



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

**AVALIAÇÃO DO USO DE UMA INTERFACE HOMEM-COMPUTADOR
BASEADA EM ELETROMIOGRAFIA EM INDIVÍDUOS COM E SEM
ALTERAÇÕES NEURO-MOTORAS DE MEMBROS SUPERIORES**

Uberlândia, MG

2013

Reuder Pereira Prado

**AVALIAÇÃO DO USO DE UMA INTERFACE HOMEM-COMPUTADOR
BASEADA EM ELETROMIOGRAFIA EM INDIVÍDUOS COM E SEM
ALTERAÇÕES NEURO-MOTORAS DE MEMBROS SUPERIORES**

Texto da dissertação apresentada à Universidade Federal
de Uberlândia – UFU como parte dos requisitos para
obtenção do título de Mestre em Ciências.

Uberlândia, MG

2013

Reuder Pereira Prado

**AVALIAÇÃO DO USO DE UMA INTERFACE HOMEM-COMPUTADOR
BASEADA EM ELETROMIOGRAFIA EM INDIVÍDUOS COM E SEM
ALTERAÇÕES NEURO-MOTORAS DE MEMBROS SUPERIORES**

Texto da dissertação apresentada à Universidade Federal
de Uberlândia – UFU como parte dos requisitos para
obtenção do título de Mestre em Ciências.

Prof. Dr. Adriano O. Andrade
Orientador

Prof. Dr. Adriano A. Pereira
Co-orientador

Prof. Dr. Edgard Afonso Lamounier Júnior
Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

Uberlândia, MG

2013

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, pelo amor, companheirismo,
amizade e apoio.

EPÍGRAFE

*“O que é uma porta para você?
Um obstáculo?
Algo pesado?
Algo fino?
Ou todas as portas se abrem para você?
Porém nem todas são portas,
Mas sim oportunidades, caminhos...
De oceano para oceano,
Além de países e continentes,
Mas o que é uma porta,
Se você tiver as chaves?”*

(Reuder Pereira Prado)

“Vini, Vidi, Vici.”

(Augusto César)

AGRADECIMENTO

Primeiramente agradeço a Deus, senhor que rege tudo que acontece no céu e na terra, que sempre nos ampara quando precisamos e guia nossos caminhos. Sem ele nada seria possível.

Agradeço a meus pais Oscar Barreto Prado e Luzia Helena Pereira Prado, que são meus pilares, a base de tudo que fui, sou e quero ser, meu exemplo, meu orgulho, meu tudo. Sem eles nada teria sido possível. Agradeço pelo amor, carinho, amizade, cumplicidade, companheirismo, enfim, por serem pais.

Agradeço ao meu orientador Adriano O. Andrade e meu co-orientador Adriano A. Alves pelo brilhante desempenho neste trabalho e por toda ajuda durante este período de convivência. Aprendi muito com vocês em todo esse tempo e ainda pretendo aprender mais ainda.

Agradeço aos meus amigos Lucas A. A. Rocha, Bruno Calil, Marco Túlio L. G. Pires e Fernanda Amaral e a minha namorada Taylana Borges de Souza pelo companheirismo durante esse tempo, ajudando não na pesquisa, mas na vida pessoal para conseguir vencer esta etapa.

Agradeço a pessoas singulares, porém especiais que passaram pela minha vida durante o tempo de mestrado, as quais não citarei nomes pela grande quantidade de pessoas, mas que também, não na pesquisa, mas ajudaram na vida pessoal.

Agradeço a todos os indivíduos que participaram desta pesquisa e a AACD, sem vocês não teria conseguido concluir esta etapa da minha vida.

Os autores agradecem o apoio financeiro da Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG), do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) e da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)

RESUMO

Recentemente nosso grupo de pesquisa desenvolveu uma interface homem-computador, denominada *Muscle Academy*, baseada na atividade elétrica detectada a partir da superfície de músculos (eletromiografia – EMG). Neste estudo foram avaliados 40 indivíduos, sendo 30 indivíduos sem disfunções em membros superiores e 10 indivíduos com disfunções em membros superiores, visando avaliar o uso do *Muscle Academy* em diferentes situações. Os 30 indivíduos sem disfunções em membros superiores foram divididos em 3 grupos de 10 pessoas cada, que realizaram o protocolo experimental utilizando diferentes distâncias entre os botões a serem clicados (GI com distância de 4 cm; GII com distância de 7,5 cm e GIII com distância de 15 cm) e o grupo indivíduos com disfunções em membros superiores realizou a pesquisa com distância de 15 cm entre os botões a serem clicados. Os resultados mostraram que houve diferença significativamente estatística entre o tempo (ms) médio gastos para ir de um botão para o próximo e clicar os grupos experimentais, principalmente quando comparados os grupos sem disfunções em membros superiores e com disfunções em membros superiores, ambos com mesma distância entre botões, porém, a evolução dos fatores de aprendizagem de todos os indivíduos foi semelhante, reduzindo o tempo médio gasto para realizar as tarefas com o decorrer das sessões. Concluiu-se que a ferramenta é um bom recurso para avaliar a evolução de fatores de aprendizado de indivíduos sem e com disfunções e membros superiores; a distância entre os botões e o tamanho deles influenciaram no tempo médio (ms) gasto para ir de um botão para o outro e clicar, enquanto o sentido qual os indivíduos seguiram (horário, anti-horário e aleatório) não exerceu influência estatisticamente significativa.

Palavras-chave: eletromiografia; interação homem-máquina; tecnologia assistiva; processamento de sinais biológicos; sistemas de comunicação aumentada e alternativa.

ABSTRACT

Recently our research group has developed a human-computer interface called Muscle Academy, based on the electrical activity detected from the surface of muscles (electromyography - EMG). In this study, 40 subjects were evaluated: 30 patients without disorders in the upper limbs and 10 individuals with disorders in the upper limbs, to evaluate the use of the Muscle Academy in different situations. The 30 individuals without disorders in the upper limbs were divided into 3 groups of 10 people each, who performed the experimental protocol using different distances between the buttons to be clicked (IMs distance of 4 cm, with a distance of GII and GIII 7.5 cm with a distance of 15 cm) and group individuals with upper limb disorders conducted the survey with 15 cm distance between the buttons to be clicked. The results showed a significant statistical difference between time (ms) average spending of a button to go to the next and clicking the experimental groups, especially when compared with those without disorders in the upper limbs and upper limb disorders, both with the same distance between buttons, however, the development of learning of all subjects factors was similar, reducing the average time taken to complete the tasks in the course of the sessions. We conclude that the tool is a good resource for monitoring progress of individuals with and without upper limb disorders and learning factors; the distance between them and the buttons size influenced the average time (ms) spent to go from one button to another and clicking while the meaning which individuals have followed (clockwise , counterclockwise and random) did not exert a statistically significant influence.

Keywords: electromyography, man-machine interaction, assistive technology, biological signal processing, communication systems and increased alternative.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Soldados que sofreram amputação durante a guerra.....	19
Figura 2	Símbolo Internacional de Acesso.....	20
Figura 3	Estacionamento destinado para deficiente.....	20
Figura 4	Rampa de acesso para deficientes.....	21
Figura 5	Identificação em braile para deficientes visuais.....	21
Figura 6	Rampas obrigatórias em todas esquinas das cidades.....	22
Figura 7	Rampas de acesso ao ônibus.....	23
Figura 8	Vans escolares com elevador.....	23
Figura 9	Assentos presentes no transporte público destinados à deficientes.....	24
Figura 10	Banheiro adaptado para deficientes.....	24
Figura 11	Cartões de CAA.....	27
Figura 12	Prancha de CAA.....	28
Figura 13	Comunicador por voz.....	29
Figura 14	Concentrações de íons nos fluídos extra e intracelular.....	38
Figura 15	Potencial de repouso da membrana celular.....	39
Figura 16	Tipos de transporte de substâncias através da membrana celular.....	40
Figura 17	Esquema de funcionamento da bomba de sódio e potássio.....	40
Figura 18	Gráfico de um potencial de ação.....	41
Figura 19	Esquema de propagação de um potencial de ação.....	42
Figura 20	Filamentos de actina e miosina.....	43
Figura 21	Lâmina de músculo estriado esquelético.....	44
Figura 22	Fenda sináptica.....	45
Figura 23	Túbulos T.....	46
Figura 24	Posicionamento dos eletrodos e diagrama de blocos representando os estágios envolvidos na detecção e condicionamento de sinais eletromiográficos. O eletrodo de referência pode ser posicionado no braço do indivíduo ou em qualquer outra localização diferente daquelas indicadas por E1, E2 e E3. E1 está sobre o músculo Temporal Esquerdo, E2 sobre o Temporal Direito e E3 sobre o músculo Frontal.....	49

Figura 25	(A) Músculos relaxados (i.e., sem contração); (B) Contração do músculo Frontal pela elevação das sobrancelhas; (C) Contração dos músculos temporais durante a mordida.....	49
Figura 26	Interface com comandos para avaliação muscular.....	51
Figura 27	(A) cerrar continuamente os dentes, (B) cerrar os dentes e relaxar a musculatura,(C) elevar continuamente a sobrancelha e (D) elevar e abaixar a sobrancelha.....	52
Figura 28	Máquina de estados e a interação entre os eventos (1-7) de acordo com os eventos emulados mostrados na Tabela 1.....	53
Figura 29	Exemplo de interface gráfica dos protocolos experimentais.....	58
Figura 30	Comportamento do tempo ao longos das sessões por grupo.....	64
Figura 31	Comportamento do tempo (ms) ao longo das sessões, em cada sentido e por grupo.....	69
Figura 32	Comportamento do tempo ao longo das sessões, em cada protocolo e por grupo.....	70

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Relação entre movimento facial e evento emulado.....	50
Tabela 2	Teste de Wald para os fatores do modelo.....	61
Tabela 3	Resultados do teste de Wald para comparação dos grupos.....	62
Tabela 4	Resultados do teste de Wald para comparação das sessões em cada grupo.....	63
Tabela 5	Resultados do teste de Wald para comparação das sessões em cada sentido, por grupo.....	64
Tabela 6	Resultado do teste de Wald para comparação das sessões em cada protocolo, por grupo.....	68

SUMÁRIO

Capítulo 1.....	13
INTRODUÇÃO	13
1.1 Objetivos geral e específicos.....	16
1.2 Publicação	16
1.3 Organização da dissertação	17
Capítulo 2.....	18
REVISÃO DO ESTADO DA ARTE.....	18
2.1 Acessibilidade.....	18
2.2 Comunicação Aumentada e Alternativa	25
2.2.1 CARTÕES DE COMUNICAÇÃO	27
2.2.2 PRANCHAS DE COMUNICAÇÃO	27
2.2.3 COMUNICADORES COM VOZ	28
2.2.4 SISTEMAS E SOFTWARES DE CAA	29
2.3 Condições que levam à perda de movimentos nos membros superiores	31
2.3.1 TRAUMATISMO RAQUIMEDULAR	31
2.3.2 AMPUTAÇÕES	32
2.3.3 SEQUEMA DE MENINGITE	33
2.3.4 TRAUMATISMO CRANIOENCEFÁLICO	33
2.3.5 PARALISIA CEREBRAL	34
2.3.6 ESCLEROSE MÚLTIPLA.....	35
2.3.7 ESCLEROSE LATERAL AMIOTRÓFICA.....	35
2.3.8 DISTROFIAS MUSCULARES	36
2.4 Eletromiografia.....	37
2.4.1 MEMBRANA CELULAR	37
2.4.2 CONTRAÇÃO MUSCULAR	42
2.4.3 ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE	46
2.5 Muscle Academy	48
Capítulo 3.....	54
MATERIAIS E MÉTODOS.....	54
3.1 Definição de grupos experimentais e critérios de inclusão e exclusão	54
3.2 Planos e locais de recrutamento, critérios de inclusão e exclusão.....	55
3.3 Definição de protocolos de treinamento	56
Capítulo 4.....	60

RESULTADOS	60
<i>Capítulo 5</i>	71
DISCUSSÃO	71
<i>Capítulo 6</i>	78
CONCLUSÃO E ESTUDOS FUTUROS	78
REFERÊNCIAS.....	80
<i>ANEXO A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO</i>	84

Capítulo 1

INTRODUÇÃO

Acessibilidade é permitir que pessoas com alterações neurológicas e/ou motoras, as quais geram algum impedimento para realizar tarefas diárias possam ter acesso a produtos, serviços e informações para realizar suas atividades de vida diária de maneira mais normal ou mais próxima do normal. A acessibilidade permite também a inclusão destas pessoas em várias atividades organizadas pela sociedade.

Modificações que geram acessibilidade vão desde alterações em estruturas públicas, como implantação de rampas em calçadas e para acesso a prédios públicos, como bancos e hospitais; colocação de ladrilhos com alto relevo para facilitar o deslocamento de deficientes visuais; e ainda o desenvolvimento de interfaces homem-máquina para pessoas com necessidades especiais.

Existem diferentes causas que podem levar a disfunções em membros superiores que impeçam a interação homem-máquina utilizando os braços e as mãos. Em crianças as causas mais comuns são más formações congênitas que levam a ausência total ou parcial de membros superiores; complicações no parto, como paralisia braquial obstétrica; além de síndromes e paralisias cerebrais. Na faixa etária acima dos 18 anos as causas mais frequentes são as tetraplegias causadas por acidentes, distrofias neuromusculares, esclerose lateral amiotrófica e esclerose múltipla, além de sequelas de acidente vascular cerebral e amputações [5].

As disfunções em membros superiores dificultam e, às vezes, até impedem o indivíduo de interagir com equipamentos, principalmente com o computador. Levando-se em consideração que no mundo atual a informação tornou-se importante para a execução de trabalho e de atividades de vida diárias, tais limitações restringem o acesso destes indivíduos no mercado de trabalho, na escola e em práticas relacionadas com lazer, principalmente aquelas que dizem respeito ao acesso à internet (e.g., redes sociais e programas de comunicação). Tornou-se então

necessário o desenvolvimento de diferentes interfaces homem-computador para pacientes com deficiência em membros superiores.

Atualmente, existem diferentes estratégias que podem ser utilizadas para obter informações de um indivíduo com o objetivo de se implementar interfaces homem-máquina. A idéia básica é converter os sinais de entrada gerados pelo indivíduo em comandos que possam ser interpretados por um aplicativo [6]. As estratégias podem ser classificadas de acordo com as seguintes categorias, relacionadas com o tipo de sensor utilizado na detecção do sinal de entrada [7]: (i) pressão/toque (e.g., [8]), (ii) reconhecimento de gestos e movimentos (e.g., [9]), (iii) reconhecimento de fala (e.g., [10]), e (iv) biopotenciais (e.g., [11]).

Não é nossa intenção defender alguma estratégia específica para a detecção de sinal, pois qualquer opção prática dependerá das limitações físicas do paciente e do custo da opção escolhida. No entanto, ao longo dos últimos dez anos um grande esforço tem sido focado na extração de informações de biopotenciais [7, 12]. A principal motivação para o estudo de biopotenciais é a possibilidade de obtenção de uma forma de controle mais natural e, em contrapartida às abordagens *on-off* (ligado-desligado), uma saída proporcional.

Uma revisão recente que discute a aplicação de biopotenciais distintos (e.g., eletroencefalograma, eletromiograma e eletrooculograma) para a interação homem-computador é fornecida em [12-14].

McFarland *et al.* (2008) [15] realizaram um estudo do uso de uma interface não invasiva cérebro-máquina baseada na interpretação de atividades corticais (eletroencefalografia) para o controle do cursor do mouse em um monitor de computador e observaram que não foi necessário implantar eletrodos no cérebro para utilizar esta interface.

Tamura *et al.* [16] desenvolveram uma interface homem-máquina utilizando eletrooculograma (EOG) para auxiliar o processo de comunicação de pacientes com esclerose lateral amiotrófica. Os autores da pesquisa concluíram que o EOG é um tipo de biopotencial que possibilita a interação do indivíduo com o computador.

Entre os biopotenciais, o uso do sinal eletromiográfico (EMG) é provavelmente um dos mais comuns e a razão pode estar relacionada ao emprego bem sucedido de sinais EMG como sinal de entrada para controle de dispositivos protéticos [17-21].

Williams e Kirsch (2008) compararam o uso de interfaces homem-computador visando o controle do cursor por meio de movimentos cervicais (acelerometria), eletromiografia de

músculos do pescoço (Platismas e Trapézio) e da face (Frontal). Os resultados obtidos destas interfaces foram comparados com aqueles obtidos a partir de um mouse padrão. Nesta comparação foram avaliados o tempo de reação, e a velocidade e direção do cursor. Os resultados indicaram que a eletromiografia dos músculos do pescoço e da face mostrou ser uma alternativa viável para esse tipo de interface. Chin *et al.* (2008) [11], desenvolveram também uma interface homem-máquina combinando sinais eletromiográficos com eletrooculograma, e observaram resultados similares.

Recentemente nosso grupo de pesquisa desenvolveu o *Muscle Academy* (ver vídeo no YouTube <http://www.youtube.com/watch?v=NAdGQGpY4ek>)[4], que é uma interface homem-computador baseada em eletromiografia, para o controle do cursor. Esta ferramenta utiliza o sinal eletromiográfico dos músculos Temporais e Frontal como sinais de entrada para a interface. O uso dos músculos Temporais e Frontal é interessante, pois estão alinhados em um mesmo plano na frente e são de fácil contração, ou seja, o comando de ativação do músculo é de fácil compreensão pela população em geral. Onze (11) indivíduos, sendo 1 com Distrofia Muscular de Duchenne e os outros saudáveis, foram avaliados durante a execução de três protocolos experimentais com níveis de dificuldade distintos. A principal conclusão dos experimentos é que existe um aprendizado incremental ao decorrer das sessões de treinamento.

Cada vez mais se torna necessário pesquisar e testar ferramentas que promovam a acessibilidade à população, principalmente aos deficientes físicos, que além de ter que conviver com as alterações corporais, encontram barreiras na sociedade que os impedem de desempenhar atividades cotidianas.

Ao longo dos anos várias soluções têm sido propostas e desenvolvidas visando facilitar a vida de indivíduos com limitações físicas ou mentais, porém ainda há muito que se pesquisar, principalmente na área do desenvolvimento de interfaces homem-computador.

Neste contexto, o *Muscle Academy*¹, que foi desenvolvido pelo Prof. Dr. Adriano Andrade [4], mostrou ser uma solução interessante para a realização da interação homem-computador, em substituição ao uso do mouse. Porém, ainda é necessária a avaliação da ferramenta em grupos de

¹ O desenvolvimento do *Muscle Academy* recebeu suporte financeiro, referente a bolsa de pós-doutorado para o Prof. Dr. Adriano O. Andrade, dos governos brasileiro (FAPEMIG - Projeto TEC156/09) e canadense (DFAIT – Foreign Affairs and International Trade Canada), e foi desenvolvido no *Institute of Biomedical Engineering, University of New Brunswick, Canadá*.

indivíduos portadores de alterações que impeçam o uso dos membros superiores para mover o mouse. Além disso, a ferramenta não foi avaliada quanto ao uso prolongado e o uso por crianças, sendo esses os objetivos desta pesquisa.

1.1 Objetivos geral e específicos

O objetivo central deste estudo é avaliar o uso de uma interface homem-computador baseada em eletromiografia em grupos de indivíduos (adultos) com ou sem disfunções em membros superiores.

Os objetivos específicos da pesquisa foram:

1. Avaliar o uso do *Muscle Academy* por indivíduos com disfunções em membros superiores;
2. Avaliar o uso do *Muscle Academy* por indivíduos sem disfunções em membros superiores;
3. Comparar o desempenho entre indivíduos com deficiência e indivíduos sem disfunções em membros superiores na utilização do *Muscle Academy*;
4. Avaliar a influência de diferentes distâncias entre os botões no software *Muscle Academy* sobre o desempenho de indivíduos sem disfunções em membros superiores;
5. Avaliar a influência de diferentes direções de percurso (horário, anti-horário e aleatório) no software *Muscle Academy* sobre o desempenho de indivíduos sem disfunções em membros superiores;
6. Avaliar a influência de diferentes tamanhos de botões a serem clicados (2x2 cm, 1x1 cm e 0,5x0,5 cm) no software *Muscle Academy* sobre o desempenho de indivíduos sem disfunções em membros superiores.

1.2 Publicação

PRADO, R. P.; ANDRADE, A. O.; PEREIRA, A. A. AVALIAÇÃO DE INTERFACE HOMEM-COMPUTADOR EM INDIVÍDUOS COM ALTERAÇÕES EM MEMBROS SUPERIORES. Trabalho apresentado no **XXIII CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA**, em Porto de Galinhas, em outubro de 2012.

1.3 Organização da dissertação

O Capítulo 2 traz uma revisão da literatura, descrevendo inicialmente acessibilidade, com um breve histórico e normas seguidas atualmente no Brasil; logo depois uma descrição sobre comunicação aumentada e alternativa, citando alguns exemplos de sistemas; após alguns tópicos sobre o processo de formação do sinal eletromiográfico e por fim a descrição do software *Muscle Academy*, o qual foi utilizado para aquisição de dados deste projeto.

No Capítulo 3 há uma descrição detalhada dos materiais e métodos utilizados nesta pesquisa.

O Capítulo 4 desta dissertação mostra os resultados obtidos após a coleta de dados e posterior análise estatística.

O Capítulo 5 discute os resultados observados, mostrando as contribuições do trabalho e apresentando sugestões para futuros trabalhos a serem realizados como continuação desta pesquisa.

