Montagem final do projeto	41
Figura 19 – Sistema de varredura: coluna à coluna	41
Figura 20 – Sistema de varredura: linha à linha	42
Figura 21 – Seleção da função no software	42
Figura 22 – Montagem utilizando o músculo bíceps	43
Figura 23 – Montagem final utilizando o músculo epicrânio	45
Figura 24 – Palavra escrita através do teclado virtual	45

Lista de tabelas

Tabela 1 – Concentração de íons nos meios extra e intracelular	26
--	----

Lista de siglas

TA Tecnologia Assistiva

CAT Comitê de Ajudas Técnicas

SEDH/PR Secretaria Especial dos Direitos Humanos da Presidência da República

EUSTAT "Empowering Users Through Assistive Technology"

ADA American with Disabilities Act

C1 Cervical 1

C2 Cervical 2

C3 Cervical 3

C4 Cervical 4

C5 Cervical 5

C6 Cervical 6

NMS Neurônio Motor Superior

NMI Neurônio Motor Inferior

Ca++ Cálcio

Hz Hertz

Vpp Tensão de pico à pico

Ag Prata

Cl Cloro

AgCl Cloreto de Prata

NTA Núcleo de Tecnologia Assistiva

EMG Eletromiografia

ATP Adenosina Trifosfato

PA Potencial de Ação

Sumário

1	INTRODUÇÃO	12
1.1	Motivação	13
1.2	Objetivos e Desafios da Pesquisa	13
1.3	Hipótese	13
1.4	Organização da Monografia	13
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	15
2.1	Tecnologia Assistiva	15
2.2	Classificação da Tecnologia Assistiva	16
2.2.1	Auxiliar na vida cotidiana	16
2.2.2	Comunicação Aumentativa	17
2.2.3	Recursos para acesso ao computador	17
2.2.4	Sistemas de controle do ambiente	17
2.2.5	Adaptações Arquitetônicas	18
2.2.6	Órteses e Próteses	18
2.2.7	Adequação Postural	18
2.2.8	Auxílios de Mobilidade	19
2.2.9	Auxílios para aumentar a capacidade de deficientes visuais	19
2.2.10	Auxílios para pessoas com déficit auditivo	19
2.2.11	Adaptações em veículos	19
2.2.12	Esporte e lazer	19
2.3	Legislação no Brasil com respeito à acessibilidade	20
2.4	Tetraplegia	22
2.4.1	Nível Cervical 1 - Cervical 3	23
2.4.2	Nível Cervical 4	23
2.4.3	Nível Cervical 5	24
2.4.4	Nível Cervical 6	24
2.5	Esclerose Lateral Amiotrófica - ELA	24

2.6	Eletromiografia	24
2.6.1	Impulso Nervoso	25
2.6.2	Contração Muscular	28
2.6.3	Eletrodo	30
3	METODOLOGIA	32
3.1	Proposta	32
3.2	Construção do Software	33
3.3	Arduino	34
3.4	Shield Myoware	36
3.5	Musculatura utilizada	37
3.6	Preparação da Pele	39
3.7	Eletrodo para a captura	39
3.8	Experimentos	40
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	44
4.1	Avaliação dos Resultados	44
5	CONCLUSÕES	47
5.1	Principais Contribuições	47
5.2	Trabalhos Futuros	48
	REFERÊNCIAS	49

Introdução

Atualmente, segundo os dados do Senso fornecidos pelo IBGE, cerca de 6,2% da população brasileira possui algum tipo de deficiência, a considerar quatro tipos: auditiva, visual, física e intelectual. Dentre estes 1,3% tem algum tipo de deficiência física e 46,8% deste total possui grau elevado ou muito elevado de limitações e apenas 18,4% são submetidos à reabilitação (VILLELA, 2015). Em contra partida, apesar deste elevado número de pessoas debilitadas, a tecnologia vem evoluindo ano após ano a engenharia mostra-se cada vez mais eficiente em encontrar soluções e ferramentas para melhorar a vida das pessoas.

Uma prova disso é a Tecnologia Assistiva, a qual apresenta uma variada gama de equipamentos, serviços, estratégias, práticas desenhadas e implementadas para amenizar problemas funcionais enfrentados por pessoas com deficiência (COOK; POLGAR, 2014). Em suma, a tecnologia tem diferentes modos de impactar a vida de uma pessoa, pois para aquelas as quais não possuem deficiência torna as coisas mais fáceis, por outro lado para aquelas que possuem deficiência torna as coisas possíveis (BERSCH, 2013).

Com a popularização da internet e a facilidade na aquisição de computadores, diversos estudos vem sendo realizados para ajudar a comunicação de pacientes com severas dificuldades motoras, por exemplo, a tetraplegia. Softwares vêm sendo implementados de maneira a auxiliar a comunicação de pacientes com estas características, estes programas computacionais são parte de um sistema composto por uma entrada (acionamento) e software de comunicação. Geralmente, estes dispositivos de entrada são caracterizados por capturarem uma intenção voluntária do usuário (GOMIDE et al., 2016). Dentre estas entradas têm-se, mouses adaptados, joysticks, o movimento ocular capturado por um dispositivo denominado eyetracking, também a captura muscular através da eletromiografia e até mesmo ondas cerebrais como no caso da eletroencefalografia.

Este software de comunicação possui como função analisar a entrada enviada pelo usuário, transformar isto em informação e realizar a tarefa final desejada por este. Tais programas vão de teclados virtuais (LOJA et al., 2015) à planilhas de comunicação complexa, um exemplo são os pictogramas (GOMIDE et al., 2016). Para que haja eficácia

na forma da utilização da tecnologia assistiva é necessário que o usuário tenha uma acessibilidade adequada a esses recursos. Este acesso trata-se do ponto de contato entre o utilizador e a tecnologia assistiva. No caso de dispositivos de comunicação alternativa, tais métodos de acesso ou técnicas de seleção dizem respeito à forma como o usuário fará para indicar ou selecionar símbolos nesses recursos. Através de dois métodos os dispositivos de comunicação alternativa podem ser acessados: seleção direta e varredura (SANKAKO; BRACCIALLI, 2017).

1.1 Motivação

Eventos aleatórios causadores de mudanças ocorrem todo o tempo, pessoas têm suas vidas transformadas repentinamente, aqueles que anteriormente eram ativos na sociedade podem se tornar totalmente dependentes e limitados em suas atividades. No Brasil a falta de prudência de muitos pode ocasionar graves acidentes.

Doenças genéticas também vêm acometendo uma parcela da população e cabe aos engenheiros encontrar uma solução para estas situações. As ferramentas presentes no mercado são, muitas das vezes, caras e inacessíveis à população em geral. Logo, é necessário criar outras alternativas mais eficazes e acessíveis.

1.2 Objetivos e Desafios da Pesquisa

Este trabalho visa contribuir para o acervo em Tecnologia Assistiva utilizando ferramentas vistas durante a graduação em Engenharia Biomédica. O grande dilema será a utilização de alguns recursos que em certas situações, devido a sua simplicidade, apresentam-se imprecisos. Entretanto, não serão medidos esforços para a sua conclusão e funcionamento.

1.3 Hipótese

1. O software será eficiente.
2. Suas funções são realmente úteis.
3. O método de acionamento é preciso e eficiente.

1.4 Organização da Monografia

Para um melhor entendimento e organização, esta monografia foi dividida em 4 capítulos estruturados da seguinte forma:

- No Capítulo 2, **Fundamentação Teórica**, é apresentado a teoria básica na qual o sistema foi construído, sendo essa sobre Tecnologia Assistiva, Legislação no Brasil sobre acessibilidade, Tetraplegia e seus níveis de lesão, Esclerose Lateral Amiotrófica e Eletromiografia.
- No Capítulo 3, **Metodologia**, será elucidado como se dará a estrutura de todo o sistema.
- No Capítulo 4, **Resultados e Discussão**, são demonstrados os aspectos gerais da construção do software e de sua implementação.
- No capítulo 5, **Conclusões**, são mostradas as conclusões e as perspectivas futuras deste trabalho.

Fundamentação Teórica

2.1 Tecnologia Assistiva

Pessoas com deficiência enfrentam diversos desafios e problemas ao longo de suas vidas e muitas vezes acabam sendo impedidos de realizarem alguns tipos de tarefas por não possuírem recursos que possam ajudá-los na realização dessas. Entretanto, esse cenário está em transformação devido à Tecnologia Assistiva (TA), que apesar de ser um termo novo é utilizado para caracterizar um conjunto de serviços e recursos que ampliam ou substituem atividades funcionais de pessoas deficientes e ao mesmo tempo ajudam em sua inclusão e independência em suas tarefas diárias. Ainda temos que a TA é caracterizada como uma vasta gama de estratégias, serviços, equipamentos e práticas concebidas e utilizadas para minimizar os problemas funcionais vividos por pessoas com deficiência. (BERSCH, 2013).

O conceito de TA é recente no Brasil, encontra-se em construção e consequentemente ainda pode sofrer alterações para que esse possa ser melhor aplicado e compreendido. Uma das iniciativas recentes para uma sistematização do conceito de TA foi a criação do Comitê de Ajudas Técnicas (CAT), em 16 de setembro de 2006, pela Secretaria Especial dos Direitos Humanos da Presidência da República - SEDH/PR, por meio da portaria nº 142 e este reúne em uma agenda de tarefas, um grupo composto por especialistas brasileiros e representantes de órgãos governamentais. Os objetivos mais importantes do CAT são de: apontar propostas de políticas governamentais e parcerias entre a sociedade civil e órgãos públicos referentes à área de tecnologia assistiva; modelar as diretrizes da área de conhecimento; fazer o levantamento dos recursos humanos que atualmente trabalham com o tema; localizar centros regionais de referência, com o objetivo de formar uma rede nacional integrada; fomentar nas esferas federal, estadual, municipal, a construção de centros de referência; propor a criação de cursos na área de tecnologia assistiva, bem como o desenvolvimento de outras ações com o objetivando a formação recursos humanos eficientes, qualificados e propor a elaboração de estudos e pesquisas, relacionados ao tema em questão, a tecnologia assistiva (PORTALBRASIL, 2012).

