



UNIVERSIDADE FEDERAL DO CEARÁ

CAMPUS SOBRAL

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E DE
COMPUTAÇÃO**

MESTRADO ACADÊMICO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E DE COMPUTAÇÃO

FRANCISCO JOSÉ PRADO JUNIOR

**ENGENHARIA DE COMPUTAÇÃO E TECNOLOGIAS ASSISTIVAS: RECURSOS
DE ACESSIBILIDADE AO COMPUTADOR PARA PESSOAS COM DEFICIÊNCIA
MOTORA**

SOBRAL-CE

2020

FRANCISCO JOSÉ PRADO JUNIOR

ENGENHARIA DE COMPUTAÇÃO E TECNOLOGIAS ASSISTIVAS: RECURSOS DE
ACESSIBILIDADE AO COMPUTADOR PARA PESSOAS COM DEFICIÊNCIA MOTORA

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado Acadêmico em Engenharia Elétrica e de Computação do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e de Computação do *Campus* Sobral da Universidade Federal do Ceará, como requisito parcial à obtenção do título de mestre em Engenharia Elétrica e de Computação. Área de Concentração: SISTEMAS DE INFORMAÇÃO

Orientador: Prof. Dr. CARLOS ALEXANDRE ROLIM FERNANDES

SOBRAL-CE

2020

FRANCISCO JOSÉ PRADO JUNIOR

ENGENHARIA DE COMPUTAÇÃO E TECNOLOGIAS ASSISTIVAS: RECURSOS DE
ACESSIBILIDADE AO COMPUTADOR PARA PESSOAS COM DEFICIÊNCIA MOTORA

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado Acadêmico em Engenharia Elétrica e de Computação do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e de Computação do *Campus* Sobral da Universidade Federal do Ceará, como requisito parcial à obtenção do título de mestre em Engenharia Elétrica e de Computação. Área de Concentração: SISTEMAS DE INFORMAÇÃO

Aprovada em:

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. CARLOS ALEXANDRE ROLIM
FERNANDES (Orientador)
Universidade Federal do Ceará (UFC)

Prof. Dr. Iális Cavalcante de Paula Júnior
Universidade Federal do Ceará (UFC)

Prof. Dr. Auzuir Ripardo de Alexandria
Instituto Federal do Ceará (IFCE)

À todas as pessoas com deficiência, que muitas vezes são esquecidas pela sociedade. Aos heróis, que vencem batalhas reais em suas vidas diárias.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Carlos Alexandre Rolim Fernandes por me orientar em minha tese de mestrado. Obrigado por ter me apoiado em todos os momentos da pesquisa, e por sempre confiar no sucesso deste trabalho. Acredito que nossa amizade será duradoura!

Ao Prof. Edilson Rocha Porfírio Filho, por ter me apoiado e incentivado a fazer o curso de Mestrado. Obrigado, por sempre está disponível para ajudar, não só como professor, mas também como um grande amigo.

Ao Prof. Dr. Iális Cavalcante, coordenador do curso de mestrado, que sempre estava disponível para resolver os problemas ocasionais. Obrigado por sua dedicação!

A todos os professores que compartilharam seus conhecimentos, e sempre disponíveis para tirar dúvidas.

A todos os meus colegas de laboratório, que sempre estiveram disponíveis a me ajudar em tudo que precisei, vocês fizeram prazerosas as horas gastas em laboratório! Em especial, gostaria de agradecer pela paciência e atenção do Acélio Luna, por sempre colocar meu café, sua ajuda me manteve sempre acordado.

Ao aluno de engenharia elétrica Flávio Vasconcelos dos Santos, que foi de grande ajuda desenvolvimento deste trabalho. Obrigado pelo tempo e esforço dedicado!

À minha amiga Rafaelle Soares Morais e aos meus colegas Carlos David Braga Borges e Joniel Bastos Barreto, que dedicaram seu tempo para ajudar na revisão da escrita desta dissertação. Muito obrigado, agradeço de coração!

Ao meu amigo, mestre Danilo Alves Oliveira, que me acompanhou em um dos testes realizados, e de bom grado me acolheu em sua casa. Obrigado meu amigo, pode sempre contar comigo!

A todos os funcionários da UFC, que sempre estavam disponíveis sempre me acolheram muito respeito e carinho.

À minha família. À minha esposa Ana Jocélia Gomes Prado, pela dedicação e apoio nos momentos que precisei. Aos meus filhos Francisco Aurílio Gomes Pereira e Ailton Cesar Gomes Pereira, por terem cuidado da sua mãe e irmãs na minha ausência. E às minhas filhas Amelinda Joyce Gomes Pereira, Ana Perola Gomes Prado e Maria Aurora Gomes Prado, por serem sempre compreensíveis pela pouca atenção que pude oferecê-las durante o curso de mestrado. Todos vocês foram minha motivação quando pensei em desistir!

Por fim, agradeço à Deus, pois sem ele nada seria possível.

“A maior deficiência não está no corpo do deficiente físico, mas, na alma do preconceituoso.”

(Sebastião Barros Travassos)

RESUMO

As pessoas com deficiência (PcD) compõem cerca de 25% da população brasileira. Essas pessoas, na maioria dos casos, possuem impedimentos físicos que dificultam, ou impossibilitam, a realização de certas atividades. Essas atividades, muitas das vezes, estão relacionadas ao convívio com outras pessoas e seu impedimento causa a exclusão social. Com o objetivo de abolir, ou pelo menos diminuir, a exclusão dessas pessoas, muitos países adotaram a implantação da educação inclusiva. Sendo os computadores uma forte ferramenta educacional, cria-se a necessidade de adaptações de seus periféricos (*mouse* e teclado) para que usuários com PcD possam utilizá-los normalmente. As tecnologias assistivas (TAs) são técnicas e ferramentas que tem por objetivo auxiliar a execução dessas atividades e promover autonomia para as PcD. O presente trabalho aborda o desenvolvimento de três ferramentas de auxílio ao uso de computadores por parte de PcD motora em membros superiores. As ferramentas foram desenvolvidas tendo como base uma coleta de informações relativas ao uso do computador com 5 PcDs. A primeira ferramenta foi um *mouse* adaptado de baixo custo (*MouseAdapt*), confeccionado a partir de uma impressora 3D. A segunda tecnologia desenvolvida foi um editor de texto adaptado (*AdaptText*), que permite a escrita de palavras usando apenas as funções do mouse para escrita dos caracteres. A terceira ferramenta desenvolvida nesta dissertação foi uma Interface Homem-Maquina (IHM) através da aquisição e classificação de sinais eletromiográficos (EMG). A IHM utiliza 2 pares de eletrodos de superfície, duas placas de aquisição *opensources* (*Shield EKG/EMG Olimex*) e uma placa Arduíno para a aquisição do sinal. A IHM proposta ainda utiliza técnicas de aprendizado de máquina (AM) para a classificação de 3 movimentos de mão para controlar um editor de texto. Esta dissertação também traz os resultados avaliativos das ferramentas desenvolvidas. As duas primeiras tecnologias foram avaliadas por observação, para isso foram realizados testes de usabilidade entre 5 usuários com PcD motora. A avaliação da IHM ocorreu através de testes por inspeção, que mediram a eficácia do classificador ao classificar sinais armazenados em um banco de dados (criado neste trabalho) e sinais coletados em tempo real e aplicados para o controle de um editor de texto. Por fim, esta dissertação incentiva uma reflexão sobre as contribuições que as áreas tecnológicas podem oferecer para o desenvolvimento de TAs, principalmente na produção de recursos adaptados para controle do computador.

Palavras-chave: Classificação de sinais. Educação inclusiva. Sinais EMG. Tecnologia assistiva.

ABSTRACT

People with disabilities (PwD) make up about 25 % of the Brazilian population. These people, in most of the cases, have physical impediments that make it difficult, or impossible, to perform certain activities. These activities are often related to living with other people and their impediment causes social exclusion. In order to abolish, or at least decrease, the exclusion of these people, many countries have adopted politics of inclusive education. As computers are a strong educational tool, there is a need for adaptations of their peripherals (mouse and keyboard) so that users with PwD can use them normally. Assistive technologies (TAs) are techniques and tools that aim to assist the execution of these activities and promote autonomy for PwD. The present work deals with the development of three tools to aid the use of computers by motor PwD in upper limbs. The tools were developed based on a collection of information related to the use of the computer with 5 PwDs. The first tool was a low cost adapted mouse (MouseAdapt), made from a 3D printer. The second technology developed was an adapted text editor (AdaptText), which allows the writing of words using only the mouse functions. The third tool developed in this dissertation was a Human Machine Interface (HMI) through the acquisition and classification of electromyographic signals (EMG). The HMI uses 2 pairs of surface electrodes, two acquisition boards opensources (Shield EKG / EMG Olimex) and one Arduino board for signal acquisition. The proposed HMI still uses machine learning techniques (AM) to classify 3 hand movements to control a text editor. This dissertation also brings evaluative results of the developed tools. The first two technologies were evaluated by observation, for this purpose usability tests were carried out between 5 users with motor PwD. The evaluation of the HMI occurred through inspection tests, which measured the effectiveness of the classifier when classifying signals stored in a database (created in this work) and signals collected in real time and applied to the control of a text editor. Finally, this dissertation encourages reflection on the contributions that technological areas can offer to the development of ATs, mainly in the production of resources adapted for computer control.

Keywords: Assistive technology. EMG signals. Inclusive education. Signal classification.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Exemplo de impressora 3D.	30
Figura 2 – Exemplos de objetos 3D impressos.	31
Figura 3 – Interface padrão inicial do Blender.	31
Figura 4 – Estrutura Muscular.	32
Figura 5 – Troca proteica de Na ⁺ e K ⁺ no meio celular.	33
Figura 6 – Sinal EMG formado a partir da soma de MUAPs.	34
Figura 7 – Arduíno UNO R3	35
Figura 8 – Shield EKG/EMG Olimex	36
Figura 9 – Eletrodos de agulha.	37
Figura 10 – Eletrodos de superfície.	37
Figura 11 – Representação da classificação K-NN com K=7.	38
Figura 12 – Rede neural com uma camada de neurônios.	40
Figura 13 – Rede neural MLP com duas camadas de neurônios.	40
Figura 14 – Exemplo de um SVM utilizando um kernel RBF.	41
Figura 15 – Formulário de Cadastro.	45
Figura 16 – Protótipo mouse adaptado.	47
Figura 17 – Peças de montagem do protótipo do mouse.	48
Figura 18 – Mouse Big TrackBall.	49
Figura 19 – Janela do AdaptText	50
Figura 20 – Etapas de desenvolvimento da IHM.	51
Figura 21 – Eletrodos de superfície SHIELD-EKG-EMG-PA.	52
Figura 22 – Posicionamento dos Eletrodos.	52
Figura 23 – Esquema eletrodos-placas de aquisição.	53
Figura 24 – Movimentos escolhidos para classificação.	55
Figura 25 – Amostra de sinal captado pelo movimento “Fechado” no domínio do tempo.	57
Figura 26 – Amostra de sinal captado pelo movimento “Fechado” no domínio da frequência.	57
Figura 27 – Interface do editor de texto usado para a aplicação da IHM.	58
Figura 28 – Exercício 1 para teste do <i>mouse</i>	60
Figura 29 – Exercício 2.1 para teste do <i>mouse</i>	61
Figura 30 – Exercício 2.2 para teste do <i>mouse</i>	61
Figura 31 – Exercício 2.3 para teste do <i>mouse</i>	62

Figura 32 – Exercício 2.4 para teste do <i>mouse</i>	62
Figura 33 – Exercício 3.1 para teste do <i>mouse</i>	63
Figura 34 – Exercício 3.2 para teste do <i>mouse</i>	63
Figura 35 – Exercício 3.3 para teste do <i>mouse</i>	64
Figura 36 – Exercício 3.4 para teste do <i>mouse</i>	64
Figura 37 – Exercício 3.5 para teste do <i>mouse</i>	64
Figura 38 – Pontuação do exercício 3 para teste do <i>mouse</i>	65
Figura 39 – Resultados do Exercício 1.	68
Figura 40 – Resultados do Exercício 2.	69
Figura 41 – Resultados do Exercício 3.	70
Figura 42 – Notas atribuída aos mouses.	71
Figura 43 – Resultados Digitação.	72
Figura 44 – Notas atribuídas aos Editores.	73
Figura 45 – Taxa de acertos para os testes Offline das amostras do Participante 1 - melhor caso.	79
Figura 46 – Taxa de acertos para os testes Offline das amostras do Participante 2 - melhor caso.	82
Figura 47 – Taxa de acertos para os testes Online do Participante 1.	83
Figura 48 – Taxa de acertos para os testes Online do Participante 2.	84
Figura 49 – Funcionamento editor de texto usando a IHM.	86

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Principais Kernels utilizados no SVM	41
Tabela 2 – Descrição dos movimentos escolhidos para a IHM.	55
Tabela 3 – Resultados do MouseAdapt para o Exercício 1.	67
Tabela 4 – Resultados do mouse convencional para o Exercício1.	67
Tabela 5 – Resultados do MouseAdapt para o Exercício 2.	68
Tabela 6 – Resultados do mouse convencional para o Exercício 2.	69
Tabela 7 – Resultados do MouseAdapt para o Exercício 2.	69
Tabela 8 – Resultados do mouse convencional para o Exercício 3.	70
Tabela 9 – Tabela de pontos atribuídos aos mouses.	71
Tabela 10 – Resultado do Exercício usando o AdaptText.	72
Tabela 11 – Resultado do Exercício usando o teclado convencional (Word).	72
Tabela 12 – Tabela de pontos atribuídos aos Editores.	73
Tabela 13 – Parâmetros de configuração usados para os classificadores (Participante 1).	75
Tabela 14 – Parâmetros de configuração usados para os classificadores (Participante 2).	75
Tabela 15 – Taxa de acerto dos Classificadores	75
Tabela 16 – Tabela de resultados teste 1 - Participante 1.	76
Tabela 17 – Tabela de resultados teste 2 - Participante 1.	76
Tabela 18 – Tabela de resultados teste 3 - Participante 1.	76
Tabela 19 – Tabela de resultados teste 4 - Participante 1.	77
Tabela 20 – Tabela de resultados teste 5 - Participante 1.	77
Tabela 21 – Tabela de resultados teste 6 - Participante 1.	77
Tabela 22 – Tabela de resultados teste 7 - Participante 1.	77
Tabela 23 – Tabela de resultados teste 8 - Participante 1.	77
Tabela 24 – Tabela de resultados teste 9 - Participante 1.	78
Tabela 25 – Tabela de resultados teste 10 - Participante 1.	78
Tabela 26 – Tabela de resultados teste 11 - Participante 1.	78
Tabela 27 – Matriz de Confusão Teste Offline - Participante 1 - melhor caso.	78
Tabela 28 – Tabela de resultados teste 1 - Participante 2.	79
Tabela 29 – Tabela de resultados teste 2 - Participante 2.	79
Tabela 30 – Tabela de resultados teste 3 - Participante 2.	80
Tabela 31 – Tabela de resultados teste 4 - Participante 2.	80

Tabela 32 – Tabela de resultados teste 5 - Participante 2.	80
Tabela 33 – Tabela de resultados teste 6 - Participante 2.	80
Tabela 34 – Tabela de resultados teste 7 - Participante 2.	80
Tabela 35 – Tabela de resultados teste 8 - Participante 2.	81
Tabela 36 – Tabela de resultados teste 9 - Participante 2.	81
Tabela 37 – Tabela de resultados teste 10 - Participante 2.	81
Tabela 38 – Tabela de resultados teste 11 - Participante 2.	81
Tabela 39 – Matriz de Confusão Teste Offline - Participante 2 - melhor caso.	82
Tabela 40 – Matriz de Confusão Teste Online - Participante 1.	83
Tabela 41 – Matriz de Confusão Teste Online - Participante 2.	84

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AEE	Atendimento Educacional Especializado
AM	Aprendizado de Máquina
APAE	Associação de Pais e Amigos dos Excepcionais
AVD	Auxílio para a Vida Diária
CNN	<i>Convolutional Neural Network</i>
ECG	Eletrocardiograma
EE	Educação Especial
EEG	Eletroencefalografia
EI	<i>Educação Inclusiva</i>
EMG	Eletromiográfico
EOG	<i>Electrooculography</i>
IA	Inteligência Artificial
IHM	Interface Homem-Máquina
KNN	<i>K-Nearest Neighbors</i>
LDA	<i>Linear Discriminant Analysis</i>
LDB	Lei de Diretrizes e Bases
MLP	<i>Multilayer Perceptron</i>
MMG	Mecanomiográfico
MUAP	<i>Motor Unit Action Potential</i>
OMS	Organização Mundial de Saúde
PAUM	Potencial de Ação da Unidade Motora
PCA	<i>Principal Component Analysis</i>
PcD	Pessoa com Deficiência
RNA	Redes Neurais Artificiais
SVM	<i>Support Vector Machine</i>
TA	Tecnologias Assistivas
TF	Transformada de Fourier
TW	Transformada de Wavelet
VOG	Videoculografia

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
1.1	Estado da arte	18
1.1.1	<i>Educação inclusiva</i>	19
1.1.2	<i>Periféricos inclusivos para PcD</i>	20
1.1.3	<i>IHM para auxílio às PcD no acesso ao computador</i>	21
1.2	Contribuições	23
1.3	Premiações e publicações	24
1.4	Capítulos posteriores	24
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	26
2.1	Tecnologias assistivas (TA)	26
2.2	Declaração de Salamanca	27
2.3	Impressão 3D	29
2.3.1	<i>Impressora 3D</i>	29
2.3.2	<i>Objetos 3D</i>	30
2.4	Sinais eletromiográficos (EMG)	31
2.4.1	<i>Formação do sinal EMG</i>	32
2.4.2	<i>Aquisição do sinal EMG</i>	34
2.4.2.1	<i>Placa Arduíno</i>	34
2.4.2.2	<i>Placa de aquisição</i>	35
2.4.2.3	<i>Eletrodos</i>	35
2.5	Aprendizado de máquina (AM)	36
2.5.1	<i>K-Nearest neighbors (K-NN)</i>	38
2.5.2	<i>Redes neurais artificiais</i>	39
2.5.3	<i>Support vector machine</i>	40
2.6	Conclusão	42
3	PROPOSTAS DE RECURSOS DE ACESSIBILIDADE AO COMPUTADOR	43
3.1	Metodologia de desenvolvimento e avaliação de TA utilizada	43
3.2	Coleta de informações dos usuários	44
3.3	Desenvolvimento e confecção das TAs	46

3.3.1	<i>MouseAdapt</i>	46
3.3.2	<i>AdaptText</i>	49
3.3.3	<i>IHM controlada por sinais biológicos</i>	50
3.3.3.1	<i>Sistema de Aquisição</i>	51
3.3.3.2	<i>Classificação do sinal EMG</i>	53
3.3.3.3	<i>Banco de Dados</i>	54
3.3.3.4	<i>Aplicação da IHM</i>	57
3.4	Conclusão	58
4	AVALIAÇÃO DAS PROPOSTAS	59
4.1	Metologia de avaliação	59
4.1.1	<i>Testes para MouseAdapt</i>	59
4.1.1.1	<i>Exercício 1</i>	60
4.1.1.2	<i>Exercício 2</i>	61
4.1.1.3	<i>Exercício 3</i>	62
4.1.2	<i>Testes para AdaptText</i>	65
4.1.3	<i>Testes para IHM</i>	66
4.2	Resultados dos testes avaliativos	66
4.2.1	<i>Resultados dos testes do MouseAdapt</i>	66
4.2.1.1	<i>Exercício 1</i>	67
4.2.1.2	<i>Exercício 2</i>	68
4.2.1.3	<i>Exercício 3</i>	69
4.2.2	<i>Resultados dos testes do AdaptText</i>	71
4.2.3	<i>Resultados dos testes da IHM</i>	74
4.2.3.1	<i>Resultados dos Testes Offline</i>	74
4.2.3.2	<i>Resultados dos Testes Online</i>	83
4.3	Conclusão	86
5	CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS	87
5.1	Trabalhos Futuros	88
	REFERÊNCIAS	89
	APÊNDICES	93
	APÊNDICE A – Formulários	93
	APÊNDICE B – Termos de consentimento	99

1 INTRODUÇÃO

Um ser humano é considerada como Pessoa com Deficiência (PcD) quando esse tem algum impedimento de longo prazo, podendo ser de natureza física, mental, intelectual ou sensorial, fazendo com que essa pessoa seja impedida de exercer atividades cotidianas, impossibilitando assim uma vida social em igualdade com as demais pessoas BRASIL (2015). Além disso, pode-se fazer uma reflexão baseada na ideia de que a deficiência em si faz parte da condição humana. Ao se considerar as pessoas que conseguem chegar a uma idade avançada, pode-se afirmar que a maioria vá apresentar alguma limitação física e que também podem ser consideradas como uma PcD (ORGANIZATION, 2011).