E por fim, o Capítulo 6 mostra qual foi a conclusão desta pesquisa e sugere alguns trabalhos futuros que podem continuar este trabalho.

Capítulo 2

REVISÃO DO ESTADO DA ARTE

Para entendimento deste trabalho, uma descrição sucinta e objetiva sobre temas como acessibilidade, comunicação aumentada e alternativa, eletromiografia e sobre o software *Muscle Academy* é indispensável, pois são temas relacionados diretamente ao objetivo desta e de outras pesquisas que já foram ou serão realizadas com mesmo tema.

2.1 Acessibilidade

Acessibilidade é a condição para utilização, com segurança e autonomia, total ou assistida, de espaços, mobiliários e equipamentos urbanos, das edificações, dos serviços de transporte e dos dispositivos, sistemas e meios de comunicação e informação, por pessoas portadoras de alguma deficiência seja física ou psíquica ou que apresentem de alguma forma mobilidade reduzida.

A discussão em relação à acessibilidade universal começou quando a ONU - Organização das Nações Unidas, em 1948, apresentou a Declaração Universal dos Direitos Humanos. O texto desta Declaração decreta que todos os homens passam a ser considerados iguais, devendo ser respeitados seus direitos no atendimento de suas necessidades fundamentais, sendo esta uma regra para a igualdade dos direitos das pessoas com mobilidade reduzida. Complementando esta ação, em 1971, a ONU apresenta a Declaração dos Direitos do Deficiente Mental e, em 1975, a Declaração dos Direitos das Pessoas Portadoras de Deficiências[22].

Estas declarações foram motivadas principalmente pelo final da Segunda Guerra Mundial, terminada em 1945, na qual vários combatentes sofreram mutilações em campos minados, se tornando deficientes físicos, e alguns, mesmo sem mutilações, apresentaram alguma deficiência

mental, com transtornos psicológicos causados pelo impacto da vivência em uma guerra, sem contar os que sofreram algum tipo de trauma físico em outras guerras anteriores (Fig. 1).



Fig. 1: Soldados que sofreram amputação durante a guerra.

Fonte: http://www.rehabilitacionblog.com/2012_03_01_archive.html

Nos anos 80, a ONU declarou a Década das Nações Unidas para as Pessoas Portadoras de Deficiência. Foi nesta década que as questões relacionadas à acessibilidade universal surgiram no Brasil. Com constantes movimentos organizados por pessoas com deficiência, foi sancionada em novembro de 1985, a Lei Federal no 7.405, que torna obrigatória a colocação do “Símbolo Internacional de Acesso” (Fig. 2) em todos os locais e serviços que possam ser utilizados por pessoas com deficiência, além de definir as dimensões para considerar acessíveis rampas de acesso, escadas, elevadores e vagas de estacionamento (Figs. 3 e 4)[22].

A busca dos movimentos sociais urbanos para construção de uma legislação adequada e que estabeleça o tratamento igualitário para todas as pessoas e o direito de usufruir da cidade e de todos os serviços presentes, independente das suas deficiências ou dificuldades, termina no final dos anos 1980, com a Constituição Federal de 1988, que é considerada uma das mais avançadas no mundo na garantia da igualdade dos direitos das pessoas com deficiência. A Constituição de 1988 aponta uma série de dispositivos de acessibilidade às edificações e aos serviços de transporte, como o direito de ir e vir a todos os brasileiros [23] (Fig. 5).

As demais legislações de proteção às pessoas com deficiência seguem a mesma lógica da constituição Federal de 1988 e são claras em fixar condições obrigatórias a serem seguidas pelo

poder público e pela sociedade para a integração dessas pessoas aos eventos cotidianos vivenciados pela sociedade, através da construção de espaços e serviços acessíveis a elas, eliminando barreiras físicas e sociais [23].



Fig. 2: Símbolo Internacional de Acesso.
Fonte: <http://www.perfil.com.pt>



Fig. 3: Estacionamento destinado para deficientes
Fonte: <http://www.movimentoconviva.com.br>



Fig. 4: Rampa de acesso para deficientes
Fonte: <http://www.mobfloripa.com.br/>



Fig. 5: Identificação em braile para deficientes visuais.
Fonte: <http://acessibilidades3.wordpress.com/deficiencia-visual/>

Em 1994, o Governo Federal, através da Coordenadoria Nacional para Integração da Pessoa Portadora de Deficiência – CORDE, cria o Programa de Eliminação de Barreiras Arquitetônicas e Ambientais. O Programa, desenvolvido em articulação com os Governos Estadual e Municipal, visa criar condições de locomoção independente aos portadores de deficiência nas cidades. Até o ano de 2002, os recursos alocados ao Programa contemplavam prioritariamente as cidades com características históricas e culturais e, posteriormente, estende-se às demais cidades (Fig. 6).



Fig. 6: Rampas obrigatórias em todas esquinas das cidades.

Fonte: <http://acessodeficiente.blogspot.com.br>

A Norma Brasileira ABNT NBR 9050: 2004 – Acessibilidade de Pessoas Portadoras de Deficiências a Edificações, Espaço, Mobiliário e Equipamentos Urbanos, torna-se a referência nacional técnica da questão ao estabelecer definições de acessibilidade, desenho universal e barreira ambiental, e caracterizar os diferentes tipos de deficiência que devem ser levados em consideração durante o processo de planejamento da cidade. Essa mudança de conceito fez com que esta norma se estabeleça na consolidação da legislação vigente e no fomento de novas legislações, servindo como referência técnica na implementação de projetos de acessibilidade [24].

Em consequência, o mesmo grupo desenvolveu as normas referentes ao transporte público urbano. As Normas Brasileiras ABNT NBR 14.021 – Acessibilidade à Pessoa Portadora de Deficiência em trem metropolitano e ABNT NBR 14.022 – Acessibilidade à Pessoa Portadora de Deficiência em Ônibus e Trólebus para Atendimento Urbano e Intermunicipal foram publicadas em 1997. A NBR 14.021/2005 estabelece os critérios e parâmetros técnicos a serem observados para acessibilidade no sistema de trem urbano ou metropolitano, de acordo com os preceitos do Desenho Universal. Por sua vez, a NBR 14.020/1997 estabelece os padrões e critérios para proporcionar à pessoa com deficiência e/ou mobilidade reduzida acessibilidade ao transporte em ônibus e trólebus do serviço de transporte urbano e intermunicipal. Esta norma estabelece critérios para todo o sistema: pontos de parada, terminais e veículos. Embora as normas técnicas

sejam de uso voluntário, essas podem passar a ter força de lei quando mencionadas explicitamente no corpo legislativo. É o que aconteceu com as normas de acessibilidade que passaram a integrar as legislações federal, estaduais e municipais [25-27].



Fig. 7: Rampas de acesso ao ônibus.

Fonte: <http://www.assimsefaz.com.br>



Fig. 8: Vans escolares com elevador.

Fonte: <http://www.logismarket.ind.br>

Complementando, a Lei Federal nº 10.098/2000 estabelece que os novos equipamentos e mobiliários públicos a serem planejados e executados deverão prover o acesso de forma universal, sendo acessíveis para as pessoas com deficiência e/ou com mobilidade reduzida. Os

equipamentos e mobiliários públicos existentes deverão ser adaptados para serem capazes de promover a ampla acessibilidade às pessoas com deficiência ou com mobilidade reduzida. No que se refere ao serviço de transporte coletivo, define-se que os veículos deverão cumprir os requisitos de acessibilidade estabelecidos nas normas técnicas específicas (Figs. 9 e 10).



Fig. 9: Assentos presentes no transporte público destinados à deficientes.

Fonte: <http://www.blogdolino.com.br>



Fig. 10: Banheiro adaptado para deficientes.

Fonte: <http://vidamaislivre.com.br>

Em junho de 2004, é promulgada pela ABNT a revisão da NBR-9050 com novo enunciado: “Acessibilidade a edificações, mobiliário, espaços e equipamentos urbanos”. No mês de dezembro do mesmo ano, é publicado o Decreto nº 5.296 que regulamenta a Lei Federal nº 10.048/2000, que dá prioridade de atendimento às pessoas com deficiência, e a Lei Federal nº 10.098/2000, que estabelece normas gerais e critérios básicos para a promoção da acessibilidade das pessoas com deficiência ou com mobilidade reduzida. No segmento de transporte, o Decreto referência normas que irão estabelecer os critérios técnicos e define um prazo para que todos os veículos, equipamentos e infraestrutura do setor estejam adequados a estas normas [24].

Com o desenvolvimento do computador e o consequente surgimento da internet e os avanços da informática, deixar estes itens acessíveis a todas as pessoas se tornou fator importante, principalmente para pessoas com algum tipo de deficiência que impeça o uso pleno do computador. A velocidade de transmissão de informações, em que notícias atravessam o mundo em segundos, fez com que o acesso à internet deixasse de ser um luxo de famílias com boas condições financeiras e passasse a ser item indispensável no aprendizado, na cultura e lazer.

Outro item importante a ser considerado é o uso do computador. Com a expansão da rede mundial de computadores (internet), o computador assumiu boa parte das tarefas cotidianas, desde uma simples calculadora, até o uso de softwares pesados de arquitetura e programação. Da redação e configuração de trabalhos à operação de máquinas o computador tornou-se peça chave no dia-a-dia da população e o acesso a ele indispensável.

Com os computadores e a internet, além do acesso a informação, cultura e entretenimento, facilitou-se a comunicação interpessoal e difusão de saberes. Distâncias foram encurtadas e diálogos favorecidos. Diversos relacionamentos, empregos, negócios, transações entre outros fins surgiram com esses avanços tecnológicos.

Porém, os dispositivos de entradas criados inicialmente para uso da máquina (teclado, mouse e *touch screen*) nem sempre são uma boa interface homem-computador para pessoas com deficiência motora ou algum tipo de mobilidade reduzida, sendo necessário o desenvolvimento de outras formas de comunicação.

2.2 Comunicação Aumentada e Alternativa

Tecnologia assistiva (TA) é toda e qualquer tecnologia que visa ajudar pessoas com perdas, seja motora ou mental a realizar as tarefas do dia a dia. Como exemplos têm os aparelhos auditivos e as cadeiras de rodas motorizadas. E dentro desta área a Comunicação Alternativa e Aumentada (CAA) busca especificamente a ampliação de habilidades de comunicação pessoal.

Também conhecida como “Comunicação Alternativa (CA)” ou “Comunicação Suplementar e Alternativa CSA”, o termo é uma tradução do inglês, vindo da expressão *Augmentative and Alternative Communication*, e é utilizado para definir formas alternativas de comunicação, quando a verbalização é por algum motivo dificultada ou impossibilitada. Um exemplo clássico de comunicação alternativa é a linguagem de libras (linguagem universal dos sinais), utilizadas por deficientes auditivos para conversar com as demais pessoas. Outras formas de comunicação alternativa são o uso de gestos, expressões faciais, uso de pranchas com letras e símbolos, comunicadores até o uso de softwares voltados para comunicação[28].

Existem vários sistemas de CAA, e a escolha de cada um vai de acordo com a deficiência e necessidades do usuário. O modelo dos sistemas é universal, porém alguns podem ser personalizados diretamente para o paciente ou para o tipo de deficiência que ele apresenta[29].

Essa comunicação pode acontecer sem auxílios externos, valorizando a expressão do indivíduo, como gestos, sons, expressões faciais e corporais, ou com auxílio externo, como cartões de comunicação, pranchas de comunicação, pranchas alfabéticas e de palavras, vocalizadores ou o computador com softwares específicos[29].

Os símbolos utilizados nos sistemas de CAA tendem a seguir um padrão universal, apresentando o que se quer comunicar (letra ou palavra) juntamente com alguma imagem ilustrativa sobre o tema. Existem variações nas imagens de acordo com o lugar (características da população) onde se aplica o sistema, porém apresentam características comuns entre si[30].

Vale ressaltar que a utilização destes meios de CAA exige um treinamento prévio, tanto de quem vai aplica-los no indivíduo quanto do próprio usuário, visando facilitar o entendimento de ambas as partes quanto ao que está sendo descrito pelo sistema. Existem indivíduos que escreveram livros utilizando apenas sistemas de CAA. Outro fator importante a ser levado em consideração é que é necessário certo grau de cognição e concentração do usuário para utilização desses sistemas de CAA, sendo contraindicados para indivíduos que não apresentarem essas características, pois pode acarretar maiores complicações ao quadro de deficiência[28].

Abaixo estão citados alguns sistemas de comunicação alternativa e aumentada

2.2.1 CARTÕES DE COMUNICAÇÃO

São pedaços de papel, geralmente cartolina ou papelão por serem mais rígidos e duráveis, que possuem formato pouco maior em largura que uma fotografia padrão. Por serem em maior tamanho são mais utilizados por pacientes com maior dificuldade visual, seja por baixa acuidade visual ou pela posição estática em que se encontra. Geralmente são utilizados para escolher letras do alfabeto, porém podem também mostrar atividades que o indivíduo deseja realizar (comer, trocar de roupa, “sim”, “não”) e é considerado de baixo custo (Fig. 11)[31].



Fig. 11: Cartões de CAA.

Fonte: <http://educarnadiversidadee.blogspot.com.br>

Estes cartões podem estar dispostos em uma superfície (vertical ou horizontal) e o indivíduo aponta ou olha fixamente para o cartão o qual deseja utilizar (no caso quando há movimento corporal ou ocular suficiente), ou alguém passa os cartões um a um mostrando para o usuário e ele faz algum gesto ou som sinalizando qual ele queira escolher (em pacientes que não apresentam mobilidade suficiente para apontar ou não conseguem fixar o olhar)[31].

O número de cartões inicialmente é pequeno, e conforme o indivíduo treina a utilização dos cartões, mais cartões são acrescentados ao “vocabulário” do usuário, facilitando ainda mais a comunicação[32].

2.2.2 PRANCHAS DE COMUNICAÇÃO

Utiliza o mesmo princípio dos cartões, com letras ou palavras (a maior parte é com palavras) e uma imagem ilustrativa, porém o tamanho dos cartões é menor (5 x 5 cm) e estes mini

cartões, também chamados de ícones, ficam dispostos em uma prancha em uma sequência lógica e treinada com o usuário. É mais utilizada em indivíduos que apresentam melhor acuidade visual, podendo assim haver mais símbolos em uma prancha. Como no caso dos cartões, a prancha começa com uma quantidade pequena de ícones, e conforme o treinamento do usuário, aumenta-se a quantidade. É também considerado de baixo custo (Fig. 12)[33].



Fig. 12: Prancha de CAA.

Fonte: <http://teofilootoni.apaebrasil.org.br/noticia.phtml/23251>

Na maioria dos lugares que utilizam esse sistema de CAA, cada indivíduo tem e carrega sua prancha de comunicação (personalizada). Em indivíduos treinados consegue-se formar um caderno de pranchas, havendo uma prancha indicando sujeitos, outra indicando verbos, outra indicando predicados ou ações. Geralmente necessita um aplicador que percorre a prancha apontando os ícones e o usuário realiza algum gesto ou som dizendo que quer escolher aquele ícone[31].

2.2.3 COMUNICADORES COM VOZ

É um dispositivo em formato de prancha que apresenta botões dispostos em linhas e colunas. Nestes botões podem ser fixados ícones como os utilizados nas pranchas de comunicação e o aplicador grava mensagens que correspondem aos ícones fixados ou sintetizada utilizando textos pré-definidos. Para comunicar o usuário aperta o botão desejado e a mensagem gravada é tocada, servindo como feedback auditivo para o indivíduo (Fig. 13).

Uma das desvantagens é que fica limitado a quantidade de ícones que podem ser utilizados devido a quantidade de botões existentes, além de apresentar um custo mais elevado em relação aos sistemas citados anteriormente.



Fig. 13: Comunicador por voz.
Fonte: <http://www.assistiva.com.br/ca.html>

2.2.4 SISTEMAS E SOFTWARES DE CAA

Com o surgimento do computador e o avanço da tecnologia da computação, diversos sistemas surgiram para ajudar na CAA para as pessoas com necessidades especiais que utilizam diferentes tipos de sensores na detecção do sinal de entrada.

A maioria destes sistemas e *softwares* utilizam as pranchas de comunicação como base da interface com o usuário. Os ícones são dispostos em linhas e colunas e o cursor percorre os ícones, primeiro pelas colunas, depois pelas linhas, e o indivíduo utiliza algum gesto para clicar em um mouse adaptado, mover um acelerômetro ou giroscópio, ou utiliza algum sinal biológico como sinal de entrada para o clique[6]. Em outros aplicativos o próprio usuário movimenta o cursor do mouse em direção ao local qual queira clicar, como é o caso do *software Muscle Academy*[4] (seção 2.4 deste capítulo).

Para mover o cursor existem vários métodos de entrada com o computador, que podem ser o próprio mouse, *scrolls* com bola, movimentos da cabeça, dos olhos (eletrooculografia), fala e contração muscular (eletromiografia, descrito na seção 2.4 deste capítulo).

O olho humano funciona como um dipolo formado entre a córnea e a retina, onde a córnea é o pólo positivo e a retina o negativo. A magnitude do sinal está entre 0.4 – 1.0 m Volts. A diferença de potencial e a rotação dos olhos são a base do sinal medido pelos eletrodos. Este sinal é conhecido como eletrooculograma. Sistemas baseados em eletrooculografia são usados para identificar para onde o indivíduo está olhando e assim permitir que ele utilize o computador[7].

O reconhecimento de movimentos e gestos pode ser realizado com o auxílio de um acelerômetro (sensor uni, bi ou tridirecional, que responde tanto à frequência como à intensidade do movimento) ou por meio de câmeras que captam os movimentos dos pacientes[7].

O reconhecimento de voz reconhece o som emitido durante a fala, classificam as sílabas e associa estas informações com padrões de palavras arquivados no banco de dados do *software* a fim de encontrar semelhanças[6].

Alguns softwares que podem ser citados são o AMPLISOFT, o BOARDMAKER, o EDITH e o *Muscle Academy*.

O AMPLISOFT é um conjunto de aplicativos desenvolvidos para pessoas com deficiência motora. Dentre os aplicativos existe um editor que permite criar pranchas de comunicação com símbolos que são incorporados a recursos de áudio e varredura. A varredura consiste no software apontar sequencialmente os objetos na tela, permitindo ao usuário o controle através do uso de computadores ou outros dispositivos[34].

O BOARDMAKER é um *software* destinado a confecção de pranchas, oferecendo opções de localização e aplicação de símbolos e imagens. As imagens e legendas podem ser editadas dentro do software. São oferecidas também as opções de imprimir, para que se possa trabalhar as pranchas construídas em material concreto, e salvar, para que as pranchas construídas possam ser retomadas posteriormente. Além disso, o BOARDMAKER também oferece uma série de *templates* que permite ao usuário, por exemplo, organizar agendas, calendários e atividades[35].

O software EDITH um pacote de *softwares* que integra diversos recursos para controle de um ambiente multimídia. Sua primeira versão foi desenvolvida em 1996 para um usuário com esclerose lateral amiotrófica. O sistema baseia-se na busca sequencial de linhas e de colunas (varredura), e pode ser controlado por sensores com características “on-off”. A interface

funcional oferece várias facilidades como avisos e chamadas sonoras do pessoal de enfermagem, leitura de textos e escrita de texto. A interface de configuração permite ao usuário ajustar a operação de diversas funcionalidades como, por exemplo, tempo de varredura do teclado virtual, adicionar livros, filmes, músicas no banco de dados e cadastrar e-mails[36].

A escolha de qual sistema e software será utilizado depende de qual sinal de entrada será utilizado. Se for utilizado a fala, serão escolhidos sistemas de reconhecimento e interpretação de voz; se forem utilizados sensores de gestos e movimentos, os sistemas escolhidos serão os de reconhecimento da linguagem gestual e do movimento; por fim, se sinais biológicos (eletro-oculografia ou eletromiografia) forem utilizados, os sistemas devem ser capazes de captar, reconhecer e modular esses sinais com a interface. Depende também do usuário e do quanto de mobilidade e independência ele apresenta. E, assim como os sistemas anteriores, os softwares de comunicação exigem treinamento tanto do aplicador quanto do usuário para facilitar o uso. Geralmente, os indivíduos primeiro passam pelo treinamento e utilizam a prancha de comunicação para depois utilizarem os *softwares* de CAA[7].

2.3 Condições que levam à perda de movimentos nos membros superiores

Diversas condições podem causar perda de movimentos nos membros superiores levando à necessidade de utilização de softwares de comunicação aumentada e alternativa para uso do computador, como o traumatismo raquimedular, amputações, sequelas de meningites, traumatismo cranioencefálico, paralisia cerebral, esclerose múltipla, distrofias musculares, esclerose lateral amiotrófica, entre outras.

2.3.1 TRAUMATISMO RAQUIMEDULAR

Um trauma na coluna vertebral (traumatismo raquimedular) pode resultar em lesão completa ou incompleta da medula espinhal. As lesões podem ser completas, quando não houver o movimento voluntário e a sensações abaixo do nível da lesão. A medula pode ser completamente transeccionada, gravemente comprimida como resultado de invasão de osso,

tecido mole ou edema hemorrágico, ou comprometida por deficiência de circulação local. Como nesses casos os pacientes não apresentam reflexos, o diagnóstico é feito somente 24 a 48 horas após a lesão[5].