No ano de 2007, através de um levantamento bibliográfico feito pelo CAT, o conceito brasileiro começou a utilizar os aspectos da legalidade da área, levantamento este feito nos conceitos Norte Americano e Europeu. Sendo um destes caracterizado pelo Secretariado Nacional para a Reabilitação e Integração das Pessoas com Deficiência (SNRIPD) de Portugal, o qual diz o seguinte: “Entende-se por ajudas técnicas qualquer produto, instrumento, estratégia, serviço e prática utilizada por pessoas com deficiência e pessoas idosas, especialmente, produzido ou geralmente disponível para prevenir, compensar, aliviar ou neutralizar uma deficiência, incapacidade ou desvantagem e melhorar a autonomia e a qualidade de vida dos indivíduos” (BERSCH, 2013).

Já o conceito proposto pela "Empowering Users Through Assistive Technology- EUS-TAT, elaborado por uma comissão formada por países da União Europeia traz integrado ao conceito de tecnologia assistiva as diversificadas ações em favorecimento da funcionalidade das pessoas com deficiência expondo o seguinte: “...em primeiro lugar, o termo tecnologia não indica apenas objetos físicos, como dispositivos ou equipamento, mas antes se refere mais genericamente a produtos, contextos organizacionais ou modos de agir, que encerram uma série de princípios e componentes técnicos” (EUSTAT, 1998).

Agora os documentos de legislação nos Estados Unidos apresentam a TA como recursos e serviços sendo que: “Recursos são todo e qualquer item, equipamento ou parte dele, produto ou sistema fabricado em série ou sob-medida utilizado para aumentar, manter ou melhorar as capacidades funcionais das pessoas com deficiência. Serviços são definidos como aqueles que auxiliam diretamente uma pessoa com deficiência a selecionar, comprar ou usar os recursos acima definidos” (BERSCH, 2013).

E a partir disso, no Brasil, a TA passou a ser descrita como: [...] uma área do conhecimento, de característica interdisciplinar, que engloba produtos, recursos, metodologias, estratégias, práticas e serviços que objetivam promover a funcionalidade, relacionada à atividade e participação de pessoas com deficiência, incapacidades ou mobilidade reduzida, visando sua autonomia, independência, qualidade de vida e inclusão social (BERSCH, 2013).

2.2 Classificação da Tecnologia Assistiva

Como pôde ser visto anteriormente a Tecnologia Assistiva é algo muito abrangente e seus meios podem ser alocados de acordo com suas qualidades funcionais. Segundo a pesquisadora Rita Bersch, a TA pode ser dividida nas seguintes partes:

2.2.1 Auxiliar na vida cotidiana

São aqueles que dão maior independência para que a pessoas com deficiência possam resolver tarefas do cotidiano, como vestir ou despir, alimentar, higienizar, dentre outras atividades básicas.

Um exemplo desse tipo de tecnologias são os talheres adaptados para auxiliar aqueles que possuem mal de Parkinson. Pois, por apresentarem uma série de tremores ocasionados pela doença, alimentar-se acaba tornando uma tarefa árdua para estas pessoas.

Segundo a empresa que desenvolve este equipamento, ele ameniza cerca de 70% dos tremores do punho do usuário. Esse tipo de desenvolvimento tecnológico torna-se ainda mais relevante, pois no mundo inteiro estima-se que 1% da população com idade superior a 65 anos sofrem deste mal. Já em território nacional é estimado que cerca de 250 mil pessoas estão acometidas pelo mal de Parkinson. (ECYCLE, 2013)

Além do exemplo citado acima a categoria também comporta adaptações para vestimentas (zíper, velcro e abotoadores). Também existem aquelas que auxiliam deficientes visuais, para que possam enxergar em calculadoras e relógios.

2.2.2 Comunicação Aumentativa

Compostas por pranchas de comunicação, construídas com simbologia gráfica, letras ou palavras escritas. Tais ferramentas são utilizadas geralmente para que o usuário possa expressar suas vontades, desejos ou sentimentos, facilitando a comunicação e a realização de suas necessidades. E com um pouco mais de tecnologia estes meios podem ser implementados em computadores ou tablets juntamente com vocalizadores tornando mais eficiente a comunicação.

2.2.3 Recursos para acesso ao computador

São dispositivos utilizados para permitir o acesso ao computador que podem ser físicos como mouses, teclados ou joysticks adaptados. Até mesmo elementos não palpáveis como softwares para promover a acessibilidade ao computador, como teclados virtuais que utilizam um tipo de acionamento diferente do utilizado normalmente, softwares por comando de voz, ou softwares de reconhecimento de voz. Além disso, é possível contar com aqueles programas que auxiliam na leitura no computador, os quais irão adaptar o tamanho e cor dos recursos, facilitando assim a sua utilização para deficientes visuais.

Um exemplo de software de comunicação por teclado virtual é aquele utilizado pelo cientista Stephen Howking, o qual foi desenvolvido pela Intel para que ele pudesse se comunicar. Este dispositivo é composto por um teclado virtual por varredura e um vocalizador.

2.2.4 Sistemas de controle do ambiente

Realizar tarefas como apagar ou acender a luz, controlar o ar-condicionado, a televisão, aparelhos de som ou ventiladores e até mesmo fechar e abrir a janela, são tarefas simples para aqueles que desfrutam de sua plenitude física, mas para as pessoas que possuem

deficiência muitas vezes, estas tarefas são quase impossíveis a considerar o grau de sua mobilidade. Então, para que isso seja possível, é necessário que sistemas de controle do ambiente sejam implementados. Este controle poderá ser feito através de acionadores, aqueles mesmos similares aos utilizados para o uso do computador, como a eletromiografia, joysticks adaptados ou por movimento dos olhos.

Como os sistemas de automação vêm se tornando cada vez mais avançados, futuramente as casas inteligentes poderão ser uma solução e através de parâmetros pré-ajustados ou mesmo captados do ambiente através de sensores, a casa poderá se auto ajustar de acordo com o ambiente.

2.2.5 Adaptações Arquitetônicas

É muito comum ir a locais públicos e ver algum tipo de adaptação como banheiros para deficientes, os quais são providos de uma barra para apoio e são mais espaçosos, rampas, dentre outras adaptações. Estes projetos também se estendem à casa que além do banheiro adaptado com barra, pode ser modificado o piso com a finalidade de evitar acidentes por escorregamento. Outro exemplo, são as residências adaptadas para idosos, onde a altura de interruptores, pias e outros itens são alterados, tornando mais fácil sua utilização.

2.2.6 Órteses e Próteses

As órteses são utilizadas para auxiliar, preservar ou estabilizar alguma parte do corpo. Elas conferem ao usuário melhor posicionamento e utilização da função corporal na qual a órtese está colocada.

Já as próteses possuem a característica de substituir alguma parte de corpo inexistente, e estas podem ser automatizadas ou não.

2.2.7 Adequação Postural

Ter uma boa e adequada postura auxilia na qualidade de vida e evita uma série de problemas causados pela má postura. Já que, uma boa postura fornece à pessoa uma maior estabilidade em suas atividades.

Métodos para a melhora postural devem garantir posturas retas, alinhadas, estáveis e principalmente confortáveis. Podem ser adquiridos através de acentos, encostos, estabilizadores ortostáticos. Em razão de, manter coluna, pés, pernas retos e alinhados evitam deformações corporais.

2.2.8 Auxílios de Mobilidade

São equipamentos utilizados para promover a locomoção do indivíduo, são estes, andadores, bengalas, muletas, cadeiras de rodas, scooters ou outro tipo de veículo adaptado. Podem ser utilizados não apenas para deficientes permanentes, mas também por aqueles que devido a algum motivo, seja acidente ou cirurgia, dependem destes equipamentos para se locomoverem. Estes meios devem promover uma mobilidade eficaz, eficiente, confortável e estável ao usuário, de modo a evitar quedas e promover um transporte seguro.

2.2.9 Auxílios para aumentar a capacidade de deficientes visuais

É muito comum pessoas com baixa ou nenhuma visão seguirem normalmente suas vidas, realizando atividades como a leitura. Estas só são possíveis devido a existência de certos recursos, tais como lentes lupas, softwares de ampliação da tela do computador, imagens em relevo, textura e por fim o braile.

Sendo o braile um sistema surgido na França, que possui a função de escrita e leitura tátil. Tal sistema envolve arranjos em relevo dispostos na forma de uma matriz retangular, a qual possui duas colunas e três linhas.(APADEV, 20017)

2.2.10 Auxílios para pessoas com déficit auditivo

Permitem que a audição do usuário seja ampliada por meio de aparelhos para surdez, sistemas com alerta tátil-visual, celular com mensagens escritas e chamadas por vibração, software que favorece a comunicação ao telefone celular transformando em voz o texto digitado no celular e em texto a mensagem falada. Livros, textos e dicionários digitais em língua de sinais. Sistema de legendas. Além da existência da Língua Brasileira de Sinais (Libras), a qual foi fundamentada pela Lei nº 10.436/2002 para ser a língua oficial das pessoas surdas. Sua característica é representar cada letra como um sinal, assim como nas outras línguas de sinais.(UNESP, 2017)

2.2.11 Adaptações em veículos

São modificações feitas em veículos possibilitando a sua utilização por pessoas com deficiência física. São estas adaptações instaladas no volante, no câmbio de marcha, nos pedais (freio, acelerador e embreagem), facilitadores de embarque e desembarque. Em ônibus ou vans são colocadas rampas de acesso, elevadores e barras para a fixação da cadeira de rodas.

2.2.12 Esporte e lazer

São adaptações feitas em esportes como futebol, basquete, entre outros. São colocados recursos sonoros ou de movimentação nestes esportes citados acima. Promovendo a

socialização do deficiente e até trazer prêmios como ocorreu nas Paraolimpíadas no Rio de Janeiro em 2016, onde o Brasil ficou em 8º lugar recebendo 14 medalhas de ouro, 29 de prata e 29 de bronze. Ainda não é o melhor resultado, devido às condições que não são muito boas para treino, fora que não há muito patrocínio. Apesar desses problemas, o Brasil vem lutando para a melhora de seus resultados. (igesporte,2016)

Como visto anteriormente através das classificações a Tecnologia é uma área bastante abrangente, que capta uma série de recursos de variadas áreas. Seus instrumentos são bastante diversificados e cabe lembrar que a TA trata-se de um recurso do usuário, ou seja, para auxiliar a pessoa com deficiência. Não se pode confundir com o recurso do profissional sendo este médico ou pedagógico.