As dificuldades que essas pessoas encontram em suas vidas podem ser caracterizadas como qualquer obstáculo, atitude ou comportamento que ponha limite ou impeça a sua participação na sociedade, e o uso de seus direitos. Das principais barreiras encontradas, o Estatuto da Pessoa com Deficiência BRASIL (2015) faz a seguinte listagem:

- **Barreiras urbanísticas:** as existentes nas vias e nos espaços públicos e privados abertos ao público ou de uso coletivo;
- **Barreiras arquitetônicas:** as existentes nos edifícios públicos e privados;
- **Barreiras nos transportes:** as existentes nos sistemas e meios de transportes;
- **Barreiras nas comunicações e na informação:** qualquer entrave, obstáculo, atitude ou comportamento que dificulte ou impossibilite a expressão ou o recebimento de mensagens e de informações por intermédio de sistemas de comunicação e de tecnologia da informação;
- **Barreiras atitudinais:** atitudes ou comportamentos que impeçam ou prejudiquem a participação social da pessoa com deficiência em igualdade de condições e oportunidades com as demais pessoas;
- **Barreiras tecnológicas:** as que dificultam ou impedem o acesso da pessoa com deficiência às tecnologias;

Todas essas barreiras, atreladas às dificuldades físicas e mentais das pessoas com deficiência, permitem a exclusão social das mesmas BRASIL (2015). O processo de exclusão social de PcD já acontece desde as primeiras civilizações, sendo muitas vezes atitudes violentas e desumanas. No livro *A República* e no livro *A Política*, Platão e Aristóteles relatam as práticas dos gregos em relação às pessoas que nasciam com algum problema físico, os gregos chamavam essas pessoas de “*disformes*” e como solução social elas eram exterminadas por exposição ou abandono ou, ainda, atiradas do alto de montanhas chamadas de *Taygetos* Langdon (2000). Na Roma antiga

os pais eram forçados a matarem por afogamento as crianças que tinham alguma deformidade física. Em alguns casos, os pais abandonavam seus filhos, os sobreviventes acabavam sendo explorados, ou passavam a fazer parte de circos para o entretenimento dos cidadãos romanos. Essa prática só veio a diminuir graças à intervenção dos cristãos que começaram a protestar contra os maus tratos das PcD da época.

Embora tenham diminuído os maus tratos abusivos, a sociedade moderna ainda segue um pensamento de exclusão para as PcD. Isso tem levantado fortes discussões em todo o mundo. Foi então que educadores e pais de alunos PcD começaram a agir em prol da causa. Em junho de 1994, na Espanha, aconteceu a Conferência Mundial de Educação Especial (EE). Participaram desta conferência 88 países e 25 organizações internacionais. Na ocasião foi feito a Declaração de *Salamanca* (nome da cidade onde ocorreu o encontro), que é um documento constituído pelas Nações Unidas que trata das características, funcionalidades e práticas em educação especial (MACIEL, 2000).

Segundo dados da Organização Mundial de Saúde (OMS), a população mundial contém cerca de 14% de pessoas com algum tipo de deficiência. Ou seja, para cada sete pessoas, pelo menos uma possui algum tipo de deficiência. Outra informação importante que deve ser levada em conta é que 80% da população mundial de PcD estão situadas em países subdesenvolvidos, sendo em sua maioria crianças e adolescentes com menos de 18 anos de idade. Só no Brasil estima-se cerca de 46 milhões de PcD, equivalente a 25% de sua população total. Dessas, 38,8% conseguem algum grau de escolaridade básica e apenas 6,7% conseguem o atingir o nível superior (IBGE, 2010).

Esses dados mostram que para ser mudada essa cultura de que as PcD não podem participar ativamente de atividades sociais, deve-se implantar nas famílias e no ambiente escolar uma nova cultura que trate as pessoas por igual, reconhecendo e respeitando as diferenças encontradas em cada indivíduo. Para que essa visão de igualdade entre as pessoas possa existir, o caminho mais eficiente é a educação. Seguem as palavras de Morim Silva (2010, p.248-255) , que sintetiza em poucas palavras esta ideia:

Cabe à educação do futuro cuidar para que a ideia de unidade da espécie humana não apague a ideia de diversidade, e que a da sua diversidade não apague a da unidade. Há uma unidade humana. Há uma diversidade humana. A unidade não está apenas nos traços biológicos da espécie *Homo sapiens*. A diversidade não está apenas nos traços psicológicos, culturais, sociais do ser humano. Existe também diversidade propriamente biológica no seio da unidade humana; não apenas existe unidade cerebral, mas mental, psíquica, afetiva, intelectual; além disso, as mais diversas culturas e sociedades têm princípios geradores ou organizacionais comuns. É a unidade humana que traz

em si os princípios de suas múltiplas diversidades. Compreender o humano é compreender sua unidade na diversidade, sua diversidade na unidade. É preciso conceber a unidade do múltiplo, a multiplicidade do uno.

Para que o aluno com deficiência consiga de fato sentir-se em igualdade com os demais alunos, ele terá que ser integrado nas atividades cotidianas do ambiente escolar. É de competência do profissional educacional elaborar e aplicar técnicas e ferramentas que permita essa integração, tais ferramentas estão presentes nas Tecnologias Assistivas (TA) (MACIEL, 2000).

De acordo com a Lei 13.146/15. art. 3º BRASIL (2015) define TAs como todos os produtos, equipamentos, dispositivos, recursos, metodologias, estratégias, práticas e serviços que objetivem promover a funcionalidade, relacionada à atividade e à participação da pessoa com deficiência ou com mobilidade reduzida, visando à sua autonomia, independência, qualidade de vida e inclusão social.

As TAs, em especial a categoria *Recursos de acessibilidade ao computador*, tem possibilitado o uso de computadores na EE e *Educação Inclusiva* (EI). Valente ??) em seu livro "Liberando a Mente: Computadores na Educação Especial", faz a seguinte afirmação: "O computador passa a ser uma ferramenta educacional, uma ferramenta de complementação, de aperfeiçoamento e de possível mudança na qualidade do ensino.". E ainda menciona a importância que tem o computador para a educação inclusiva:

O computador dispõe de recursos como animação, som, efeitos especiais, fazendo com que o material instrucional seja mais interessante, mais atrativo ao aluno portador de necessidades educacionais especiais. Com o auxílio do computador o aluno talvez seja capaz de ficar ligado ao material por mais alguns minutos, o que pode ser um grande ganho.

Porém, para que o computador seja usado adequadamente na educação inclusiva é necessário que haja uma Interface Homem-Máquina (IHM), que possibilite ao usuário com deficiência física controlar suas ferramentas sem maiores dificuldades.

A engenharia de computação, assim como a engenharia elétrica e outras áreas tecnológicas, tem se empenhado cada vez mais em desenvolver diversos sistemas de IHM que oferecem novas possibilidades para as PcD. A atuação dessas áreas vem resultando em diversas soluções inovadoras, desde a confecção de periféricos, como *mouses* e teclados adaptados *hardware*, quanto ao uso de técnicas de Aprendizado de Máquina (AM) (*machine learning*) para a classificação de sinais biológicos (sinais produzidos pelo corpo do usuário) para a realização do controle de máquinas.

Esses sinais em geral são utilizados com o auxílio de técnicas de classificação estatística tais como: Redes Neurais Artificiais (RNA), *Support Vector Machine* (SVM) e *K-Nearest Neighbors* (KNN), que são comumente utilizados para classificação de sinais biológicos Paul *et al.* (2017). Um exemplo dessa utilização são os sinais Eletromiográfico (EMG), que estão sendo constantemente usados para a criação de novas IHM com diversas utilizações, como controle de próteses e cadeiras de rodas motorizadas Dhillon *et al.* (2009). Esse tipo de sistema também pode (e deve) ser utilizado para a criação de IHMs voltadas para controle de computadores (BITZER; SMAGT,).

Além dos sinais biológicos, vale ressaltar outros recursos tecnológicos para construção de IHM. As impressoras 3D têm sido um grande facilitador para a construção de novas interfaces adaptativas, pois possuem baixo custo de produção e não necessitam de conhecimentos técnicos aprofundados (JUNIOR *et al.*, 2015).

A proposta deste trabalho é apresentar os resultados da confecção e testes de aplicação de três *Recursos de acessibilidade ao computador*, que foram desenvolvidas com base no estudo de caso de 6 PcD motora, todas elas possuindo dificuldades em manusear os periféricos do computador (*mouse* e teclado), sendo eles:

1. MouseAdapt: um *mouse* adaptado de baixo custo, construído com a utilização de uma impressora 3D, que permita às PcD motora manusearem o cursor de maneira simples e indolor;
2. AdaptText; um editor de texto adaptado, cuja funcionalidade dispensa o uso do teclado convencional, onde o usuário consiga digitar palavras usando apenas o *mouse*;
3. Uma IHM que utilize AM para a classificação de sinais biológicos, a aplique a classificação de 3 movimentos de mão para controle do editor de texto.

Todas essas ferramentas tem como finalidade auxiliar esses usuários na utilização de computadores e assim oferecer mais recursos que colaborem com a educação inclusiva no Brasil.

1.1 Estado da arte

Nesta seção é feita uma revisão bibliográfica a respeito do estado da arte dos estudos, pesquisa e técnicas relacionadas á temática da presente dissertação.

1.1.1 Educação inclusiva

A educação, em termos gerais, é um fator indispensável na formação de uma sociedade igualitária. Em seu artigo, Carneiro (2007) faz uma reflexão sobre o assunto e afirma que a educação é direito do ser humano, independentemente de qualquer discriminação, e a EI torna-se indispensável para esse acontecimento. A EE, embora seja um assunto bem discutido nos dias atuais, iniciou-se em meados do século XIX. Os artigos Kassar (2011) e Souto (2014) trazem uma abordagem histórico-evolutiva da EE no Brasil. De acordo com esses artigos, em 1854 e 1857 existiam instituições especializadas em atender PcD, “IMPERIAL INSTITUTO DOS MENINOS CEGOS” e “INSTITUTO DOS SURDOS MUDOS”. Já em 1932, Helena Antipoff dá início à uma nova diretriz da EE no Brasil com a criação da “INSTITUIÇÃO PESTALOZZ”. A partir daí originaram-se novas instituições, como por exemplo a Associação de Pais e Amigos dos Excepcionais (APAE), que existe ainda hoje em todo o Brasil. O ano de 1961 é marcado com a criação da Lei de Diretrizes e Bases (LDB), nessa lei foi definido o direito e necessidade da EE para as PcD no Brasil. Porém, só em 1994, com o *Tratado de Salamanca* foram firmadas regras e conceitos para a integração da EI, que teve como objetivo garantir uma educação de qualidade e sem discriminações para as PcD (BRASIL, 1961).

No decreto BRASIL e MEC (2011), após anos de discussões a respeito da EI, é oficializado e redefinido o acompanhamento do aluno com deficiência nas escolas e entidades de ensino, sendo obrigatório por lei a oferta do Atendimento Educacional Especializado (AEE). Na tese Bersch (2009), faz-se uma síntese aprofundada da educação inclusiva no Brasil e da importância das TAs para que essa Educação aconteça. Bersch (2009, p.21) afirma: “O conhecimento e aplicação da tecnologia assistiva no contexto educacional é um dos fatores que contribuem para a inclusão escolar”. Já em Bersch (2008), o autor aponta diversas áreas de atuação das tecnologias assistivas.

Dentre as áreas mencionadas, percebe-se a grande importância do conhecimento das áreas tecnológicas, tanto no desenvolvimento de sistemas e ferramentas computadorizadas, como também no uso de máquinas e softwares para projetar e construir objetos de auxílio (bengalas, órteses, próteses, dentre outros). Sendo a engenharia de computação, definida em (CEARÁ, 2019), “uma área que estuda; automação e controle, enquadrando as áreas de estudo de controle de processos, automação, robótica e sistemas embarcados para diversos fins.”, conclui-se que essa área é uma forte aliada na produção de TAs.

Em Valente (1991), entende-se que as novas tecnologias, em especial o computador,

tornaram-se ferramentas indispensáveis para o desenvolvimento educacional e profissional das PcD. Por sua vez, Filho (2004) reconhece que para que o computador possa ser usado adequadamente pelas PcD, deve ser usado uma IHM que supra as suas necessidades especiais. Em sua tese Filho (2004, p.14) afirma: “Para diversos deles, a utilização de adaptações e tecnologias assistivas, é a única maneira pela qual possa estudar e aprender, utilizando o computador.”. Já em ALVES e GOTTI (2006) afirma-se que as salas de recursos multifuncionais são espaços criados nas escolas para as atividades de AEE e que para que seja trabalhada a educação inclusiva, esses espaços devem ser estruturados de maneira a oferecerem serviços de TAs. Uma estratégia encontrada é a criação de periféricos diferenciados que servem de auxílio para as PcD, tal como será visto a seguir.

1.1.2 Periféricos inclusivos para PcD

No artigo (SILVA *et al.*, 2007), ressalta-se o desenvolvimento de um protótipo de *mouse*, a baixo custo, para auxílio de pessoas com síndrome de Down. O *mouse* é constituído de peças de EVA com figuras ilustrativas, onde cada figura realiza uma ação referente a movimentação e cliques do *mouse* convencional. Em Filho e Bica (2008), destaca-se um *mousepad* e um editor de textos para PcD visual. O sistema utiliza uma interface semelhante a um teclado numérico, onde os números se encontram em alto-relevo. Cada número representa uma direção cardinal (cima, baixo, esquerda, direita e diagonais) e um botão acionador (clique do *mouse*), permite ao usuário cego usar as funções do *mouse* sem muitas dificuldades. O editor de texto funciona com um mapa de caracteres disposto na tela do PC, onde o usuário pode escolher o caractere desejado com a ajuda um sistema auxiliar de leitor de tela.

De modo semelhante em Oliveira *et al.* (2017), foi proposto um teclado em alto-relevo que possibilita pessoas com cegueira, ou baixa visão, a realizarem a tarefa de digitação. Isso mostra a importância da criação de novos periféricos que possam colaborar no uso do computador pelas PcD.

Outra maneira de contribuir para a criação de IHM, voltadas para a educação inclusiva, é utilizando as impressoras 3D e softwares de modelagens 3D. As impressoras 3D já estão sendo usadas amplamente no campo da medicina. Em Sharma (2013) salienta-se o uso da impressão 3D na fabricação de canais anatômicos de aparelhos auditivos. Já em Lopes e Almeida (2013) ressalta-se o uso da impressora 3D na confecção de próteses robóticas, a prótese de mão desenvolvida nesse trabalho realiza movimentos de pinça, através de sinais EMG

produzidos pela movimentação do braço. As peças foram produzidas pela impressora 3D e a parte da movimentação foi feita através de servomotores, eletrodos e uma placa de Arduíno.

Ainda em Silva e Maia (2014) constata-se o uso da impressora 3D para inúmeras ferramentas relacionadas com as TAs, que atende nas categorias de: Auxílio para a Vida Diária (AVD), órteses e próteses, adequação postural, auxílios para cegos ou com visão subnormal, auxílios para surdos ou com déficit auditivo, e também Recursos de acessibilidade ao computador. Nesse trabalho ainda é ressaltado que a impressora 3D pode ser usada não só para protótipo de ferramentas em TAs, mas também para produtos finais. Já em Fang *et al.* (2019), analisa-se o uso de CNN para a classificação de sinais EOG. Objetiva-se nesse trabalho utilizar uma IHM para comparar os resultados da classificação de 12 movimentos do globo ocular captados de participantes feminino e masculinos.

1.1.3 IHM para auxílio às PcD no acesso ao computador

Outra abordagem que está sendo usada nos últimos anos para o desenvolvimento de periféricos de acesso ao computador acessível às PcD são as IHMs. Neste contexto, boa parte das IHMs usam a classificação de sinais biológicos produzidos pelo corpo do usuário. Em Ferreira *et al.* (2005), avalia-se o controle de próteses de pernas em pacientes amputados. Para isso, é utilizada a classificação de sinais EMG produzidos pela movimentação do joelho do usuário. Para a classificação, foi utilizado como classificador uma rede neural MLP, cujos dados de treino foram extraídos de uma pessoa sadia enquanto caminhava. A rede já treinada recebe sinais do usuário real (pessoa amputada), e assim efetua o controle de sua prótese. De maneira semelhante, em Amaral *et al.* (2012) propôs-se uma rede neural para classificação de sete movimentos de mão. Uma das diferenças deste estudo em relação ao outro é o fato de não ser uma MLP, mas uma rede neural linear com sete neurônios. Outra diferença é a base de dados, pois além do sinal EMG, também são usados para a classificação sinais Mecanomiográfico (MMG), que são sinais sonoros produzidos pelas unidades motoras durante a contração muscular. Os sinais EMG foram extraídos usando três eletrodos de superfície e para os sinais MMG foram utilizados três microfones sensoriais, ambos posicionados no músculo inferior do antebraço.

Já em SILVA (2007), destaca-se uma interface utilizando um PDA para controle de uma cadeira de rodas motorizada. O controle dar-se por meio de um apontador de cabeça e do auxílio de sinais EMG, Eletroencefalografia (EEG), *Electrooculography* (EOG) e Videoculografia (VOG), os dois primeiros são captados por eletrodos de superfície e os dois últimos por meio

de uma câmera. Além da movimentação da cadeira, o PDA também pode indicar expressões particulares do usuário.

No artigo Dhillon *et al.* (2009), propôs-se uma IHM baseada em sinais EMG e EOG para controle de um editor de texto. O sinal EMG é captado através de um dispositivo semelhante a uma tiara que fica posicionada na região superior da cabeça, e capta o sinal EMG Facial. Já o sinal EOG é captado através de 5 eletrodos de superfície localizados próximo aos olhos. No editor proposto, ficam dispostas as letras na tela do computador, então o sistema ao detectar um sinal EOG troca a seleção de caractere e ao detectar o sinal EMG, ele escreve o caractere selecionado.

Já em Patel *et al.* (2019), avalia-se o uso de um dispositivo de controle chamado *MYO*, este dispositivo é composto por um bracelete com 8 pares de eletrodos, um transmissor *wireless* e uma central de processamento. O dispositivo é colocado no braço do usuário e reconhece três tipos de movimentos distintos. Esse mesmo dispositivo (*MYO*) foi utilizado no artigo DC e YU (2019). Nesse artigo registra-se a classificação de 6 movimentos de mão utilizando RNA e Transformada de Wavelet (TW). A proposta é que a classificação desses sinais sirvam para controles de robôs. Também em Morón *et al.* (2018), constata-se o uso de sinais EMG para o controle de um robô de monitoramento doméstico. O sinal EMG é extraído do antebraço por um par de eletrodos, após a captação e processamento, o sinal é classificado com o auxílio de uma rede neural artificial e depois convertidos em comandos de ações do robô.

Em Samuel *et al.* (2019), propôs-se uma IHM para auxílio de pessoas com membros superiores amputados no controle de próteses mecânicas. A IHM usa sinais EMG captados por 8 pares de eletrodos bipolares. Para a captação também usou-se o *MYO* posicionado na região do cotoco (extremidade do membro amputado). Foi utilizado o *Linear Discriminant Analysis* (LDA) como classificador para reconhecimento de 5 movimentos simples de braço, sendo 82,37% a melhor taxa de acerto encontrada. Já em Bird *et al.* (2020), observa-se o uso de *Multilayer Perceptron* (MLP) e *Convolutional Neural Network* (CNN) para a classificação de sinais EMG e EEG. Nesse trabalho avalia-se o uso de treino cruzado da CNN usando a resposta do treino dos sinais EMG para o EEG e vice-versa, obteve-se nesse experimento uma taxa máxima de acerto de 93,82% de acerto para os sinais EEG e 85,12% para os sinais EMG.