Nas lesões incompletas ocorre a preservação de alguma função sensitiva ou motora abaixo do nível da lesão, podendo haver melhora do quadro (retorno de movimento e sensações) após meses da lesão com auxílio da fisioterapia e terapia ocupacional. Essas lesões ocorrem por contusões produzidas por pressão sobre a medula, exercida por ossos ou tecidos moles deslocados, ou pelo edema no interior do canal vertebral, podendo ocorrer transecção parcial da medula[37].

As consequências e implicações clínicas das lesões irão depender do nível da lesão, do grau da lesão, da etiologia e do tempo de instalação da deficiência decorrente da lesão medular. Quanto mais alto for o nível da lesão e sua localização na coluna vertebral, maiores serão as perdas da função medular, podendo resultar em paraplegia (perda de movimentos dos membros inferiores) ou tetraplegia (perda dos movimentos nos membros superiores e inferiores)[38].

2.3.2 AMPUTAÇÕES

A amputação de um membro é um dos recursos terapêuticos mais antigos da medicina. No caso de sua indicação no trauma de membros por lesões graves de nervos, artérias, partes moles e ossos, esperava-se que diminuiria sua incidência com o fim das grandes guerras. Entretanto, houve a inversão da causa trauma, de origem de conflito militar pelo trauma de origem civil, especialmente em virtude dos acidentes de trânsito, acidentes de trabalho, seguidos pela violência urbana [39-41].

O trauma é a grande pandemia da vida moderna. Cada vez mais o número de vítimas sobe e, estas, com uma característica preocupante, que é envolver uma faixa etária que compreende adultos jovens e economicamente ativos. Suas consequências seguem nas mesmas proporções com importante impacto social quando fica sequela, como a amputação de um membro em virtude das lesões sofridas[40]. Além disso, o paciente perde parte de sua independência para realizar atividades diárias, como utilizar computador no caso de amputações de membros superiores.

2.3.3 SEQUEMA DE MENINGITE

As meningites bacterianas agudas caracterizam-se por ser um processo infeccioso que acomete as leptomeninges e o espaço subaracnóideo¹. Apesar dos cuidados intensivos e avanços na terapêutica, ainda são responsáveis por uma elevada taxa de morbimortalidade, estando entre as 10 maiores causas de mortalidade por doenças infecciosas no mundo, principalmente na população pediátrica[5].

Existem poucos estudos realizados no Brasil ou em países com condições semelhantes a respeito da morbidade e da letalidade das meningites. Além disso, poucos estudos internacionais e nacionais avaliaram a associação entre as complicações neurológicas agudas e a apresentação clínica inicial, manejo e evolução dos pacientes, dando enfoque principalmente às sequelas neurológicas, considerando as complicações neurológicas agudas como sintomas ou sequelas neurológicas.

Uma das sequelas importante das meningites é o comprometimento de raízes nervosas espinhais, com degeneração que podem levar a perda dos movimentos e sensações abaixo do nível da raiz nervosa acometida, podem levar a paraplegia ou a tetraplegia[37].

2.3.4 TRAUMATISMO CRANIOENCEFÁLICO

Os acidentes de trânsito, as quedas e as agressões (violência) estão entre as causas mais frequentes de traumatismo cranioencefálico. As lesões encefálicas que se estabelecem após o traumatismo cranioencefálico são resultado dos mecanismos fisiopatológicos que se iniciam com o acidente e se estendem por dias a semanas, sendo classificadas em primárias e secundárias[5].

As lesões primárias são aquelas que ocorrem no momento do trauma. No paciente com ferimentos por projétil de arma de fogo ou arma branca que penetram o crânio, a lesão primária ocorre em virtude do trauma direto ao parênquima encefálico. Por outro lado, no traumatismos fechados, caracterizados quando não ocorre contato com o conteúdo intracraniano, as lesões primárias podem resultar da movimentação cerebral associada à energia cinética do acidente. Como o encéfalo e a caixa craniana possuem densidades diferentes, quando submetidos às

mesmas forças inercias, respondem de forma desigual. Esse descompasso de movimentos pode promover a ruptura de veias cerebrais que desembocam nos seios durais, bem como impacto e laceração do parênquima contra as estruturas rígidas do crânio. Somado a esse mecanismo como a região central do encéfalo é relativamente fixa em virtude da presença do tronco encefálico, as regiões periféricas do cérebro e cerebelo tendem a apresentar maior amplitude de movimento. Essa amplitude dos movimentos entre a região central e periférica do encéfalo gera o estiramento de axônios e de vasos sanguíneos cerebrais, o que pode resultar desde uma disfunção temporária até ruptura dessas estruturas[37, 38, 42].

As lesões secundárias decorrem de agressões que se inicia após o momento do acidente, resultantes de interação de fatores intra e extracerebrais, que se somam para inviabilizar a sobrevivência de células encefálicas poupadas pelo trauma inicial. Hipotensão arterial, hipoglicemia, hipercarbia, hipóxia respiratória, hipóxia anêmica e distúrbios hidroeletrólíticos são os principais fatores de lesão secundária. Posteriormente, são somados outros distúrbios metabólicos e infecciosos sistêmicos, assim como a presença de substâncias neurotóxicas, hidrocefalia e alterações hemodinâmicas no espaço intracraniano[43].

Por fim, ocorrem ainda mecanismos de morte celular, neuronal, endotelial e glial por distúrbios iônicos e bioquímicos que estão relacionados tanto à lesão primária como à secundária. Como sequelas podem ocorrer alterações de memória, humor, coordenação, sensibilidade e movimentos voluntários[38].

2.3.5 PARALISIA CEREBRAL

A paralisia cerebral é um grupo de desordens do desenvolvimento do movimento e da postura, causadoras de limitações na atividade, que são atribuídas a distúrbios não progressivos que ocorrem no encéfalo fetal ou infantil em desenvolvimento. As desordens motoras são frequentemente acompanhadas de distúrbios da sensação, cognição, comunicação, percepção, comportamento, epilepsia e problemas musculoesqueléticos secundários[44].

Esta patologia inclui uma variedade de entidades patológicas e clínicas que podem variar em etiologia, manifestação, gravidade, prognóstico e co-morbidades. A lesão encefálica que ocasiona a paralisia cerebral pode ser decorrente de prematuridade, baixo peso ao nascer,

gestação múltipla, isquemia, desenvolvimento intrauterino anormal, distúrbios metabólicos, genéticos, do sistema imune, da coagulação, infecções, traumas, convulsões ou afogamento[5].

As perdas motoras podem ocorrer como: tetraparesia, na qual há comprometimento dos quatro membros, tronco e pescoço, sendo o tipo mais grave; diparesia, caracterizada pelo envolvimento dos quatro membros, mas com predomínio do comprometimento nos membros inferiores; hemiparesia, na qual há o comprometimento de um hemicorpo, causado pela lesão de apenas um dos hemisférios cerebrais[45]. Essas alterações dificultam a realização de atividades diárias independentes por parte dos pacientes, inclusive o acesso à informação.

2.3.6 ESCLEROSE MÚLTIPLA

A esclerose múltipla é uma doença crônica inflamatória do sistema nervoso central que causa inflamação multicêntrica de desmielinização com manifestações clínicas heterogêneas incluindo disfunções motoras, cognitivas e sensoriais. Caracteriza-se clinicamente por episódios de comprometimento focal do nervo óptico, parênquima cerebral e medula espinhal, com períodos de exacerbação e remissão que são separados tanto no tempo como na localização afetada, sendo ligada a reação auto-imune. Os sintomas iniciais geralmente ocorrem entre 20 e 40 anos e mulheres são mais afetadas do que homens na proporção de 2:1[46].

Os sinais e sintomas da esclerose múltipla são muitos e variáveis e incluem sintomas neurológicos, psiquiátricos e neuro-oftalmológicos isolados ou em associação. As manifestações neurológicas são determinadas pelo local e extensão das lesões desmielinizantes. Suas lesões apresentam preferência por determinados locais do sistema nervoso central, resultando em sinais, sintomas e achados radiológicos que podem ser reconhecidos como característicos da esclerose múltipla. As alterações neurológicas principais são motoras (perda de movimentos voluntários), sensitivas (perda de sensibilidade) e cerebelares (perda de equilíbrio e coordenação)[5, 42, 43].

2.3.7 ESCLEROSE LATERAL AMIOTRÓFICA

A esclerose lateral amiotrófica é uma doença caracterizada pelo endurecimento e deterioração das células nervosas que se iniciam geralmente em um dos lados do corpo provocando atrofia do músculo decorrente da perda e da diminuição do tecido muscular. Foi descrita pela primeira vez em 1869 por Jean Martin Charcot, sendo conhecida por doença de Charcot por alguns até os dias atuais. Não há uma causa definida para o surgimento da doença, porém acredita-se que haja um componente genético, auto-imune e ambientais[5].

É caracterizada pela degeneração progressiva dos neurônios motores superiores e inferiores. Esses neurônios perdem sua capacidade de transmitir impulsos nervosos, provocando atrofia muscular (por desuso), seguida de fraqueza muscular crescente[37].

O primeiro sintoma característico da esclerose lateral amiotrófica é a fraqueza muscular progressiva acompanhada da deterioração dos músculos, usualmente em um lado do corpo. Além desse sintoma, podem ocorrer câimbras, fasciculações, atrofias e perdas de sensibilidade. Na maioria dos casos há preservação das funções cognitivas como inteligência, memória, e os sentidos[38].

2.3.8 DISTROFIAS MUSCULARES

As distrofias musculares constituem um grupo de doenças genéticas caracterizadas por perda progressiva de massa muscular. Esses distúrbios apresentam como principal sintoma a fraqueza muscular, que pode ser iniciar em qualquer idade, associada frequentemente a elevados níveis séricos de creatinoquinase. Do ponto de vista histopatológico, as distrofias musculares são caracterizadas pela presença de fibras necróticas e outras em regeneração, aumento da variação do tamanho das fibras e pela localização centram dos mionúcleos. Degeneração e regeneração sucessivas das fibras musculares, levam por fim à necrose/apoptose com substituição de músculo por tecido adiposo e fibroso[44].

Os principais tipos de distrofia muscular são: Distrofia Muscular de Duchenne, Distrofia Muscular de Becker, Distrofia Muscular do tipo Cinturas, Distrofia Muscular de Steinert, Distrofia Muscular Fascio-Escápulo-Umeral, sendo a mais grave e comum a de Duchenne[5].

A Distrofia Muscular de Duchenne é uma doença de origem genética, ligada ao cromossomo X, de caráter recessivo, caracterizada pela ausência da proteína distrofina. Por ser

recessiva ligada ao cromossomo X, manifesta predominantemente no sexo masculino. Mulheres portadoras podem ser sintomáticas em diferentes graus, apresentando hipertrofia de panturrilha, cardiomiopatia ou miopatia leve. O indivíduo progressivamente perde tecido muscular e conseqüentemente os movimentos voluntários até ocorrer parada respiratória[38].

2.4 Eletromiografia

Durante seu funcionamento, o corpo humano gera alguns sinais biológicos que podem ser captados externamente com eletrodos e demonstrados sob a forma de gráficos que posteriormente podem ser analisados, processados e utilizados para avaliação funcional corporal e/ou como métodos de entrada para interfaces homem-computador. Dentre estes sinais podemos citar a eletrocardiografia (ECG) eletroencefalografia (EEG), eletro-oculografia (EOG), os potenciais evocados (PEV) e a eletromiografia (EMG)[1].

Neste capítulo será descrita a eletromiografia, sinal originado durante a contração muscular. Este sinal pode ser captado de maneira não-invasiva, com eletrodos de superfície, ou invasivamente, com eletrodos na forma de agulha. A escolha de qual método utilizar (invasivo ou não-invasivo) depende de qual músculo deseja-se avaliar (profundo ou superficial) e do quanto deseja-se isolar fibras musculares.

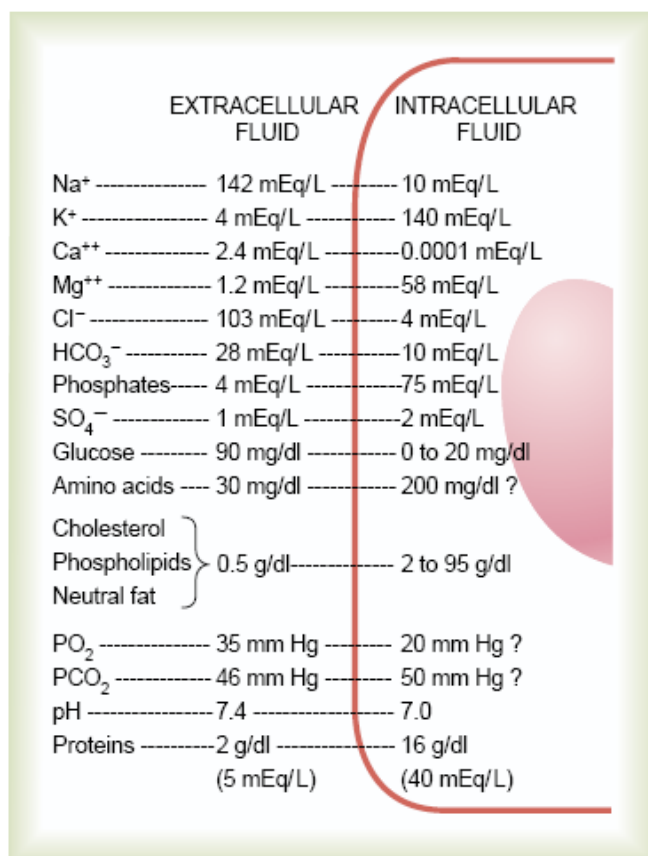
Os sinais para contração muscular têm origem no sistema nervoso central, são transmitidos por nervos até o músculo que será ativado, passam por junções neuro-musculares e dissipam pela fibra muscular proporcionando a ativação muscular propriamente dita, gerando assim o sinal EMG captado pelos eletrodos[47].

2.4.1 MEMBRANA CELULAR

A membrana da fibra muscular esquelética, também chamada de sarcolema, é parte importante na formação do fenômeno bioelétrico, pois é nesta região que ocorrem as trocas iônicas que resultam no sinal EMG. É composta por uma bicamada fosfolipoproteica e recobre toda a fibra muscular, delimitando as fibras e ajudando em sua organização[1].

O sarcoplasma, nome dado ao citoplasma da célula muscular, é composto principalmente por água, apresentando também íons, proteínas, lipídios e carboidratos. O meio extracelular

também apresenta composição semelhante, porém a concentração dessas substancias é diferente, conforme Fig. 14.



	EXTRACELLULAR FLUID	INTRACELLULAR FLUID
Na ⁺	142 mEq/L	10 mEq/L
K ⁺	4 mEq/L	140 mEq/L
Ca ⁺⁺	2.4 mEq/L	0.0001 mEq/L
Mg ⁺⁺	1.2 mEq/L	58 mEq/L
Cl ⁻	103 mEq/L	4 mEq/L
HCO ₃ ⁻	28 mEq/L	10 mEq/L
Phosphates	4 mEq/L	75 mEq/L
SO ₄ ⁻	1 mEq/L	2 mEq/L
Glucose	90 mg/dl	0 to 20 mg/dl
Amino acids	30 mg/dl	200 mg/dl ?
Cholesterol	0.5 g/dl	2 to 95 g/dl
Phospholipids		
Neutral fat		
PO ₂	35 mm Hg	20 mm Hg ?
PCO ₂	46 mm Hg	50 mm Hg ?
pH	7.4	7.0
Proteins	2 g/dl (5 mEq/L)	16 g/dl (40 mEq/L)

Fig. 14: Concentrações de íons nos fluídos extra e intracelular
Fonte: [1].

Dentre os íons, podemos citar como mais importantes o potássio, magnésio, fosfato, sulfato, bicarbonato, sódio, cloreto e cálcio, os quais são necessários para funcionamento da fibra muscular, no que diz respeito tanto as funções vitais celulares quando à função celular propriamente dita (contração)[48].

Como mostrado na Fig. 15, a diferença de contração iônica com a célula em repouso entre o meio interno e externo da célula gera um potencial elétrico (diferença de potencial) chamado de potencial de repouso ou potencial de membrana, que consiste em uma eletronegatividade intracelular, e uma eletropositividade extracelular, dando uma diferença de potencial de -70mV[1].

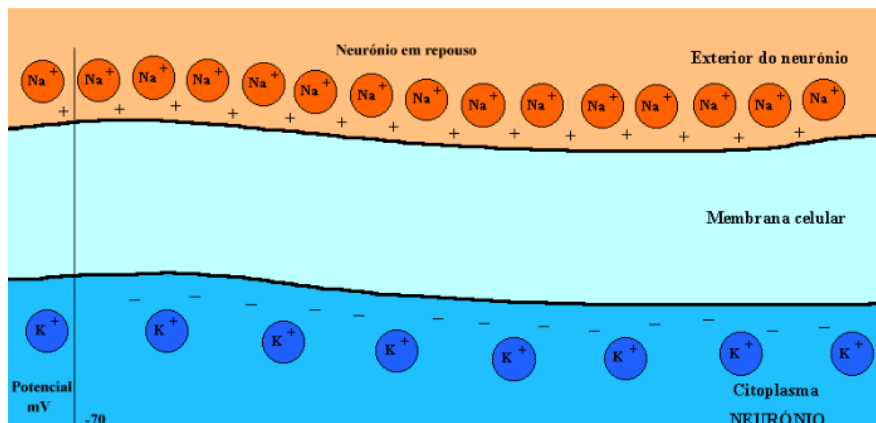


Fig. 15: Potencial de repouso da membrana celular

Fonte: <http://www.uff.br/WebOuest/pdf/ionico.htm>.

A diferença de concentração iônica existente entre o meio intracelular e o meio extracelular é mantida pelo sarcolema, que constitui uma barreira contra o movimento das moléculas de água e as substâncias hidrossolúveis. Outro fator importante que regula o fluxo e as concentrações intra e extracelulares são os potenciais químicos e elétricos de difusão, que tendem a manter um equilíbrio bioquímico celular, com menor gasto energético[49].

Muitas espécies químicas passam pela membrana de forma passiva, sem gasto energético, por difusão simples, na qual uma diferença de concentração entre o meio interno e externo da célula faz com que a substância saia ou entre na célula. Já algumas moléculas necessitam de proteínas específicas presentes na membrana celular que funcionam como canais de transporte, conhecido como transporte ativo, e requer gasto energético (ATP), pois vão contra o gradiente de concentração (Fig. 16)[48].

A Na^+/K^+ ATPase, também conhecida como bomba de sódio e potássio é um exemplo de proteína utiliza para transporte ativo. Apesar de funcionar em tempo integral na célula ajudando a manter as contrações internas e externas celulares (mesmo em repouso), tem papel importante para retornar a célula ao potencial de repouso após a ocorrência do potencial de ação (Fig. 17)[49].

O potencial de ação tem como função transmitir os sinais provenientes do sistema nervoso. Consiste de rápidas alterações em uma parte da fibra nervosa (inversão, passando para

eletropositividade dentro e eletronegatividade fora) do potencial de membrana que se propagam em grande velocidade pela membrana da fibra nervosa (Fig. 18 e 19)[50].

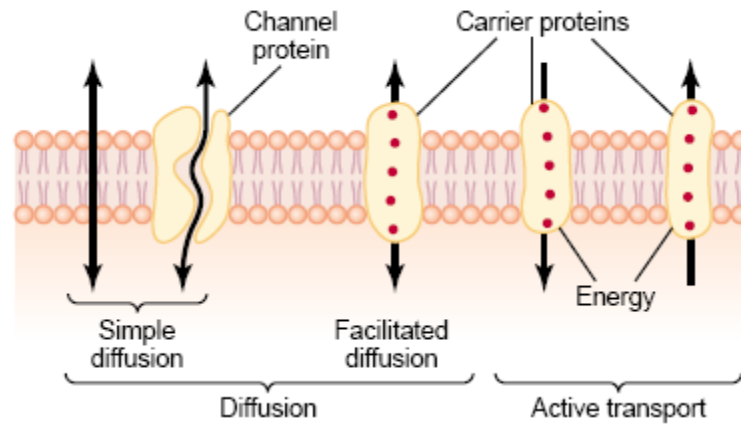


Fig. 16: Tipos de transporte de substâncias através da membrana celular
Fonte: [1].

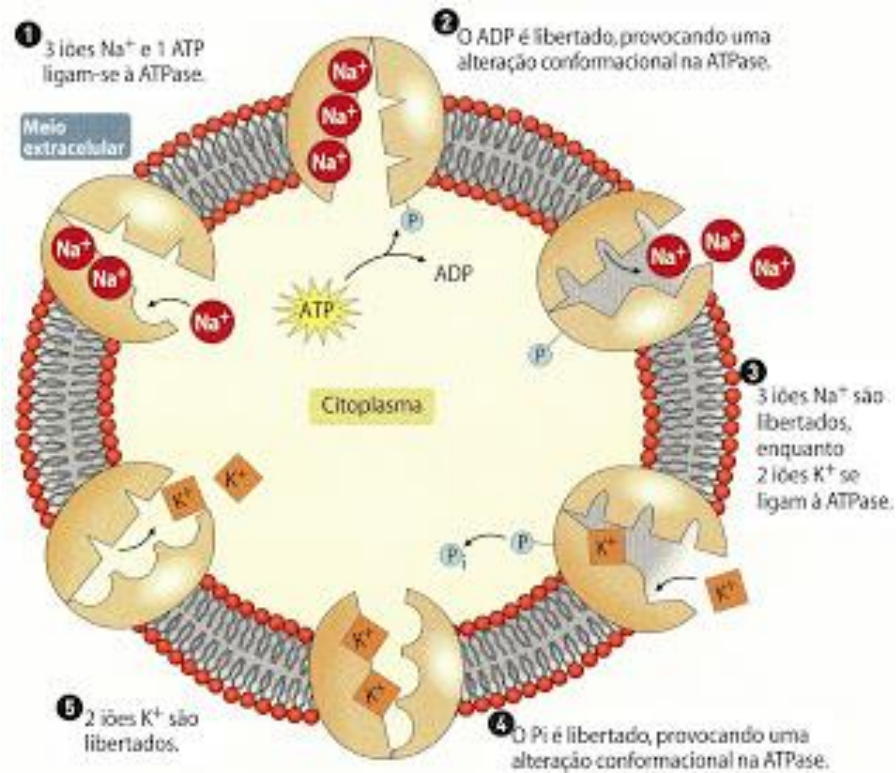


Fig. 17: Esquema de funcionamento da bomba de sódio e potássio
Fonte: <http://nonoanocms.blogspot.com.br>.