2.3 Legislação no Brasil com respeito à acessibilidade

A lei de número 13.146 a Lei Brasileira de inclusão, de 6 de Julho de 2015 é bastante recente que trata da inclusão social de pessoas com deficiência no Brasil, ela traz em seu capítulo 1 o conceito de pessoas com deficiência, além dos objetivos para a acessibilidade.

Confere-se a seguir pelo trecho retirado da lei a partir do artigo 2º, que mostra alguns pontos importantes na inclusão das pessoas com deficiência:

"Art. 2º Considera-se pessoa com deficiência aquela que tem impedimento de longo prazo de natureza física, mental, intelectual ou sensorial, o qual, em interação com uma ou mais barreiras, pode obstruir sua participação plena e efetiva na sociedade em igualdade de condições com as demais pessoas.

§ 1º A avaliação da deficiência, quando necessária, será biopsicossocial, realizada por equipe multiprofissional e interdisciplinar e considerará: (Vigência) I - os impedimentos nas funções e nas estruturas do corpo; II - os fatores socioambientais, psicológicos e pessoais; III - a limitação no desempenho de atividades; e IV - a restrição de participação.

§ 2º O Poder Executivo criará instrumentos para avaliação da deficiência. Art. 3º Para fins de aplicação desta Lei, consideram-se:

I - acessibilidade: possibilidade e condição de alcance para utilização, com segurança e autonomia, de espaços, mobiliários, equipamentos urbanos, edificações, transportes, informação e comunicação, inclusive seus sistemas e tecnologias, bem como de outros serviços e instalações abertos ao público, de uso público ou privados de uso coletivo, tanto na zona urbana como na rural, por pessoa com deficiência ou com mobilidade reduzida;

II - desenho universal: concepção de produtos, ambientes, programas e serviços a serem usados por todas as pessoas, sem necessidade de adaptação ou de projeto específico, incluindo os recursos de tecnologia assistiva;

III - tecnologia assistiva ou ajuda técnica: produtos, equipamentos, dispositivos, recursos, metodologias, estratégias, práticas e serviços que objetivem promover a funcionalidade, relacionada à atividade e à participação da pessoa com deficiência ou com mobi-

lidade reduzida, visando à sua autonomia, independência, qualidade de vida e inclusão social;

IV - barreiras: qualquer entrave, obstáculo, atitude ou comportamento que limite ou impeça a participação social da pessoa, bem como o gozo, a fruição e o exercício de seus direitos à acessibilidade, à liberdade de movimento e de expressão, à comunicação, ao acesso à informação, à compreensão, à circulação com segurança, entre outros, classificadas em:

a) barreiras urbanísticas: as existentes nas vias e nos espaços públicos e privados abertos ao público ou de uso coletivo;

b) barreiras arquitetônicas: as existentes nos edifícios públicos e privados;

c) barreiras nos transportes: as existentes nos sistemas e meios de transportes;

d) barreiras nas comunicações e na informação: qualquer entrave, obstáculo, atitude ou comportamento que dificulte ou impossibilite a expressão ou o recebimento de mensagens e de informações por intermédio de sistemas de comunicação e de tecnologia da informação;

e) barreiras atitudinais: atitudes ou comportamentos que impeçam ou prejudiquem a participação social da pessoa com deficiência em igualdade de condições e oportunidades com as demais pessoas;

f) barreiras tecnológicas: as que dificultam ou impedem o acesso da pessoa com deficiência às tecnologias;

V - comunicação: forma de interação dos cidadãos que abrange, entre outras opções, as línguas, inclusive a Língua Brasileira de Sinais (Libras), a visualização de textos, o Braille, o sistema de sinalização ou de comunicação tátil, os caracteres ampliados, os dispositivos multimídia, assim como a linguagem simples, escrita e oral, os sistemas auditivos e os meios de voz digitalizados e os modos, meios e formatos aumentativos e alternativos de comunicação, incluindo as tecnologias da informação e das comunicações;

VI - adaptações razoáveis: adaptações, modificações e ajustes necessários e adequados que não acarretem ônus desproporcional e indevido, quando requeridos em cada caso, a fim de assegurar que a pessoa com deficiência possa gozar ou exercer, em igualdade de condições e oportunidades com as demais pessoas, todos os direitos e liberdades fundamentais;

VII - elemento de urbanização: quaisquer componentes de obras de urbanização, tais como os referentes a pavimentação, saneamento, encanamento para esgotos, distribuição de energia elétrica e de gás, iluminação pública, serviços de comunicação, abastecimento e distribuição de água, paisagismo e os que materializam as indicações do planejamento urbanístico;

VIII - mobiliário urbano: conjunto de objetos existentes nas vias e nos espaços públicos, superpostos ou adicionados aos elementos de urbanização ou de edificação, de forma que sua modificação ou seu traslado não provoque alterações substanciais nesses elementos, tais como semáforos, postes de sinalização e similares, terminais e pontos de acesso coletivo às telecomunicações, fontes de água, lixeiras, toldos, marquises, bancos, quiosques

e quaisquer outros de natureza análoga;

IX - pessoa com mobilidade reduzida: aquela que tenha, por qualquer motivo, dificuldade de movimentação, permanente ou temporária, gerando redução efetiva da mobilidade, da flexibilidade, da coordenação motora ou da percepção, incluindo idoso, gestante, lactante, pessoa com criança de colo e obeso;

X - residências inclusivas: unidades de oferta do Serviço de Acolhimento do Sistema Único de Assistência Social (Suas) localizadas em áreas residenciais da comunidade, com estruturas adequadas, que possam contar com apoio psicossocial para o atendimento das necessidades da pessoa acolhida, destinadas a jovens e adultos com deficiência, em situação de dependência, que não dispõem de condições de autossustentabilidade e com vínculos familiares fragilizados ou rompidos;

XI - moradia para a vida independente da pessoa com deficiência: moradia com estruturas adequadas capazes de proporcionar serviços de apoio coletivos e individualizados que respeitem e ampliem o grau de autonomia de jovens e adultos com deficiência;

XII - atendente pessoal: pessoa, membro ou não da família, que, com ou sem remuneração, assiste ou presta cuidados básicos e essenciais à pessoa com deficiência no exercício de suas atividades diárias, excluídas as técnicas ou os procedimentos identificados com profissões legalmente estabelecidas;

XIII - profissional de apoio escolar: pessoa que exerce atividades de alimentação, higiene e locomoção do estudante com deficiência e atua em todas as atividades escolares nas quais se fizer necessária, em todos os níveis e modalidades de ensino, em instituições públicas e privadas, excluídas as técnicas ou os procedimentos identificados com profissões legalmente estabelecidas;

XIV - acompanhante: aquele que acompanha a pessoa com deficiência, podendo ou não desempenhar as funções de atendente pessoal."

Com a preocupação dos governantes e a criação de leis e projetos, os deficientes físicos tornam-se cada vez mais amparados pelo Governo. Mas não basta apenas ser implantada a lei é preciso fornecer recursos para que seja possível o seu cumprimento. Por isso a Tecnologia Assistiva pode cumprir um papel fundamental na aplicação da lei.

2.4 Tetraplegia

A lesão medular é uma lesão muito séria e complexa, pode trazer péssimas consequências para quem é afetado, levando à paralisia, perda sensorial e disfunção fisiológica envolvendo uma série de funções corporais. A depender da altura desta lesão as consequências podem ser mais severas.

O trauma raquimedular (TRM) é uma lesão neurológica grave a qual incapacita o indivíduo, causa um enorme impacto na sociedade por envolver diversos fatores entre estes financeiros e emocionais, representando um problema de saúde pública. Vem ocorrendo em

grande incidência na população de adultos jovens do sexo masculino na idade produtiva, entre os 16 e 30, as regiões mais afetadas são a região cervical e a transição toracolombar, e nestes casos pode ocorrer à morte do indivíduo ou causar sua invalidez. A ocorrência deste tipo de lesão varia de acordo com o país, ou seja, cada lugar possui uma cultura diferente, afetando assim, nas estatísticas, e no Brasil esse tipo de evento não é bem mapeado e estudado, por haver uma escassez na existência deste tipo de estudo epidemiológico. Apesar de haver poucas informações, é estimado no Brasil que cerca de 10.000 novos casos de TRM todos os anos. Já em outros países a lesão medular vem ocorrendo em uma taxa de 20-40 indivíduos por ano a cada milhão. As maiores causas deste tipo de lesão, principalmente no Brasil, são ocasionadas por acidentes de trânsito, com armas de fogo, a falta de sinalização em rios, clubes e praias o que acaba gerando lesões por mergulhos em locais inadequados (com baixa profundidade). (FERREIRA; MARINO; CAVENAGHI, 2012)

A lesão medular pode ser mais severa em certos casos e afetar drasticamente a vida do indivíduo. Os níveis serão determinados pela altura da vértebra, como mostrado a seguir:

2.4.1 Nível Cervical 1 - Cervical 3

Quando a lesão acomete entre C1-C3 caracteriza uma alta tetraplegia, o indivíduo irá possuir apenas o movimento da cabeça e pescoço. Uma das características de lesões com esta gravidade é a necessidade de suporte ventilatório mecânico, pois há perda de inervação do diafragma. Para este tipo de paciente é necessário muitos cuidados, pois são muito dependentes de auxílios devido à sua condição. Isto é fundamental para evitar ferimentos por pressão (escaras).