No artigo Yoshikawa *et al.* (2006) destaca-se a utilização de SVM para a classificação de sete movimentos de mão. O sinal classificado foi captado por quatro eletrodos de superfície localizados próximo a articulação do antebraço. Também em Liao *et al.* (2018) avalia-se a

eficácia do SVM ao utilizar a classificação de sinais EMG, a partir de seis movimentos de braço, para controle de um braço mecânico. Os sinais obtidos para esse experimento foram extraídos do bíceps e antebraço, utilizando seis pares de eletrodos de superfície.

Em Paul *et al.* (2017) considera-se o comparativo entre o SVM e o KNN na classificação de sinais EMG. Para isso, foi utilizada uma base de dados retirada de *UCI Machine Learning Repository*. Essa base de dados contém sinais de seis movimentos de mão, captados através de um sistema de dois canais de aquisição. Constatou-se nesse estudo que o classificador SVM apresentou maior assertividade em relação ao classificador KNN. Já em Caetano e Souza (2015) constata-se a utilização dos sinais Eletrooculares (sinais elétricos produzidos pelo movimento dos olhos) para controle das funcionalidades do *mouse*, mover o cursor e realizar os cliques. Utilizam-se quatro eletrodos de captação e um eletrodo de referência para a captação dos sinais. Para a classificação foram utilizados valores de limiarização, de acordo com o potencial captado pelos eletrodos.

Todos trabalhos mencionados anteriormente, assim como a conscientização da importância que as TAs tem no apoio à educação inclusiva, serviram de inspiração e direcionamento para que este trabalho fosse concretizado.

Em retribuição aos esforços realizados por esses pesquisadores, e aos novos pesquisadores que virão para a posterioridade, este trabalho apresenta soluções em TAs para a colaboração na educação inclusiva por meio de ferramentas que auxiliem o uso do computador por parte de PcD motora.

1.2 Contribuições

Nesta seção serão mostradas as contribuições da presente dissertação no desenvolvimento de recursos de acessibilidade ao computador:

- Realização de uma coleta de dados relativa ao uso do computador com 5 PcD.
- Criação de um mouse adaptado de baixo custo para auxílio de PcD motora.
- Criação de um editor de texto adaptado, que utiliza o mouse para edição de textos.
- Desenvolvimento de uma IHM através da aquisição e classificação de sinais EMG. A IHM utiliza 2 pares de eletrodos de superfície, duas placas de aquisição *opensource* (*Shield EKG/EMG Olimex*), uma placa Arduíno para a aquisição do sinal e técnicas de AM para a classificação dos sinais EMG.
- Criação de um banco de dados com sinais EMG emitidos pelos músculos do antebraço

produzidos pela execução de 4 movimentos de mão.

- Aplicação da IHM para controle um editor de texto.
- Apresentação e análise dos resultados alcançados a partir de testes realizados com 5 PcD motora utilizando o MouseAdapt e o AdaptText.
- Apresentação e análise dos resultados dos testes realizados com a IHM na classificação de movimentos.

1.3 Premiações e publicações

Obteve-se com o *MouseAdapt* e *AdaptTText* o prêmio de melhor criação de protótipo em TA na competição *Maker challenge*, na 3ª edição da FEIRA DO CONHECIMENTO, evento promovido pelo governo do estado do Ceará, ocorrido em outubro de 2019, Fortaleza-CE. Essa edição do evento teve como foco principal trabalhos relacionados as TAs.

Além disso, foi submetido o artigo “IHM baseado em classificação de sinais EMG para controle de editor de texto adaptado para pessoas com deficiência motora motora” na revista científica “IEEE América Latina”.

1.4 Capítulos posteriores

Nesta seção serão apresentados previamente os conteúdos dos capítulos seguintes.

- **Capítulo 2 - Fundamentação Teórica:** Será apresentado o conhecimento teórico necessário para o desenvolvimento deste trabalho. A Seção 2.1 abordará sobre TAs, sua definição e classificações. A Seção 2.2 versará sobre o tratado de Salamanca, como aconteceu e qual a sua importância para a EI. A Seção 2.3 conterà informações sobre os músculos esqueléticos. A Seção 2.4 terá informações sobre sinais EMG, sua formação, captação e equipamentos usados para essa captação. A Seção 2.5 conterà informações sobre as impressoras 3D, assim como objetos 3D e softwares usados para modelagem. A Seção 2.6 apresentará as técnicas de AM usadas para a classificação dos sinais EMG. Serão apresentadas algumas técnicas como: *Nearest Neighbors*, Redes Neurais e SVM, usado neste trabalho para a classificação dos sinais.
- **Capítulo 3 - Metodologia:** Será apresentada a metodologia utilizada para o desenvolvimento das ferramentas de recursos de acessibilidade ao computador propostas neste trabalho. O conteúdo deste capítulo será apresentado em três subseções: A Seção 3.1

mostrará como feita a coleta de dados para o desenvolvimento das TAs. A Seção 3.2 abordará sobre a confecção e desenvolvimento das TAs propostas. A Seção 3.2 mostrará os testes realizados e os procedimentos adotados para a execução dos testes.

- **Capítulo 4 - Resultados:** Neste capítulo serão apresentados os resultados obtidos pelos testes propostos no capítulo 3. Os dados serão apresentados em seções. Na Seção 4.1 serão apresentados os resultados dos exercícios realizados com o mouse adaptado (*MouseAdapt*). A Seção 4.2 mostrará os resultados dos exercícios realizados com o editor de texto *AdaptText*. A Seção 4.3 mostrará os resultados dos testes *offline* (banco de dados) e *online* (tempo real) realizados com o a IHM controlada por sinais biológicos (sinais EMG). A **Seção 4.4** mostrará os resultados da aplicação da IMH em um editor de texto (*EditEMG*).
- **Capítulo 5 - Conclusões e Trabalhos Futuros:** Este capítulo será dividido em 2 seções. A Seção 5.1 apresentará as conclusões obtidas na realização deste trabalho. A Seção 5.2 apresentará as atividades previstas para serem feitas no futuro.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo será abordado o conhecimento teórico necessário para o desenvolvimento deste trabalho. A Seção 2.1 apresentará a definição e as categorias de TA. A Seção 2.2 abordará sobre a declaração de Salamanca. A Seção 2.3 apresentará algumas informações sobre impressões 3D. A Seção 2.4 apresentará as informações sobre os sinais EMG, sua formação e aquisição. A Seção 2.5 apresentará as três técnicas de AM usadas neste trabalho. Na Seção 2.6 será feito um breve resumo do capítulo.

2.1 Tecnologias assistivas (TA)

TA, segundo Bersch (2008), é um termo utilizado para nomear todo tipo de ferramentas, sistemas e técnicas que auxiliem ou possibilitem atividades cotidianas, que por sua vez são difíceis ou impossíveis de serem realizadas pelas PcD ou idosos.

Em Gunderson (1994) afirma-se que as TAs podem ser classificadas em 11 categorias:

- **Auxílios para a vida diária:** Materiais e produtos para auxílio em tarefas rotineiras como comer, cozinhar, vestir-se, tomar banho e executar necessidades pessoais, manutenção da casa etc.
- **Comunicação aumentativa (suplementar) e alternativa:** Recursos, eletrônicos ou não, que permitem a comunicação expressiva e receptiva das pessoas sem a fala ou com limitações da mesma. Principais exemplos dessa categoria são os vocalizadores e softwares dedicados para este fim.
- **Recursos de acessibilidade ao computador:** Equipamentos de entrada e saída, auxílios alternativos de acesso, teclados modificados ou alternativos, acionadores, softwares especiais, que permitem as pessoas com deficiência usarem o computador (*mouses* e teclados adaptados, ponteiros de cabeça, de luz de reconhecimento de voz, etc.).
- **Sistemas de controle de ambiente:** Sistemas eletrônicos que permitem que as pessoas com limitações motoras controlem remotamente aparelhos, sistemas de segurança, entre outros.
- **Projetos arquitetônicos para acessibilidade:** Adaptações estruturais e reformas na casa e/ou ambiente de trabalho que tiram ou reduzem as barreiras físicas, facilitando a locomoção da pessoa com deficiência (rampas, elevadores, adaptações em banheiros entre outras).

- **Órteses e próteses:** Troca ou ajuste de partes do corpo por membros artificiais ou outros recurso ortopédicos (talas, apoios etc.).
- **Adequação Postural:** Adaptações para cadeira de rodas ou outro sistema de sentar, bem como posicionadores e contentores que propiciam maior estabilidade e postura adequada do corpo através do suporte e posicionamento de tronco, cabeça e outros membros (almofadas especiais, assentos e encostos anatômicos)
- **Auxílios de mobilidade:** Cadeiras de rodas manuais e motorizadas, bases móveis, andadores e qualquer outro veículo utilizado na melhoria da mobilidade pessoal.
- **Auxílios para cegos ou com visão subnormal:** São equipamentos que auxiliam às pessoas que possuem cegueira completa ou baixa visão (lupas e lentes, Braille, síntese de voz, etc).
- **Auxílios para surdos ou com deficit auditivo:** Auxílios que incluem vários equipamentos que auxiliam as pessoas surdas ou com baixa audição. São exemplos: infravermelho, FM, aparelhos para surdez, sistemas com alerta táctil-visual, entre outros.
- **Adaptações em veículos:** Acessórios e adaptações que possibilitam a condução do veículo (elevadores para cadeiras de rodas e outros veículos automotores usados para transporte pessoal).

O presente trabalho se inclui dentro da categoria “Recursos de acessibilidade ao computador”, que tem sido fortemente usada na aplicação da educação inclusiva, isso acontece porque o computador tornou-se um forte aliado para educadores e alunos na obtenção e repasse de conhecimento.

2.2 Declaração de Salamanca

A declaração de *Salamanca* é um documento de extrema importância para a EE e EI. Nesta são ressaltados vários pontos que sintetizam a importância da EE e EI na concretização dos direitos das PcD e na construção de uma sociedade igualitária. Em Maciel (2000) destaca-se alguns dos pontos principais:

Acreditamos e Proclamamos que:

- toda criança tem direito fundamental à educação e deve ser dada a oportunidade de atingir e manter o nível adequado de aprendizagem;
- toda criança possui características, interesses, habilidades e necessidades de aprendizagem que são únicas;

- sistemas educacionais deveriam ser designados e programas educacionais deveriam ser implementados no sentido de se levar em conta a vasta diversidade de tais características e necessidades;
- aqueles com necessidades educacionais especiais devem ter acesso à escola regular, que deveria acomodá-los dentro de uma Pedagogia centrada na criança, capaz de satisfazer tais necessidades;
- escolas regulares, que possuam tal orientação inclusiva, constituem os meios mais eficazes de combater atitudes discriminatórias, criando-se comunidades acolhedoras, construindo uma sociedade inclusiva e alcançando educação para todos; além disso, tais escolas proveem uma educação efetiva à maioria das crianças e aprimoram a eficiência e, em última instância, o custo da eficácia de todo o sistema educacional.

Nós congregamos todos os governos e demandamos que eles:

- atribuam a mais alta prioridade política e financeira ao aprimoramento de seus sistemas educacionais no sentido de se tornarem aptos a incluírem todas as crianças, independentemente de suas diferenças ou dificuldades individuais;
- adotem o princípio de educação inclusiva em forma de lei ou de política, matriculando todas as crianças em escolas regulares, a menos que existam fortes razões para agir de outra forma;
- desenvolvam projetos de demonstração e encorajem intercâmbios em países que possuam experiências de escolarização inclusiva;
- estabeleçam mecanismos participatórios e descentralizados para planejamento, revisão e avaliação de provisão educacional para crianças e adultos com necessidades educacionais especiais;
- encorajem e facilitem a participação de pais, comunidades e organizações de pessoas portadoras de deficiências nos processos de planejamento e tomada de decisão concernentes à provisão de serviços para necessidades educacionais especiais;
- invistam maiores esforços em estratégias de identificação e intervenção precoces, bem como nos aspectos vocacionais da educação inclusiva;
- garantam que, no contexto de uma mudança sistêmica, programas de treinamento de professores, tanto em serviço como durante a formação, incluam a provisão de educação especial dentro das escolas inclusivas.

Nós também congregamos a comunidade internacional; em particular, nós congregamos governos com programas de cooperação internacional, agências financiadoras internacionais, especialmente as responsáveis pela Conferência Mundial em Educação para Todos, Unesco, Unicef, UNDP e o Banco Mundial:

- a endossar a perspectiva de escolarização inclusiva e apoiar o desenvolvimento da educação especial como parte integrante de todos os programas educacionais;
- as Nações Unidas e suas agências especializadas, em particular a ILO, WHO, Unesco e Unicef;
- a reforçar seus estímulos de cooperação técnica, bem como reforçar suas cooperações e redes de trabalho para um apoio mais eficaz à já expandida e integrada provisão em educação especial;
- a reforçar sua colaboração com as entidades oficiais nacionais e intensificar o envolvimento crescente delas no planejamento, implementação e avaliação de provisão em educação especial que seja inclusiva;
- Unesco, enquanto a agência educacional das Nações Unidas;
- a assegurar que educação especial faça parte de toda discussão que lide com educação para todos em vários foros;

- a mobilizar o apoio de organizações dos profissionais de ensino em questões relativas ao aprimoramento do treinamento de professores no que diz respeito a necessidades educacionais especiais;
- a estimular a comunidade acadêmica no sentido de fortalecer pesquisa, redes de trabalho e o estabelecimento de centros regionais de informação e documentação e, da mesma forma, a servir de exemplo em tais atividades e na disseminação dos resultados específicos e dos progressos alcançados em cada país no sentido de realizar o que almeja a presente Declaração;
- a mobilizar Fundos através da criação (dentro de seu próximo Planejamento a Médio Prazo 1996-2000) de um programa extensivo de escolas inclusivas e programas de apoio comunitário, que permitiriam o lançamento de projetos-piloto que demonstrassem novas formas de disseminação e o desenvolvimento de indicadores de necessidade e de provisão de educação especial.

Esse documento contribui para o reconhecimento da importância da EE nas escolas e entidades educacionais. Essa declaração aponta uma forte arma no combate contra o preconceito e maus tratos das PcD, pois um dos locais mais recorrentes de exclusão social é nas escolas. Em muitos casos os alunos ditos “especiais” são excluídos das atividades da turma e em alguns casos são colocados em salas separadas dos demais colegas de classe Carneiro (2012). Portanto a declaração de *Salamanca* torna-se o pontapé inicial para a implantação da educação especial.

2.3 Impressão 3D

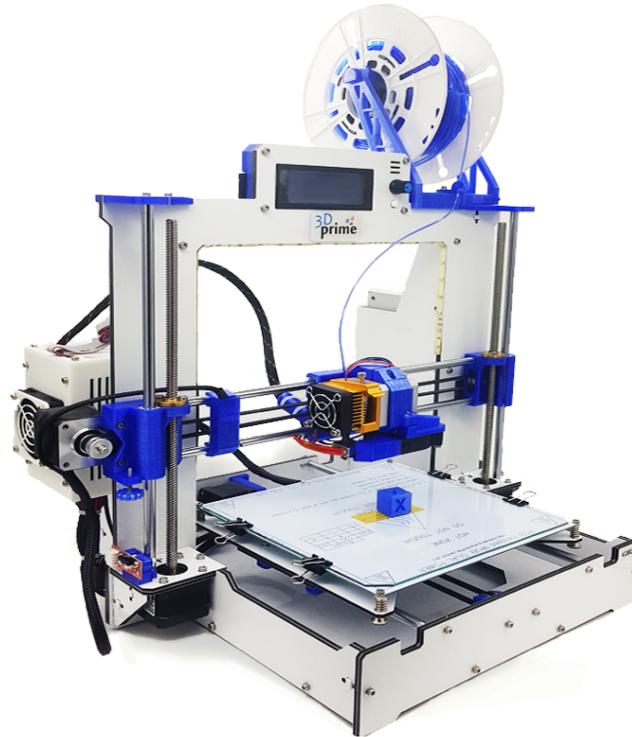
Nesta seção serão apresentadas algumas informações sobre as impressoras 3D e sobre objetos 3D.

2.3.1 Impressora 3D

A Figura 1 mostra um exemplo de impressora 3D. Essas impressoras são máquinas de impressão semelhantes as impressoras jatos de tinta, sendo a principal diferença seu produto final, pois na primeira é uma impressão de 2 Dimensões (2D) e na segunda um objeto de 3 dimensões (3D). Além disso, as impressoras 3D possuem uma peculiaridade especial em suas impressões, seu processo de impressão acontece por meio de fusões (ou depósitos) de materiais como plásticos, metais, células vivas entre outros. O objeto 3D é construído camada sobre camada (VENTOLA, 2014).

Muitas empresas estão usando as impressoras 3D para fabricação de protótipos e moldes de seus produtos finais, muitas vezes a qualidade desses protótipos são comparáveis aos produtos finais devido à alta qualidade de impressão. Graças ao aprimoramento de suas

Figura 1 – Exemplo de impressora 3D.



Fonte: <http://3dprime.com.br/>.

impressões, as impressoras 3D estão sendo usadas cada vez mais nas indústrias médicas, desde a fabricação de próteses dentárias à reconstituição de tecido celular (VENTOLA, 2014).

Além disso, as impressoras 3D estão sendo amplamente usadas para a fabricação de produtos assistivos, desde produtos de auxílio básico como colheres e escovas de dente adaptados, à produtos mais sofisticados como bengalas táteis e próteses mecânicas (JUNIOR *et al.*, 2015).

2.3.2 *Objetos 3D*

Os objetos 3D, tais como os ilustrados na Figura 2, são o resultado de um processo chamado de modelagem digital 3D, que consiste em construir um desenho ou modelo 3D através de um software especializado em modelagem 3D, em geral utilizam-se modelos matemáticos de representação (ARTE, 2019).

O *Blender* é um dos softwares mais utilizados para animações e modelagens de objetos 3D. É um software livre e gratuito (*opensource*) e é utilizado para diversas finalidades como: jogos 3D, simulações de ambientes, criação de objetos 3D para impressão, entre outros (BRITO, 2007).

A interface padrão do programa, mostrada na Figura 3, se divide entre uma área de edição composta por três eixos de visão (x,y e z), duas barras de ferramentas laterais, uma

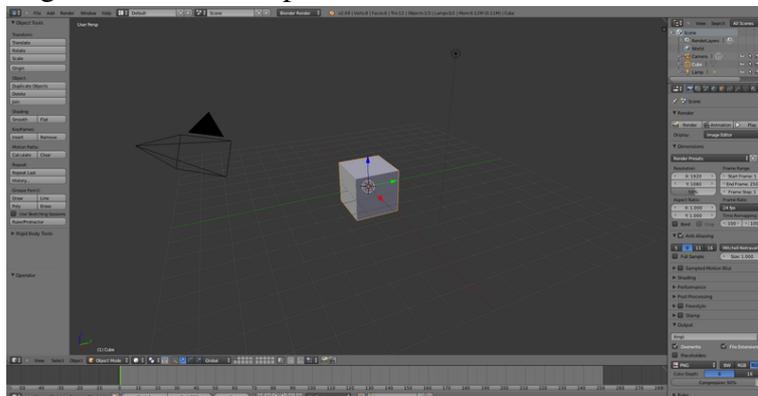
Figura 2 – Exemplos de objetos 3D impressos.



Fonte: <https://www.negocioemfoco.com/news/?releaseid=1745126>.

câmera e um simulador de luz. Todas essas ferramentas permitem ter uma uma visão realista de como ficará a o objeto após a impressão na impressora 3D.

Figura 3 – Interface padrão inicial do Blender.



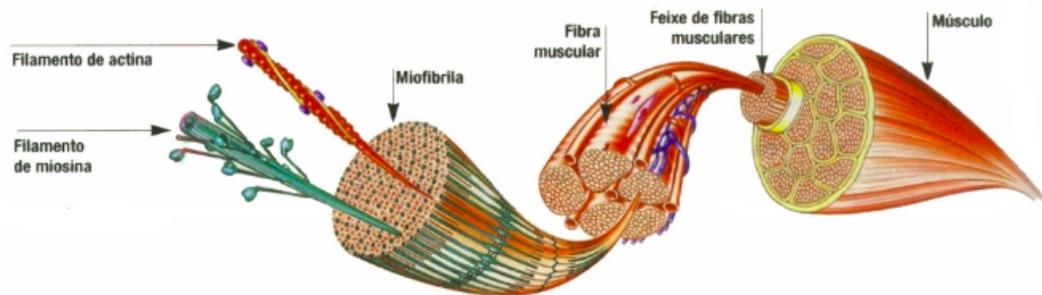
Fonte: blender.org.