O potencial de ação inicia-se com a abertura dos canais lentos de sódio, que permitem a passagem de sódio do meio externo para o meio interno da célula devido a diferença de concentração deste íon. Com a entrada de sódio, o potencial de membrana começa a diminuir até chegar a -30 mV (geralmente o limiar da célula), onde os canais rápidos de sódio (voltagem dependentes) são abertos, permitindo a entrada de maior quantidade de sódio para dentro da célula, tornando o potencial de membrana positivo, gerando o potencial de ação[3].

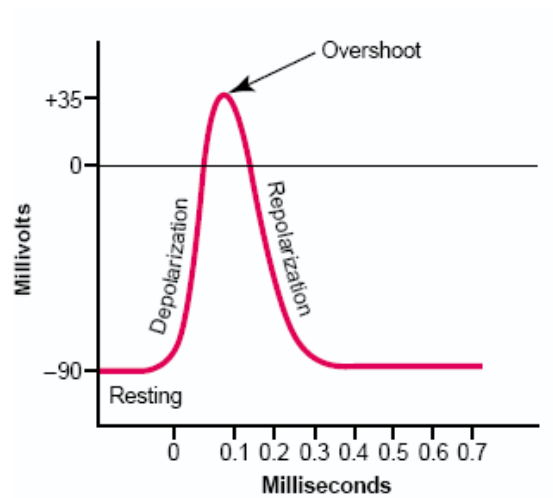


Fig. 18: Gráfico de um potencial de ação.
Fonte: [3].

Após esse evento, os canais de potássio são abertos; e, pela diferença de concentração, os íons K^+ e pela diferença de potencial elétrico saem da célula, voltando a membrana celular para o potencial de repouso (eletronegatividade intracelular). Após isso, a bomba de sódio e potássio coloca 3 sódios para fora da célula, e 2 potássios para dentro da célula, regularizando a diferença de concentração destes íons[48].

O potencial de ação é importante para quase todas as funções corporais, pois ele que serve como sinal de ativação de órgãos como glândulas e músculos. Embora varie de célula para célula, ele segue o padrão de ativação descrito acima[1].

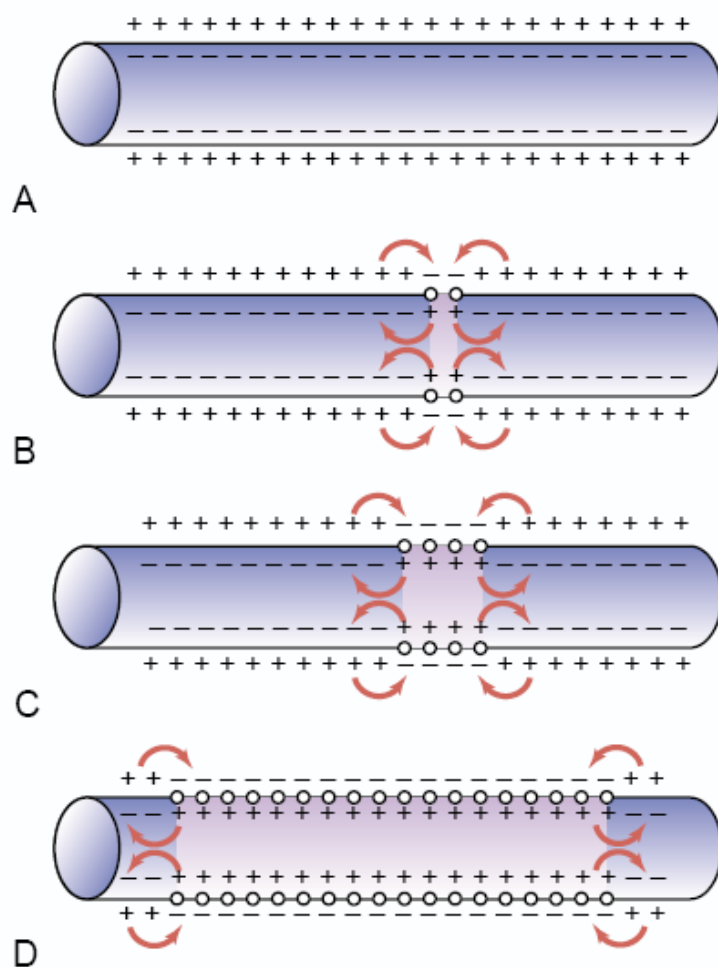


Fig. 19: Esquema de propagação do potencial de ação.
Fonte: [3].

2.4.2 CONTRAÇÃO MUSCULAR

Como dito anteriormente, o potencial de ação vindo do sistema nervoso central, passando pelo axônio, chega na junção neuromuscular que ativa a contração muscular dos três tipos de músculos existentes no corpo humano (liso, estriado cardíaco e estriado esquelético). Porém, em cada tipo de músculo, devido a características histológicas e funcionais, o processo de contração ocorre de maneira diferente. Neste trabalho será descrito o processo de contração do músculo estriado esquelético, qual foi usado durante a realização da pesquisa.

Em sua maioria, os músculos estriados esqueléticos são de contração voluntária, exceto o músculo diafragma, responsável pela mecânica respiratória, que possui inervação voluntária,

porém apresenta também um componente involuntário, gerado pela inervação do nervo Vago, décimo par craniano[51].

O músculo estriado esquelético é formado por fibras que se subdividem em miofibrilas, que apresentam uma forma cilíndrica e estão presentes em todo comprimento da fibra muscular. As miofibrilas são constituídas por miofilamentos de actina (finos) e miosina (grossos) (Fig. 20) e a disposição e coloração desses miofilamentos gera o aspecto estriado do músculo ao ser analisado histologicamente (Fig. 21) e delimita o sarcômero. A interação entre os miofilamentos de actina e miosina, juntamente com íons cálcio, produzem a contração muscular[2].

A molécula de miosina é composta por seis cadeias polipeptídicas, sendo duas pesadas - que se espiralam formando uma dupla hélice, chamada cauda ou haste da cabeça de miosina - e quatro cadeias leves, que formam uma estrutura globular com duas partes (duas cadeias para cada estrutura) chamada de cabeça da molécula de miosina[48].

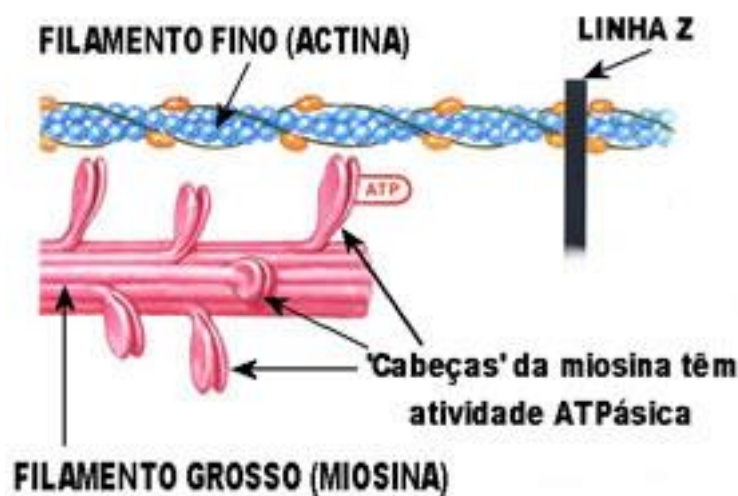


Fig. 20: Filamentos de actina e miosina.
Fonte: <http://www.sobiologia.com.br>.

O filamento de miosina é formado por 200 ou mais moléculas de miosina. As projeções dos braços (hastes) e das cabeças da miosina formam as pontes cruzadas, que funcionam como “dobradiças” e auxiliam na contração do músculo esquelético[2].

O filamento de actina é formado pelas moléculas de actina, juntamente com as moléculas de troponina e tropomiosina. O filamento de actina é formado por moléculas de actina-G que se juntam formando um duplo filamento em hélice denominado filamento proteico de actina-F[50].

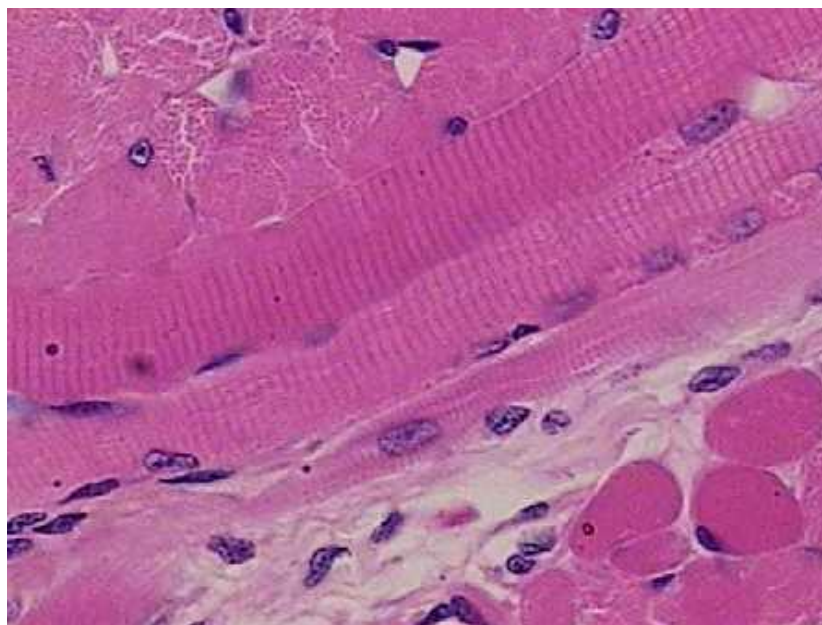


Fig. 21: Lâmina de músculo estriado esquelético.
Fonte: [2].

A molécula de tropomiosina fica sobre os sítios ativos (onde a miosina se liga durante o processo de contração) dos filamentos de actina no estado de repouso, impedindo assim a interação entre os miofilamentos de actina e miosina que apresentam forte afinidade. Já a troponina possui três sub-unidades, uma com afinidade pela actina, outra pela tropomiosina e uma terceira afin por íons cálcio[47].

O processo de contração muscular consiste no encurtamento (redução) do tamanho em comprimento do músculo com um aumento (na maioria dos casos) da espessura do ventre muscular (aproximação da sua origem com a sua inserção). Esse processo ocorre devido ao deslizamento de filamentos de actina sobre os filamentos de miosina[52].

A fibra muscular recebe terminações nervosas que invaginam na superfície extracelular, sendo esta estrutura toda chamada de placa motora. Um pequeno espaço, denominado fenda sináptica, separa o terminal do axônio do sarcolema (junção neuromuscular) (Fig. 22)[3].

Nos terminais dos axônios há vesículas contendo um hormônio neurotransmissor chamado acetilcolina (Ach). Quando os impulsos nervosos provenientes do sistema nervoso central chegam ao terminal axônico, os potenciais de ação abrem os canais de cálcio presente na região, e a entrada de cálcio faz com que vesículas liberem Ach na fenda sináptica, qual se liga a receptores nicotínicos presentes na membrana da fibra muscular[53].

Ao se ligar ao receptor, a acetilcolina faz com que os canais de sódio sejam abertos, e assim o potencial de ação que chegou via fibra nervosa é transmitido para fibra muscular e se propaga por toda a fibra. Este potencial, ao passar pelos túbulos T presentes no tecido muscular, abrem os canais de cálcio presentes no retículo sarcoplasmático (que funciona como reservatório de cálcio na fibra muscular) permitindo que o íon cálcio seja liberado na fibra muscular, íon qual tem papel importante para contração muscular (Fig. 23)[1].

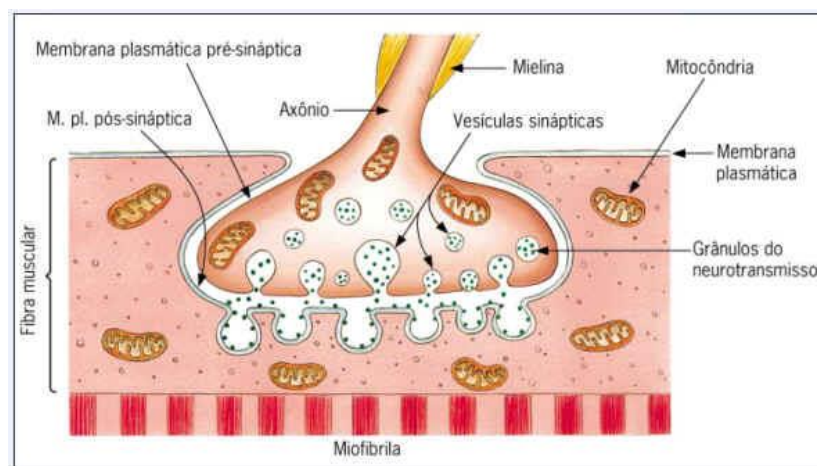


Fig. 22: Fenda sináptica.

Fonte: <http://www.afh.bio.br/nervoso/nervoso2.asp>.

O cálcio liberado na fibra muscular se liga ao sítio de ligação com cálcio da troponina, deslocando a troponina e a tropomiosina para dentro do sulco do filamento de actina, expondo assim o sítio de ligação entre actina e miosina. Com o sítio liberado, a cabeça da molécula de miosina se liga a molécula de actina e dobra no sentido interno do sarcômero, iniciando o encurtamento da fibra. Após isso, o braço da molécula de miosina também dobra, aumentando ainda mais o encurtamento da fibra muscular, gerando a contração muscular propriamente dita[50].

Após, uma molécula de ATP se liga a cabeça da miosina e desconecta-a do sítio de ligação com a actina, e enquanto houver estímulo ou houver íons cálcio circulantes, a cabeça de miosina se liga ao próximo sítio de ligação com a actina, e assim sucessivamente. Esta sequência de eventos é chamado ciclo de pontes cruzadas. Após cessar o estímulo ou os íons cálcio, os filamentos de actina e miosina retornam para posição original, promovendo o alongamento da fibra muscular e o consequente relaxamento do músculo[3].

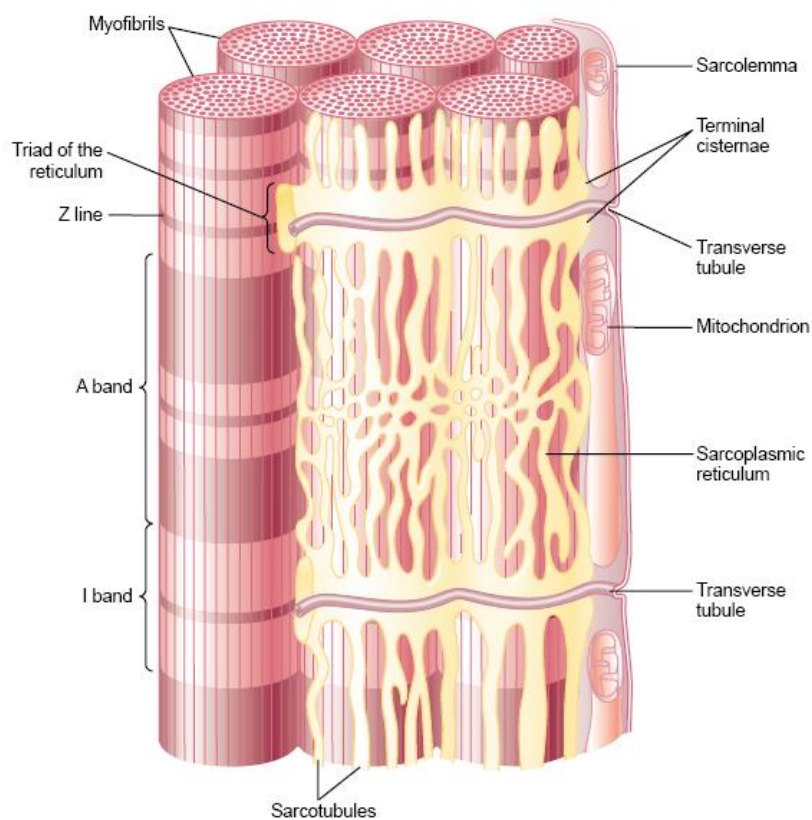


Fig. 23: Túbulos T.

Fonte: [1].

O sinal mioelétrico ou eletromiográfico consiste da expressão gráfica da atividade neuromuscular associada à contração muscular, proveniente dos potenciais de ação que percorrem as diversas fibras musculares. É o somatório dos potenciais de ação das miofibrilas em atividade[1].

2.4.3 ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE

Para detectar e armazenar sinais eletromiográfico, principalmente utilizando eletrodos de superfície (não invasivos), devem ser considerados dois principais problemas que influenciam a fidelidade do sinal: a taxa de ruído do sinal e a distorção do sinal[54].

A taxa de ruído do sinal, ou seja, a relação entre a quantidade de energia do sinal de EMG e a quantidade de energia dos ruídos. Em geral, os ruídos são definidos como sinais elétricos que não fazem parte do sinal de interesse, que no caso seria o sinal de EMG. A distorção do sinal,

significando que a relativa contribuição de qualquer componente em frequência para a formação do sinal de EMG não deve ser alterada evitando, assim, deformações do sinal no momento da detecção[54].

Para captação do sinal eletromiográfico de superfície são utilizados eletrodos de superfície. Os eletrodos de superfície têm como objetivo não causar danos físicos durante a detecção dos biopotenciais (como cirurgias para implantes ou perfurações causadas por agulhas), ou seja, são projetados para detectar vários tipos de biopotenciais a partir da superfície do corpo. Para a eletromiografia, eletrodos de superfície são amplamente utilizados em aplicações que envolvem, por exemplo, a fisioterapia. Através dos eletrodos de superfície, devido à impedância da pele e outros tecidos, a amplitude do sinal pode atingir apenas a faixa de 0 a 100 μ V e o eletrodo deve ser entre a zona de inervação e a zona de inserção do tendão do músculo qual deseja-se extrair o sinal eletromiográfico. As limitações do uso de eletrodos de superfície são a atenuação causada pelo tecido subcutâneo e a possível contaminação do registro por atividade elétrica oriunda de outros músculos ou grupos musculares conhecidas como *crosstalk*[55].

Os eletrodos de superfície podem ser passivos ou ativos. Os eletrodos passivos são sistemas simples constituídos pela área de captação, que pode ou estar envolvida em um material isolante, o cabo e o pino conector. Estes eletrodos não apresentam alta resistência de entrada, consequentemente são afetados por mudanças na resistência da pele. O sinal captado por este eletrodo é facilmente contaminado por interferência do movimento dos cabos e sua utilização requer um preparo mais adequado da pele e necessita do gel condutor na interface eletrodo-pele[56].

Já os eletrodos ativos ou diferenciais são sistemas mais complexos que possuem dispositivos eletrônicos que excluem sinais comuns por diferenciação e amplificam o sinal próximo de sua origem, reduzindo a contaminação por ruído ambiente e interferência do movimento dos cabos. Possuem um pré-amplificador que amplifica a diferença de potencial dos dois eletrodos antes da conexão com o próximo amplificador[55].

Além dos eletrodos registradores, deve ser aplicado um eletrodo de referência, para permitir um mecanismo de cancelamento do efeito de interferência do ruído elétrico externo, como os causados por luzes fluorescentes, instrumentos de radiodifusão, equipamentos de diatermia e outros aparelhos elétricos, sendo esse eletrodo colocado sobre um tecido eletricamente inativo, como por exemplo uma proeminência óssea[55].

Para minimizar a impedância da pele, faz-se uma preparação da pele que tem como finalidade promover um bom contato eletrodo-pele, para obter o melhor registro em termos de amplitude, poucos ruídos e menor risco de desequilíbrio entre os eletrodos. A preparação da pele inclui tricotomia do sitio de colocação do eletrodo e limpeza da pele com álcool[56].

Visto que os sinais mioelétrico possuem vários componentes de frequências diferentes, guias gerais para bandas de passagem de frequência sugerem faixas de 10 a 1000 Hertz para eletrodos de superfície. A frequência do filtro passa baixa é usualmente próxima de 500 Hertz, já o filtro passa alta elimina frequências entre 10-20 Hertz. A frequência de amostragem devem ser 4 vezes a frequência do sinal aqusitado[57].

2.5 *Muscle Academy*

O *Muscle Academy* é uma interface homem-computador baseada em eletromiografia desenvolvida pelo Prof. Adriano O. Andrade durante sua pesquisa de pós-doutorado realizada no *Institute of Biomedical Engineering, University of New Brunswick, Canadá* (<http://www.youtube.com/watch?v=NAdGQGpY4ek>) [4].