Geralmente, essa parcela de pacientes possui uma comunicação muito limitada, por estarem em sua maioria traqueostomizados. Sabe-se que a comunicação verbal é fundamental para a inclusão, porque permitir a interação entre o cuidador e o paciente durante atividades do cotidiano como higiene pessoal, vestimenta e bem como a gestão de bexiga e intestino. É neste momento que a TA auxilia de forma ímpar para ajudar nessas atividades. (LEAL, 2011)

2.4.2 Nível Cervical 4

Ao contrário do nível anterior, as pessoas com este tipo de lesão possuem a função do diafragma preservada, então a assistência ventilatória é dispensada em longo prazo. Ainda irão depender de cuidados especiais, com uma vantagem de poderem se comunicar melhor e usarem a cadeira de rodas sozinha com a adaptação adequada. Isto se dá, pois possuem os movimentos da cabeça e do pescoço preservados. (LEAL, 2011)

2.4.3 Nível Cervical 5

Neste nível os pacientes possuem um pouco mais de movimentos do que nos níveis citados acima, com flexão de cotovelo. São capazes de utilizar órteses de punho que lhes confrim atividades como alimentar e segurar objetos sozinhos. E ainda são capazes de auxiliar seus cuidadores em atividades de vestuário, higiene e mobilidade.

São um pouco mais independentes, podem até conduzir veículos com as adaptações adequadas, apesar de ainda necessitarem de cuidados constantes.(LEAL, 2011)

2.4.4 Nível Cervical 6

E por fim este é o nível menos severo de tetraplegia, por se tratar de uma lesão mais baixa e comprometer com menos intensidade os membros superiores. Neste tipo de lesão o paciente poderá adquirir uma independência satisfatória em suas atividades diárias, porque possuem o controle motor do bíceps braquial e a função adicional de extensão do punho, os quais permitem a flexão passiva dos dedos da mão e adução do polegar durante a extensão ativa do punho.

Estes pacientes podem alimentar-se, vestir-se, higienizar-se sozinhos e podem conduzir veículos adaptados.(LEAL, 2011)

2.5 Esclerose Lateral Amiotrófica - ELA

A esclerose lateral amiotrófica (ALS) é uma doença de cunho genético, caracterizada por uma degeneração progressiva dos neurônios motores superiores (NMS) e inferior (NMI), resultando fraqueza dos músculos extremidades, torácica, abdominal e bulbar.

Nos anos entre 1865 a 1869, Jean Martin Charcot ao realizar seus estudos de correlação clínico-patológica, observando entre sinais clínicos e lesões das cordas laterais, com atrofia muscular e alteração dos cornos medular anterior, em 1874 foi dado o nome de esclerose lateral Amiotrófica. Apesar de ainda não haver cura para esta doença, avanços tem sido feitos permitindo a melhora do tratamento.(BARALLE, 2016)

2.6 Eletromiografia

A eletromiografia terá um papel fundamental na concepção deste trabalho, pois ela será a forma de acionamento do teclado virtual. Através dela será possível realizar adequadamente as escolhas na ferramenta. Segundo De Luca o sinal eletromiográfico é a “manifestação da atividade muscular associada a uma contração muscular”.

Então para que haja uma maior compreensão de como é aplicado este método será dada uma breve introdução, mostrando os fatores cruciais para a sua realização como

a captura do sinal, os tratamentos necessários para possibilitar a obtenção de um sinal limpo (redução de ruídos) e os problemas enfrentados durante este processo.

Muitas pessoas têm dúvidas sobre a utilidade e a aplicabilidade do método da eletromiografia, logo se faz necessário à explicação deste. Antes de descrever sobre o processo da eletromiografia é necessário introduzir alguns conceitos básicos da fisiologia, estes serão de fundamental importância para o entendimento do processo de geração do sinal.

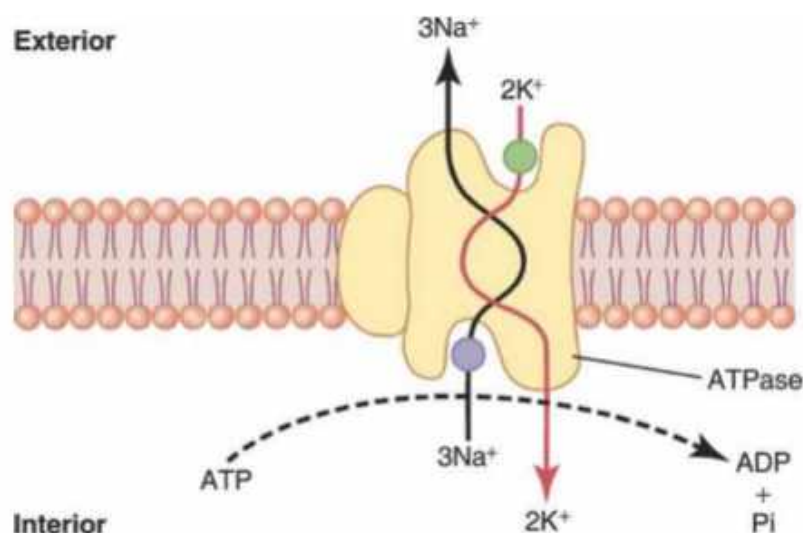
Sabe-se que para haver a movimentação de alguma parte do corpo é necessário um estímulo. Microscopicamente ao realizar algum movimento muscular, uma infinidade de substâncias e íons são transportados para fora e para dentro das células através da membrana celular. Transportes estes podem ser ativos ou passivos a depender se há gasto de energia ou não para realizar tais atividades.

2.6.1 Impulso Nervoso

Através do neurônio o impulso nervoso é transmitido por meio de um fenômeno chamado de potencial de ação, que resultará em um deslocamento iônico através da membrana celular, isso ocasionará uma diferença de concentração nos meios interno e externo da célula que proporcionando uma diferença de potencial eletroquímico. A estimulação dos receptores da membrana pós- sináptica é feita pelos neurotransmissores do neurônio pré-sináptico, assim os canais iônicos são abertos e se houver um extravasamento adequado da quantidade de neurotransmissores ocorrerá um potencial de ação.(HALL, 2012)

Quando a célula não está transmitindo impulso algum, diz-se que ela está polarizada ou em repouso. Nesse momento existe um valor específico na diferença de potencial elétrico da membrana, no qual a quantidade de íons positivos e negativos nos lados interno e externo da membrana está desequilibrada, tal desequilíbrio é garantido pela ação de um mecanismo de transporte ativo (com gasto de energia-ATP) de íons, a bomba de sódio-potássio (Figura 1) .Então neste momento a célula se encontra em estado de polarização. A concentração no estado de repouso dos íons mais relevantes nos meios intra e extracelular está na Tabela 1 . E essa desigualdade de concentração deixa o meio interior mais negativo que o exterior. (HALL, 2012)

Figura 1 – Bomba de Sódio-Potássio



Fonte: (HALL, 2012)

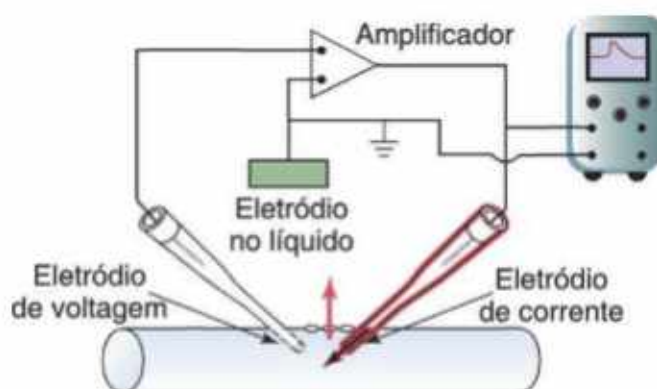
Tabela 1 – Concentração de íons nos meios extra e intracelular

Íon	Meio Intracelular	Meio Extracelular
Sódio	142 mEq/l	10 mEq/l
Potássio	4 mEq/l	140 mEq/l
Cloro	104 mEq/l	.4 mEq/l

Fonte: Adaptado do Guyton

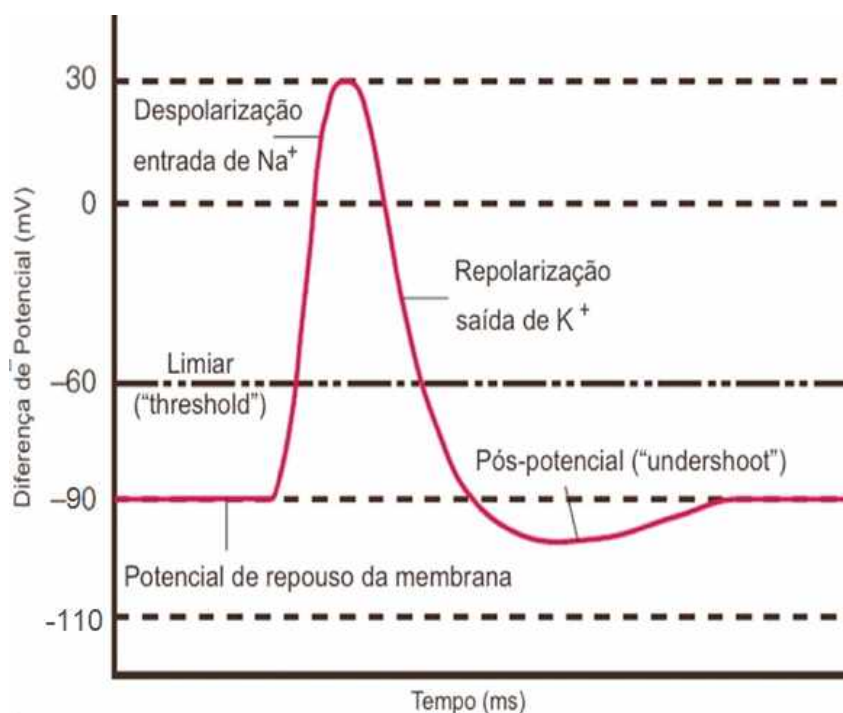
A diferença de potencial na fibra nervosa durante um PA pode ser medida com um sensor (Figura 17) e seu comportamento está representado no gráfico da Figura.