2.4 Sinais eletromiográficos (EMG)

A Figura 4 ilustra a estrutura do músculo esquelético, este constitui cerca de 40% do corpo humano e é o principal órgão responsável pela movimentação do corpo. Um músculo esquelético é constituído por um conjunto de filamentos celulares alongados, com 10 a 80 micrômetros de diâmetro, chamados de fibras musculares. Essas fibras, por sua vez, são compostas por outros filamentos chamados de *miofibrilas* (GUYTON *et al.*, 2006) . Nas miofibrilas encontramos aproximadamente 3000 *filamentos de actina* e 1500 *filamentos de*

miosina, essas duas proteínas interagem entre si "escorregando" uma pela outra fazendo com que os músculos se contraíam (FERREIRA, 2005).

Figura 4 – Estrutura Muscular.



Fonte: <https://strengthconditioningscience.blog/2017/05/13/o-musculo-estriado-esqueletico-propriedades-funcao-e-arquitetura-muscular/>

Por sua vez, o sinal EMG é o sinal elétrico produzido pelo músculo ao se contrair ou se relaxar. A Eletromiografia está relacionada ao estudo do padrão do sinal elétrico produzido durante a movimentação muscular (contração e relaxamento), enquanto o estudo do sinal em si é chamado de *Eletromiograma*. Para este trabalho em específico, foram usados sinais produzidos pelos músculos esqueléticos. A formação e captação do sinal serão abordados nas subseções seguintes.

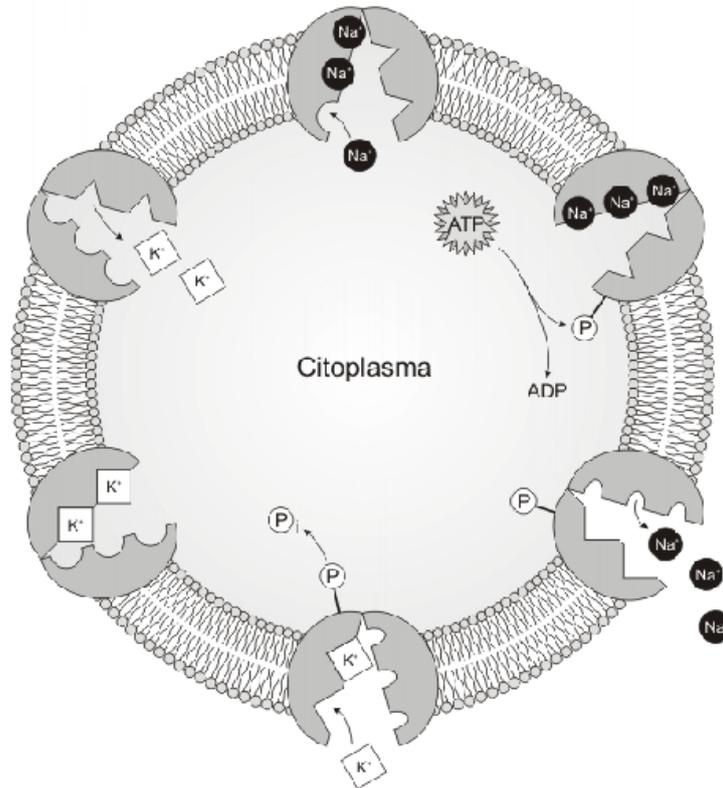
2.4.1 Formação do sinal EMG

A contração muscular começa pela ativação do neurônio estimulador (neurônio de ativação), que age diretamente na membrana que existe nas células musculares (sarcoma), causando assim a mudança no seu potencial elétrico. O potencial elétrico se mantém em seu meio interno predominância de cargas negativas e no meio externo de cargas positivas (potencial de repouso). Esses estímulos fazem com que os canais de sódio (Na^+) existentes nas membranas sejam abertos, mudando seu estado de potencial de repouso, tornando agora o meio intracelular positivo em relação ao seu exterior (despolarização) da membrana celular (KUMAR, 2017).

O extenso aumento de Na^+ causa o fechamento desse canal, e a abertura imediata dos canais de potássio (K^+), ocasionando a saída de K^+ de seu interior para o meio extracelular, voltando assim para o estado energético do potencial de repouso, repolarização. Então, a bomba sódio-potássio começa a agir para que seja equilibrada também a proporção proteica, fazendo com que duas moléculas de K^+ entrem na membrana e três moléculas de Na^+ saiam (hiperpolarização) (KUMAR, 2017). O processo de troca de K^+ e Na^+ descrito acima é ilustrado

na Figura 5, onde mostra a representação do interior molecular no momento da troca de K^+ e Na^+ .

Figura 5 – Troca proteica de Na^+ e K^+ no meio celular.



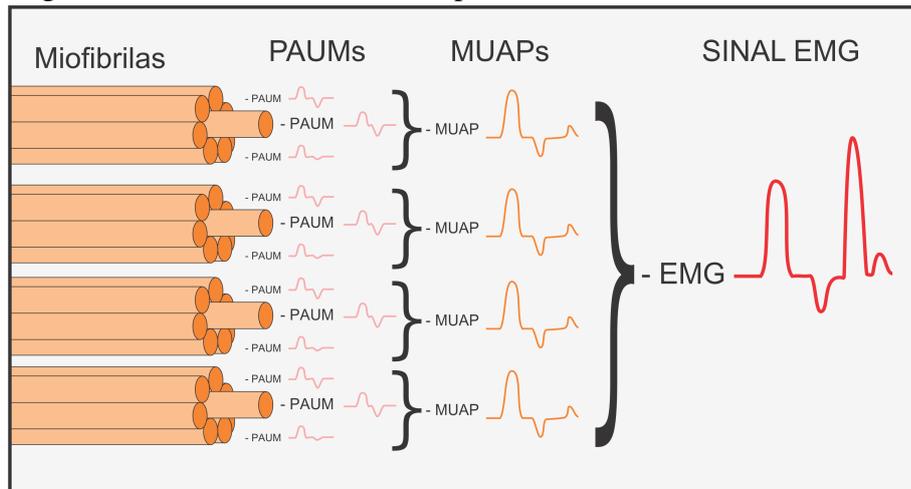
Fonte: <http://www.genomasur.com/lecturas/Guia04.htm>

Todo esse processo acontece em níveis de potências diferentes, o potencial de repouso começa entre -60 e -90 mV. Entre a despolarização e a repolarização acontece o ápice do potencial elétrico chegando a +50 mV em poucos milissegundos (aproximadamente 5 ms). A esta mudança abrupta do potencial na membrana celular dá-se o nome de potencial de ação (RODRIGUEZ-AÑEZ, 2000).

O sinal produzido por um grupo de miofibrilas é chamado de Potencial de Potencial de Ação da Unidade Motora (PAUM), do inglês *Motor Unit Action Potential* (MUAP). Durante o movimento muscular, as MUAPs geram, quase que simultaneamente, picos de sinais elétricos. A junção desses sinais é o sinal eletromiográfico propriamente dito (RODRIGUEZ-AÑEZ, 2000). A Figura 6 ilustra a formação do sinal EMG a partir da soma das MUAPs.

O sinal EMG produzido pela contração e relaxamento do músculo está em uma frequência entre 400 a 500 Hz. Essa frequência pode mudar de acordo com o músculo, tipo de movimento, e até mesmo com fatores externos (ambiente, eletrodos, entre outros). Sendo assim, é necessário uma frequência de amostragem mínima de 1 kHz para que se possa extrair as

Figura 6 – Sinal EMG formado a partir da soma de MUAPs.



Fonte: Registrada pelo autor (2020).

informações desejadas (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

2.4.2 Aquisição do sinal EMG

A aquisição do sinal EMG dá-se por meio de um *eletromiógrafo*, que é comumente usado em conjunto com um computador. O eletromiógrafo capta os sinais por meio de eletrodos, que podem ser de agulhas ou de superfície. Depois de captado, o sinal passa por um tratamento prévio, amplificando-o e diminuindo seus ruídos. Só então, os dados são enviados ao computador para posteriores análises (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

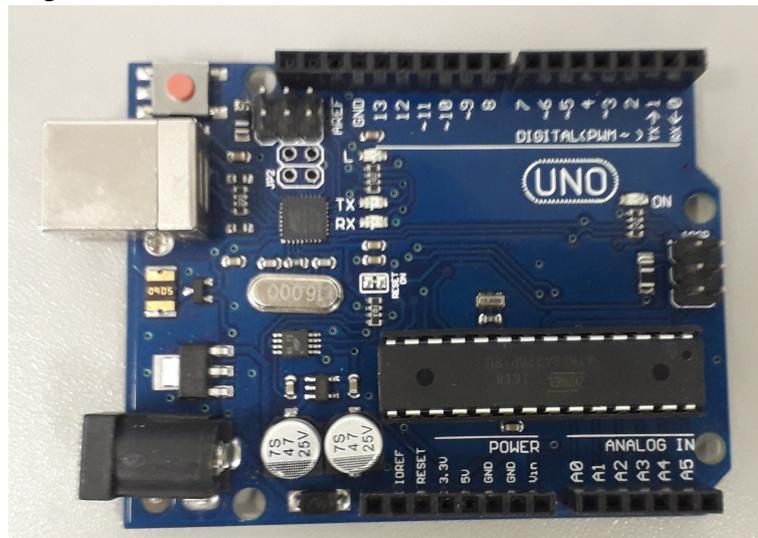
Para este trabalho foi usado um sistema composto por uma placa *Arduino*, duas placas de aquisição e eletrodos de superfície. Cada um dos itens mencionados será apresentado nas próximas subseções.

2.4.2.1 Placa Arduino

Arduino é uma placa eletrônica *opensource* de fácil prototipagem. Por ser *opensource*, atualmente existem diversas versões desta placa, a versão utilizada neste trabalho é o Arduino UNO R3, mostrado na Figura 7, que é uma placa composta por 14 pinos digitais (podendo 6 pinos serem usados como saídas PWM), 6 entradas analógicas, uma conexão USB, um conector de energia, um botão de *reset*, um cristal oscilador de 16 MHz e um microcontrolador ATmega238 (ARDUINO, 2015).

A placa do Arduino foi utilizada para fazer a comunicação serial com o computador, transferindo os dados obtidos pela placa de aquisição. O Arduino Uno foi escolhido pois, além

Figura 7 – Arduíno UNO R3



Fonte: Registrada pelo autor (2019).

de colaborar com a filosofia do *hardware* livre, é de fácil aplicação e baixo custo, isso facilita a sua aquisição para o usuário final.

2.4.2.2 Placa de aquisição

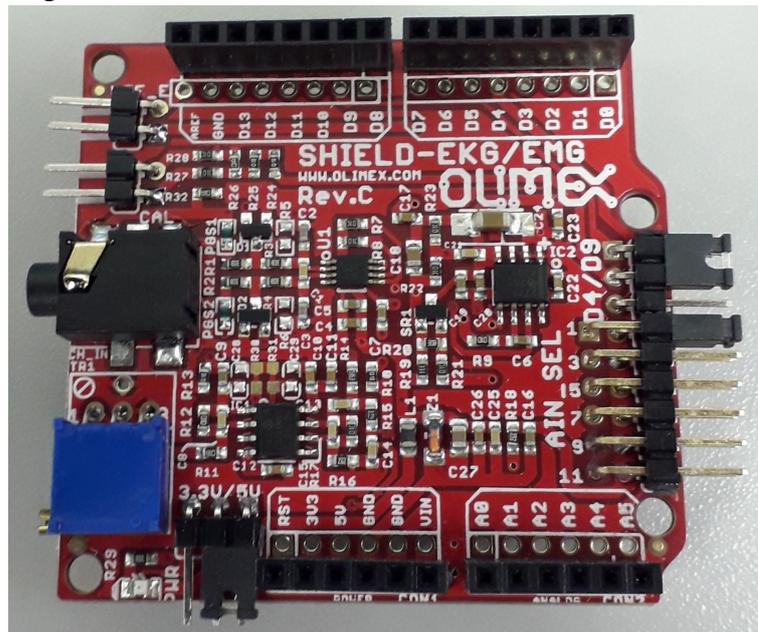
A placa de aquisição utilizada foi a *shield ecg/emg Olimex*. A Figura 8 trata-se de uma placa de aquisição de sinais Eletrocardiograma (ECG) e EMG. Esta placa é composta por um sistema de blindagem eletromagnética que diminui consideravelmente a interferência de sinais ruidosos externos e possui um potenciômetro regulável (que por padrão vem calibrado para sinais ECG/EMG). Possui uma entrada para leitura de eletrodos ativos e passivos e é compatível com várias versões do Arduíno 3v e 5v, incluindo o Arduíno UNO (EKG, 2015).

A placa de aquisição foi usada para receber os sinais obtidos pelos eletrodos, nela também foi feito o pré-processamento e a amplificação do sinal. A placa foi acoplada ao Arduíno para realizar a transferência do sinal pré-processado para o computador. Assim como o Arduíno, o uso da *shield ECG/EMG* incentiva o uso de placas *opensource*, o que torna mais acessível este projeto para usuários finais.

2.4.2.3 Eletrodos

Os eletrodos são dispositivos que fazem as conexões entre o corpo e a placa de aquisição. São posicionados em pontos estratégicos, onde tenham maior potencial elétrico. Os dois tipos mais convencionais são os eletrodos de agulhas e os eletrodos de superfície. Podendo

Figura 8 – Shield EKG/EMG Olimex



Fonte: Registrada pelo autor (2019).

ainda serem classificados como *monopolar* ou *bipolar*. Os monopolares utilizam um eletrodo de captação e um eletrodo de referência, geralmente são usados para captação simples de sinais EMG. Já os bipolares utilizam dois eletrodos de captação e um de referência, são utilizados principalmente para estudos de contração muscular, pois calculam a diferença de potencial entre os eletrodos de captação (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

A Figura 9 mostra alguns exemplos de eletrodos de agulha, eles são usados quando necessita-se de um estudo pontual do sinal EMG. São introduzidos diretamente no músculo e por isso tem a captação menos ruidosa e o sinal mais apurado. Por outro lado, são dolorosos e desconfortáveis para o usuário, e por isso são pouco usados (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

Os eletrodos de superfície, mostrados na Figura 10, são usados em contato direto com a pele, em geral com o auxílio de um gel condutor. Eles abrangem uma área maior do que os eletrodos de agulha e por isso acabam captando sinais EMG ruidosos. Porém, são mais práticos e confortáveis para o usuário, o que faz dos eletrodos de superfície os mais usados para estudos de sinais EMG (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

2.5 Aprendizado de máquina (AM)

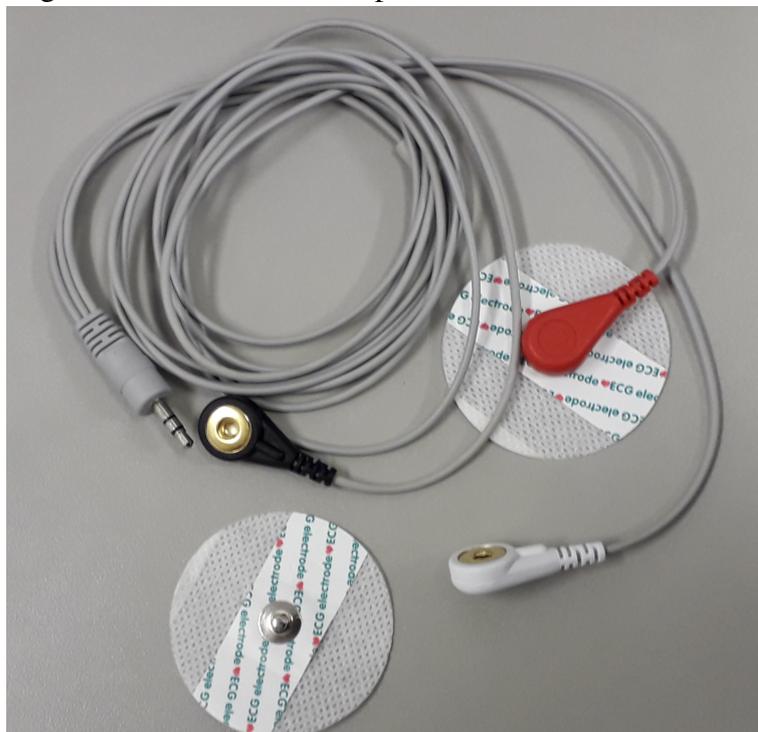
Machine Learning, AM, é uma área de Inteligência Artificial (IA) que estuda técnicas de sistemas inteligentes, ou seja, fazer com que a máquina (ou sistema) seja capaz de “aprender” novas informações a partir de informações já vistas anteriormente. A essa forma de aprendizagem

Figura 9 – Eletrodos de agulha.



Fonte: www.solostocks.com.br/

Figura 10 – Eletrodos de superfície.



Fonte: Registrada pelo autor (2009).

dar-se o nome de “aprendizagem indutiva” e pode ser dividida de duas maneiras: aprendizagem supervisionada e não-supervisionada (MONARD; BARANAUSKAS, 2003).

A aprendizagem supervisionada é aquela que possui um indutor (supervisor),

que é descrito com o algoritmo que definirá o classificador. É passado para o algoritmo um conjunto de exemplos (amostras), que possuem características próprias (atributos) e rótulos que determinam sua classificação, que podem ser discretos (problemas de classificação) ou contínuos (problemas de regressão). O objetivo do classificador é rotular novas amostras que ainda não possuem rótulos (MONARD; BARANAUSKAS, 2003).

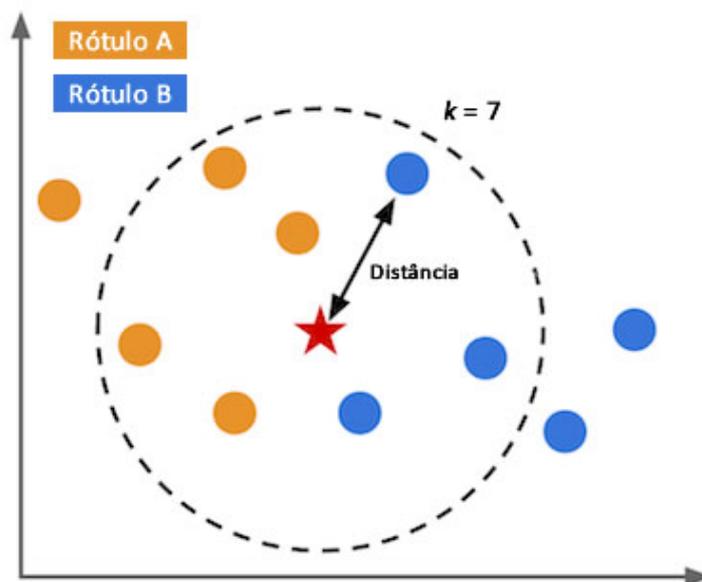
Já o processo de aprendizagem não supervisionada acontece pelo agrupamento (*clusters*) das amostras. Esse agrupamento é determinado pelo algoritmo, encontrando semelhanças entre seus atributos. Após o agrupamento faz-se uma análise para determinar o que significa cada grupo em relação ao problema em que está inserido (MONARD; BARANAUSKAS, 2003).

Neste trabalho foi utilizado como método de aprendizagem o supervisionado, logo mais serão apresentados alguns classificadores que utilizam esse método.

2.5.1 *K-Nearest neighbors (K-NN)*

O classificador K-NN consiste em um algoritmo cujo objetivo é determinar a classificação de uma amostra a partir da distância de seus atributos aos atributos das amostras já classificadas (vizinhos). O número de vizinhos a serem classificados (k) é definido na implementação do código, sendo o cálculo da distância um valor métrico que pode ser Euclidiano, *Mahalanobis*, *cityblock*, entre outros (BACKES; JUNIOR, 2019).

Figura 11 – Representação da classificação K-NN com $K=7$.



Após comparar as distâncias entre os vetores de atributos das amostras de teste e de todas as outras amostras. Então a classe dos k vizinhos mais próximos é atribuída à nova amostra, em caso de empate a amostra que estiver mais próxima decide a sua classe (BACKES; JUNIOR, 2019). A Figura 11 exemplifica a classificação de uma nova amostra (estrela) para $K=7$ vizinhos.