A ferramenta utiliza sinais eletromiográficos detectados a partir dos músculos Temporal (esquerdo e direito) e Frontal para controlar o movimento do cursor na tela de um computador. O controle deste cursor possibilita que o usuário do sistema interaja com interfaces gráficas de aplicativos (i.e., programas). Ressalta-se que o objetivo deste trabalho não é desenvolver a ferramenta, visto que a mesma já foi implementada em um trabalho de pesquisa anterior [4], sendo, dessa forma, o objetivo central deste estudo o de investigar a aplicabilidade desta ferramenta em adultos com alterações neuro-motoras e/ou estruturais em membros superiores.

Para a detecção da atividade eletromiográfica, são utilizados eletrodos bipolares ativos descartáveis autoadesivos, que são posicionados sobre o músculo Temporal direito (E1), sobre o músculo Temporal esquerdo (E2), além de um eletrodo ativo composto por duas barras paralelas de Ag/AgCl de 1 cm x 1 mm, separadas de 1 cm posicionado sobre o músculo Frontal (E3). Um eletrodo de referência é posicionado na região acromial esquerda do paciente. A Fig. 24 ilustra o posicionamento destes eletrodos juntamente com um diagrama de blocos que representa os principais elementos envolvidos no sistema.

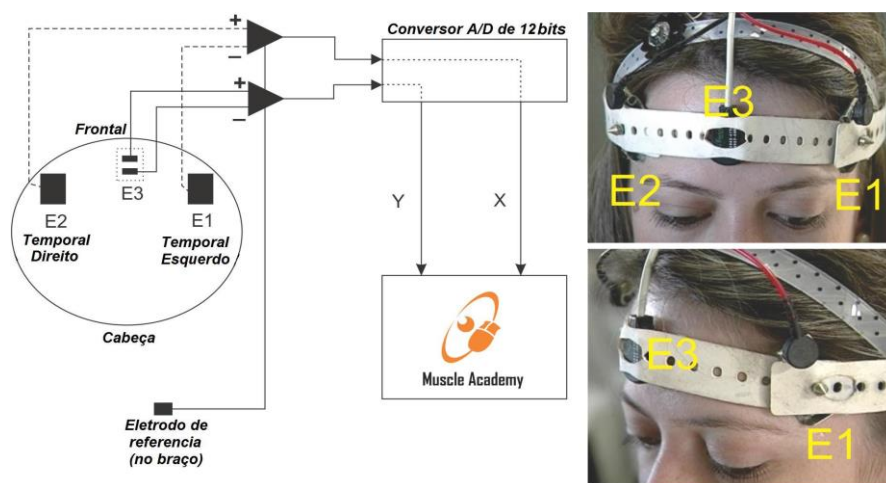


Fig. 24. Posicionamento dos eletrodos e diagrama de blocos representando os estágios envolvidos na detecção e condicionamento de sinais eletromiográficos. O eletrodo de referência pode ser posicionado no braço do indivíduo ou em qualquer outra localização diferente daquelas indicadas por E1, E2 e E3. E1 está sobre o músculo Temporal Esquerdo, E2 sobre o Temporal Direito e E3 sobre o músculo Frontal. Fonte [4].



Fig. 25. (A) Músculos relaxados (i.e., sem contração); (B) Contração do músculo Frontal pela elevação das sobrancelhas; (C) Contração dos músculos temporais durante a mordida. Fonte [4].

Para mover o cursor, o indivíduo deve ser capaz de contrair e relaxar os músculos acima citados. A contração do músculo Frontal pode ser observada pela elevação das sobrancelhas, enquanto a contração dos músculos Temporais pode ser observada pelo aumento do volume sob a pele na região temporal anterior durante a mordida. A Fig. 25 ilustra os tipos de contrações musculares requeridas pelo *Muscle Academy*.

Vale ressaltar que esses músculos foram escolhidos devido ao alinhamento que possuem na face e a facilidade de contração dos mesmos por serem utilizados frequentemente durante expressões faciais.

O sinal eletromiográfico é captado por um amplificador de sinais EMG (EMG System do Brasil) e digitalizado a 1 kHz por um conversor analógico-digital de 12 bits (Measurement Computing, USB1208FS). Os sinais de entrada utilizados pela interface homem-computador são:

signal Y, captado pelo eletrodo de barras em E3; e o sinal X, captado pela diferença entre os sinais detectados nos eletrodos E1 e E2 (ver diagrama de blocos mostrado na Fig. 1). O sistema processa estes sinais de modo a controlar o movimento do cursor em função da ativação muscular. Os seguintes sinais de controle podem ser gerados pela ferramenta: ON_STANDBY (cursor parado), DOWN (cursor movendo-se para baixo), LEFT (cursor movendo-se para a esquerda), RIGHT (cursor movendo-se para a direita), SINGLE_CLICK (emula um evento de clique) e ROTATE (rotaciona o cursor). Todas as etapas de processamento de sinais e implementação envolvidas na conversão de sinais EMG em sinais de controle estão descritas em [58]. A Tabela 1 mostra a relação entre movimentos faciais e eventos emulados pelo *Muscle Academy*.

O *Muscle Academy* é composto por três módulos. O primeiro módulo é responsável pela avaliação preliminar dos músculos Temporais e Frontal que serão utilizados para controlar o cursor. Este módulo possui também a função de orientar e treinar o indivíduo a executar movimentos faciais pré-definidos (elevar as sobrancelhas e morder os dentes) (ver Fig. 4).

Tabela 1: Relação entre movimento facial e evento emulado

Movimento facial	Evento emulado
Nenhum movimento ^a	ON_STANDBY
Cerrar contínuo dos dentes	DOWN, LEFT or RIGHT ^b
Cerrar os dentes e relaxar o músculo	SINGLE_CLICK
Elevar continuamente as sobrancelhas	UP
Elevar as sobrancelhas e relaxar o músculo	ROTATE

^a”nenhum movimento” significa que os músculos Temporais e Frontal estão relaxados.

^bo evento emulado depende da direção em que se encontra o cursor do mouse (direita, esquerda ou para baixo), representado como uma seta. Fonte [4]

Durante a avaliação, o indivíduo executa o protocolo descrito abaixo. O sistema fornece *feedback* ao usuário, em tempo real, por meio de um osciloscópio virtual que mostra a atividade eletromiográfica (sinais X e Y) detectadas, além de sinais visuais e auditivos que indicarão quando começar e terminar a contração muscular. Assim, o indivíduo memorizará quais movimentos ativam o músculo requerido.



Fig. 26: Interface com comandos para avaliação muscular. Fonte [4].

As seguintes tarefas são solicitadas ao usuário do sistema (ver Fig. 27):

1. Relaxar os músculos faciais por 30 segundos;
2. Cerrar os dentes continuamente enquanto os sinais auditivos e visuais estão ativos, seguido por relaxamento dos músculos quando os sinais auditivos e visuais forem desativados. Esse procedimento é repetido 5 vezes, com 5 segundos de contração muscular e 5 segundos de relaxamento;
3. Cerrar os dentes, seguido por relaxamento muscular, enquanto os sinais auditivos e visuais estiverem ativos, repetindo 5 vezes;
4. Elevar as sobrancelhas enquanto os sinais auditivos e visuais estiverem ligados, seguido por relaxamento da musculatura quando os sinais auditivos e visuais desligarem. Isto é repetido por 5 vezes, com 5 segundos de contração e 5 segundos de relaxamento;
5. Elevar as sobrancelhas, seguido de relaxamento, enquanto os sinais auditivos e visuais estiverem ativos, repetindo-se 5 vezes.

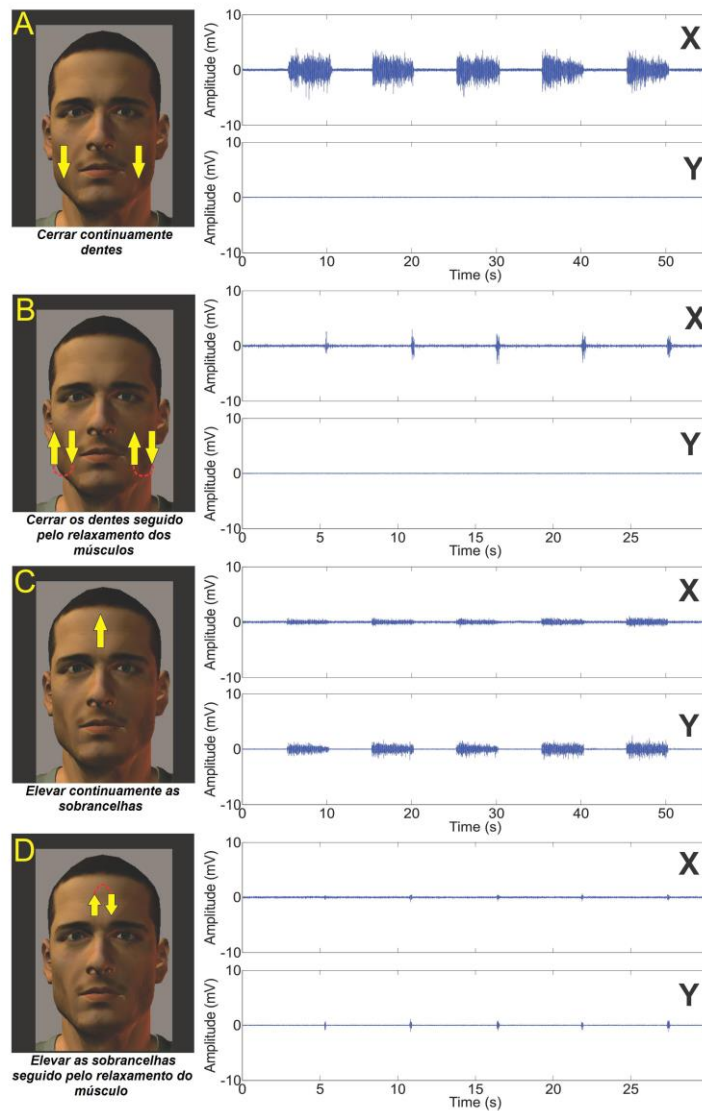


Fig. 27: (A) cerrar continuamente os dentes, (B) cerrar os dentes e relaxar a musculatura, (C) elevar continuamente a sobrancelha e (D) elevar e abaixar a sobrancelha. Fonte [4].

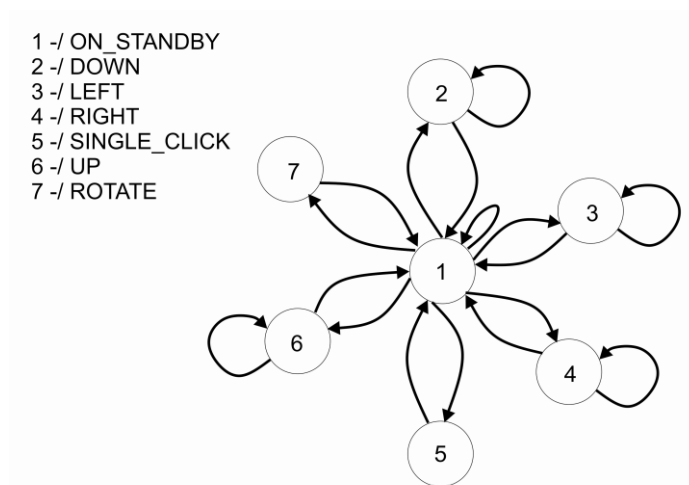


Fig. 28: Máquina de estados e a interação entre os eventos (1-7) de acordo com os eventos emulados mostrados na Tabela 1. Fonte [4].

O segundo módulo, que é uma máquina de estados finitos, converte, em tempo real, o sinal eletromiográfico dos músculos em comandos que emulam o controle do cursor do mouse, de acordo com o movimento realizado. Este é composto por sete estados (ver Fig. 28), e as setas indicativas ilustram as possibilidades de transição entre os mesmos.

- Estado 1: ON_STANDBY
- Estado 2: DOWN
- Estado 3: LEFT
- Estado 4: RIGHT
- Estado 5: SINGLE_CLICK
- Estado 6: UP
- Estado 7: ROTATE

Para processar os sinais em tempo real, eles são inicialmente janelados (janela retangular de tamanho de 100 ms), e, depois, características são extraídas de cada janela e interpretadas pela máquina de estado que poderá assumir um dos estados descrito acima que são relacionados com o estado do cursor.

Capítulo 3

MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Definição de grupos experimentais e critérios de inclusão e exclusão

No total, 40 indivíduos de ambos os sexos, de diferentes faixas etárias, divididos em quatro grupos, foram recrutados para participar dos experimentos propostos nesta pesquisa. Os grupos investigados foram definidos conforme descrito abaixo.

Grupo experimental I (GI): foi composto por 10 indivíduos saudáveis (i.e. sem disfunções em membros superiores), sendo 6 do sexo masculino e 4 do sexo feminino, com idade entre 18 e 35 anos, que realizaram os protocolos do *Muscle Academy* utilizando distância entre os centros dos botões a serem clicados de 4 cm.

Grupo experimental II (GII): foi composto por 10 indivíduos saudáveis (i.e. sem disfunções em membros superiores), sendo 4 do sexo masculino e 6 do sexo feminino, com idade entre 18 e 32 anos, que realizaram os protocolos do *Muscle Academy* utilizando distância entre os centros dos botões a serem clicados de 7,5 cm.

Grupo experimental III (GIII): foi composto por 10 indivíduos saudáveis (i.e. sem disfunções em membros superiores), sendo 9 do sexo masculino e 1 do sexo feminino, com idade entre 18 e 43 anos, que realizaram os protocolos do *Muscle Academy* utilizando distância entre os centros dos botões a serem clicados de 15 cm.

Grupo experimental IV (GIV): este grupo foi composto por indivíduos com idade entre 29 e 52 anos, sendo 5 do sexo masculino e 5 do sexo feminino, que apresentem disfunções motoras de membros superiores (i.e., tetraplegia, tetraparesia, amputações, mal formações congênitas, alterações em motonêuronio) que impeça o indivíduo de movimentar o mouse com as mãos, que realizaram os protocolos do *Muscle Academy* utilizando distância entre os centros dos botões a serem clicados de 15 cm.

As diferentes distâncias entre os centros dos botões (GI distância de 4 cm entre os botões; GII de 7,5 cm; GIII e GIV de 15 cm) foram escolhidas visando avaliar se houve influência da distância sobre o tempo médio gasto para ir de um botão para outro e clicar.

3.2 Planos e locais de recrutamento, critérios de inclusão e exclusão

Os indivíduos que participaram do estudo apresentavam distúrbios neurológicos que afetassem a concentração, ou alterações neuro-motoras e estruturais que impedissem a contração dos músculos Temporais e Frontal. Indivíduos que não atenderam esses critérios foram excluídos da amostra populacional estudada.

Os indivíduos dos grupos experimentais GI, GII e GIII foram recrutados aleatoriamente na Universidade Federal de Uberlândia, entre os alunos, e na população em geral. Os indivíduos do grupo experimental GIV foram recrutados na AACD (Associação de Assistência à Criança Deficiente). Todos os indivíduos participaram voluntariamente do estudo, sem receber nenhum ônus por isso.

A Associação de Assistência à Criança Deficiente (AACD) é uma entidade privada, sem fins lucrativos, que trabalha há 60 anos pelo bem-estar de pessoas com deficiência física. Ela nasceu do sonho de um médico que queria criar no Brasil um centro de reabilitação com a mesma qualidade dos centros que conhecia no exterior, para tratar crianças e adolescentes com deficiências físicas e reinseri-los na sociedade. Foi pensando nisso que o Dr. Renato da Costa Bomfim reuniu um grupo de idealistas e, no ano de 1950, fundou a AACD (disponível em www.aacd.org.br).

O trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da AACD e da Universidade Federal de Uberlândia (protocolo 096/11)

Os procedimentos desta pesquisa foram previamente explicados aos indivíduos participantes da pesquisa para sua total conscientização sobre o que foi realizado e os objetivos da pesquisa.

Cada indivíduo e/ou responsável preencheu e assinou um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido comprovando que estava ciente sobre os protocolos e a pesquisa, e que estava de acordo em realizar o experimento, sem receber nenhum ônus pela participação, ou seja,

participando voluntariamente. Foi mantido o sigilo quanto à identidade e informações pessoais dos participantes da pesquisa.

A pesquisa foi suspensa ou encerrada se: o indivíduo ou responsável solicitou não participar mais da pesquisa; houve algum desconforto ou reação alérgica com o material utilizado (eletrodos de superfície); as instituições não permitiram o recrutamento de pacientes em suas dependências e se o paciente se ausentou por mais de 3 sessões agendadas.

3.3 Definição de protocolos de treinamento

O protocolo experimental desta pesquisa bem como a estratégia para a análise de dados foi a mesma adotada em [4]. A coleta de dados foi realizada em sala climatizada, em que ficou apenas o avaliador com o indivíduo. Os indivíduos sem disfunções em membros superiores (GI, GII e GIII) e os indivíduos que apresentavam disfunções em membros superiores, porém não necessitavam de cadeira de rodas (i. e. amputados) foram acomodados confortavelmente em cadeiras com espuma; já os indivíduos que apresentavam alguma disfunção de membros superiores e estavam em cadeiras de rodas permaneceram em seu meio de locomoção (i. e. cadeira de rodas). Tanto a cadeira utilizada pelos indivíduos que não necessitavam de cadeira de rodas quanto a cadeira de rodas dos indivíduos que precisavam dela apresentavam encosto e mesma altura do acento.

A distância cabeça-monitor para visualização e realização das tarefas foi de 1 metro (aferida em todos os pacientes em todas sessões), e a altura do monitor foi medida para que a linha horizontal central do monitor ficasse na mesma linha dos olhos dos indivíduos (GI, GII, GIII e GIV). Foi utilizado um monitor LG[®] lcd com tela widescreen de 22 polegadas modelo W2252TQ para melhor visualização e conforto para os indivíduos participantes da pesquisa.

Este estudo conteve três protocolos, variando o tamanho dos botões a serem clicados de acordo com cada protocolo (Protocolo 1, botões de tamanho 2 cm x 2 cm; Protocolo 2, botões de tamanho 1 cm x 1 cm e Protocolo 3, botões de tamanho 0,5 cm x 0,5 cm), e na interface dos três protocolos continham 4 botões e cada botão tinha uma cor diferente, sendo VERDE, AMARELO, VERMELHO E AZUL, sendo dispostos em forma de cruz (ver Fig. 29). Os diferentes tamanho de botões tinham como finalidade avaliar se o tamanho do alvo influenciava no tempo gasto para ir de um botão para o próximo e clicar; e a escolha dos tamanhos dos botões

foi baseada nas dimensões padrões de ícones do Microsoft Windows®. As diferentes cores dos botões visou facilitar o entendimento dos indivíduos sobre o qual era o percurso realizado e por serem cores amplamente conhecidas.

A distância entre os centros dos botões (nos 3 protocolos) era outro fator que também variou (GI a distância entre os centro dos botões foi de 4 cm; no GII a distância entre os botões foi de 7,5 cm; nos grupos GIII e GIV a distância entre os botões foi de 15 cm), porém, e a área varia de um protocolo para outro, aumentando assim a dificuldade conforme diminuiu a área dos botões.

O objetivo dessa interface foi permitir ao indivíduo controlar o cursor de maneira que a evolução de uma sessão para a próxima fosse quantificada (redução do tempo médio gasto para ir de um botão para o próximo e clicar), sendo que o **tempo médio** despendido para realizar as tarefas específicas (ir de um botão para o outro e clicar) a variável escolhida para avaliação neste estudo.

As seguintes tarefas foram solicitadas aos indivíduos:

1. Sentido Horário (SH): mover o cursor para o botão verde e clicar; mover para o botão amarelo e clicar; mover para o botão vermelho e clicar; mover para o botão azul e clicar e, mover para o botão verde e clicar;
2. Sentido Anti-Horário (SAH): mover o cursor para o botão verde e clicar; mover para o botão azul e clicar; mover para o botão vermelho e clicar; mover para o botão amarelo e clicar e, mover para o botão verde e clicar.
3. Sentido aleatório (SR): mover o cursor para o botão que estava piscando, em que foi aleatório tanto o botão em que iniciou a contagem e a direção para onde deveu-se seguir, porém, o sistema fez com que o indivíduo passasse por todos os botões, começando e terminando no mesmo botão.

Foi importante executar os movimentos em ambos os sentidos, pois o tempo de ativação de cada músculo (principalmente comparando os músculos Temporais entre si) e o tempo para elevar e/ou abaixar as sobrancelhas é ligeiramente diferente, pois, para movimentar o cursor do botão verde para o amarelo, usa-se o músculo Frontal, enquanto para movimentar do botão verde para o botão azul, teve que usar os músculos Temporais. Também foi importante realizar o

percurso no sentido aleatório visando avaliar se o indivíduo melhorava (reduzia) o tempo médio para ir de um botão para o outro com o decorrer das sessões por ter decorado a sequência dos movimentos (contrações musculares) que foram realizadas nos sentidos horário e anti-horário. Um sinal sonoro foi emitido quando o indivíduo clicou no próximo botão.

Os indivíduos foram instruídos previamente sobre o modo de utilização da interface e sobre a avaliação da capacidade de ativação dos músculos envolvidos.