Figura 2 – Medição do PA



Fonte: (HALL, 2012)

Figura 3 – Gráfico das fases do Potencial de Ação



Fonte: adaptado do Guyton

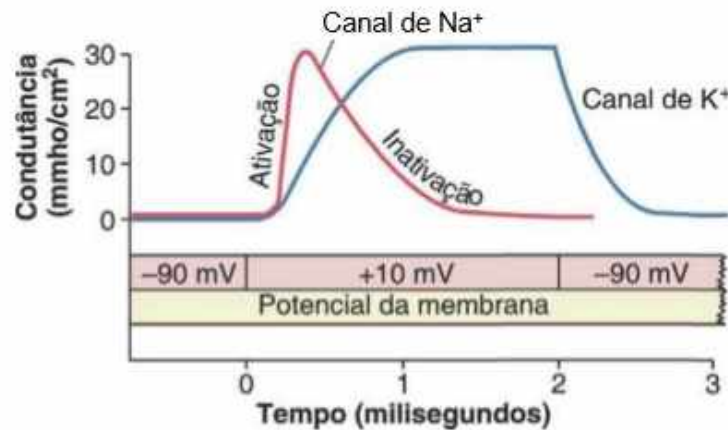
O Potencial de repouso do corpo celular tem um valor médio em torno de -90mV. Quando um neurônio recebe estímulo, os canais (rápidos) de sódio (Na⁺) são abertos e assim ocorre a despolarização, que faz com que esses íons migrem para dentro no neurônio devido à diferença de concentração do mesmo fazendo com que o potencial interno fique mais positivo que o externo. A Figura 4 mostra a diferença de tempo para a abertura dos canais de sódio e potássio. Se esse estímulo for o suficiente para que a diferença potencial rompa o limiar (threshold), por volta de - 60mV, o potencial de ação acontece (Lei do tudo ou nada) e é transmitido ao longo do axônio.(HALL, 2012)

Logo após, o neurônio é repolarizado voltando ao seu estado inicial, na qual o íon de potássio (K⁺), que possui a abertura de canal mais lenta, sai da fibra devido ao potencial externo se tornar mais negativo que o potencial interno, isto fará que os lados da membrana voltem ao estado inicial, podendo ficar mais negativo que o potencial de repouso chamado de hiperpolarizado (undershoot), devido a uma grande saída de potássio que entra pela membrana. Por isso não ocorre um potencial de ação logo em seguida de outro. O estímulo necessário para atingir o limiar não é necessariamente ocasionado por apenas um impulso nervoso, ele pode ser resultado a soma temporal de variados estímulos, um após o outro, ou o somatório espacial de vários estímulos no mesmo lugar. (HALL, 2012)

Todo esse processo ocorre em questão de milissegundos, por isso, apenas uma mínima quantidade de sódio atravessa a membrana. Para a concentração dos íons de sódio e potássio mudarem significativamente e ativarem a bomba de sódio-potássio é necessário que cerca de cem mil ou mais impulsos nervosos passem pela fibra. Os neurotransmissores

possuem o papel de poderem fazer o controle de excitação ou inibição do neurônio pós-sináptico pelo fato de controlarem a abertura ou fechamento de canais transportadores específicos. (HALL, 2012)

Figura 4 – Diferença dos tempos de abertura entre os canais de Sódio e Potássio



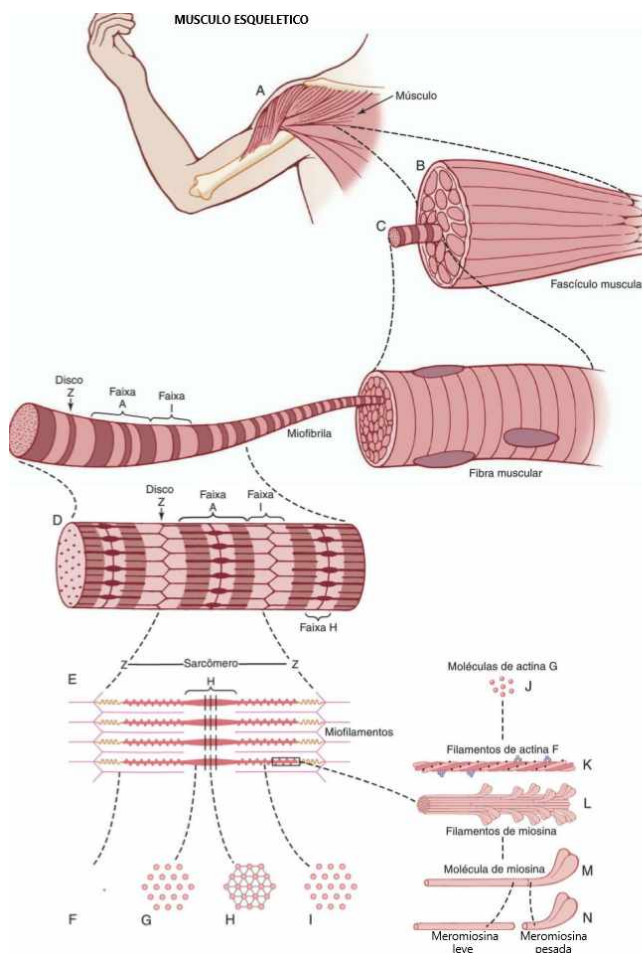
Fonte: (HALL, 2012)

2.6.2 Contração Muscular

O processo de contração dar-se-á por um estímulo, o potencial de ação viaja pela membrana plasmática do neurônio motor, causando assim a despolarização desta. Dado certo momento este potencial de ação atinge as fibras musculares, após isso em cada terminação o nervo secreta uma pequena quantidade de um neurotransmissor, a acetilcolina. Ela age em um determinado local da membrana da fibra muscular para provocar a abertura de múltiplos canais de cátion, “regulados pela acetilcolina” (canais com receptores químicos) por meio de moléculas de proteína que flutuam na membrana. Ao abrir estes canais, uma grande quantidade de íons sódio migra para o lado interno da membrana das fibras musculares através da difusão. Isso causa despolarização local que, por sua vez, leva a abertura de canais de sódio, voltagem-dependentes. Desencadeando assim um potencial de ação na membrana, que irá se propagar por toda a membrana da fibra muscular do mesmo modo como ocorre nas fibras nervosas. Ele despolariza a membrana muscular, e grande parte da eletricidade do potencial de ação flui pela área central da fibra muscular. Isto irá fazer com que o retículo sarcoplasmático libere grande quantidade de íons cálcio que estão armazenados nesse retículo. Em seguida, os íons cálcio ativam as forças atrativas entre os filamentos de miosina e actina, fazendo com que se movimentem (deslizando de um lado para outro), sendo este o processo de contração. Em fração de segundo, a bomba de Ca^{++} bombeia de volta os íons cálcio para o retículo sarcoplasmático, e até que outro potencial de ação se inicie, estes íons ficarão armazenados; essa remoção dos íons

cálcio das miofibrilas faz com que a contração muscular cesse.(HALL, 2012) O músculo esquelético é desmembrado na Figura 5, para melhor entendimento de suas partes.

Figura 5 – Músculo Esquelético

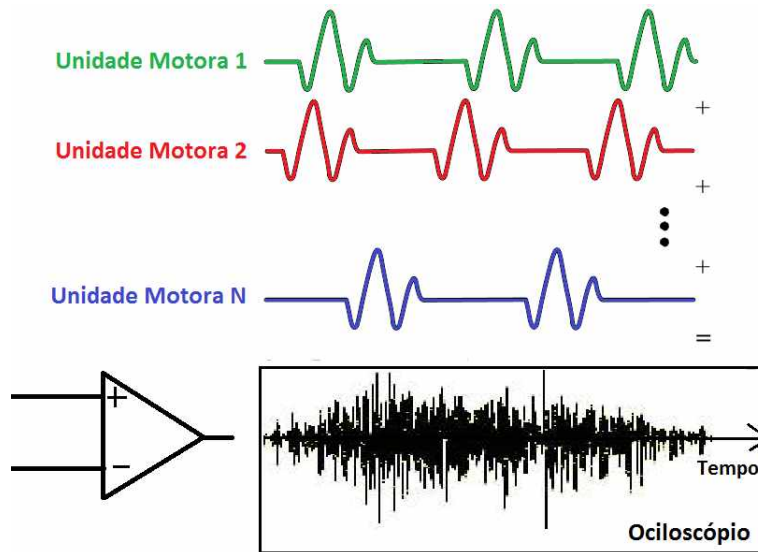


Fonte: (HALL, 2012)

Em suma, a contração muscular dá-se pela somação por fibras múltiplas, as unidades motoras menores são as primeiras a serem recrutadas e à medida que há necessidade que aumentar a força, as unidades motoras maiores vão sendo recrutadas para auxiliar. Este recrutamento ocorre de forma assíncrona, ou seja, não ocorrem todas ao mesmo tempo.

Cada unidade motora gerará um sinal que captado pelos eletrodos irão se somar e formarão o sinal de eletromiografia como mostrado na Figura 6.

Figura 6 – Somatório dos Potenciais de Ação



Fonte: da autora

O sinal muscular como qualquer outro sinal fisiológico possui características que não podem ser negligenciadas, são estas quanto a amplitude que varia de 10 mVpp do sinal e sua faixa de frequência sendo a útil 0-500 Hz e a dominante de 50-150 Hz . Por se tratar de um sinal de baixa amplitude para que seja captado com qualidade, faz-se necessário uma captura de sinal eficaz.

2.6.3 Eletrodo

A começar pela escolha do eletrodo, pois é a partir dele que corrente iônica será transformada em corrente elétrica, sendo então possível a captura do sinal. Os eletrodos mais utilizados são os de superfície de Ag/AgCl, este tipo é feito da junção de um metal mais um composto iônico pouco solúvel do mesmo metal e imergido em uma solução eletrolítica e o seu ânion principal é o mesmo íon presente na mistura. Então, a partir daí, para a confecção do eletrodo de Ag/AgCl, junta-se um pedaço de prata coberto pela liga de cloreto de para e após isso imerge-se a mistura em uma solução iônica de cloro. Como não existem elétrons livres na solução eletrolítica, nem íons livres no eletrodo, portanto, só haverá reações de troca entre o eletrodo e a interface de contato (no caso a pele).(WEBSTER, 2009)

Esses permitem uma análise global com uma baixa resolução morfológica, além de poder ser ativo (com um estágio de amplificação do eletrodo) ou passivo. Existem também, os eletrodos invasivos, que são mais precisos em sua análise local e morfológica. São componentes passivos.