2.5.2 Redes neurais artificiais

O conceito de RNA teve início com o surgimento do neurônio artificial. Propostos por McCulloch e Pitts em 1943, as RNAs são modelos computacionais inspirados pelo modelo de um neurônio biológico, assim eles tentam simular seus elementos (*dendritos e axônios*) encontrados no cérebro. Assim como os neurônios biológicos, os neurônios artificiais recebem estímulos de entrada (x_1, x_2, \dots, x_n). Cada um desses estímulos é multiplicado por um peso (w_1, w_2, \dots, w_n), apresenta o grau de importância de cada neurônio faz.

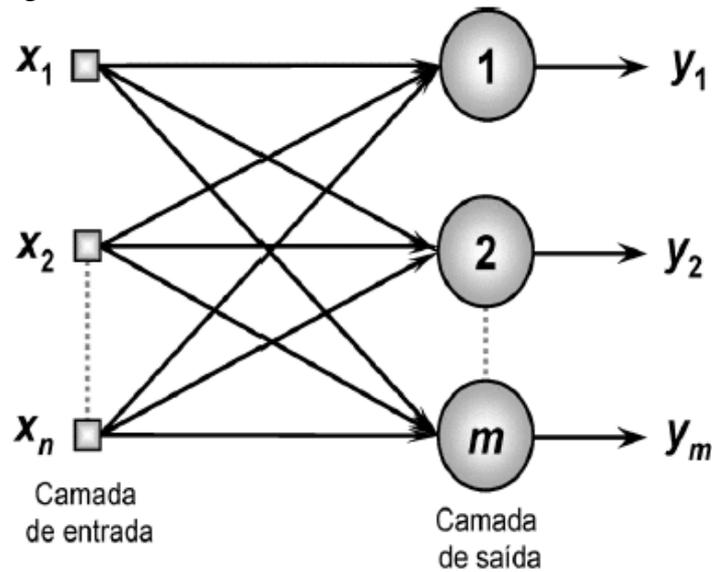
No modelo de RNA mais simples, com apenas uma camada, chamado de perceptron, depois da multiplicação dos vetores de entradas e de pesos, há a somatória de todos os produtos e a soma do termo de *bias* w_0 , da seguinte forma: $y = \sum_{i=1}^n x_i \cdot w_i + w_0$. O *bias* w_0 é um peso especial que permite que o hiperplano seja deslocado da origem, permitindo assim uma melhor classificação. Após, esta etapa, é aplicada uma função não linear em y , gerando uma única saída $f(y)$. O intuito destas operações é gerar um hiperplano que possibilite a separação de duas classes. No *perceptron*, os pesos são reajustados de acordo com a eficácia da classificação (BACKES; JUNIOR, 2019).

Uma RNA pode possuir múltiplos perceptrons em paralelo, de forma a se produzir múltiplas saídas. Em geral, uma RNA perceptron tem o número de neurônios equivalente ao número de classes envolvidas no problema. A Figura 12 mostra um exemplo para m classes diferentes (BACKES; JUNIOR, 2019).

Embora fosse possível a classificação de multi-classes usando apenas uma camada de neurônio, estudos posteriores chegaram a uma nova configuração de redes neurais mais eficientes, as MLPs. As MLPs se diferem pelo fato de terem mais de uma camada de neurônio, como é ilustrado na Figura 13. Elas possuem uma camada de entrada, uma ou mais camadas ocultas (ou camadas escondidas) ligadas entre si, e uma camada de saída (BACKES; JUNIOR, 2019).

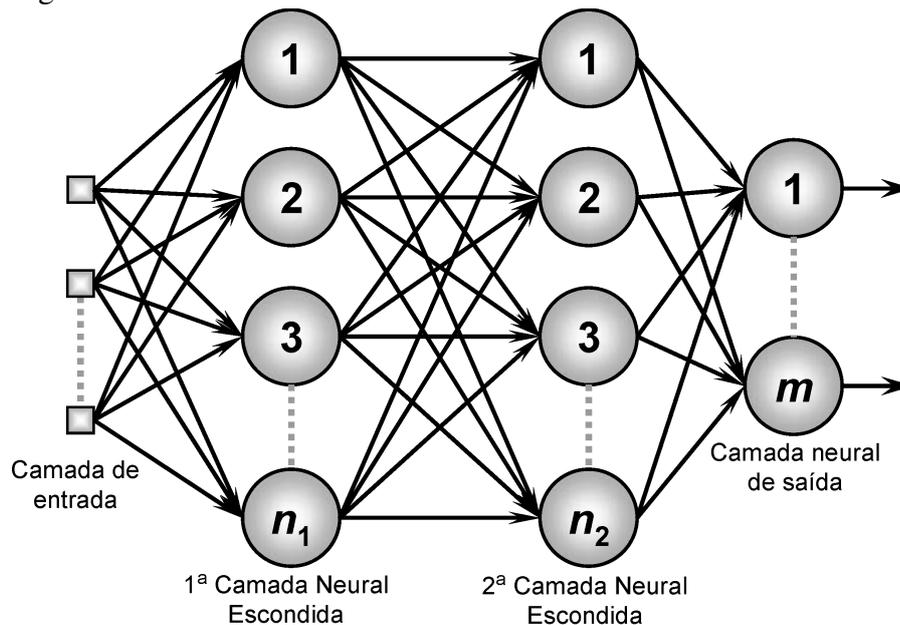
Em geral esse tipo de rede neural usa o método *backpropagation* como algoritmo de aprendizagem que se divide em duas etapas. Na primeira o vetor de entrada é computado em todas as camadas até chegar na camada final, onde é gerada a saída. Depois, os resultados

Figura 12 – Rede neural com uma camada de neurônios.



Fonte: <https://www.embarcados.com.br>

Figura 13 – Rede neural MLP com duas camadas de neurônios.



Fonte: <https://medium.com/ensina-ai/rede-neural-perceptron-multicamadas-f9de8471f1a9>

encontrados são comparados com os resultados esperados (taxa de erro), dando início à segunda etapa. A taxa de erro é repassada para todas as camadas anteriores reconfigurando todos os pesos, tanto da camada final quanto das camadas ocultas (BACKES; JUNIOR, 2019).

2.5.3 Support vector machine

SVM, ou máquina de vetores de suporte, é uma técnica de classificação onde deve-se traçar um hiperplano para separar duas classes. Em geral as SVMs podem ser lineares e não-

lineares. As lineares consistem em resolver problemas linearmente separáveis, cujas classes podem ser bem separadas com pelo menos um único hiperplano (LORENA; CARVALHO, 2003).

Porém, na maioria das aplicações, os dados não são perfeitamente separáveis por um único hiperplano, o que gera a necessidade de uma nova configuração de SVM. A solução encontrada é a utilização dos *kernels*. Um *kernel* é uma função que recebe dois vetores de entrada \mathbf{x}_i e \mathbf{x}_j e gera um produto interno a partir de um mapeamento das entradas em uma dimensionalidade maior, possibilitando uma melhor distribuição e facilitando a classificação das amostras. Existem vários tipos de *kernels*, a Tabela 1 mostra alguns deles.

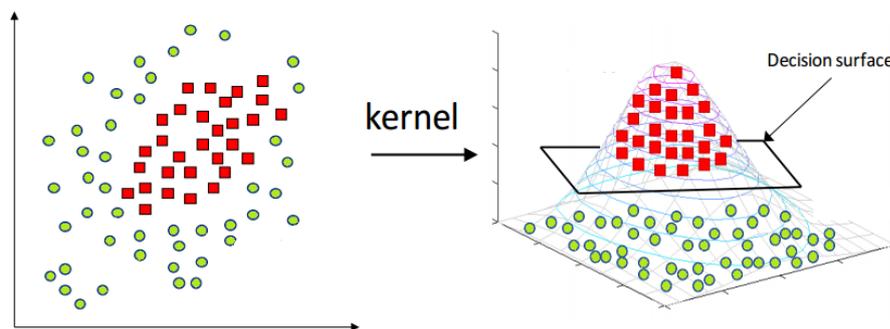
Tabela 1 – Principais Kernels utilizados no SVM

Tipos de Kernel	Função $K(\mathbf{x}_i, \mathbf{x}_j)$	Parâmetro regulador
Polinomial	$(\mathbf{x}_i^T \cdot \mathbf{x}_j + 1)^p$	p
Gaussiano	$\exp(-\ \mathbf{x}_i - \mathbf{x}_j\ ^2 / 2\alpha^2)$	α^2
Radial Basis Function (RBF)	$\exp(-\gamma\ \mathbf{x}_i - \mathbf{x}_j\ ^2)$	γ (em geral $\gamma = \frac{1}{2\alpha^2}$)

Fonte: Advances in kernel methods: support vector learning (1999).

A Figura 14 ilustra a resolução de um problema não linear para duas classes. Além do fator da não-linearidade, os problemas reais em geral possuem mais de duas classes envolvidas. Essa nova problemática levou a utilização de vários SVMs, que podem ser configurados de acordo com duas abordagens: UM contra Um, ou do inglês *One versus One* (OVO), e Um contra Todos, ou *One versus All* (OVA) (MAYORAZ; ALPAYDIN, 1999).

Figura 14 – Exemplo de um SVM utilizando um kernel RBF.



Fonte: <https://towardsdatascience.com/>

As SVMs são muito usadas por terem boa capacidade de generalização, robustez em grandes dimensões, conexividade da função objetivo, além de terem uma teoria bem definida na matemática e estatísticas (SCHÖLKOPF *et al.*, 1999).

2.6 Conclusão

Nesse capítulo, foram apresentadas a definição e as categorias de TA, assim como a importância da declaração de Salamanca para a educação inclusiva. Também foram abordadas informações sobre impressões 3D. Foi explicado sobre as informações sobre os sinais EMG, sua formação e aquisição. Por fim, foram apresentadas três técnicas de AM (K-NN, RNA e SVM).

No próximo capítulo serão apresentadas as propostas de ferramentas acessíveis de acesso ao computador.

3 PROPOSTAS DE RECURSOS DE ACESSIBILIDADE AO COMPUTADOR

Neste capítulo serão apresentados os recursos de acessibilidade ao computador propostos neste trabalho. Na Seção 3.1 será apresentada a metodologia utilizada para o desenvolvimento das ferramentas de recursos de acessibilidade ao computador. Na Seção 3.2 será mostrado como foi feita a coleta das informações de cada candidato escolhido para o estudo de caso deste trabalho. Já a Seção 3.3 descreverá como foi o desenvolvimento das ferramentas apresentadas nesta dissertação. Na Seção 3.4 é feito um breve resumo do capítulo.

3.1 Metodologia de desenvolvimento e avaliação de TA utilizada

A metodologia e o processo avaliativo foram baseados no livro “INTERAÇÃO HUMANO-COMPUTADOR” Barbosa e Silva (2010) e no protocolo de avaliação para TAs, ou processo básico de avaliação, apresentado pelo Assistive Technology Application Certificate Program (ATACP) CENTER (2006). A proposta metodológica propõe que o processo de aplicação das TAs seja realizado em dez passos:

1. **Coleta de informações do usuário:** Nessa fase será realizada uma pesquisa sobre o usuário, seu histórico e diagnóstico.
2. **Identificação das necessidades:** Aqui, o objetivo será identificar as dificuldades encontradas por parte do usuário, devido a sua condição física.
3. **Identificação de resultados desejados:** A partir das informações obtidas nos passos 1 e 2, será proposto a solução adequada para a solução do problema, ou seja, os objetivos que se espera alcançar.
4. **Mecanismo de fortalecimento da equipe:** A proposta é que haja uma interação interdisciplinar não só da equipe que esteja desenvolvendo a tecnologia, mas também das pessoas que convivem com a PcD (professores, amigos e familiares), assim como do próprio PcD. O intuito disso é que a implementação da TAs ocorra da melhor maneira possível.
5. **Avaliação das habilidades:** Nessa etapa serão observadas as habilidades já presentes no usuário, para que se possa valorizar e potencializar essas habilidades com o uso da TA proposta.
6. **Seleção/confecção e teste de recursos:** Tendo em vista o problema, é feita uma pesquisa para aquisição ou é feito um projeto de desenvolvimento para a confecção do produto final.
7. **Revisão dos resultados esperados:** A partir de um determinado tempo de uso do

produto é feito uma análise de satisfação do usuário. Caso seja positivo, é então seguido para a próxima fase. Se negativo, é retornado para a fase anterior.

8. **Compra do recurso:** Essa etapa é realizada pelo próprio usuário (ou entidade) que solicitou a TA. Essa etapa resume-se na aquisição do produto.
9. **Implementação da TA:** Essa etapa define-se pela posse permanente e constante da TA pelo usuário. Isso implica na disponibilidade constante da TA no dia-a-dia do usuário, ou seja, no caso de o solicitante da TA seja uma entidade jurídica, essa deve conceder a posse da TA para o usuário.
10. **Seguimento e acompanhamento constante:** Essa etapa é definida como um acompanhamento permanente do usuário, realizando possíveis alterações quando necessárias.

Considerando que o foco deste trabalho é o desenvolvimento de ferramentas de acesso ao computador no contexto de uma dissertação de mestrado, tendo como objetivo final a construção de protótipos e não de produtos estabelecidos no mercado, não foram realizadas as etapas 4, 7, 8, 9 e 10. A etapa 6 será apresentada em parte neste capítulo, “confeção, desenvolvimento da TA e testes realizados”. A segunda parte, referentes aos resultados, será mostrada no Capítulo 4.

3.2 Coleta de informações dos usuários

Nessa seção será descrito o método utilizado para a obtenção de dados, assim como a escolha dos candidatos para tal abordagem. Sendo a finalidade deste trabalho o desenvolvimento de ferramentas de acesso ao computador, escolheu-se candidatos que apresentavam alguma dificuldade em usar os periféricos do computador.

A coleta de dados aconteceu por meio de entrevistas realizadas nas residências de cada usuário, devido à dificuldade de locomoção que alguns apresentavam. Foram escolhidos 5 PcD motora, sendo 3 homens e duas mulheres entre 28 e 52 anos de idade. Na ocasião, preencheu-se um formulário. Os campos do formulário foram elaborados seguindo as orientações dos passos 1, 2, 3 e 5, mostrados acima.

Os usuários apresentam diagnósticos distintos (informados em seus formulários), porém possuem o mesmo problema em relação ao uso do computador, que é o controle de seus periféricos (*mouse* e teclado).

O formulário, mostrado na Figura 15, contém 4 campos de informações. O campo 1 (dados pessoais) e o campo 2 (dados médicos) foram inseridos no formulário seguindo as

indicações do passo 1 da Seção 3.1. Já as informações do campo 3 (dados para o desenvolvimento da TA) foram de acordo com as orientações dos passos 2, 3 e 5 da Seção 3.1, descrevendo no formulário a problemática em relação ao uso do computador, os objetivos a serem alcançados pela TA, as habilidades existentes em cada usuário e a TA proposta para a problemática. O campo 4 (dados avaliativos da TA) apresenta uma avaliação prévia do uso das TAs pelos usuários, identificando possíveis alterações das ferramentas de acordo com cada usuário. Os formulários preenchidos com os dados coletados encontram-se no Apêndice A, ao final deste documento.

Antes do preenchimento das informações, foram esclarecidas as finalidades da coleta

Figura 15 – Formulário de Cadastro.

FORMULÁRIO DE CADASTRO DE USUÁRIO PARA APLICAÇÃO DE TECNOLOGIAS ASSISTIVAS (TAs)	
1. DADOS PESSOAIS	
NOME: _____	
SEXO: () MASCULINO () FEMININO	IDADE: _____
TELEFONE: () _____	CEL.: () _____
E-MAIL: _____	
RUA: _____	Nº: _____
BAIRRO: _____	CIDADE: _____ ESTADO: _____
2. DADOS MÉDICOS	
DIAGNÓSTICO: _____ _____	
DESCRIÇÃO: _____ _____	
3. DADOS PARA DESENVOLVIMENTO DA TA	
PROBLEMÁTICA: _____ _____	
OBJETIVOS DA TA: _____ _____	
HABILIDADES ENCONTRADAS NO USUÁRIO: _____ _____	
PROPOSTA DE TA: _____ _____	
4. DADOS AVALIATIVOS DA TA	
A TA ATENDE ADEQUADAMENTE AS NESESSECIDADES DO USUÁRIO: () SIM () NÃO TOTALMENTE () NÃO	
OBS: _____ _____	
ALTERAÇÕES E MELHORIAS NECESSÁRIAS: _____ _____	

Fonte: Registrada pelo autor (2019).

de dados e como eles seriam utilizados. Também foi informado da liberdade que cada um tinha de não oferecer informações das quais não estivessem confortáveis em comunicá-las. Estando de acordo com as condições do uso de seus dados pessoais, cada participante assinou um termo de livre consentimento, que se encontra no Apêndice B.

Também foi garantido o direito de anonimato para a apresentação dos dados obtidos, assim como dos resultados dos testes a serem realizados. No lugar do nome real do usuário foi colocado um nome padrão “*Candidato*”, seguido com uma numeração de 1 a 5, que indica a ordem das visitas.

Após a coleta de dados, a etapa de desenvolvimento das TAs que mais se adéque às situações apontadas foi realizada. As habilidades presentes no usuário também são consideradas, visto que a TA também tem o papel de ser potencializadora dessas habilidades. O processo de desenvolvimento e confecção das TAs será mostrado nas próximas seções.

3.3 Desenvolvimento e confecção das TAs

Esta seção abordará, de acordo com os dados obtidos no formulário descrito na seção 3.2, a confecção e desenvolvimento das TAs para auxiliar os usuários entrevistados no uso do computador. Para tal problemática, foram propostas três ferramentas: *Mouse* adaptado de baixo custo (*MouseAdapt*), editor de texto adaptado (*AdaptText*) e uma IHM que utiliza sinais biológicos para controle do computador, aplicado ao controle de um editor de texto. Todo o processo de desenvolvimento e confecção de cada uma dessas ferramentas serão descritas nas subseções seguintes.

3.3.1 *MouseAdapt*

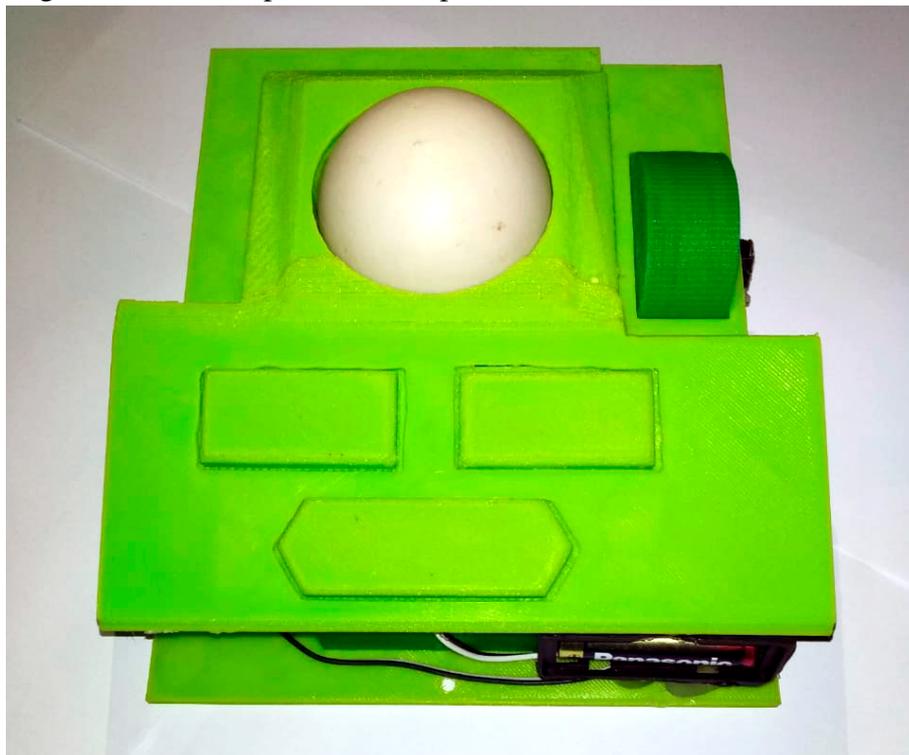
O *MouseAdapt*, nome atribuído ao *mouse* adaptado, foi desenvolvido com base nas informações fornecidas pelos candidatos entrevistados. Esses relataram em seus formulário a dificuldade ou impossibilidade de uso do mouse convencional. Conseqüentemente, foi desenvolvido um protótipo que possibilita solucionar tais dificuldades.