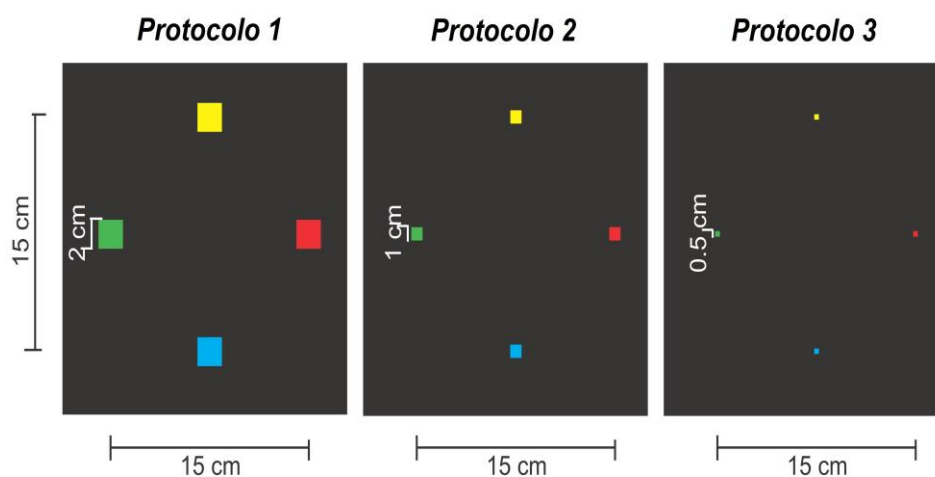


Fig. 29: Exemplo de interface gráfica dos protocolos experimentais. Fonte: [4].

Os experimentos foram realizados utilizando-se a interface gráfica mostrada na Fig. 29 (i.e. para distância de 15 cm). Os indivíduos dos grupos experimentais realizaram 5 vezes (voltas) o percurso no sentido horário (SH), 5 vezes (voltas) no sentido anti-horário (SAH) e 5 vezes (voltas) no sentido aleatório (SR), em cada protocolo, alternadamente, caracterizando 1 sessão, ou seja, os indivíduos realizaram 5 vezes o percurso no sentido horário, 5 vezes no sentido anti-horário e 5 vezes no sentido aleatório no Protocolo 1 (tamanho dos botões que foram clicados de 2 cm x 2 cm); depois realizaram 5 vezes o percurso no sentido horário, 5 vezes no sentido anti-horário e 5 vezes no sentido aleatório no Protocolo 2 (tamanho dos botões que foram clicados de 1 cm x 1 cm); e, por fim, realizaram 5 vezes o percurso no sentido horário, 5 vezes no sentido anti-horário e 5 vezes no sentido aleatório no Protocolo 3 (tamanho dos botões que foram clicados de 0,5 cm x 0,5 cm), sendo cada grupo com sua respectiva distância entre os botões (GI distância entre os botões a serem clicados de 4 cm; GII de 7,5 cm; GIII e GIV de 15 cm) e essas 45 “voltas” caracterizou 1 sessão. Foram realizadas 5 sessões, caracterizando 5 dias de

experimentos, que foram realizados em dias consecutivos durante a semana e posteriormente comparou-se o resultado de uma sessão para outra e entre os protocolos e grupos (tempo médio gasto para ir de um botão para outro e clicar).

Entre cada volta que foi realizada pelo indivíduo, respeitou-se o intervalo de descanso de 1 minuto visando evitar quadros algícos e fadiga muscular.

Capítulo 4

RESULTADOS

Durante muitos anos os modelos normais lineares foram utilizados na tentativa de descrever a maioria dos fenômenos aleatórios. Mesmo quando o fenômeno sob estudo não apresentava uma resposta para a qual fosse razoável a suposição de normalidade, algum tipo de transformação era sugerida a fim de alcançar a normalidade procurada [59].

Os autores de [60] propuseram os modelos lineares generalizados (MLGs), cuja idéia consiste em abrir um leque de opções para a distribuição da variável resposta, permitindo que a mesma pertença à família exponencial de distribuições, bem como dar maior flexibilidade para a relação funcional entre a média da variável resposta e o preditor linear η (Paula, 2013). No presente trabalho assumiu-se que a variável resposta (Tempo) segue uma distribuição Gamma, pois a mesma torna-se atrativa para o estudo de variáveis aleatórias assimétricas. As ligações mais usadas no caso Gamma são identidade ($\mu_i = \eta_i$), logarítmica ($\log \mu_i = \eta_i$) e recíproca ($\mu_i = \eta_i^{-1}$), esta última sendo a ligação canônica [59]. Nesta análise, o melhor ajuste foi com a função de ligação logarítmica.

O modelo ajustado consistiu de todos os efeitos principais (Distância, Deficiência, Sentido, Protocolo e Sessão), de todas as interações duplas e triplas entre estes fatores. Para obtenção de interpretações práticas os fatores Distância e Deficiência foram agrupados em um único chamado Grupo com quatro níveis. O nível 1 constituído pela distância de 4 cm e sem deficiência, nível 2 pela distância de 7,5 cm e sem deficiência, o nível 3 pela distância de 15 cm sem deficiência e nível 4 pela distância de 15 cm com deficiência.

Para verificar a adequação do modelo utilizou-se a análise de deviance. A análise de deviance é feita por meio da comparação dos valores da medida deviance, $D(y, \mu, \varphi)$, do modelo ajustado. Conforme [61], usualmente procede-se a análise de deviance utilizando o ponto crítico

$\chi^2_{(n-k;\alpha)}$ da distribuição qui-quadrado ao nível de significância igual a α , sendo n o número de observações e k o número de coeficientes do modelo. Portanto se $D(y, \mu, \varphi) \leq \chi^2_{(n-k;\alpha)}$, pode-se considerar que há evidências que o modelo sob pesquisa esteja bem ajustado aos dados, a um nível $\alpha\%$ de significância. A *deviance* está para o método dos MLG como a soma dos quadrados dos resíduos está para o método dos Mínimos Quadrados [62]. Neste estudo tem-se $n = 1613$ e o número de coeficientes estimados igual a 56 ($k=56$). Logo o quantil da distribuição de qui-quadrado a 5% de significância é 1649,911. A *deviance* foi 106,420 logo decide-se pela adequação do modelo.

Para testar a significância dos parâmetros (efeito dos fatores) e de suas interações utilizou-se o teste de Wald. A Estatística de Wald (W) tem uma distribuição assintótica de χ^2_q com q graus de liberdade. Assim, a hipótese nula é rejeitada, a um nível de significância α , se o valor observado da estatística de Wald for superior ao quantil de probabilidade $(1 - \alpha)$ de um χ^2_q . Por meio da Tabela 2 verifica-se que todos os fatores individualmente (efeitos principais) foram significativos e dentre as interações duplas foram significativas Grupo vs Protocolo, Protocolo vs Sessão, Distância vs Sessão e Deficiência vs Protocolo. Quanto às interações triplas nenhuma foi significativa a 5% de significância.

Tabela 2. Teste de Wald para os fatores do modelo.

Fatores	W ⁽¹⁾	GL	Sig.
Intercepto	2040624,795	1	,000
Grupo	4063,917	3	,000
Sentido	18,469	2	,000
Protocolo	229,960	2	,000
Sessão	238,386	4	,000
Grupo * Sentido	1,054	6	,983
Grupo * Protocolo	20,593	6	,002
Grupo * Sessão	19,935	12	,068
Sentido * Protocolo	4,957	4	,292
Sentido * Sessão	5,039	8	,753
Protocolo * Sessão	17,789	8	,023
Grupo * Sentido * Protocolo	4,394	12	,975
Grupo * Protocolo * Sessão	22,828	24	,530
Sentido * Protocolo * Sessão	12,695	16	,695

Grupo * Sentido * Sessão	7,228	24	1,000
--------------------------	-------	----	-------

⁽¹⁾W: valor da estatística do teste de Wald;

Para proceder às comparações e desdobramentos de interesse foram utilizados intervalos de confianças de Wald. O intervalo de confiança de Wald baseia-se nas comparações entre as médias marginais estimadas da variável dependente [62]. A regra de decisão na comparação de duas médias é feita por meio da interseção entre os intervalos. Se houver interseção entre os intervalos para duas médias decide-se pela igualdade das mesmas, em outras palavras, não há evidências suficientes para rejeitar a igualdade entre as mesmas. Por meio da Tabela 2 acima, foi detectado dependência apenas entre os fatores Grupo e Protocolo e Protocolo e Sessão mas, devido a interesses práticos além da comparação entre os grupos foram compradas as sessões em cada grupo (desdobramento de uma interação dupla), as sessões em cada sentido por grupo (desdobramento de uma interação tripla) e as sessões em cada protocolo por grupo (desdobramento de uma interação tripla). Os resultados de tais comparações são apresentados nas Tabelas 3, 4 e 5. A ilustração gráfica do comportamento do tempo em cada caso de interesse é apresentada nas Figs 30, 31 e 32.

Através da Tabela 3 verificou-se que todos os grupos diferem entre si. O grupo deficiente difere dos demais inclusive do grupo não deficiente na distância 15.

Tabela 3. Resultados do teste de Wald para comparação dos grupos.

Grupo	Média (ms)*	Erro Padrão	Intervalo de Wald a 95% de confiança	
			LI	LS
Dist 4	6312,16333 a	76,3561713	6162,5080	6461,8187
Dist 7,5	9600,92485 b	116,1348584	9373,3047	9828,5450
Dist 15	16011,7600 c	197,9641836	15623,7600	16399,7700
Dist 15 Deficiente	17543,8800 d	271,2495095	17012,2400	18075,5100

(*) médias seguidas de mesma letra, por sentido, não diferem entre si pelo teste de Wald a 5% de significância, LI e LS são respectivamente os limites inferior e superior do intervalo de confiança. Tempo em milissegundos (ms).

Tabela 4. Resultados do teste de Wald para comparação das sessões em cada grupo.

Grupo	Sessão	Média (ms)*	Erro Padrão	Intervalo de Wald a 95% de confiança	
				LI	LS
Dist 4	1	8088,718737 a	218,8223365	7659,834838	8517,602635
	2	5948,310216 b	160,8985988	5632,954757	6263,665675
	3	5723,575097 b	154,8053285	5420,162228	6026,987965
	4	6099,740857 b	165,0013735	5776,344107	6423,137606
	5	5965,392541 b	161,3697735	5649,113596	6281,671485
Dist 7,5	1	12071,5600 a	326,5432154	11431,5500	12711,5700
	2	9745,989394 b	263,6166843	9229,310187	10262,6700
	3	9080,458883 bc	245,5991911	8599,093314	9561,824452
	4	8623,003538 c	233,2338733	8165,873546	9080,133530
	5	8855,429150 bc	239,5291509	8385,960641	9324,897659
Dist 15	1	18839,7600 a	520,9822020	17818,6600	19860,8700
	2	16128,2700 b	445,8623931	15254,4000	17002,1400
	3	15337,4500 b	423,9912577	14506,4500	16168,4600
	4	15209,8000 b	420,4977125	14385,6400	16033,9600
	5	14847,5900 b	410,4908610	14043,0400	15652,1400
Dist 15 - Deficiente	1	20513,4700 a	747,1487805	19049,0800	21977,8500
	2	17835,6800 ab	627,3485808	16606,1000	19065,2600
	3	16595,4700 b	554,7518207	15508,1800	17682,7700
	4	16913,5100 b	565,3130579	15805,5100	18021,5000
	5	16183,6200 b	555,0573979	15095,7200	17271,5100

(*) médias seguidas de mesma letra, por sentido, não diferem entre si pelo teste de Wald a 5% de significância, LI e LS são respectivamente os limites inferior e superior do intervalo de confiança. Tempo em milissegundos (ms).

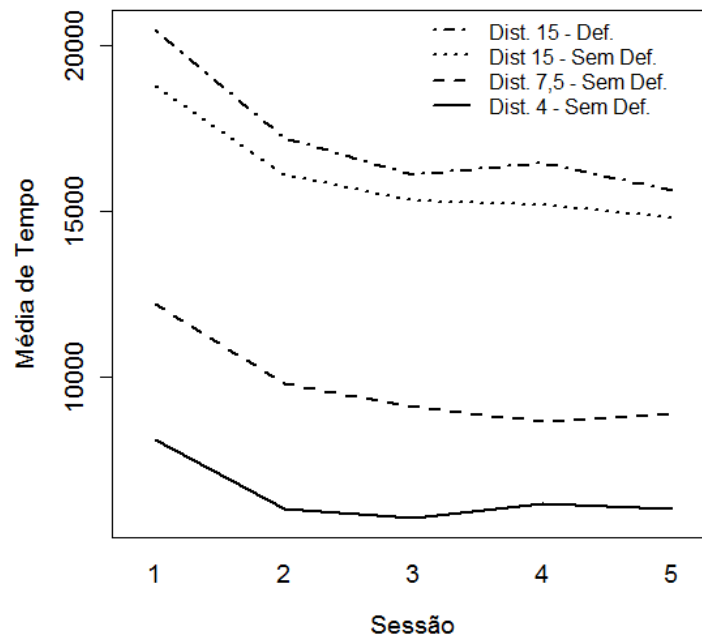


Fig. 30. Comportamento do tempo ao longo das sessões por grupo. Tempo em milissegundos (ms).

Tabela 5. Resultados do teste de Wald para comparação das sessões em cada sentido, por grupo.

Grupo	Sentido	Sessão	Média (ms)*	Erro Padrão	Intervalo de Wald a 95% de confiança	
					LI	LS
Dist 4	AH	1	8012,705970 a	375,5744581	7276,593558	8748,818381
		2	5934,206634 b	277,8526193	5389,625507	6478,787761
		3	5620,292220 b	263,1750997	5104,478503	6136,105937
		4	6569,787699 b	307,6954778	5966,715645	7172,859754
		5	6202,691166 b	290,3141476	5633,685892	6771,696439
	AL	1	7728,378997 a	361,6169484	7019,622801	8437,135192
		2	5925,166243 b	277,6463439	5380,989408	6469,343077
		3	5572,009591 b	260,8683303	5060,717059	6083,302123
		4	5752,565680 b	269,5521237	5224,253226	6280,878134
		5	5754,397445 b	269,5807437	5226,028896	6282,765993
	H	1	8546,171128 a	400,4287762	7761,345148	9330,997108

		2	5985,736912 b	280,2165285	5436,522609	6534,951216
		3	5987,305303 b	280,3960774	5437,739090	6536,871516
		4	6005,113670 b	281,1023572	5454,163173	6556,064166
		5	5947,535843 b	278,6683726	5401,355869	6493,715816
Dist 7,5	AH	1	12306,5500 a	576,0092208	11177,5900	13435,5000
		2	10117,2600 b	473,9098242	9188,411218	11046,1000
		3	9316,827303 b	436,3454680	8461,605901	10172,0500
		4	8938,914732 b	418,4374847	8118,792332	9759,037131
		5	8923,891923 b	418,1270297	8104,378004	9743,405843
	AL	1	11083,9800 a	519,0168909	10066,7300	12101,2400
		2	9320,47935 ab	436,5577303	8464,841926	10176,1200
		3	8908,34799 b	417,0252807	8090,993466	9725,702528
		4	8367,55473 b	391,8637209	7599,515957	9135,593516
		5	8664,75799 b	405,7751106	7869,453389	9460,062595
	H	1	12896,1000 a	604,4770781	11711,3400	14080,8500
		2	9816,953977 b	459,5245483	8916,302413	10717,6100
		3	9021,072417 b	422,4428799	8193,099587	9849,045247
		4	8572,200813 b	401,5229372	7785,230317	9359,171309
		5	8980,863568 b	420,3424326	8157,007539	9804,719597
Dist 15	AH	1	18856,3300 a	900,9060083	17090,5800	20622,0700
		2	16672,0800 ab	796,5717123	15110,8300	18233,3400
		3	15457,7400 b	738,3376830	14010,6300	16904,8600
		4	15033,0800 b	719,1065646	13623,6600	16442,5100
		5	14995,9500 b	716,1050868	13592,4100	16399,4900
	AL	1	17824,6100 a	854,4957221	16149,8300	19499,3900
		2	15521,3600 ab	741,1387363	14068,7500	16973,9600
		3	15256,4100 ab	728,6907409	13828,2100	16684,6200
		4	14551,2700 b	694,8800095	13189,3300	15913,2100
		5	14457,7900 b	690,0258548	13105,3600	15810,2100
	H	1	19895,2400 a	948,7470461	18035,7300	21754,7500
		2	16212,2700 b	775,1678896	14692,9700	17731,5700
		3	15298,9400 b	731,4069516	13865,4100	16732,4700

		4	16085,0100 b	768,3044292	14579,1600	17590,8600
		5	15097,0500 b	722,7841862	13680,4200	16513,6800
Dist 15 Deficiente	AH	1	20554,9100 a	1,2402715E3	18124,0300	22985,8000
		2	17887,6600 a	1,0531693E3	15823,4800	19951,8300
		3	16712,9700 a	936,4125047	14877,6400	18548,3100
		4	17837,1700 a	1,0003774E3	15876,4700	19797,8800
		5	16322,2000 a	920,4293070	14518,1900	18126,2100
	AL	1	19548,4000 a	1,1587827E3	17277,2300	21819,5800
		2	17094,3200 ab	1,0035060E3	15127,4900	19061,1600
		3	15732,3900 ab	888,5600567	13990,8400	17473,9400
		4	15520,7600 b	867,0912080	13821,3000	17220,2300
		5	15861,6600 b	937,9557793	14023,3000	17700,0200
	H	1	21482,7700 a	1,2700329E3	18993,5500	23971,9900
		2	18555,1200 ab	1,0504667E3	16496,2400	20613,9900
		3	17382,8300 ab	970,2986528	15481,0800	19284,5800
		4	17476,8000 ab	984,8218451	15546,5800	19407,0200
		5	16371,9100 b	913,8363366	14580,8300	18163,0000

(*) médias seguidas de mesma letra, por sentido, não diferem entre si pelo teste de Wald a 5% de significância, LI e LS são respectivamente os limites inferior e superior do intervalo de confiança. Tempo em milissegundos (ms). AH – Anti-Horário; H – Horário; AL – Aleatório.

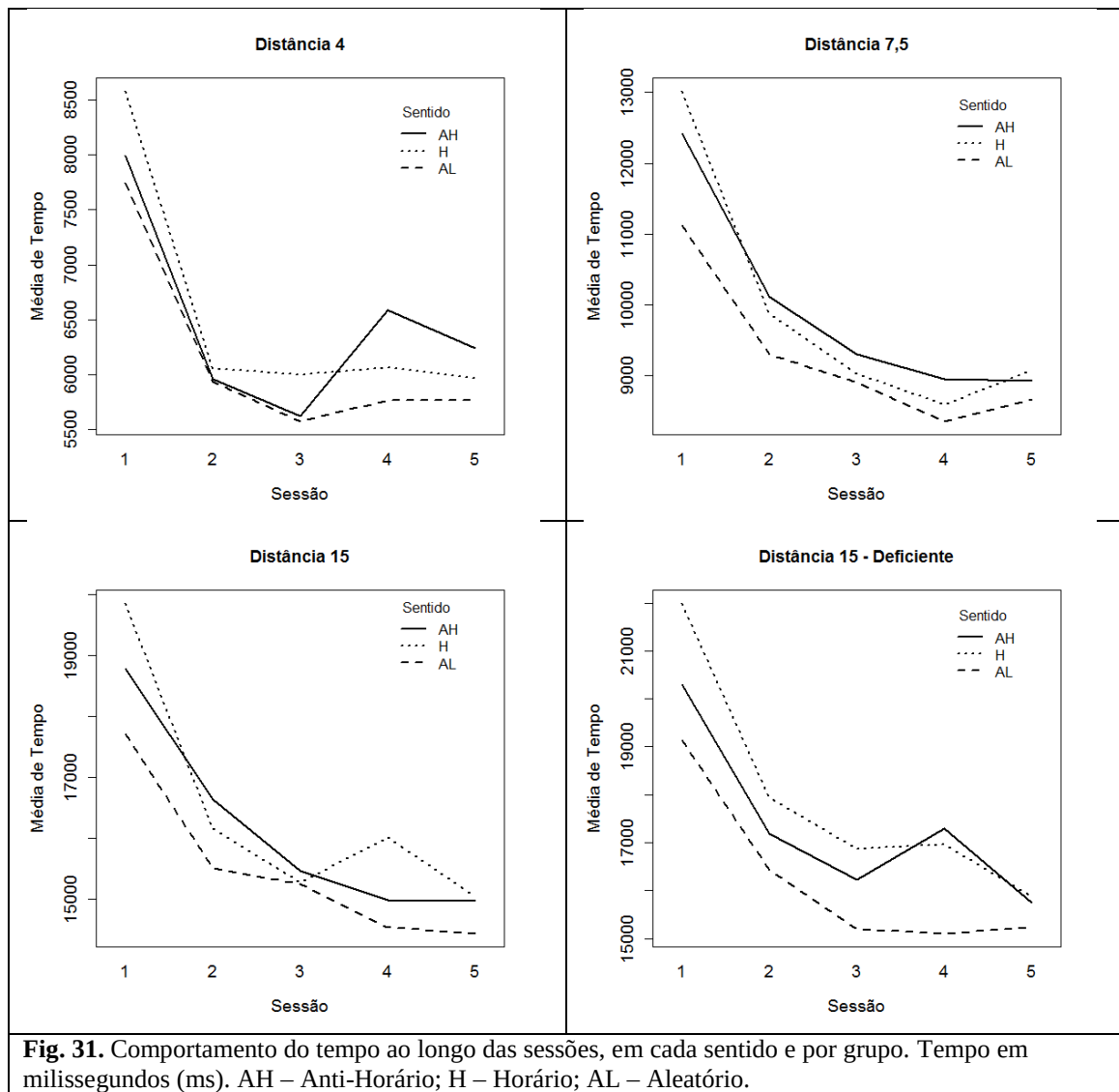


Tabela 6. Resultados do teste de Wald para comparação das sessões em cada protocolo, por grupo.