Com a utilização dos eletrodos de superfície surge uma série de fatores indesejáveis que irão influenciar na captura do sinal negativamente. Assim, para que isso não ocorra,

é preciso certificar que a pele esteja bem preparada, ou seja, sem pelos, bem esfoliada, limpa e com o mínimo de suor possível. Ao realizar os procedimentos para preparar a pele é necessário verificar se o gel do eletrodo encontra-se dentro do prazo de validade e em boas condições.

Metodologia

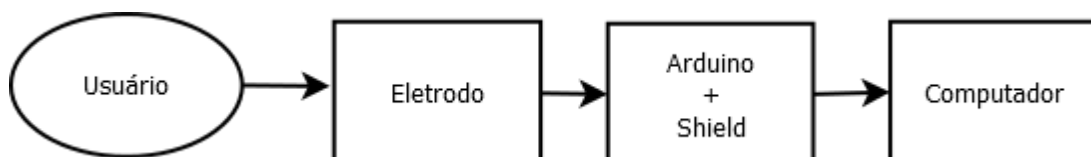
3.1 Proposta

Este trabalho possui como objetivo contribuir com o aumento do arsenal de ferramentas que compõe a Tecnologia Assistiva. Na junção de dois tipos de tecnologia, pretende agilizar e facilitar a comunicação de um deficiente imóvel e sem a fala com o seu cuidador ou familiares.

Ele irá unir o conceito de teclado virtual a um pictograma, tendo cada bloco vocalizado.

O pictograma será construído a partir de funções básicas e primordiais da vida cotidiana, possibilitando assim, uma escolha rápida de cada função a ser realizada. Paralelamente, funcionará o teclado virtual com letras e números, que possibilitará uma comunicação mais específica, pois através dele o usuário poderá escrever palavras ou frases desejadas. Todas essas funções terão o seu uso possibilitado através de um sistema de varredura desenvolvido em um software e sua escolha será feita por uma contração muscular, captada com uma junção de microcontrolador e placa de eletromiografia, como mostrado na Figura 7 através do diagrama de funcionamento.

Figura 7 – Diagrama de funcionamento



Fonte: da autora

Este projeto é uma continuação do realizado na disciplina de Instrumentação Biomédica 2, onde foi desenvolvido um teclado virtual por varredura com acionamento feito por eletromiografia. E conta com o apoio do Laboratório NTA (Núcleo de Tecnologia Assistivas), para o fornecimento de material. Ele é composto por um hardware, o qual

utiliza um Arduino, uma placa (shield) com a função de eletromiógrafo e eletrodos. Além de ser provido de um software desenvolvido no Visual Studio.

Em sua totalidade, o usuário terá eletrodos fixados em uma determinada parte do corpo com a função muscular preservada, estes eletrodos captarão o sinal que será enviado para shield, que por sua vez está ligada junto ao Arduino. O paciente terá em sua frente um computador contendo o software do teclado por varredura. Quando o indivíduo deseja utilizar alguma função do teclado, este contrai o músculo que está sendo monitorado, tal sinal será processado de modo a realizar a seleção da função.

Nesta seção será descrito o desenvolvimento do trabalho em termos de implementação virtual (construção do software) e montagem (Aduino e shield).

A projeção deste trabalho foi feita com a junção de dois conceitos presentes em TA apresentados nos fundamentos teóricos, que são a Comunicação Aumentativa e Alternativa além dos Recursos para acesso ao computador.

3.2 Construção do Software

A ferramenta foi construída utilizando o Visual Studio 2017, um software fornecido gratuitamente pela Microsoft. Possui diversas funções para a criação de projetos acadêmicos, sendo fornecida pelo software a linguagem C#, na qual toda a parte do teclado foi construída.

Antes de começar a concepção do software em ambiente virtual, uma pesquisa foi efetuada com o intuito de ver os tipos de pictogramas existentes disponíveis na rede, onde foi possível assimilar algumas ideias. Além disso, foi necessário o auxílio de um profissional que possui um maior contato com pessoas com deficiência e conhece suas necessidades. Para isso foi realizada uma reunião com a fisioterapeuta Thais Poiatti de Crefito 4 128136/F, para melhor definir as opções que o pictograma poderia apresentar. De modo a deixa-lo sucinto e com funções primordiais.

De acordo com Angelo, o usuário da Tecnologia Assistiva deve ter um acesso adequado aos recursos para que a utilização destes possa ser eficaz. Acesso esse se diz ao contato entre o deficiente e a tecnologia (ANGELO, 1997). Foi realizada uma esquematização mostrada na Figura 8.

Figura 8 – Esquematização das funções do Pictograma

Pictograma- Atividades de vida diária	
	Tetraplégico(C1-C2) traqueostomizado Esclerose amiotrófica(fase avançada)
1 - Mudança de decúbito 2 - Transferência(cama - cadeira) 3 - Banheiro 4 - Pentear cabelo 5 - Escovar os dentes 6 - Tomar banho 7 - Comer 8 - Beber água 9 - Limpar o nariz 10 - Coçar (região com sensibilidade preservada) 11 - Espantar insetos	

Fonte: da autora

Todas estas funções foram posta de forma que o indivíduo possa escolher e guiar as atividades desejadas ao longo do dia, trazendo assim maior independência a ele. A função coçar é feita para atender à regiões com a sensibilidade preservada, que na maioria dos casos de tetraplegia com certo grau de severidade se estende à cabeça.

Com a definição das funções que iam compor o pictograma, foi prosseguido para a parte de implementação do software, utilizando os elementos fornecidos pelo Visual Studio em sua aba de ferramentas. No primeiro momento são posicionados 60 "picturebox" em linhas com 10 elementos, para a sua identificação foram utilizadas "labels" nas letras, números e palavras. E para a montagem do pictograma acrescentou-se "picturebox" sobrepostas, totalizando 70 ao final. Outros elementos como "timer" para controlar a varredura e "serialPort" na realização da comunicação entre o software e o Arduino.

3.3 Arduino

O microcontrolador utilizado foi o Arduino, com um kit barato e simples de utilizar, além de possuir comunicação com diversos tipos de Shields. Neste trabalho, optou-se pela utilização do Arduino UNO. O Arduino Uno é um microcontrolador baseado no ATmega328. Ele possui 14 pinos de entrada / saída digitais (das quais seis podem ser utilizados como saídas PWM), seis entradas analógicas, um oscilador de cristal de 16 MHz, uma conexão USB, uma entrada de 5V para a sua alimentação e um botão de reinicialização. Para utilizá-lo, é preciso apenas conectá-lo a um computador através de cabo USB, ou alimentá-lo por um adaptador AC-DC ou uma bateria (FARNEL, 2017). Em resumo suas especificações podem ser vistas na Figura 9:

Figura 9 – Especificações do Arduino UNO

Techinal Specifications	
Microcontroller	ATmega328
Operating Voltage	5V
Supply Voltage (recommended)	7-12V
Maximum supply voltage (not recommended)	20V
Digital I/O Pins	14 (of which 6 provide PWM output)
Analog Input Pins	6
DC Current per I/O Pin	40 mA
DC Current for 3.3V Pin	50 mA
Flash Memory	32 KB (ATmega328) of which 0.5 KB used by bootloader
SRAM	2 KB (ATmega328)
EEPROM	1 KB (ATmega328)
Clock Speed	16 MHz

Fonte: datasheet Arduino

Após conhecer as especificações do microcontrolador, o próximo passo é adicionar comandos para que este possa executar.

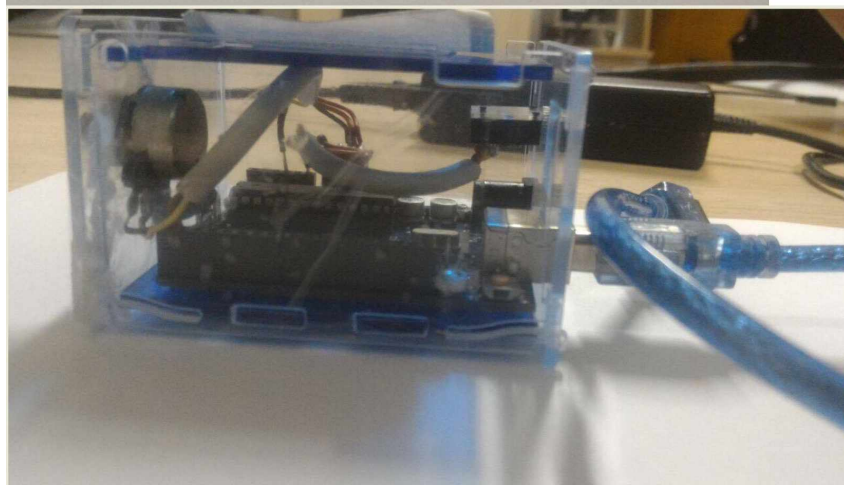
As figuras abaixo mostram um Arduino fornecido pelo NTA, o qual se encontra dentro de uma caixa de acrílico.

Figura 10 – Arduino UNO - Vista superior



Fonte: da autora

Figura 11 – Arduino UNO - Vista Lateral

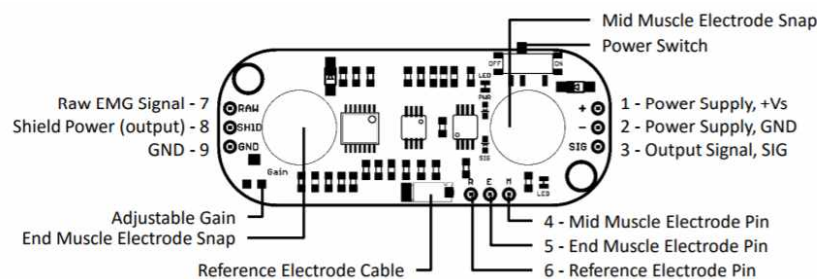


Fonte: da autora

3.4 Shield Myoware

O MyoWare Muscle Sensor é um equipamento da Advancer Technologies, caracteriza-se por ser um sensor eletromiográfico (EMG) capaz de converter sinais musculares em sinais elétricos utilizáveis. O sensor MyoWare em conjunto com eletrodos EMG pode realizar diversas tarefas de acionamento a partir da contração muscular, como por exemplo uma prótese. É um sensor leve (9g) e possui dimensões compactas (52.6 x 20.9 x 5.5 mm), além de operar com baixas tensões (2.9V-5.7V), sendo então de certa forma eficaz para o projeto (CDN, 2017). Na Figura 12 abaixo mostra como estão distribuídos os seus pinos ao longo da placa.