Visto que os usuários relataram dificuldade (ou impossibilidade) de segurar o mouse e/ou movê-lo sobre alguma superfície, pensou-se em um mouse adaptado que não tivesse tais necessidades para utilizá-lo. A intenção foi desenvolver um *mouse* que ficasse fixo sobre a superfície, não precisando movê-lo para controlar o cursor, sendo esse controlado por uma

esfera.

Confeccionou-se então o *MouseAdapt*, mostrado na Figura 16. O controle do cursor acontece por meio da movimentação de uma esfera central (58 mm de diâmetro), localizada na parte superior do *mouse*. Além da esfera central, o *mouse* possui dois acionadores menores (4 cm por 2 cm) e um acionador maior (6 cm por 2 cm). Além disso, possui um *scroll* (barra de rolagem de 5 cm de diâmetro por 2 cm de largura), sendo que os dois acionadores menores servem para o clique esquerdo e direito, e o terceiro acionador para ativar a mudança de caracteres do editor de texto *AdaptText*, que será abordado na próxima seção. As dimensões do *MouseAdapt* são 16,5 cm de comprimento, 14,5 cm de largura e 6,8 cm de altura. Deve-se mencionar que todos os botões, a bola e o *scroll* possuem dimensões significativamente maiores do que as de um mouse convencional, com o objetivo de facilitar seu manuseio por parte de PcD.

Figura 16 – Protótipo mouse adaptado.

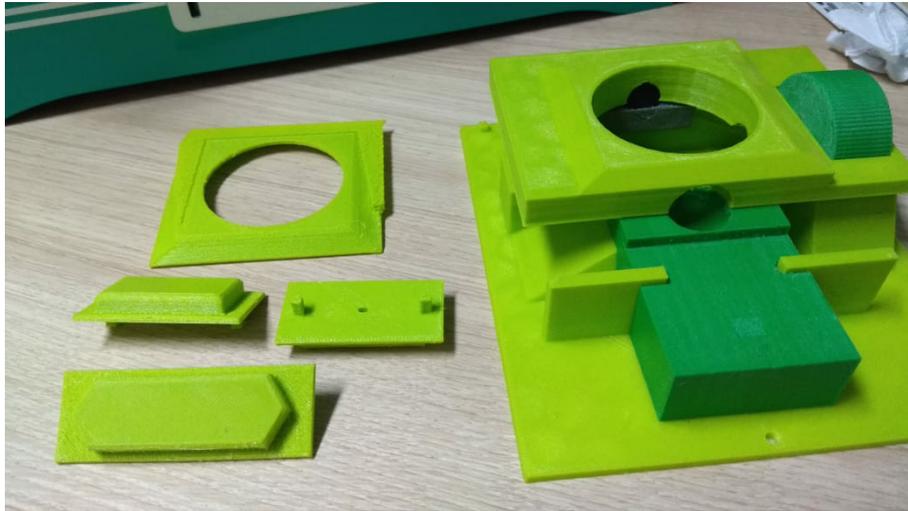


Fonte: Registrada pelo autor (2019).

Além de atender às necessidades funcionais, o protótipo foi projetado para ser de baixo custo e de fácil montagem a partir de uma impressora 3D, de maneira que o próprio usuário possa montá-lo sem dificuldades. Sua estrutura é formada por peças de encaixe, incluindo os acionadores e o *scroll*. As peças do protótipo são mostradas na Figura 17. O fato de os encaixes possuírem formas e tamanhos diferentes garante que o usuário não erre a sequência, ou a posição

das peças.

Figura 17 – Peças de montagem do protótipo do mouse.



Fonte: Registrada pelo autor (2019).

As peças foram projetadas usando o *Blender*, software de modelagem 3D gratuito e foram impressas usando uma impressora 3D. Já o circuito interno é formado por acionadores *pushbutton* e uma placa *wireless* de *mouse* óptico convencional, e para a esfera central foi usado uma bola de sinuca. Todo o material usado é de baixo custo e de fácil obtenção, se comparado a outros mouses do mesmo gênero, o que garante sua aquisição pela maior parte dos usuários.

Ao final da montagem do *MouseAdapt*, realizou-se alguns testes com o ele plugado ao computador para verificar se seus comandos estavam de acordo com o planejado. Feito isso, o próximo passo deu-se pela realização de testes de usabilidade com os candidatos selecionados, que serão descritos no Capítulo 4.

O *MouseAdapt* foi inspirado no *mouse Big TrackBall*, ilustrado na Figura 18. O *mouse Big TrackBall* é composto por uma esfera central, que serve para controlar o cursor, e dois acionadores, que serve para realizar os cliques esquerdo e direito. Dessa forma, o *MouseAdapt* difere do *mouse Big TrackBall* por ter mais funcionalidades, com o *scroll* e o terceiro acionador. Outra diferença está no valor de aquisição, pois o *mouse Big TrackBall* custa em torno de R\$ 800,00 reais, enquanto que o valor de produção *MouseAdapt* custou R\$ 120,00 reais. Essa redução de custo fará com que o *MouseAdapt* torne-se mais acessível pra a maior parte dos usuários PcD.

Figura 18 – Mouse Big TrackBall.



Fonte: <https://www.lojaciviam.com.br/mouse-estacionario-big-trackball-com-esfera>.

3.3.2 *AdaptText*

Além dos problemas relacionados ao uso do *mouse*, os candidatos relataram em suas entrevistas, escritas no Apêndice A, que a dificuldade em usarem o teclado convencional é por causa da localização de algumas teclas, e também pela exatidão necessária em pressionar a tecla com o caractere desejado.

Optou-se então, por desenvolver um editor de texto que não dependesse do uso exclusivo do teclado para a escrita de palavras. Para esse fim desenvolveu-se o *AdaptText*, nome dado ao editor de texto proposto. A interface do *AdaptText*, ilustrado na Figura 19, foi desenvolvido em Java, linguagem de programação multiplataforma orientada a objetos.

A utilização desse editor dar-se por meio do uso do *mouse*, podendo ser o *mouse* convencional ou o *MouseAdapt*. O giro do *scroll* é utilizado para escolher os caracteres, ao girá-lo para cima ou para baixo, o *AdaptText* irá trocar sequencialmente o ultimo caractere escrito. O sentido do giro indicará a a ordem da sequência, sendo que para cima mudará em ordem crescente (alfabética) e para baixo em ordem decrescente (analfabética).

Para a fixação do caractere usa-se o acionador 1 do *MouseAdapt*, acionador esquerdo localizado logo abaixo da esfera (mostrado na Figura 16), ou pelo botão de clique esquerdo

Figura 19 – Janela do AdaptText .



Fonte: Registrada pelo autor (2019).

dos *mouses* convencionais. Já o acionador direito faz a função de *backspace*, tecla que apaga caracteres da direita para a esquerda, essa ação pode ser também acionada pelo botão do clique direito dos *mouses* convencionais.

O acionador três, localizado abaixo dos acionadores 1 e 2 do *MouseAdapt*, se pressionado rapidamente, ativa a tecla *shift*, que serve para trocar as letras de maiúsculas para minúsculas e vice-versa. Quando esse acionador é pressionado e permanece pressionado por alguns segundos, o tipo de caractere muda: de letras para números, de números para pontuação e depois de pontuação para letras, repetindo o mesmo ciclo. Quando chegar no tipo de caractere desejado, basta liberar o acionador. Esse funcionamento também pode ser realizado com o botão do *scroll*, presentes em alguns *mouses* convencionais. O *AdaptText* diferencia-se dos outros editores de texto pelo fato de não utilizar o teclado para a escrita de caracteres, usando apenas o *mouse* para a escolha e escrita dos caracteres. Essas funcionalidades não são encontradas em outros editores, fazendo do "AdaptText" uma opção exclusiva de editor que funcione com a utilização do *mouse*.

Após o desenvolvimento do *AdaptText* foram feitos testes de funcionalidade para verificar o funcionamento do editor. Posteriormente, foram feitos testes de usabilidade com os candidatos entrevistados, apresentados no Capítulo 4.

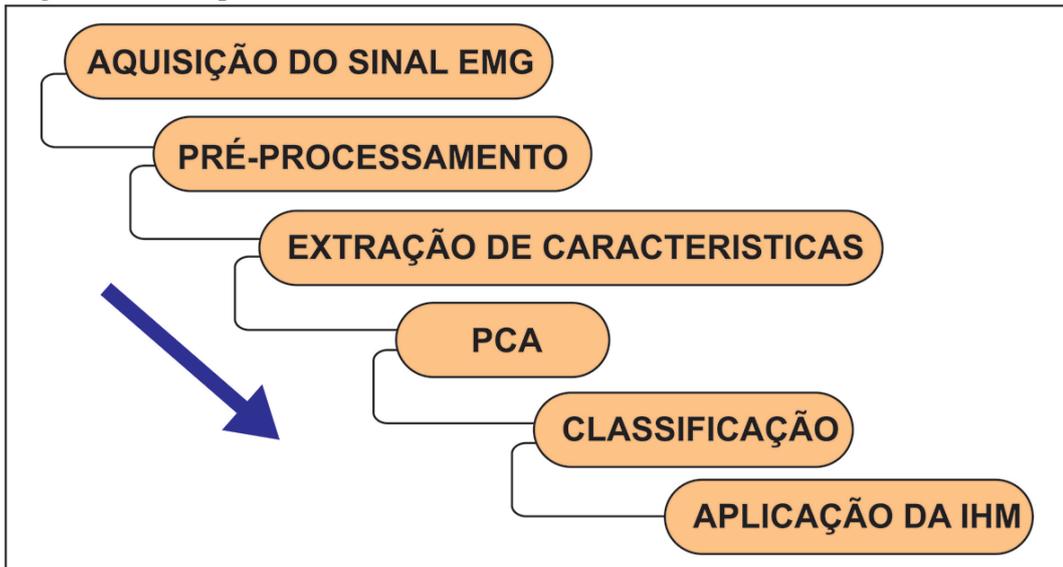
3.3.3 IHM controlada por sinais biológicos

Nesta seção, será apresentada uma IHM baseada em sinais biológicos, que foi pensada e desenvolvida com o objetivo de oferecer uma nova opção de controle do computador pelas PcD motora, que substitua o uso de periféricos convencionais, *mouses* e teclados, por

estímulos musculares produzidos pelo próprio usuário.

Pensou-se em uma IHM que utilize a classificação de sinais EMG com eletrodos de superfície, para o controle do computador, aplicando-se apenas movimentos de mão para para seu funcionamento. O processo de funcionamento dessa IHM se divide em diversas etapas, que são mostradas na Figura 20 e explicadas no decorrer desta seção.

Figura 20 – Etapas de desenvolvimento da IHM.



Fonte: Registrada pelo autor (2019).

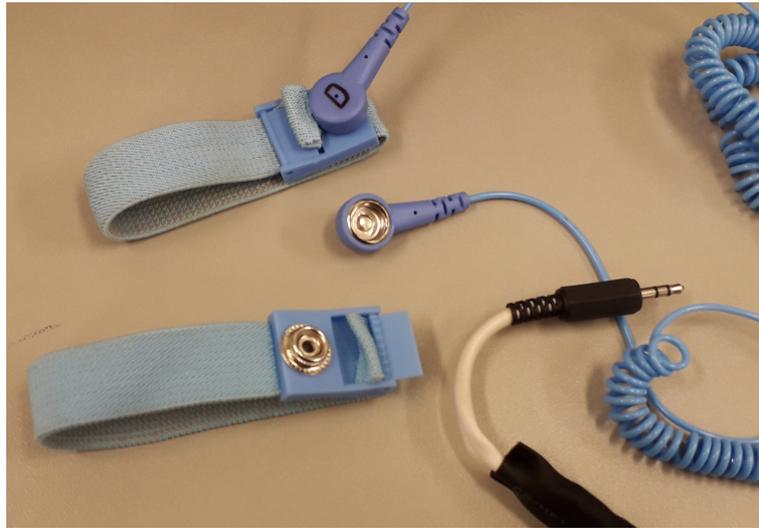
Optou-se o uso de sinais EMG pelo fato de sua captação ser mais simples e barata do que outros tipos de sinais, como por exemplo sinais EEG. Para melhor esclarecimento, o desenvolvimento dessa ferramenta será mostrado em três partes: Sistema de aquisição, classificação do sinal EMG e banco de dados.

3.3.3.1 Sistema de Aquisição

Os sinais EMG foram captados usando dois pares de eletrodos superficiais SHIELD-EKG-EMG-PA, mostrados na Figura 21. Tratam-se de eletrodos passivos bipolares, que usam 2 eletrodos de captação e um eletrodo de referência. Optou-se por esse tipo de eletrodo pelo fato deles usarem braceletes elásticos para fixar os eletrodos nos pontos desejáveis ao invés de gel condutores, possibilitando a sua reutilização.

Os eletrodos de captação foram posicionados nas extremidades dos músculos superior e inferior do antebraço direito. Através de estudos e testes prévios descobriu-se que esses eram os músculos que mais reagiam aos movimentos escolhidos. Já os eletrodos de referência foram

Figura 21 – Eletrodos de superfície SHIELD-EKG-EMG-PA.



Fonte: Registrada pelo autor (2019).

colocados próximos ao tornozelo da perna esquerda, região indicada pelo fabricante da placa de aquisição *Olimex Shield EKG/EMG* para melhor ponto de referência, assim como mostrado na Figura 22.

Figura 22 – Posicionamento dos Eletrodos.



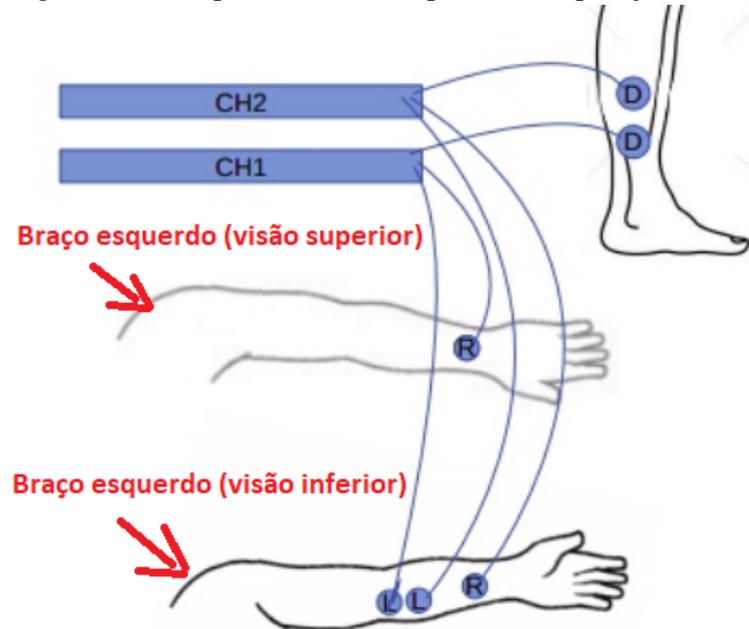
Fonte: Registrada pelo autor (2019).

Cada par de eletrodo foi ligado à uma das duas placas de aquisição, captando simultaneamente dois sinais: canal 1 (Ch1) e canal 2 (Ch2), em que Ch1 capta a diferença de potencial causada pela contração/relaxamento do músculo superior do antebraço, e o Ch2 representa a diferença de potencial causada pela contração/relaxamento do músculo inferior do antebraço. A Figura 23 a disposição dos eletrodos, na parte superior e inferior do mesmo antebraço.

A placa de aquisição *shield ecg/emg OLIMEX*, descrita na Subseção 2.4.2.2, foi usada para receber os sinais obtidos pelos eletrodos. Esta placa realiza ainda um pré-processamento

destes sinais, através de operações analógicas de amplificação e filtragem. A de aquisição foi acoplada a um Arduino UNO R3, apresentado na Subseção 2.4.2.1, para realizar a transferência do sinal pré-processado para o computador.

Figura 23 – Esquema eletrodos-placas de aquisição.



Fonte: Registrada pelo autor (2019).

3.3.3.2 Classificação do sinal EMG

Para o processo de classificação dos sinais EMG, viu-se a necessidade de extrair certas características das amostras obtidas (vetor de características). Para isso, precisou-se que os sinais passasse por uma série de operações que permitissem a retirada desses atributos.

Determinou-se 4 grupos de atributos que seriam extraídos de cada amostra, são eles:

- **Grupo 1 (G1):** Nesse grupo, calculou-se o desvio padrão intervalar da Transformada de Fourier (TF). Os sinais inicialmente passavam pela TF, depois eram divididos em n partes iguais. Então, calculava-se o desvio padrão do módulo de cada um desses intervalos. Extraíram-se desse grupo 40 atributos (20 atributos por canal).
- **Grupo 2 (G2):** Usou-se nesse grupo a transformada de Wavelet (TW), para isso usou-se a função de base *symetric* para sinais de 1 dimensão. Selecionaram-se as baixas frequências da decomposição de quarta ordem da TW, gerando-se desse procedimento, 200 atributos (100 para cada canal). A escolha das baixas frequências é devido as características do sinal EMG, descritas na seção 2.4. Já o número de níveis de decomposição foi definido

a partir de testes prévios. O uso da TW para extração de características de sinais EMG demonstrou-se ter bastante eficácia, como mostra o artigo DC e YU (2019), e por isso também foi usado para este trabalho.

- **Grupo 3 (G3):** Nesse grupo, a extração dos atributos deu-se de maneira semelhante ao grupo anterior, a diferença é que usaram-se os valores de baixa frequência da sexta decomposição da TW, a escolha da sexta decomposição também foi definida a partir de testes prévios. Extraíram-se 50 atributos (25 por canal).
- **Grupo 4 (G4):** Nesse grupo, utilizaram-se diversas operações para a extração dos atributos, são elas: média do sinal (tempo e frequência), valor máximo do sinal (tempo e frequência), assimetria (tempo e frequência), *zero cross rating* (tempo), curtose (tempo e frequência), componente de frequência em qual a maior amplitude ocorre (frequência). No total, extraiu-se 20 atributos (10 por canal).

Após a escolha dos grupos de atributos, executou-se a Análise de Componentes Principais, ou *Principal Component Analysis* (PCA), técnica computacional usada para diminuir o tamanho do vetor de atributos. Após a finalização dos vetores de atributos, gerou-se um algoritmo para classificar os sinais. Para isso, escolheu-se trabalhar com 3 tipos de classificador: KNN, MLP e SVM. A ideia inicial foi testá-los para ver qual deles apresentava melhor desempenho em relação à classificação dos 4 movimentos, esse seria eleito o classificador usado na finalização do algoritmo.

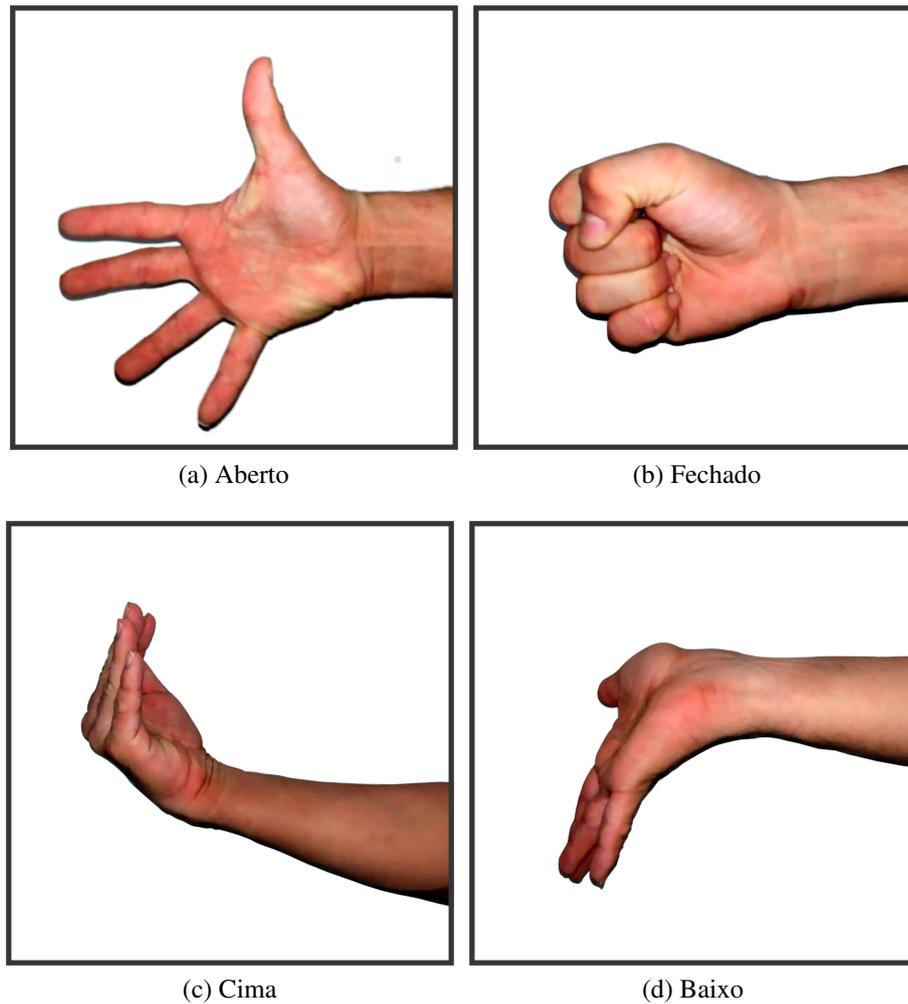
3.3.3.3 Banco de Dados

Observou-se inicialmente, a necessidade de criação de um banco de dados com um grande número de amostras de sinais EMG relativos aos movimentos de mão de pessoas com e sem deficiência, para, posteriormente, aplicar técnicas de AM que possam classificar estes movimentos. Gerou-se então um banco de dados com amostras de sinais EMG, produzidas por 4 tipos de movimentos de mão, ilustrados na Figura 24. A Tabela 2 informa a descrição de cada movimento. Deve-se também considerar que a posição de repouso, posição inicial para cada movimento, é a mão relaxada com a palma da mão apontada para cima

A coleta sucedeu da seguinte maneira:

- **Realização do movimento:** Os participantes realizaram um dos movimentos propostos, como mostrado na Figura 24, iniciando-se com a mão em repouso. Quando era realizado o movimento, acontecia uma contração do músculo superior e inferior do antebraço,

Figura 24 – Movimentos escolhidos para classificação.