Grupo	Protocolo	Sessão	Média (ms)*	Erro Padrão	Intervalo de Wald a 95% de confiança	
					LI	LS
Dist 4	P1	1	8162,458592 a	375,5352023	7426,423120	8898,494063
		2	5166,299685 b	237,7297217	4700,357992	5632,241378
		3	5228,239456 b	240,5117869	4756,845016	5699,633896
		4	5099,907157 b	234,6648068	4639,972587	5559,841727
		5	5135,442641 b	236,3239755	4672,256160	5598,629122
	P2	1	7444,197634 a	342,5466411	6772,818554	8115,576713
		2	5423,683943 b	249,5170872	4934,639438	5912,728447
		3	5356,088595 b	246,3971564	4873,159043	5839,018148
		4	6032,945163 b	277,6028825	5488,853511	6577,036815
		5	5716,876635 b	263,0498598	5201,308383	6232,444886
	P3	1	8709,642259 a	422,5545957	7881,450470	9537,834048
		2	7511,157358 ab	364,2568955	6797,226962	8225,087755
		3	6695,745434 b	324,6835719	6059,377327	7332,113541
		4	7376,366834 ab	357,7283078	6675,232234	8077,501433
		5	7230,700564 ab	350,6660997	6543,407638	7917,993490
Dist 7,5	P1	1	11392,3900 a	524,2707965	10364,8300	12419,9400
		2	8989,724659 b	413,6144447	8179,055244	9800,394074
		3	8480,458608 b	390,1200520	7715,837356	9245,079859
		4	7655,268765 b	352,1865008	6964,995907	8345,541622
		5	7558,475099 b	347,7530605	6876,891625	8240,058573
	P2	1	10286,8200 a	473,2585615	9359,246408	11214,3900
		2	9018,660901 ab	414,9269764	8205,418972	9831,902831
		3	8778,474315 ab	403,8336776	7986,974851	9569,973779
		4	8419,891980 b	387,3564287	7660,687331	9179,096630
		5	8876,227627 ab	408,3440681	8075,887960	9676,567294
	P3	1	15010,4800 a	727,9915204	13583,6500	16437,3200
		2	11417,9800 b	553,6944643	10332,7600	12503,2000
		3	10057,3800 b	487,7013656	9101,506309	11013,2600
		4	9947,38049 b	482,3776507	9001,937669	10892,8200

		5	10350,6200 b	501,9848417	9366,744352	11334,4900
Dist 15	P1	1	16381,7200 a	753,9154243	14904,0800	17859,3700
		2	13843,7000 ab	636,8928567	12595,4100	15091,9800
		3	13185,7800 b	606,5752696	11996,9100	14374,6400
		4	13367,4100 b	614,9937141	12162,0400	14572,7800
		5	12709,5900 b	584,6691852	11563,6600	13855,5200
	P2	1	18655,2700 a	858,3136326	16973,0000	20337,5300
		2	16743,3700 ab	770,2399263	15233,7200	18253,0100
		3	16295,3100 ab	749,6293113	14826,0700	17764,5600
		4	15514,1400 ab	713,8650311	14114,9900	16913,2900
		5	15410,3500 ab	709,0288936	14020,6800	16800,0200
	P3	1	21880,9100 a	1,1262847E3	19673,4300	24088,3800
		2	18099,5800 ab	930,9441802	16274,9600	19924,2000
		3	16791,5700 b	863,6500416	15098,8500	18484,2900
		4	16966,6200 b	872,6992008	15256,1700	18677,0800
		5	16711,8200 b	859,7615358	15026,7200	18396,9300
Dist 15 Deficiente	P1	1	20810,0200 a	957,4061331	18933,5400	22686,5100
		2	15804,9000 b	727,2130901	14379,5900	17230,2100
		3	14837,3000 b	682,5494351	13499,5300	16175,0700
		4	15449,0000 b	710,6995400	14056,0500	16841,9500
		5	14524,3900 b	668,2230508	13214,7000	15834,0800
	P2	1	19680,6300 a	1,0358779E3	17650,3500	21710,9200
		2	17508,2100 ab	900,5825817	15743,1000	19273,3100
		3	16121,2300 ab	829,2849263	14495,8600	17746,6000
		4	16177,8800 ab	832,0789144	14547,0300	17808,7200
		5	15479,4600 b	796,1603303	13919,0200	17039,9100
	P3	1	21076,8400 a	1,7702233E3	17607,2700	24546,4200
		2	20503,8600 a	1,6365530E3	17296,2800	23711,4500
		3	19108,0300 a	1,3905542E3	16382,5900	21833,4600
		4	19358,8300 a	1,4084526E3	16598,3100	22119,3500
		5	18852,6800 a	1,4390835E3	16032,1200	21673,2300

(*) médias seguidas de mesma letra, por sentido, não diferem entre si pelo teste de Wald a 5% de significância, LI e LS são respectivamente os limites inferior e superior do intervalo de confiança. Tempo em milissegundos (ms).

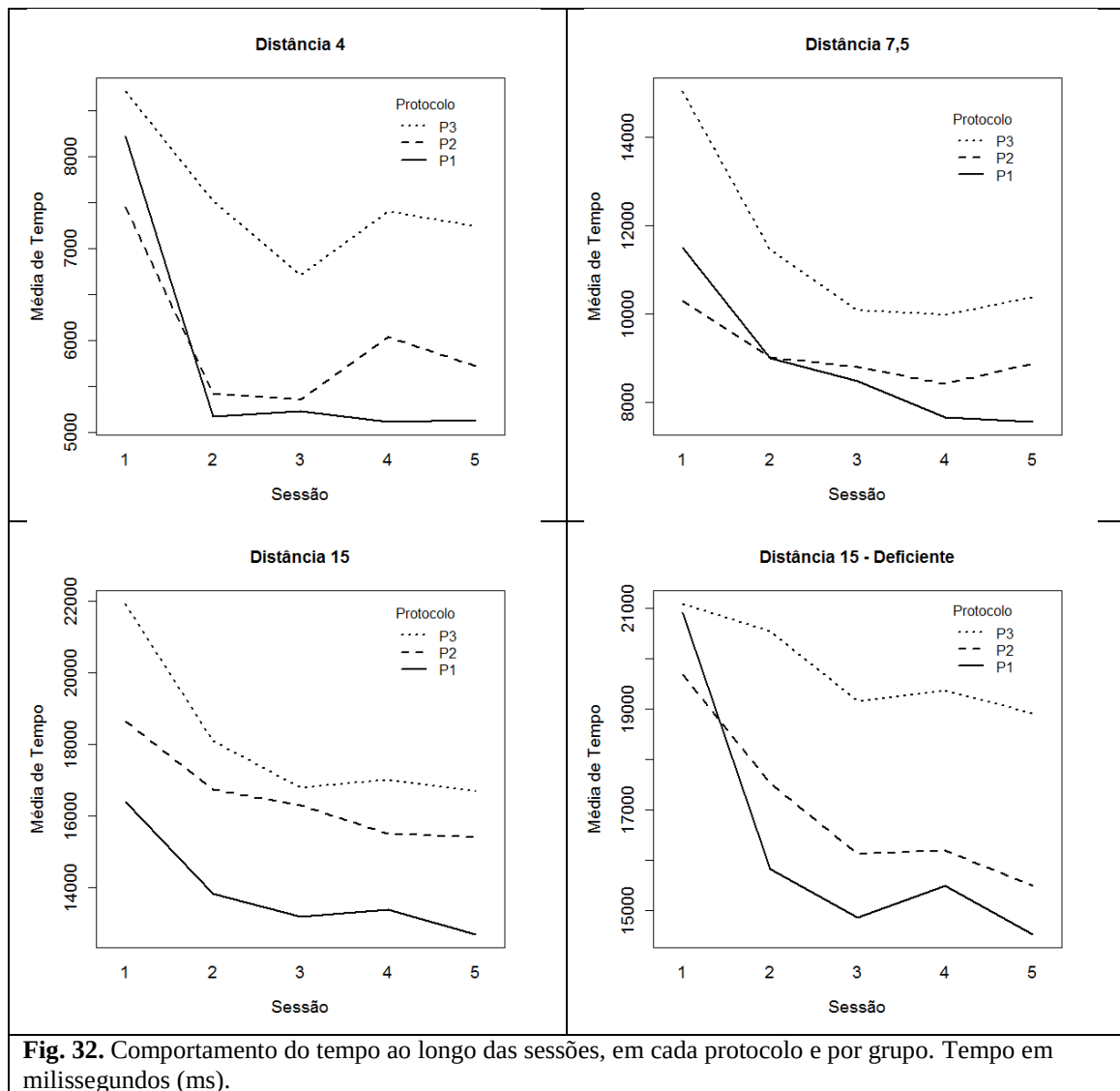


Fig. 32. Comportamento do tempo ao longo das sessões, em cada protocolo e por grupo. Tempo em milissegundos (ms).

Capítulo 5

DISCUSSÃO

Este trabalho apresenta a avaliação do uso de uma interface homem-computador baseada em eletromiografia. A contribuição deste estudo está relacionada com o uso de uma interface homem-computador baseada em EMG de músculos faciais que permite mover o cursor do mouse pela tela do computador, utilizando dois canais como entrada para que sete estados distintos sejam possíveis para o usuário controlar o cursor (CLIQUE, CIMA, BAIXO, ESQUERDA, DIREITA, GIRAR E MODO DE ESPERA). Isto é possível graças à relação entre movimentos faciais e movimentos do cursor.

Na pesquisa inicial mostrada em [4] o pesquisador avaliou o uso da interface homem-computador baseada em eletromiografia (*Muscle Academy*) em onze pacientes, sendo 10 pacientes sem deficiência neuromotora que afetassem o uso dos membros superiores e um paciente com Distrofia Muscular de Duchenne (DMD), e todos eles realizaram os protocolos experimentais com a distância de quinze centímetro entre os centros botões a serem clicados na interface.

O uso do sinal eletromiográfico (EMG) como sinal de entrada, tem como vantagens: ser de fácil captação e apresentar resposta instantânea, ou seja, assim que ocorre a contração dos músculos utilizados, o sinal é rapidamente captado, processado e utilizado pelo *software* para movimento do cursor, conforme mostrado em [63]. Além disso, é mais fácil a compreensão do paciente de como deve-se contrair os músculos para obtenção dos sinal eletromiográfico quando comparamos com os movimentos dos olhos na eletrooculografia (EOG) ou concentrar pensamentos para utilização da eletroencefalografia (EEG).

Uma variação em relação ao experimento inicial realizado em [4] foi a mudança dos eletrodos utilizados para captação do sinal eletromiográfico dos músculos temporais e referencial. Em [4] foram utilizados eletrodos de Ag/AgCl com gel hipoalergênico condutor presos com banda elástica para captação do sinal EMG dos músculos temporais e um eletrodo de Ag/AgCl com gel hipoalergênico preso por bracelete no punho que foi utilizado como eletrodo referencial; neste trabalho foram utilizados eletrodos adesivos descartáveis para captação do sinal

eletromiográfico dos músculos temporais e 1 colado sobre a região acromial utilizado como eletrodo referencial. Esta alteração foi realizada visando melhorar o conforto do uso dos eletrodos pelos indivíduos, reduzindo assim possíveis reações alérgicas ao gel ou aos eletrodos utilizados em [4] e facilitar a montagem e desmontagem do arranjo de eletrodos na face do usuário, reduzindo assim o tempo gasto para este fim. Além disso, por serem adesivos, os eletrodos utilizados nesse trabalho permitem uma maior mobilidade aos indivíduos sem que houvessem alterações na coleta de dados, aumentando ainda mais a comodidade durante a realização do experimento, fato também mostrado por [64, 65].

O experimento foi bem aceito pelos indivíduos participantes, que compreenderam as tarefas a serem realizadas e a quantidade de repetições e as realizaram conforme protocolo. A presença de um monitor maior (22”) e o posicionamento em relação a ele gerou mais conforto para os indivíduos durante a realização do experimento.

Durante todo o experimento nenhum paciente relatou desconforto quanto ao uso e posicionamento do arranjo de eletrodos antes, durante ou após a execução dos protocolos experimentais em nenhum dos dias. Para a maioria dos indivíduos a principal queixa foi fadiga muscular, principalmente nos músculos temporais e masseteres (sinergistas dos músculos temporais) e fadiga mental, mesmo havendo um intervalo mínimo de um minuto entre as tarefas realizadas pelos indivíduos, fato que também foi observado em [4, 66].

Os músculos temporais e masseteres, apesar de apresentar uma grande força de contração, não são músculos constantemente utilizados nas atividades de vida diárias, ou seja, não são sofrem contrações prolongadas (tetânicas) e sim alternadas, sendo apenas agonistas durante os movimentos de mastigação e sinergistas durante a fala e algumas expressões faciais, ou seja, tarefas diárias que duram pouco tempo e não exigem períodos prolongados de contração destes músculos[51]. Para a realização das tarefas deste experimento, os indivíduos precisavam realizar contrações prolongadas desses músculos para gerar os movimentos do cursor do mouse além do fato que o experimento requeria 45 vezes a repetição dos ciclos, caracterizando um tempo prolongado de experimento, e mesmo com o tempo de descanso de 1 minuto entre os ciclos a serem realizados, relataram fadiga muscular destes músculos (temporais e masseteres) ao final do experimento. Porém este fato ocorreu apenas até a segunda sessão (segundo dia), não sendo relatado nos demais dias.

Já a fadiga mental pode ser explicada pelo fato de que era necessário um alto nível de concentração para que os indivíduos lembrassem quais expressões faciais (contração dos músculos temporais e frontal) utilizar e associa-las com qual movimento o cursor do mouse realiza dentro da interface e um alto nível de concentração também para colocar e parar o cursor do mouse dentro do botão-alvo a ser clicado e clicar, exigindo que o paciente focasse toda sua atenção para o monitor e tentasse não receber influências externas. A concentração mental é um processo psíquico que consiste em centrar voluntariamente toda a atenção da mente sobre um objetivo, objeto ou atividade que se este fazendo ou pensando em fazer em esse momento, deixando de lado toda a série de fatos ou outros objetos que podem ser capazes de interferir com sua realização ou atenção; porém, para conseguir atingir essa contração é necessário um alto gasto energético e de neurotransmissores, o que leva à fadiga mental quando essa concentração deve ser sustentada por períodos de tempos prolongados[5].

Alguns pacientes com disfunções em membros superiores (GIV) pediram para não realizar as tarefas em todos os protocolos (tamanhos da área dos botões) por relatarem desconforto muscular e/ou mental (fadiga muscular e/ou mental) ou porque realmente não conseguem realizar as tarefas nos protocolos mais difíceis (protocolo 2 com botões de tamanho 1 cm x 1 cm e 3 com botões de tamanho 0,5 cm x 0,5 cm). Este mesmo fato ocorreu com alguns pacientes sem disfunções em membros superiores (GI, GII e GIII). Quanto mais difícil o protocolo (quanto menor o tamanho da área do botão) mais contração, foco e acurácia são exigidos dos indivíduos, o que pode tornar a tarefa maçante e estressante ou as vezes o próprio indivíduo apresenta alguma disfunção que não permite a concentração exigida para os protocolos com menor tamanho da área dos botões, fazendo com que os indivíduos não consigam realizar os protocolos mais difíceis. Além disso a quantidade de repetições dos ciclos (15 ciclos por protocolo, totalizando 45 ciclos) exige um tempo prolongado de contração muscular sustentada, o que acaba gerando fadiga muscular, conforme explicado acima.

A interface de aprendizagem (ver Fig. 26.) facilitou para o avaliador explicar quais movimentos faciais os indivíduos deveriam realizar para mover o cursor do mouse, e o entendimento da relação entre ativação muscular e movimento do cursor do mouse por parte dos indivíduos estudados, fato observado em [4]. Ao observar a expressão gráfica do sinal eletromiográfico o indivíduo percebia que quando contraia o músculo pelo tempo solicitado observava-se a presença demonstrativa da eletromiografia, funcionando como um *feedback*.

O tempo médio (ms) gasto para mover o cursor de um botão para o outro mostrou ser uma boa variável para avaliar a evolução dos indivíduos no decorrer das sessões, nos quais a variável tempo médio (ms) para ir de um botão para o próximo e clicar foi reduzindo com o decorrer das sessões (dias) conforme mostrado nas Figs. 30, 31 e 32 e na Tabela 4, o que também foi observado em [4]. Os resultados (redução do tempo médio gasto para ir de um botão para o próximo botão e clicar de com o decorrer das sessões) mostraram que esta variável foi capaz de demonstrar evolução de fatores ligados à aprendizagem.

A aprendizagem é constituída de 4 fatores: consistência, que é manter constância em alguma atividade; adaptabilidade, que é a capacidade do indivíduo de adaptar a diferentes condições propiciadas por um meio e suas mudanças; aperfeiçoamento, que consiste em obter resultados melhores que os obtidos anteriormente e persistência, que significa repetir várias vezes a mesma tarefa visando memoriza-la[67].

Observou-se neste estudo que a variável tempo médio (ms) gasto para ir de um botão para o próximo botão e clicar e a redução de seu valor no decorrer das sessões (dias) mostrou ser uma boa variável para indiretamente avaliar a aprendizagem dos indivíduos com o passar das sessões, pois a redução do tempo médio indica que o protocolo experimental é consistente e que os indivíduos obtiveram consistência, adaptabilidade e aperfeiçoamento com o decorrer das sessões, fato que também foi observado em [4].

Analisando a Tabela 2 dos resultados, observou-se que há diferença estatisticamente significativa entre os fatores grupo (distância entre os botões a serem clicados associados ou não a presença de deficiência), sentido (horário, anti-horário e aleatório), protocolo (1, 2 e 3) e sessão (1, 2, 3, 4 e 5). Este fato mostrou que os quatro fatores são importantes para o estudo do uso desta interface homem-computador por indivíduos (com e sem disfunções em membros superiores) e não devem ser desconsiderados em pesquisas futuras, o que corrobora com os resultados encontrados em [4].

A Tabela 2 também mostrou que as interações entre os fatores Grupo vs Protocolo e Protocolo vs Sessão mostraram diferença significativamente estatística.

Esta diferença observada na interação entre os fatores Grupo vs Protocolo mostra que em cada Grupo (distância entre os botões associado ou não a presença de deficiência) o fator Protocolo (tamanho do botão alvo) exerceu influência sobre o resultado do tempo médio (ms) gasto para mover o curso e clicar no próximo botão. Mostra também o inverso, onde o fator

Grupo (distância entre os botões associado ou não a presença de deficiência) muda de acordo com o Protocolo sendo utilizado. Estes fatos vão de acordo com a lei de Fitt[68], que diz que a dificuldade em acertar um alvo aumenta em escala logarítmica quanto menor for o alvo e quanto maior for a distância entre os alvos, sendo assim, a distância de 15 cm utilizando o protocolo 3 (botões de tamanho 0,5 cm x 0,5 cm) seria a tarefa mais difícil a ser realizada neste estudo, e a distância de 4 cm entre os botões utilizando o protocolo 1 (botões de tamanho 2 cm x 2 cm) seria a tarefa mais fácil, ou seja, a primeira situação (distância de 15 cm entre os centros dos botões utilizando protocolo 3) gera maiores dificuldades para acerto do alvo, enquanto a segunda situação (distância de 4 cm entre os centros dos botões utilizando o protocolo 1) é a mais fácil de acertar o alvo, reduzindo erros.

A Tabela 3 que mostrou o resultado do teste de Wald para comparação entre os grupos indicou que existe diferença entre os quatro grupos, conforme mostrado na Fig. 30.

A diferença GI vs GII vs GIII e GIV já eram esperadas devido a diferença entre as distância dos centros dos botões utilizadas em cada grupo (GI de 4 cm, GII de 7,5 cm, GIII e GIV de 15 cm), em que no GI o caminho a ser percorrido pelo cursor era menor em relação aos outros grupos, e no GII o trajeto era menor em relação aos grupos GIII e GIV, o que explica o menor valor de tempo médio gasto para ir de um botão para o próximo e clicar em GI e os maiores tempos médios em GIII e GIV.

Já a diferença observada entre os grupos GIII e GIV, na qual o tempo gasto pelo grupo GIII foi menor em relação ao grupo IV, pode ser explicada pelo fato que, quando o indivíduo é acometido por alguma disfunção, seja motora ou cognitiva, ocorre uma certa dependência dele por terceiros, o que indiretamente faz com que o indivíduo reduza a capacidade de concentração e de evoluir os fatores de aprendizagem, por não usar tão intensamente no dia a dia esses fatores, devido ao fato que terceiros o ajudam em certas tarefas, tornando-os acomodados quanto a esses quesitos [5, 37, 38, 42, 43]. Este resultado mostra que o fator Deficiência influencia no tempo (ms) gasto para ir de um botão para o próximo e clicar, porém não influenciou na evolução dos fatores de aprendizado (consistência, persistência, aperfeiçoamento e adaptabilidade), quando comparado o tempo (ms) médio da segunda sessão em relação a primeira. Assim, observa-se que o *Muscle Academy* é uma boa ferramenta para avaliar também a evolução de fatores de aprendizado em grupos que apresentam disfunções em membros superiores.