Figura 12 – Pinagem - Myoware



Fonte: datasheet Myoware

Nas figuras abaixo é possível observar os elementos que estão presentes na shield que torna possível a coleta do sinal EMG.

Figura 13 – Sensor Myoware



Fonte: da autora

Figura 14 – Sensor Myoware com a sua referência



Fonte: da autora

3.5 Musculatura utilizada

Como o projeto busca atender pessoas com deficiências motoras severas, o ideal é utilizar a musculatura facial para o acionamento do sistema. Existem, no entanto, duas opções de músculos, o Mastóide e o Epicrânio.

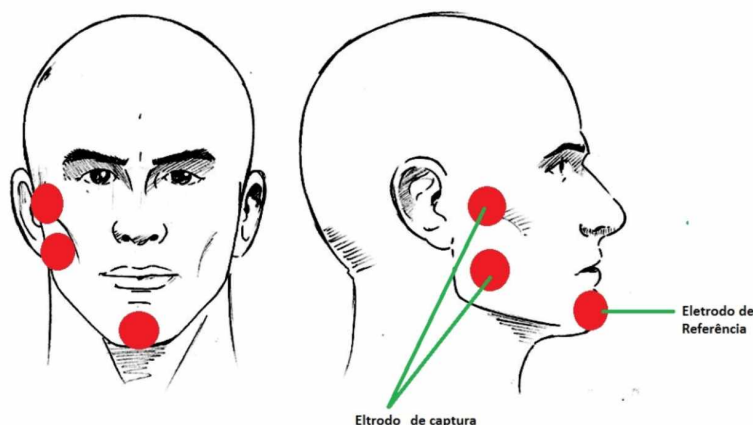
O músculo Mastóide contribui para mastigação, tem como função de seu Feixe Superficial a elevação da mandíbula e o seu ligeiro deslocamento para frente. Já o seu Feixe profundo faz a elevação da mandíbula e mantém a oclusão. A sua origem dá-se no Feixe Superficial na margem inferior do osso e arco zigomático até a sutura zigomático temporal. No Feixe Profundo na margem inferior e face lateral do arco zigomático até a eminência

articular do temporal. Por fim sua inserção dá-se na Tuberosidade massetérica localizada nos dois terços inferiores da face lateral do ramo da mandíbula (UNICAMP, 2017).

A segunda opção seria utilizando o músculo denominado Epicrânio ou Occipitofrontal, o qual compõe a testa. Este músculo reveste as faces laterais do crânio, desde o osso occipital até a sobrancelha. Ele possui dois ventres sendo estes o Ventre Occipital, innervado pelo ramo auricular posterior do nervo facial. Com origem nos dois terços laterais da linha nuchal superior do osso occipital e processo mastóide, insere-se na gálea aponeurótica. A sua função principal é tracionar para trás o couro cabeludo, e consequentemente, eleva as sobrancelhas e enrugua a fronte. Já o seu Ventre Frontal é innervado pelos ramos temporais, na sua origem não possui inserções ósseas e suas fibras são contínuas com as do prócero corrugador e orbicular do olho. A sua ação é semelhante a do Ventre Occipital, entretanto quando age isoladamente ele eleva apenas a sobrancelha de um ou dos dois lados da face. (Sitta, 2014)

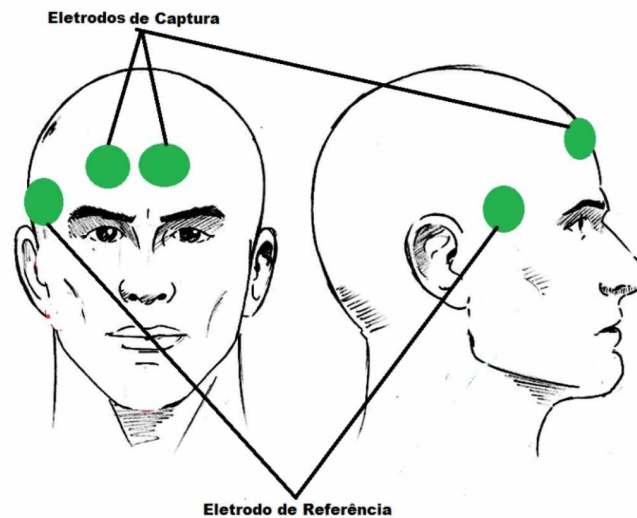
Como o sistema em desenvolvimento visa atender deficientes com tetraplegia severa, ou outra doença que comprometa sua musculatura nos membros que não seja a cabeça. O conhecimento dessa musculatura citada acima, torna-se fundamental para o acionamento da ferramenta. Em vista disso, é possível montar duas configurações para o posicionamento dos eletrodos na captura da ação muscular, mostradas na Figura 15 e Figura 16.

Figura 15 – Posicionamento do eletrodo utilizando o músculo Masseter



Fonte: da autora

Figura 16 – Posicionamento do eletrodo utilizando o músculo Epicrânio



Fonte: da autora

3.6 Preparação da Pele

A Epiderme composta por um epitélio multiestratificado, ou seja, composto por diversas camadas (estratos) de células justapostas. O seu estrato germinativo, a camada mais interna é formada por um conjunto de células que estão em constante multiplicação, desta forma, as células novas empurram as velhas para a parte mais externa. Esse acúmulo de células mortas aumenta a impedância da pele, fator este que por gerar artefatos pode atrapalhar na coleta do sinal. (SoBiologia, 2017)

Para garantir que não haja uma grande quantidade de ruídos atrapalhando a coleta do sensor, é necessário tomar algumas medidas, as quais irão tornar a seleção mais precisa. Uma medida a ser tomada é a limpeza da pele, que pode ser realizada utilizando o álcool em gel, lavar com sabonete e em casos mais extremos realizar a tricotomia e a esfoliação da pele, com o intuito de eliminar células mortas e diminuir a impedância. (LUCA, 1997)

3.7 Eletrodo para a captura

No projeto são utilizados os eletrodos da marca 3M, sendo necessário três para a aquisição do sinal. Dois dos eletrodos serão para a captura do sinal e um terceiro, servirá como referência. Eles são compostos de Ag/AgCl banhados em um gel eletrolítico e são descartáveis. A Figura 17 mostra o dimensionamento do eletrodo.

Figura 17 – Imagem do Eletrodo



Fonte: da autora

3.8 Experimentos

Os experimentos foram realizados em diversas partes, sendo a primeira para ver apenas o software funcionando sozinho, então, uma implementação simples utilizando o teclado físico do computador foi necessária neste momento. A tecla escolhida foi a "F", mas poderia ser qualquer outra.

Na segunda parte foi utilizando um botão montado em uma protoboard com o intuito de verificar a comunicação entre software e Arduino.

No terceiro momento após realizar as etapas descritas acima, já pôde ser testado utilizando o Myoware.

Após a preparação da pele como citado na seção anterior e o posicionamento do eletrodo de acordo com a montagem do Myoware, é necessário que o usuário se posicione confortavelmente diante do computador contendo o programa, de modo a utilizá-los de forma correta. A Figura 18 mostra como fica a montagem final do sistema no usuário.

Figura 18 – Montagem final do projeto



Fonte: da autora

O software irá passar coluna a coluna indicando as posições com o intuito chegar na posição desejada. Como mostra na Figura 19.

Figura 19 – Sistema de varredura: coluna à coluna



Fonte: da autora

Quando é chegado à coluna com a função a ser utilizada, o usuário contrai o músculo fazendo com que a varredura do programa que antes era de coluna a coluna, passe a ser linha a linha. Como ilustrado na Figura 20 a seguir.

Figura 20 – Sistema de varredura: linha à linha



Fonte: da autora

Nessa varredura de sentido vertical para baixo o utilizador do programa terá que escolher a função adequada para a sua necessidade no momento. Ao ser feita a escolha, quando o deficiente enviar uma segunda contração confirmando-a, o software irá selecioná-la e também indicá-la, deixando vermelha a animação. Este efeito pode ser visto na Figura 21 subsequente.

Figura 21 – Seleção da função no software

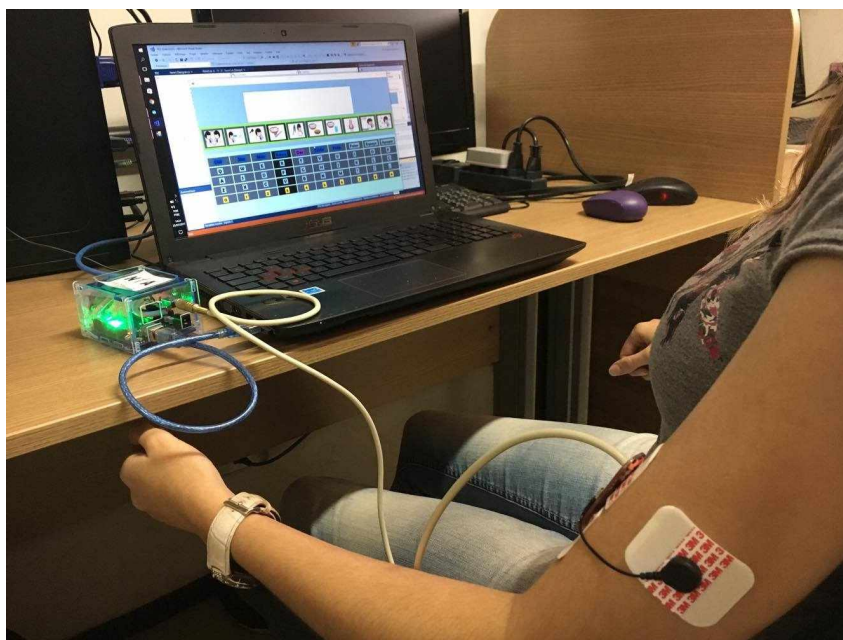


Fonte: da autora

No teclado também foi implementado um sistema de sintetizador de voz, quando o usuário escreve alguma frase e pressiona o botão falar, logo após esta função faz a leitura da caixa de texto. Este sistema também é utilizado no pictograma, que quando selecionado sua função o programa também irá reproduzir em voz o desejado. O próprio Visual Studio apresenta uma referência para que seja possível realizar este tipo de atividade.