(a) Aberto

(b) Fechado

(c) Cima

(d) Baixo

Fonte: Registrada pelo autor (2019).

Tabela 2 – Descrição dos movimentos escolhidos para a IHM.

Movimento	Descrição	Representação
Aberta	Extensão dos dedos e abertura da palma da mão	Figura 24.a
Fechado	Fechamento total do punho, fazendo pressão com os dedos	Figura 24.b
Cima	Flexão de punho para cima e extensão dos dedos para cima	Figura 24.c
Baixo	Flexão de punho para baixo e extensão dos dedos para baixo	Figura 24.d

Fonte: Desenvolvida pelo autor (2019).

gerando um pico de sinal EMG. A duração das contrações e relaxamentos foram de aproximadamente 1,6 segundos, para cada movimento realizado.

- **Obtenção do sinal:** A todo momento, os eletrodos de superfície enviavam os sinais para as placas de aquisição, que realizavam um pré-processamento, filtrando e amplificando o sinal. Em seguida, o sinal era enviado para o *Arduino*, que transferia os dados para o computador, via porta serial.

- **Escrita dos dados:** Os valores de tensão recebidos de cada canal eram analisados por um algoritmo desenvolvido em Python, linguagem de programação multiplataforma. O algoritmo recebia continuamente os valores, com taxa de transferência de 1000 valores por segundo. Realiza-se a verificação dos valores e quando detectava-se um pico de tensão, era escrito em um arquivo de texto uma amostra do sinal com 3200 valores, utilizando o pico como centro do sinal (1599 antes e 1600 depois). O número de valores de cada amostra era equivalente aos valores captados por *ch1* e *ch2* durante o intervalo de 1,6 segundos, tempo médio de execução de um movimento.
- **Rotulação da amostra:** Após a captação dos valores recebidos, foi escrito o rótulo do movimento, um valor inteiro de 1 a 4 representando cada um dos movimentos. Por fim, obtinha-se uma linha escrita com 3201 valores, sendo esses os valores de tensão e o rótulo do movimento (classe atribuída).

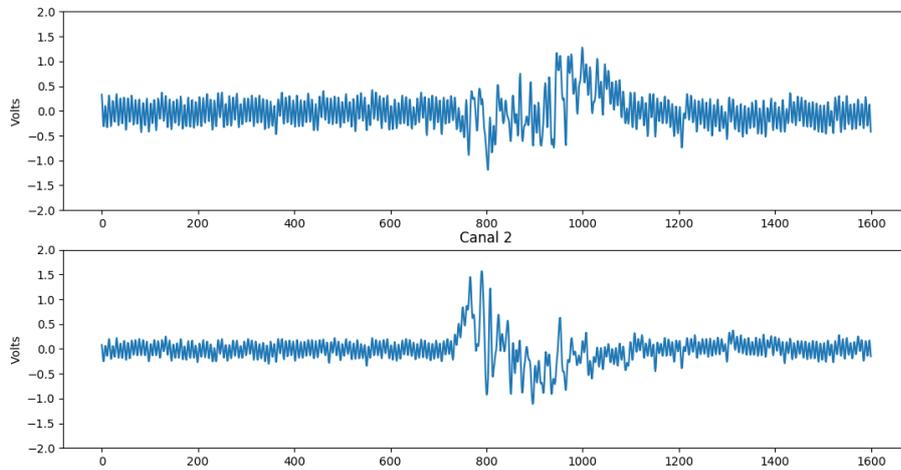
Foi determinado como local de coleta do sinal um dos laboratórios da UFC de Sobral-CE campus Mucambinho. Esse local foi escolhido devido às condições climáticas estáveis (local climatizado) exigidas, pois a placa apresentou sensibilidade à temperatura do ambiente, além de ser o local de estudo para o desenvolvimento da pesquisa. As amostras foram coletadas de dois participantes: FRANCISCO JOSÉ PRADO JUNIOR (participante 1), diagnosticado com paralisia cerebral (PC), e responsável por essa pesquisa, e FLÁVIO VASCONCELOS DOS SANTOS (participante 2), sem deficiências motoras diagnosticadas, graduando em engenharia elétrica e bolsista de Iniciação Científica dessa mesma pesquisa.

A escolha desses integrantes deu-se pela conveniência do local escolhido, pois ambos encontravam-se constantemente presentes nesse local (laboratório de pesquisas), bem como pela disposição de tempo exigida para a construção do banco de dados. Nesse caso, seria inviável a coleta usando os 5 candidatos entrevistados, pois o procedimento foi exaustivo, além de terem que se deslocar até o local da coleta constantemente. De fato cada participante realizou um total de 1600 movimentos.

As amostras foram coletadas durante a realização de seções, cada seção eram coletados cerca de 50 amostras por participante, precisando de 64 seções para finalizar o banco de dados. A Figura 25 mostra a representação gráfica de uma das amostras de sinal do movimento “Fechado” captadas pelos dois canais no domínio do tempo. Já na Figura 26, é mostrada a TF dos mesmos sinais. Ao final de todas as seções, Coletaram-se 1600 amostras por participante, sendo 400 amostras de cada movimento, gerando um banco de dados com 3200 amostras. O

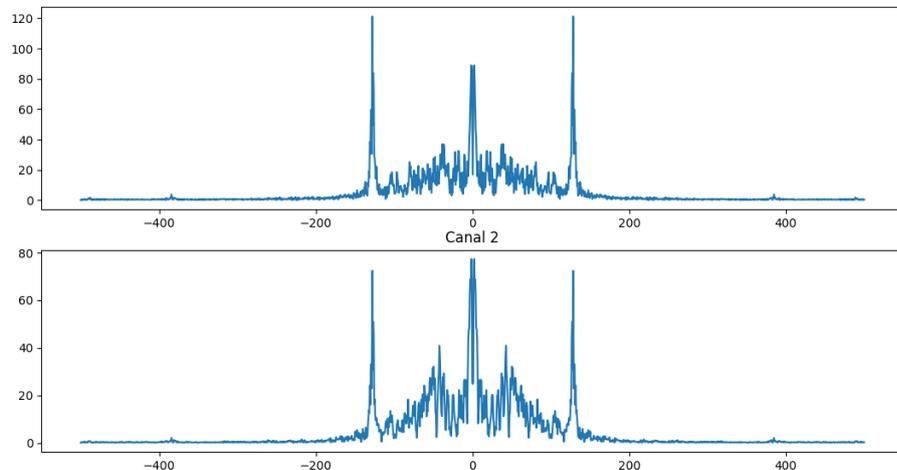
número de amostras é razoável, considerando o tempo e condições de equipamento disponíveis para a coleta das amostras, suficientes para uso dos classificadores.

Figura 25 – Amostra de sinal captado pelo movimento “Fechado” no domínio do tempo.



Fonte: Registrada pelo autor (2019).

Figura 26 – Amostra de sinal captado pelo movimento “Fechado” no domínio da frequência.



Fonte: Registrada pelo autor (2019).

3.3.3.4 Aplicação da IHM

Para aplicação da classificação dos sinais, propôs-se o controle de um editor de texto. Esse editor de texto é uma adaptação do *AdaptText* que ao invés de usar as funções do mouse para seu controle, utiliza-se 3 movimentos de mão para executar 3 comandos: passar caractere, escrever caractere e deletar caractere. A interface é semelhante à do *AdaptText*, a Figura 27 mostra a palavra “oi” escrita na área de edição.

Figura 27 – Interface do editor de texto usado para a aplicação da IHM.



Fonte: Registrada pelo autor (2019).

Decidiu-se usar as amostras de cada participante separadamente, pois as características dos sinais distinguem-se pelo fato do participante 1 possuir paralisia cerebral, e conseqüentemente ter espasmos musculares involuntários constantes. Esses espasmos afetaram as características extraídas, sendo necessário trabalhar o classificador separadamente.

3.4 Conclusão

Nesse capítulo foi apresentada a metodologia adotada para a coleta de informações para o desenvolvimento três ferramentas de recursos de acessibilidade ao computador: um *mouse* adaptado (*MouseAdapt*), um editor de texto adaptado (*AdaptText*) e uma IHM baseada em sinais EMG.

O próximo capítulo apresentará o processo avaliativo, assim como os resultados encontrados para cada uma das ferramentas desenvolvidas.

4 AVALIAÇÃO DAS PROPOSTAS

Este capítulo será dividido em duas seções. A Seção 4.1 abordará sobre a metodologia de avaliação adotada para os testes das TAs desenvolvidas. Já na Seção 4.2 serão mostrados os resultados de cada teste proposto. Na Seção 4.3 é feito um breve resumo do capítulo.

4.1 Metodologia de avaliação

Nesta seção, serão mostrados os procedimentos adotados para a execução dos testes para avaliação das TAs propostas no Capítulo 3. Adotou-se, segundo Barbosa e Silva (2010), dois tipos de avaliação: avaliação por observação e a avaliação através de inspeção. Na avaliação por observação, realizaram-se testes de usabilidade, sendo executados pelos 5 candidatos entrevistados, citados na Seção 3.2. Já na avaliação por inspeção, não há necessidade da realização de testes com usuários reais, podendo ser realizadas pelo próprio desenvolvedor, desde que esse tenha conhecimentos prévios sobre os usuários previstos.

O método de observação será usado para as ferramentas *MouseAdapt* e *AdaptText*, os 5 candidatos entrevistados foram conscientizados dos procedimentos avaliativos. Todos assinaram um termo de consentimento (disponível no Apêndice B), atestando estarem cientes dos procedimentos que iriam realizar e que os dados obtidos poderiam ser usados para publicações e apresentações futuras.

Como material de apoio, os usuários assistiram um vídeo tutorial com as instruções de uso das ferramentas a serem testadas. Os vídeos estão disponíveis em *MouseAdapt* (2020) e *AdaptText* (2020). Também estabelece-se que os locais para realização dos testes seriam nas residências de cada usuário, essa decisão foi feita considerando a dificuldade que alguns tinham para se locomoverem a longas distâncias. Para todos os testes foram utilizados o mesmo computador e os mesmos periféricos, para padronizar as configurações de *hardware* e assim diminuir os riscos de uma má avaliação.

Para melhor entendimento, esta seção será dividida em: Testes para *MouseAdapt*, Testes para o *AdaptText* e Testes para IHM.

4.1.1 Testes para *MouseAdapt*

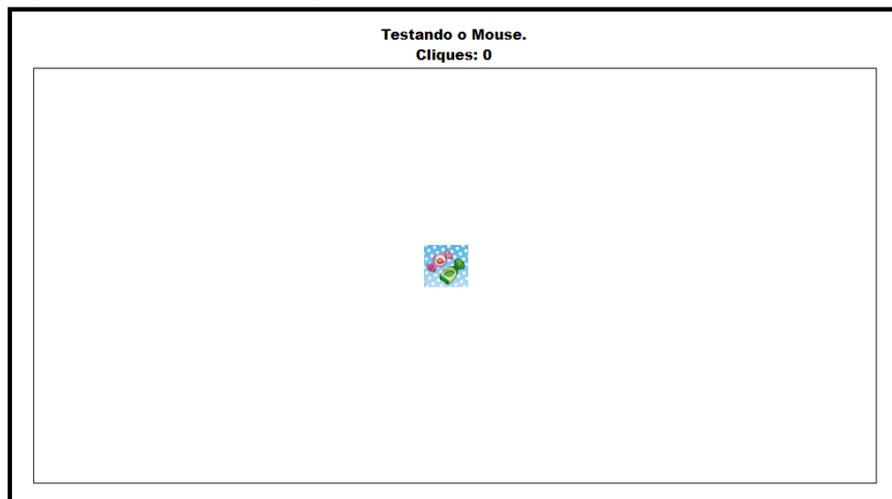
Adotou-se para esta ferramenta o uso de jogos, disponibilizados gratuitamente na internet em *Clikjogos* (2019) e *EducaJogos* (2020), que estimulam as habilidades dos usuários

em relação ao uso do *mouse*, além de serem exercícios dinâmicos e intuitivos que proporcionam atividades prazerosas e confortáveis para a realização dos testes. É importante ressaltar também que o principal objetivo não foi apenas testar aspectos técnicos, como velocidade e precisão, mas sim fazer um comparativo de facilidade e conforto dos usuários, entre a utilização do *MouseAdapt* e do *mouse* convencional. Os testes foram elaborados com a utilização de jogos para diferenciar dos testes de periféricos padronizados existentes, que tem como objetivo apenas verificar aspectos técnicos dos produtos. Os testes procederam-se através de três exercícios práticos.

4.1.1.1 Exercício 1

O Exercício 1, mostrado na Figura 28, foi executado o jogo “Testando o Mouse” disponível em EducaJogos (2020). O jogo constituiu-se de uma área retangular com uma figura dentro dessa área. O objetivo era posicionar o cursor sobre a imagem e dar um clique. Ao fazer isso, a figura desaparecia e reaparecia em outro ponto aleatório dentro da mesma área. Em cima da área retangular encontrava-se um marcador de pontos, indicando quantos cliques os usuários conseguiam realizar sobre a imagem.

Figura 28 – Exercício 1 para teste do *mouse*.



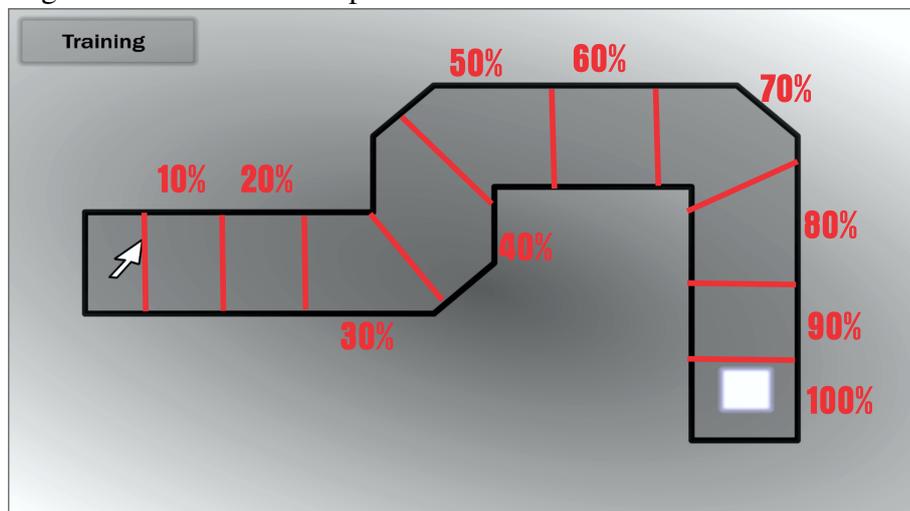
Fonte: Registrada pelo autor (2020).

Contabilizam-se as pontuações que os usuário conseguiram em 1 minuto. Avaliam-se nesse exercício, a velocidade e precisão que os usuários tiveram ao controlarem os *mouses*.

4.1.1.2 Exercício 2

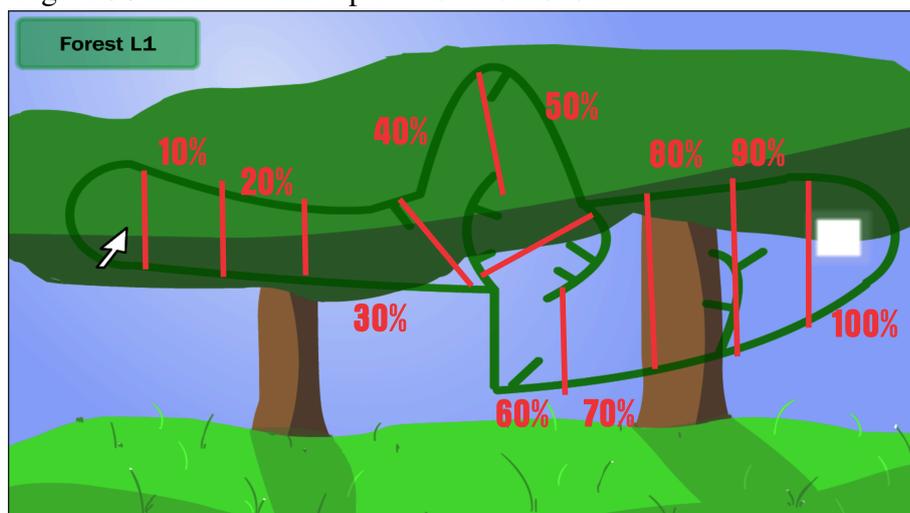
O Exercício 2 baseou-se em um jogo de labirinto “*Mouse 1.0*” disponibilizado em Clikjogos (2019). O jogo iniciava-se com o cursor posicionado no início de um caminho, o objetivo era chegar no final do percurso sem tocar nas suas bordas. Caso isso acontecesse, o cursor retornaria ao início do percurso. Cada vez que um usuário conseguia chegar ao final do percurso (fase), um novo percurso era iniciado, aumentando a dificuldade. As figuras 29, 30, 31 e 32 ilustram cada uma das fases executadas nesse teste.

Figura 29 – Exercício 2.1 para teste do *mouse*.



Fonte: Registrada pelo autor (2020).

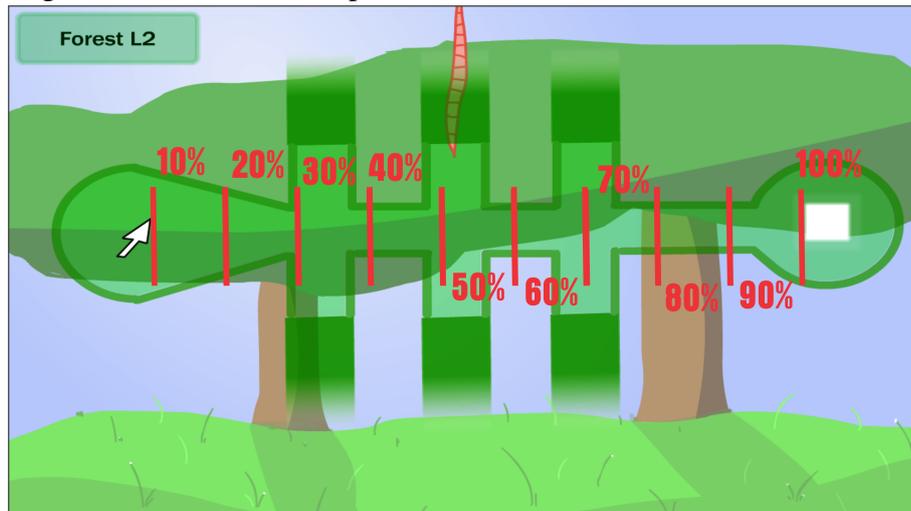
Figura 30 – Exercício 2.2 para teste do *mouse*.