Já a diferença observada na interação entre os fatores Protocolo vs Sessão mostra a evolução de fatores de aprendizado (consistência, persistência, aperfeiçoamento e adaptabilidade) com o uso do *Muscle Academy*, onde nos 3 protocolos (tamanho do botão alvo) houve um declínio no tempo (ms) gasto para ir de um botão-alvo para o próximo e clicar da primeira para a segunda sessão, evidenciando uma memorização da relação entre ativação muscular e ação do cursor. Este fato também é mostrado na Tabela 4 e na Fig. 30 e corroboram com os resultados de [4].

A análise conjunta dos resultados apresentados nas Figs. 30, 31 e 32 e nas Tabelas 4, 5 e 6 com os protocolos experimentais, podem ser utilizadas como guia para a definição da dimensão e distância entre botões a serem utilizados em interfaces gráficas, que podem ser controladas pelo *Muscle Academy*. Por exemplo, os resultados mostraram que para o tamanho maior de área do botão (2 cm x 2 cm) fizeram as tarefas em menor tempo médio no decorrer das sessões. Eles também sugerem que os botões com menor área (0,5 cm x 0,5 cm) devem ser evitados devido à dificuldade em acessá-los. O grande tempo gasto para se deslocar de par de botões de 0,5 cm, é explicada pela dificuldade de parar o cursor sobre eles. Assim, cada vez que o usuário perdeu o botão (ou seja, o alvo), ele teve que se mudar para a frente / trás e voltar a ele. Em essência, isso exigia mais concentração e controle motor, que são variáveis degradadas depois de muitos minutos de uso contínuo pois tornam a atividade maçante e estressante, aumentando assim a predisposição à fadiga tanto muscular quanto mental.

A Tabela 5 e a Fig. 31 mostram o tempo médio (ms) gasto para ir de um botão para o próximo e clicar em cada sessão nos 3 sentidos (horário - H, anti-horário – AH e aleatório - AL) adotados nesta pesquisa. Nela observa-se que há diferença estatisticamente significativa comparando a primeira com as demais sessões em todos os sentidos, mostrando mais uma vez ao evolução de fatores de aprendizagem (consistência, aperfeiçoamento, persistência e adaptabilidade) do indivíduo ao memorizar a relação entre ativação muscular e movimentos do cursor. Porém, com a Tabela 2, observa-se que o fator sentido (horário, anti-horario e aleatório) não influenciou em nenhum outro fator, mostrando que o tempo (ms) médio gasto para ir de um botão para o outro e clicar é semelhante nos 3 sentidos, dentro de cada grupo experimental.

As Tabelas 4, 5 e 6 e Figs.30, 31 e 32, e ainda as nossas próprias observações durante a execução de experimentos, mostram que a memorização da relação entre a ativação muscular e ação cursor foi uma estratégia bem sucedida. Apenas depois da execução da primeira sessão de

experimento, o utilizador foi capaz de controlar totalmente o cursor. Esta conclusão pode ser suportada pelos gráficos mostrados nas Figs. 30, 31 e 32, nos quais os sujeitos estabeleceram o objetivo de completar uma tarefa apenas após a segunda sessão de treino, evidenciando evolução nos fatores de aprendizagem.

Capítulo 6

CONCLUSÃO E ESTUDOS FUTUROS

Este trabalho avaliou o uso de uma interface homem-computador baseada em eletromiografia (*Muscle Academy*) em indivíduos com e sem disfunções em membros superiores e a comparação entre estes 2 grupos (com e sem disfunções em membros superiores); a influência de diferentes distâncias entre os botões a serem clicados no *Muscle Academy* em indivíduos sem disfunções em membros superiores (4 cm, 7,5 cm e 15 cm); a influência do sentido do percurso a ser seguido no *Muscle Academy* em indivíduos sem disfunções em membros superiores (horário, anti-horário e aleatório) e a influência de diferentes tamanhos de botões a serem clicados no *Muscle Academy* em indivíduos sem disfunções em membros superiores (2 cm x 2 cm, 1 cm x 1 cm e 0,5 cm x 0,5 cm). O experimento foi focado em avaliar se existem diferenças entre o tempo gasto para ir de um botão para o outro e clicar comparando pacientes sem deficiência com pacientes com deficiência.

Os resultados mostraram que o a ferramenta *Muscle Academy* teve seu uso bem aceito tanto por indivíduos sem quanto os com disfunções em membros superiores.

Mostraram também que o grupo com indivíduos que apresentavam disfunção em membros superiores (GIV) apresentou maior tempo médio para fazer o percurso citado comparado com os indivíduos sem deficiência que realizaram o experimento com a mesma distância entre os botões, porém, a curva que indica evolução de fatores de aprendizado foi semelhante entre os grupos, indicando que os indivíduos passaram indiretamente por um processo de aprendizagem da primeira para segunda sessão, que foi a associação de ativação muscular com movimentos do cursor do mouse.

Concluiu-se também com os resultados que a distância entre os botões a serem clicados e o tamanho dos botões influenciou no resultado do tempo médio gasto (ms) para ir de um botão para o próximo e clicar, em que o grupo com a menor distância (GI com distância de 4 cm entre

os botões) foi o mais rápido, seguido pelo GII (com distância entre os botões a serem clicados de 7,5 cm) e por fim os grupos GIII e GIV, que apresentavam distância entre os botões de 15 cm. Já quanto ao fator tamanho dos botões a serem clicados, os indivíduos foram mais rápidos no protocolo 1, com botões de 2 cm x 2 cm, seguido pelo protocolo 2, com botões de 1 cm x 1 cm e por fim o protocolo 3, com botões 0,5 cm x 0,5 cm. Isso mostra que quanto mais perto e maiores foram os botões a serem clicados, menor o tempo médio gasto (ms) para ir de um botão para o próximo e clicar e quanto maior foi a distância e menor forem os botões, maior tempo foi o tempo gasto para realizar a tarefa.

Além disso evidenciou-se neste estudo que o sentido para qual os indivíduos realizaram os ciclos das tarefas (horário, anti-horário e aleatório) não apresentaram diferença, sendo obtidos resultados semelhantes estatisticamente para os 3 sentidos

Este estudo mostrou também que o *Muscle Academy* é uma boa ferramenta para avaliação de fatores de aprendizado tanto para indivíduos sem quanto indivíduos com alguma disfunção em membros superiores e para que possam ter acesso ao computador.

Futuros estudos deverão ser realizados com mais indivíduos com disfunções em membros superiores e avaliando diferentes situações de distância entre os botões e posicionamento dos botões na interface, além de avaliar o uso prolongado da ferramenta. Deve-se realizar também estudos sobre o uso da ferramenta em outras interfaces voltadas para comunicação aumentada e alternativa, visando dar mais autonomia para indivíduos com deficiência.

REFERÊNCIAS

- [1] A. C. Guyton and J. E. Hall, *Tratado de Fisiologia Médica*, 12 ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010.
- [2] L. C. Junqueira and J. Carneiro, *Histologia Básica*, 12 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2013.
- [3] S. M. Barman, S. Boitano, and K. E. Barret, *Fisiologia Médica de Ganong*, 24 ed. São Paulo: Artmed, 2014.
- [4] A. O. Andrade., A. A. Pereira., C. G. P. Jr., and P. J. Kyberd., "Mouse emulation based on facial electromyogram," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 8, pp. 142-152, 2013.
- [5] L. P. Rowland., *Merritt - Tratado de Neurologia*, 12 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2011.
- [6] S. Oviatt. and P. Cohen., "Perceptual user interfaces: multimodal interfaces that process what comes naturally," *Communications of the ACM*, vol. 43, 2000.
- [7] D. J. Higginbotham., H. Shane., S. Russell., and K. Caves., "Access to AAC: Present, Past and Future," *Augmentative and Alternative Communications*, vol. 23, 2007.
- [8] G. Bourhis., P. Pino., and A. Leal-Olmedo., "Communication devices for persons with motor disabilities: Human-machine interaction modeling," presented at the Proceedings of the IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, 2002.
- [9] R. Javanovic. and I. S. macKenzie., "MarkerMouse: Mouse cursor control using a head-mounted marker," *Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, vol. 3973 LNCS, 2010.
- [10] M. Majewski. and W. Kacalak., "Natural language human-machine interface using artificial neural networks," *Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, vol. 3973 LNCS, 2006.
- [11] C. A. Chin., A. Barreto., J. G. Cremades., and M. Adjouadi., "Integrated electromyogram and eye-gaze tracking cursor control system for computer users with motor disabilities," *Journal of Rehabilitation Research & Development*, vol. 45, 2008.
- [12] M. R. Ahsan., M. I. Ibrahimy., and O. O. Khalifa., "EMG signal classification for human computer interaction: a review," *European Journal of Scientific Research*, vol. 33, 2009.
- [13] K. Tai., S. Blain., and T. Chau., "A review of emerging access technologies for individuals with severe motor impairments " *Assistive Technology*, vol. 20, 2008.
- [14] C. G. P. Júnior, E. L. M. Naves, P. Pino, E. Losson, A. O. Andrade, and G. Bourhis, "Alternative Communication Systems for people with severe motor disabilities: a Survey," *BioMedical Engineering Online* vol. aceito, 2011.
- [15] D. J. McFarland., D. J. Krusienski., W. A. Sarnacki., and J. R. Wolpaw., "Emulation of computer mouse control with a noninvasive brain-computer interface," *Journal of Neural Engineering*, vol. 5, 2008.
- [16] H. Tamura., M. Miyshita., K. Tanno., and Y. Fuse., "Mouse Cursor Control System Using Electrooculogram Signals," presented at the World Automation Congress, 2010.

- [17] K. Englehart., B. Hudgins., and P. A. Parker., "A wavelet-based continuous classification scheme for multifunction myoelectric control," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 54, 2001.
- [18] L. J. Hargrove., K. Englehart., and B. Hudgins., "A comparison of surface and intramuscular myoelectric signal classification," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 54, 2007.
- [19] L. J. Hargrove., G. Li., K. B. Englehart., and B. Hudgins, "Principal components analysis preprocessing for improved classification accuracies in pattern-recognition-based muoelectric control," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 56, 2009.
- [20] Y. Huang., K. B. Englehart., B. Hudgins., and A. D. Chan., "A Gaussian mixture model based classification scheme for myoelectric control of powered upper limb prostheses," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 52, 2005.
- [21] N. Jiang., K. B. Englehart., and P. A. Parker., "Extracting simultaneous and proportional neural control information for multiple-dof prostheses from the surface electromyographic signal," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 56, 2009.
- [22] M. A. Gugel, *Pessoas com Deficiência e o Direito ao Concurso Público*. Goiânia: Editora da UCG, 2006.
- [23] BRASIL, "Constituição da República Federativa do Brasil. Promulgada em 5 de outubro de 1988," 8 ed. São Paulo: Saraiva, 1993.
- [24] ABNT, "NBR 9050 - Acessibilidade a Edificações, Mobiliários, Espaços e Equipamentos Urbanos.," 2 ed: Associação Brasileira de Normas Técnicas, 2004.
- [25] ABNT, "NBR 14020 - Transporte - Acessibilidade à Pessoa Portadora de Deficiência," 1 ed. Associação Brasileira de Normas Técnicas, 1997.
- [26] ABNT, "NBR 14021 - Transporte - Acessibilidade no Sistema de Trem Urbano ou Metropolitano," 2 ed: Associação Brasileira de Normas Técnicas, 2005.
- [27] ABNT, "NBR 14022 - Acessibilidade em Veículos de Características Urbanas para o Transporte Coletivo de Passageiros," 2 ed: Associação Brasileira de Normas Técnicas, 2006.
- [28] F. Bortagarai and A. P. Ramos, "A Comunicação Suplementar e/ou Aalternativa na Sessão de Fisioterapia," *Rev. CEFAG*, vol. 15, pp. 561-571, 2013.
- [29] J. F. M. Galli, J. P. d. Oliveira, and D. Deliberato, "Introdução da comunicação suplementar e alternativa na terapia com afásicos," *Rev. Soc. Bras. Fonaudiol.*, vol. 14, pp. 402-410, 2009.
- [30] R. Y. S. Chun, "Processos de significação de afásicos usuários de comunicação suplementar e/ou alternativa," *Rev. Soc. Bras. Fonaudiol.*, vol. 15, pp. 598 - 603, 2010.
- [31] E. J. Manzini and D. Deliberato, *Portal de ajudas técnicas para educação: equipamento e material pedagógico especial para educação, capacitação e recreação da pessoa com deficiência física: recursos para comunicação alternativa*, 2 ed. Brasília: MEC/SEESP, 2006.
- [32] L. R. Nunes, M. Pelosi, and M. R. Gomes, *Um retrato da Comunicação Alternativa no Brasil: Relato de Experiências*. Rio de Janeiro: 4 Pontos Estúdio Gráfico e Papéis, 2007.
- [33] L. R. O. P. Nunes, M. Pelosi, and M. Gomes, *Um retrato da comunicação alternativa no Brasil: Relatos de pesquisa e experiências*. Rio de Janeiro: Quatro Pontos/FINEP, 2007.
- [34] Nohama. (18 nov. 2012). *AMPLISOFT*. Available: <http://www.ler.pucpr.br/amplisoft/projeto>
- [35] M. L. Sartoretto and R. Bersh. (2013, 15 jun. 2013). *Assitivita: Tecnologia e Educação*. Available: <http://www.assistiva.com.br/ca.html>

- [36] P. Pino, G. Bourhis, and A. Leal-Olmedo, "Communication devices for persons with motor disabilities: Man-machine interaction modeling," *AMSE Periodicals - Special Issue on Bioengineering Applied to Handicap Rehabilitation*, pp. 15-24, 2003.
- [37] W. G. Broadley, R. B. Daroff, G. M. Fenichel, and J. Jankovic, *Neurologia Clínica*. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005.
- [38] J. P. B. Neto and O. M. Takayanagui, *Tratado de Neurologia da Academia Brasileira de Neurologia*. Rio de Janeiro: Elsevier, 2013.
- [39] N. D. Luccia, *Amputação e reconstrução nas doenças vasculares e no pé diabético*. Rio de Janeiro: Revinter, 2006.
- [40] R. Murilo, C. J. Brito, E. Vergara, and S. Meirelles, *Trauma vascular*. Rio de Janeiro: Revinter, 2006.
- [41] N. D. Luccia, "Amputações e a doença vascular periférica.," *J. Vasc. Br.*, vol. 3, pp. 179-180, 2004.
- [42] J. Cambier, M. Masson, and H. Dehen, *Neurologia*, 11 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005.
- [43] M. Mumenthaler and H. Mattle, *Neurologia*, 4 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006.
- [44] L. F. Fonseca, C. d. C. Xavier, and G. Pianetti, *Compêndio de Neurologia Infantil*, 2 ed. Rio de Janeiro: Medbook, 2010.
- [45] P. S. C. Chagas, E. C. Defilipo, R. A. Lemos, M. C. Mancini, J. S. Frônio, and R. M. Carvalho, "Classificação da função motora e do desempenho funcional de crianças com paralisia cerebral.," *Revista Brasileira de Fisioterapia*, vol. 12, pp. 409-416, 2008.
- [46] C. P. Tibery, *Esclerose Múltipla No Brasil: Aspectos Clínicos e Terapêuticos*. São Paulo: Atheneu, 2005.
- [47] M. M. Aires, *Fisiologia*, 4 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2012.
- [48] R. A. Harvey, P. C. Champe, and D. R. Ferrier, *Bioquímica Ilustrada*, 5 ed. São Paulo: Artmed, 2012.
- [49] D. L. Nelson and M. M. Cox, *Princípios de Bioquímica de Lehninger*, 5 ed. São Paulo: Artmed, 2010.
- [50] L. S. Constanzo, *Fisiologia*, 5 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2012.
- [51] K. L. Moore, A. F. Dalley, and A. M. R. Agur, *Anatomia Orientada para Clínica*, 6 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2011.
- [52] W. D. McArdle, F. L. Katch, and V. L. Katch, *Fisiologia do Exercício - Nutrição, Energia e Desempenho Humano*, 7 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2011.
- [53] B. M. Koeppen and B. A. Stanton., *Berne & Levy - Fisiologia*, 6 ed. Rio de Janeiro: Elsevier / Medicina Nacionais, 2009.
- [54] K. S. Turker, "Electromyography: some methodological problems and insues.," *Phys Ther*, vol. 73, pp. 698-710, 1993.
- [55] H. J. Hermens, "Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures," *J. Electromyogr and kinesiology*, vol. 10, pp. 361-374, 2000.
- [56] W. S. Pease, H. L. Lew, and E. W. Johnson, *Johnson Eletromiografia Prática*, 4 ed. Rio de Janeiro: Di Livros, 2008.
- [57] J. E. Desmedt, *New Developments in electromyography and clinical neurophysiology*. New York: S Karger Publishers, 1973.
- [58] A. O. Andrade., A. A. Pereira., and P. J. Kyberd., "Muscle Academy: A Human-Computer Interface Based on Electromyography," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. submetido, 2011.

- [59] G. A. Paula. (2013, 23/08). *Modelos de Regressão com apoio computacional*. Available: http://www.ime.usp.br/~giapaula/texto_2013.pdf
- [60] J. A. Nelder and R. W. M. Wedderburn, "Generalized linear models.," *Journal of the Royal Statistical Society*, vol. 135, pp. 370-384, 1972.
- [61] Y. Lee and J. A. Nelder, "Generalized linear models for the analysis of quality improvement experiments," *The Canadian Journal of statistics*, vol. 26, pp. 95 - 105, 1998.
- [62] A. M. O. SANT'ANNA, "Ferramentas para modelagem e monitoramento de características de qualidade do tipo fração," Engenharia de Produção, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, RS, 2009.
- [63] C. G. P. Jr., E. L. M. Naves, P. Pino, E. Losson, A. O. Andrade, and G. Bourhis, "Alternative communication systems for people with severe motor disabilities: a survey," *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 10, 2011.
- [64] E. Bassani, C. T. Candotti, M. Pasini, M. Melo, and M. L. Torre, "Avaliação da ativação neuromuscular em indivíduos com escoliose através da eletromiografia de superfície.," *Rev Bras de Fis*, vol. 12, pp. 13-19, 2008.
- [65] K. J. R. Moraes, R. A. Cunha, O. G. Lins, D. A. Cunha, and H. J. Silva, "Eletromiografia de superfície: padronização da técnica. ," *Neurobiol*, vol. 73, pp. 151-158, 2010.
- [66] C. Perez-Maldonado, A. S. Wexler, and S. S. Joshi, "Two-Dimensional Cursor-to-Target Control From Single Muscle Site sEMG Signals," *IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING*, vol. 18, pp. 203-209, 2010.
- [67] N. Poletti, *Aprendizagem - Teoria e Prática*. São Paulo: Contexto, 2013.
- [68] R. W. Soukoreff. and I. S. MacKenzie., "Towards a standard for pointing device evaluation, perspectives on 27 years of Fitts' law research in HCI," *Int. J. Human-Computer Studies.*, vol. 61, pp. 751-789, 2004.

ANEXO A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Responsáveis: Reuder Pereira Prado (Mestrando em Ciências – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia)

Prof. Dr. Adriano de Oliveira Andrade (Orientador)

Você está sendo convidado para participar do estudo “AVALIAÇÃO DE INTERFACE HOMEM-COMPUTADOR BASEADA EM ELETROMIOGRAFIA EM INDIVÍDUOS COM ALTERAÇÕES NEURO-MOTORAS DE MEMBROS SUPERIORES”. Nesta pesquisa nós estamos buscando avaliar o uso de um programa que utiliza o sinal de contração muscular para mover o cursor do mouse. O Termo de Consentimento Livre e Esclarecido será obtido pelo pesquisador Reuder Pereira Prado assim que ele explicar o que será realizado por você. Na sua participação você ficará sentado confortavelmente em uma poltrona; serão colocados eletrodos na região temporal e frontal da sua cabeça (ao lado e acima das sobrancelhas), que serão utilizados para captar o sinal de contração dos músculos Temporais e Frontal. Este sinal será utilizado como sinal de entrada ativador que irá mover o cursor do mouse no programa (*Muscle Academy*). Em nenhum momento você será identificado. Os resultados da pesquisa serão publicados e ainda assim a sua identidade será preservada. Você não terá nenhum gasto e ganho financeiro por participar na pesquisa. Os riscos consistem em reações alérgicas ao gel. Os benefícios consolidaram o *Muscle Academy* como interface homem-computador (para interagir com o computador) para deficientes. Você é livre para deixar de participar da pesquisa a qualquer momento sem nenhum prejuízo ou coação. Uma cópia deste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido ficará com você.

Qualquer dúvida a respeito da pesquisa, você poderá entrar em contato com:

Mestrando: Reuder Pereira Prado

Telefone: (34) 3239-4771

Orientador: Prof. Dr. Adriano de Oliveira Andrade

Co-Orientador: Prof. Dr. Adriano Alves Pereira

BioLab (Universidade Federal de Uberlândia): (34) 3239-4771

Comitê de ética em pesquisa (Universidade Federal de Uberlândia): (34) 3239-4531

Uberlândia, ... de de 201.....

Assinatura do pesquisador

Eu aceito participar do projeto citado acima, voluntariamente, após ter sido devidamente esclarecido.

Participante da pesquisa