Nesta fase de experimentação o bíceps foi utilizado para que fosse verificada a comunicação entre o sensor e o software. Como mostrado na Figura 22, pois ao fazer isso é possível ter uma noção da resposta enviada na porta serial.

Figura 22 – Montagem utilizando o músculo bíceps



Fonte: da autora

Resultados e Discussão

4.1 Avaliação dos Resultados

Depois de ser implementado em ambiente virtual o software, foi realizado o primeiro teste para que fosse verificado o seu funcionamento em termos de varredura e seleção da tecla virtualmente. Feito isso, foi observado que todos os parâmetros a serem verificados naquele momento encontravam-se em perfeito funcionamento, sendo então possível passar para a próxima fase.

No segundo momento utilizando o Arduino, através de uma montagem simples de um botão, foram verificadas as partes como a seleção feita no teclado, utilizando a comunicação serial, se as letras estavam sendo escritas na caixa de texto (Textbox) e por fim se o sintetizador de voz estava falando o conteúdo do texto e o que era contido no pictograma.

Com resultados positivos, finalmente foi possível realizar a última parte, agora utilizando o Arduino junto com a Shield. Primeiramente antes de implementar em algum músculo facial foi necessário utilizar o bíceps, pois a sua contração é mais forte e nesse momento era importante que fosse verificado o funcionamento do software junto com a Shield.

Implementados todos os testes necessários para validar o funcionamento do teclado, como sua varredura, a seleção das letras e a vocalização. Esta etapa é essencial para que problemas relacionados à interface sejam detectados e assim corrigidos.

Ao final, após todas as etapas anteriores serem cumpridas com certo êxito, a última foi montar os eletrodos na configuração para captar o sinal do músculo epicrânio. A montagem deste teste é mostrada na Figura 23:

Figura 23 – Montagem final utilizando o músculo epicrânio



fonte: da autora

Nesta configuração ao contrair o músculo nas colunas desejadas foi construído uma palavra que apesar de pequena, tem um grande valor para o fechamento deste projeto. A Figura 24 ilustra o resultado adquirido.

Figura 24 – Palavra escrita através do teclado virtual



Fonte: da autora

Cada etapa foi de fundamental importância para que o andamento da construção do sistema obtivesse sucesso, pois ao testar parte por parte, os problemas que podem ocorrer durante a montagem e a concepção do projeto aparecem e podem ser solucionados, evitando assim que se acumule no final e seja mais difícil de saná-los.

Ao resolver as pequenas questões e reparos foi possível obter um resultado excelente diante da simplicidade dos recursos disponíveis e utilizados.

Com a montagem total, ao usar o músculo epicrânio é possível ter a noção final de como funcionaria em um paciente com deficiência física. Poder pontuar e controlar variáveis como o tempo que o programa leva para saltar as colunas, o tempo de resposta do sensor EMG com relação à contração, se a preparação da pele e o posicionamento dos eletrodos foram corretos de modo a captar o mais limpo possível o sinal.

Outro ponto a ser relacionado é a questão de se acostumar a usar o sistema, pois, caso fosse implementado em um paciente, ele deveria passar por uma série de treinamentos para que pudesse utilizar o sistema de forma eficiente e eficaz.

Portanto, no geral, a realização e execução deste trabalho foi satisfatória devido aos seus resultados finais apresentarem a resposta esperada em relação à proposta no início de sua execução.

Conclusões

Os resultados do trabalho em si foram satisfatórios, tanto pelo funcionamento do teclado e suas funções, quanto à captura muscular feita pelo sensor.

Entretanto, para que este projeto funcione o melhor possível, algumas precauções devem ser tomadas e efetuadas.

Assim, quando o trabalho ficou pronto e começou a fase de testes, aos poucos foram aparecendo algumas questões que sem o cuidado necessário poderiam comprometer o pleno funcionamento do sistema. Pois, como se trata da utilização de músculos que anteriormente apenas serviam para certas tarefas diferentes desta proposta, seria necessária uma série de treinos com o intuito de otimizar sua utilização. Mais ainda, com o passar do tempo, é preciso também realizar a troca dos eletrodos de captura e o de referência, porque com este contato a pele do usuário vai transpirando, isso atrapalha na captura do sinal e com isso o funcionamento geral é afetado.

Outro ponto importante são as funções presentes em seu pictograma, as quais irão facilitar em ampla escala a comunicação, além de ser um recurso mais rápido do que a redação de frases. À melhoria também no uso da vocalização que torna possível um diálogo e uma comunicação satisfatória. Desta maneira transformando e contribuindo efetivamente para a melhora da qualidade de vida destes pacientes.

5.1 Principais Contribuições

Em suma, o trabalho foi algo produtivo, tanto no ramo de pesquisa quanto na construção. Suas funções, apesar de simples, são úteis e bem colocadas. Remetendo aos pontos tratados na hipótese, como a eficiência do software, a utilidade de suas funções e a eficiência do método de acionamento, todos foram satisfeitos e bem precisos.

5.2 Trabalhos Futuros

Trabalhos futuros quanto a este sistema poderiam visar a utilização de outras formas de controle e acionamento do teclado, outros métodos como o movimento de olhos ou a eletroencefalografia poderiam ser utilizados. Dando assim, maior poder de escolha para o usuário.

Referências

APADEV. **O Sistema Braille**. 20017. <<http://www.apadev.org.br/pages/workshop/Osistemabraile.pdf>>. Acessado em 15/06/2017.

BARALLE, F. E. **La agregación de TDP-43 como posible blanco terapéutico contra la Esclerosis Lateral Amiotrófica**. 2016. <http://www.scielo.org.ar/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0325-29572016000400013&lang=pt>. Acessado em 17/06/2017.

BERSCH, R. **Introdução à Tecnologia Assistiva**. ASSISTIVA - TECNOLOGIA E EDUCAÇÃO, 2013. Disponível em: <www.assistiva.com.br/Introducao_Tecnologia_Assistiva.pdf>.

CDN. **MyoWare Muscle Sensor (AT-04-001)**. 2017. <<https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Biometric/MyowareUserManualAT-04-001.pdf>>. Acessado em 15/06/2017.

COOK, A.; POLGAR, J. **Assistive Technologies: Principles and Practice**. Mosby, 2014. ISBN 9780323096317. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=vlSFoAEACAAJ>>.

ECYCLE. **Colher inteligente facilita a vida dos que sofrem com mal de parkinson**. 2013. <<http://www.ecycle.com.br/component/content/article/37-tecnologia-a-favor/1887-colher-inteligente-facilita-a-vida-dos-que-sofrem-com-mal-de-parkinson.html>>. Acessado em 15/06/2017.

EUSTAT. **Project Eustat**. 1998. <<http://www.siva.it/research/eustat/index.html>>. Acessado em 15/06/2017.

FARNEL. **Arduino UNO**. 2017. <<https://www.farnell.com/datasheets/1682209.pdf>>. Acessado em 15/06/2017.

FERREIRA, L. L.; MARINO, L. H. C.; CAVENAGHI, S. Atuação fisioterapêutica na lesão medular em unidade de terapia intensiva: atualização de literatura. **Revista Neurociencias**, p. 612–617, 2012.

GOMIDE, R. d. S. et al. A new concept of assistive virtual keyboards based on a systematic review of text entry optimization techniques. **Research on Biomedical**

Engineering, scielo, v. 32, p. 176 – 198, 06 2016. ISSN 2446-4740. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2446-47402016000200176&nrm=iso>.

HALL, J. **Guyton & Hall Fundamentos de Fisiologia**. Elsevier Brasil, 2012. ISBN 9788535255898. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=mN6ovLl16PkC>>.

LEAL, H. **Tetraplegia**. 2011. <<http://fisioterapiahumberto.blogspot.com.br/2011/02/lesao-medular-traumatica-objetivos.html>>. Acessado em 15/06/2017.

LOJA, L. F. B. et al. A concept-environment for computer-based augmentative and alternative communication founded on a systematic review. **Research on Biomedical Engineering**, scielo, v. 31, p. 257 – 272, 09 2015. ISSN 2446-4740. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2446-47402015000300257&nrm=iso>.

LUCA, C. J. D. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 13, n. 2, p. 135–163, 1997. Disponível em: <<https://doi.org/10.1123/jab.13.2.135>>.

PORTALBRASIL. **Instituído grupo de trabalho sobre o Estatuto da Pessoa com Deficiência**. 2012. <[http://www.brasil.gov.br/@@search?Subject%3Alist=Direitos%20Humanos%20da%20Presid%C3%Aancia%20da%20Rep%C3%BAblica%20\(SDH/PR\)](http://www.brasil.gov.br/@@search?Subject%3Alist=Direitos%20Humanos%20da%20Presid%C3%Aancia%20da%20Rep%C3%BAblica%20(SDH/PR))>. Acessado em 15/06/2017.

SANKAKO, A. N.; BRACCIALLI, L. M. P. Acesso Motor ao Recurso de Comunicação Alternativa: Opinião de Profissionais em Relação ao Layout de Figuras1. **Revista Brasileira de Educação Especial**, scielo, v. 23, p. 67 – 80, 03 2017. ISSN 1413-6538. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1413-65382017000100067&nrm=iso>.

UNESP. **O que é Libras?** 2017. <https://acervodigital.unesp.br/bitstream/123456789/47933/1/u1_d24_v21_t01.pdf>. Acessado em 15/06/2017.

UNICAMP. **Músculos da mastigação**. 2017. <http://w2.fop.unicamp.br/dos/odonto_legal/downloads/pos_especial/especializacao/mod3_musculos_mastigacao.pdf>. Acessado em 16/06/2017.

VILLELA, F. **IBGE: 6,2% da população têm algum tipo de deficiência**. 2015. Fonte: Agência Brasil. Acessado em 15/06/2017. Disponível em: <<http://www.ebc.com.br/noticias/2015/08/ibge-62-da-populacao-tem-algum-tipo-de-deficiencia>>.

WEBSTER, J. **Medical Instrumentation Application and Design, 4th Edition**. [S.l.]: Wiley Global Education, 2009.