Fonte: Registrada pelo autor (2020).

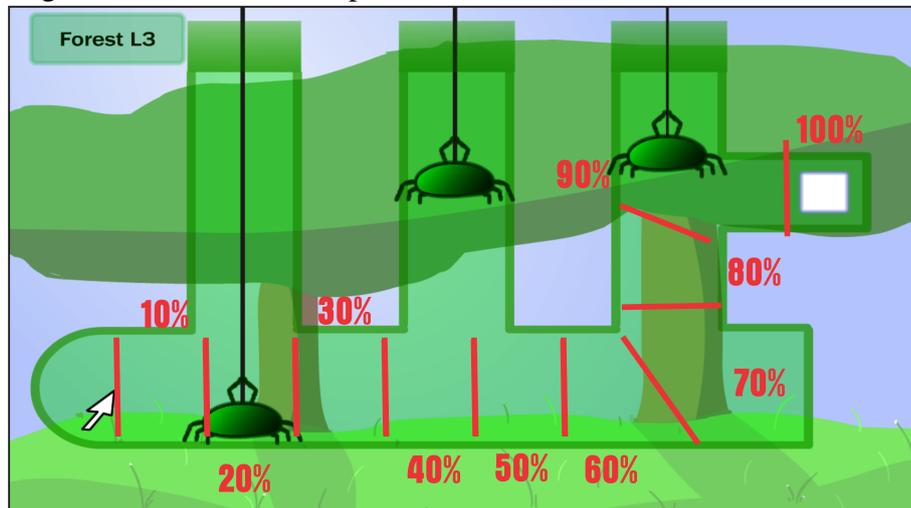
Colocou-se em cada fase marcações (em vermelho) para contabilizarem o quanto do percurso os usuários conseguiram atingir sem tocar nas bordas. Cada marcação equivale a 10%

Figura 31 – Exercício 2.3 para teste do *mouse*.



Fonte: Registrada pelo autor (2020).

Figura 32 – Exercício 2.4 para teste do *mouse*.



Fonte: Registrada pelo autor (2020).

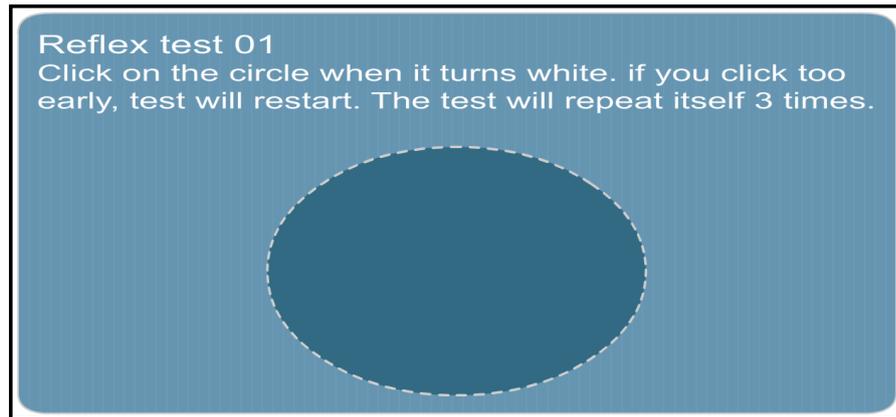
do percurso, independente se o cursor esteja próximo ou não da marcação. Ao final, somaram-se as porcentagens de todos os percursos alcançados. Nesse exercício, testou-se exclusivamente a precisão com que os usuários manuseavam o cursor.

4.1.1.3 Exercício 3

No Exercício 3 adotou-se o jogo “*Skill Test*” também disponível em *Clikjogos* (2019), este jogo realiza 5 testes. O teste 1, mostrado na Figura 33, calculava o tempo de reação que os usuários levavam para clicar no círculo ao mudar de cor. No teste 2, mostrado na Figura 34, haviam dois cubos, um que fica caindo e o outro que ficava sendo controlado pelo usuário através da movimentação do cursor, com o objetivo de conseguir aparar o máximo de cubos possíveis.

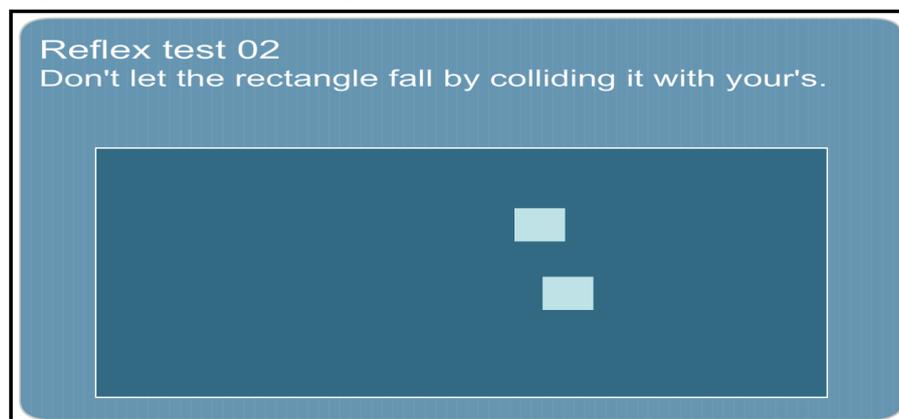
No teste 3, apresentado na Figura 35, contabilizava-se o número de cliques que os usuários conseguiam executar em 10 segundos. Já no teste 4, ilustrado na Figura 36, contava-se o número de quadradinhos que o usuário conseguia clicar em 10 segundos. No teste 5, calculava-se o número de vezes que os usuários conseguiam alternar de lado o cursor em 10 segundos. Por fim, registrava-se a somatória de pontos *score* dos usuários, mostrado na Figura 38.

Figura 33 – Exercício 3.1 para teste do *mouse*.



Fonte: Registrada pelo autor (2020).

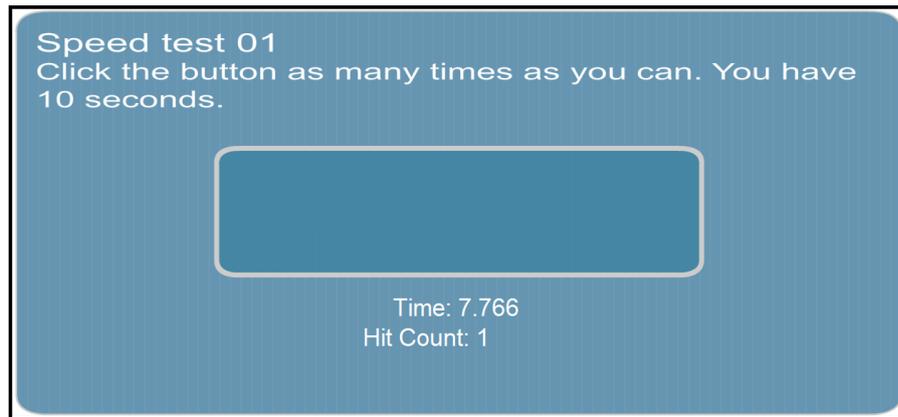
Figura 34 – Exercício 3.2 para teste do *mouse*.



Fonte: Registrada pelo autor (2020).

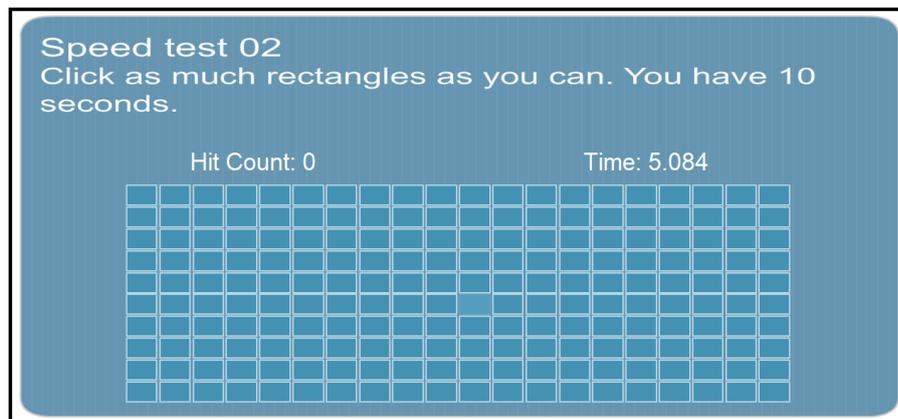
Realizaram-se os exercícios 1, 2 e 3 com todos os 5 candidatos. Cada um deles usaram o *MouseAdapt* e *mouse* convencional para a realização dos testes, para serem comparados. Cada teste foi repetido três vezes para os dois *mouses*. Os intervalos de uma repetição para outra ficou a critério do candidato, deixando-o sempre a vontade para parar em qualquer momento do procedimento. Todas as tarefas foram gravadas em áudio, deixando-os livres para fazerem comentários durante o procedimento. Escolheu-se aleatoriamente a ordem da utilização dos *mouses* e da escolha dos exercícios. Ao final, solicitou-se para cada usuário duas notas. As

Figura 35 – Exercício 3.3 para teste do *mouse*.



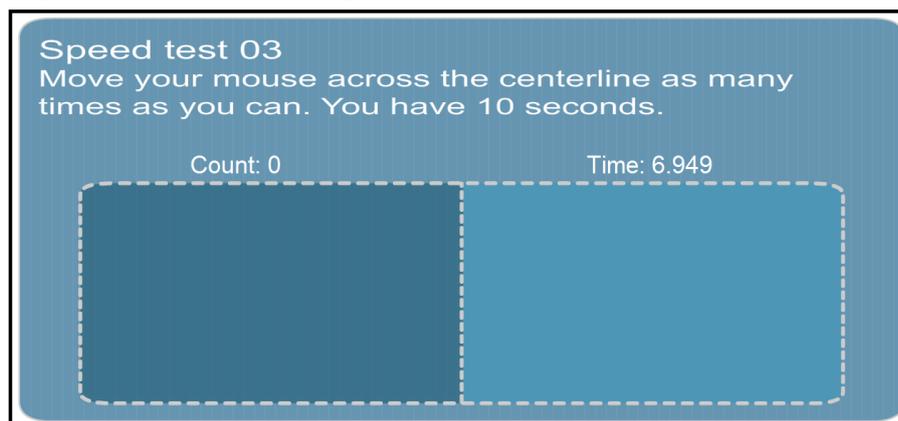
Fonte: Registrada pelo autor (2020).

Figura 36 – Exercício 3.4 para teste do *mouse*.



Fonte: Registrada pelo autor (2020).

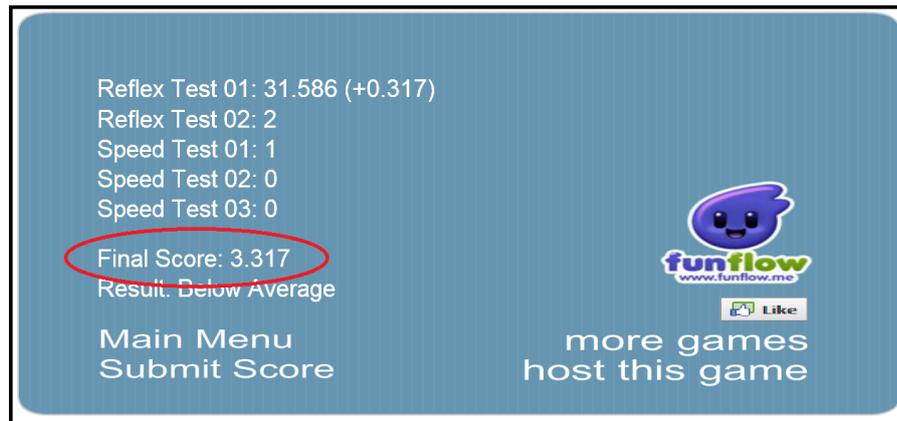
Figura 37 – Exercício 3.5 para teste do *mouse*.



Fonte: Registrada pelo autor (2020).

notas deveriam ser entre 0 e 10, e seriam usadas para a avaliação do *MouseAdapt* e o *mouse* convencional. A primeira nota era a nota de conforto, relacionada à fadiga e ao cansaço físico. A outra era a de facilidade de uso dos periféricos, relacionada diretamente à execução dos exercícios. Essas notas foram de grande importância para a comparação dos dois mouses.

Figura 38 – Pontuação do exercício 3 para teste do *mouse*.



Fonte: Registrada pelo autor (2020).

4.1.2 Testes para *AdaptText*

Para a avaliação do *AdaptText*, determinou-se uma lista de 5 palavras que deveriam ser escritas em um editor de texto comum (*Microsoft Word*, ou como é mais conhecido *Word*), utilizando um teclado convencional e novamente com o editor *AdaptText* usando o *MouseAdapt*. Foi escolhido o *Word* pelo fato de ser um dos editores mais usados no Brasil e no mundo (TYSON, 2007). Já as palavras foram escolhidas pelo primeiro candidato, tendo como critério de escolha o tamanho das palavras (número de sílabas). As palavras escolhidas estão escritas logo abaixo:

1. Qual
2. Indutor
3. Casa
4. Gerador
5. Cavalo

Designou-se aleatoriamente a ordem de uso dos editores e das palavras a serem escritas. Contabilizou-se o tempo que cada usuário levou para escrever cada palavra. Ao final, solicitou-se para cada usuário duas notas. Uma nota de conforto e outra de facilidade, que deveriam ser de 0 a 10. As notas serviram de parâmetros para comparação de satisfação entre o uso *MouseAdapt* e o *mouse* convencional. A nota de conforto estava relacionada à fadiga e ao cansaço físico. A outra era de facilidade de uso dos editores em relação à digitação das palavras. Este procedimento foi adotado pois os testes padrões para editores convencionais não atendem às funcionalidades do *AdaptText*, visto que este editor possui funcionalidades únicas que não são encontradas em outros editores.

4.1.3 Testes para IHM

A realização dos testes para esta ferramenta foram objetivados para a medição da eficácia que a IHM tinha no reconhecimento dos movimentos realizados pelos usuários. Os testes foram divididos em duas etapas, mostradas abaixo.

- **Testes *Offline*:** esses testes tiveram como finalidade testar diversos classificadores, bem como a configuração de diversos parâmetros destes classificadores. De fato, os testes foram realizados variando o conjunto de atributos, os classificadores, os parâmetros dos classificadores e o número de componentes do PCA, com o intuito de escolher a melhor configuração para se usar nos testes *online*. Esta etapa avaliativa teve ainda como objetivo testar a eficácia da IHM perante um grande número de movimentos, usando as amostras dos dois particionantes do banco de dados apresentado na Subseção 3.3.3.3 (Banco de dados).
- **Testes *online*:** usou-se aqui a melhor configuração encontrada nos testes *offline*. Objetivou-se nos testes *online* medir a eficácia do classificador ao tentar reconhecer novas amostras de sinal, agora coletadas em tempo real. Realizaram-se, para cada participante, 100 repetições de cada movimento, apresentados na Figura 24. Além da classificação dos sinais, também analisou-se a aplicabilidade dessa classificação em tempo real no controle de um editor de texto usando 3 movimentos de mão, através de simples observação.

4.2 Resultados dos testes avaliativos

Nesta seção, serão apresentados os resultados obtidos pelos testes propostos na seção 4.1. Para melhor compreensão, serão dedicadas seções para cada ferramenta, separadamente.

4.2.1 Resultados dos testes do *MouseAdapt*

Nesta subseção, serão apresentados os resultados dos exercícios realizados com os 5 candidatos relativos aos *MouseAdapt*. Para cada exercício, registrou-se em uma tabela os resultados de cada tentativa executada pelos usuários. Geraram-se duas tabelas por exercício, uma para o *MouseAdapt* e outra para o *mouse* convencional. Gerou-se ainda um gráfico para comparação dos dados para cada exercício. Será atribuído o valor 0 para as atividades que os usuários relataram não conseguirem realizá-las.

4.2.1.1 Exercício 1

As Tabelas 3 e 4 mostram os resultados encontrados na realização do exercício 1 (jogo “Testando o mouse”) com o *MouseAdapt* e com o *mouse* convencional, respectivamente. Cada linha representa os dados de cada candidato, já as colunas representam o número de acertos obtidos em cada tentativa.

Tabela 3 – Resultados do MouseAdapt para o Exercício 1.

MouseAdapt Exrc. 1			
	tentativa 1	tentativa 2	tentativa 3
Candidato 1	9	8	16
Candidato 2	14	14	15
Candidato 3	31	28	31
Candidato 4	14	16	14
Candidato 5	15	19	17

Fonte: Registrada pelo autor (2020).

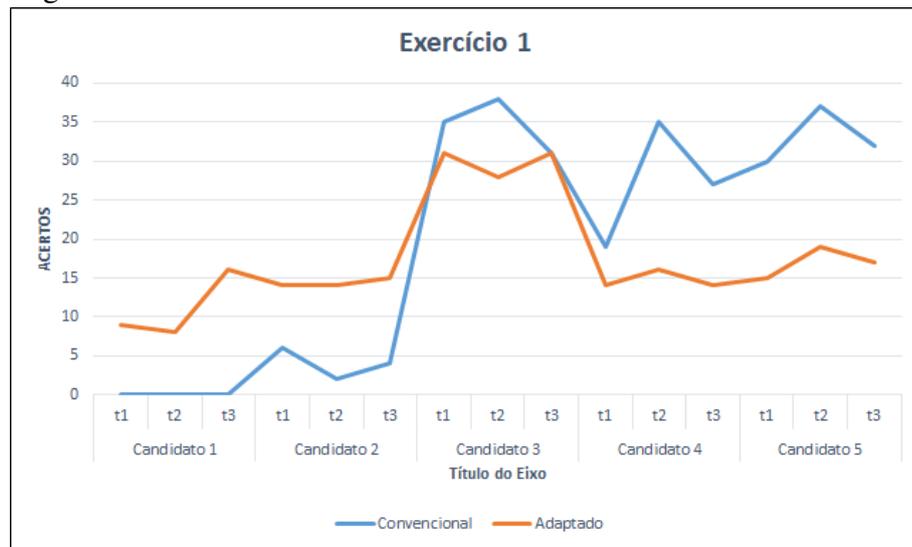
Tabela 4 – Resultados do mouse convencional para o Exercício 1.

Mouse Convencional Exrc.1			
	tentativa 1	tentativa 2	tentativa 3
Candidato 1	0	0	0
Candidato 2	6	2	4
Candidato 3	35	38	31
Candidato 4	19	35	27
Candidato 5	30	37	32

Fonte: Registrada pelo autor (2020).

A Figura 39 mostra um comparativo gráfico dos resultados alcançados entre os candidatos na execução das três repetições do exercício 1. A linha alaranjada representa os resultados referentes ao *MouseAdapt*, enquanto a linha azul representa os resultados do *mouse* convencional, no gráfico o eixo x representa as tentativas de cada participante e o eixo y representa o valor de acertos obtidos em cada tentativa. Observou-se pela análise dos resultados que nesse exercício o *MouseAdapt* obteve melhores resultados para os candidatos 1 e 2. Enquanto que para os outros candidatos, o *mouse* convencional obteve melhores resultados. Deve-se lembrar que nesse exercício foram testadas as habilidades de precisão e clique do cursor.

Figura 39 – Resultados do Exercício 1.



Fonte: Registrada pelo autor (2020).

4.2.1.2 Exercício 2

As Tabelas 5 e 6 expõem os resultados encontrados na realização do exercício 2 (jogo de labirinto “Mouse 1.0”) com o *MouseAdapte* e com o *mouse* convencional, respectivamente. Cada linha representa os dados de cada candidato. As colunas representam as somatórias das porcentagens dos caminhos, alcançadas por cada usuário.

Tabela 5 – Resultados do MouseAdapt para o Exercício 2.

MouseAdapt Exrc.2			
	tentativa 1	tentativa 2	tentativa 3
Candidato 1	20%	50%	120%
Candidato 2	50%	70%	90%
Candidato 3	220%	330%	380%
Candidato 4	80%	140%	150%
Candidato 5	230%	230%	280%

Fonte: Registrada pelo autor (2020).

A Figura 40 ilustra os resultados alcançados entre os candidatos. A linha alaranjada representa os resultados referentes ao *MouseAdapte*, enquanto que a linha azul representa os resultados do *mouse* convencional, no gráfico o eixo x representa as tentativas de cada participante e o eixo y representa a porcentagem do percurso alcançada em cada tentativa.

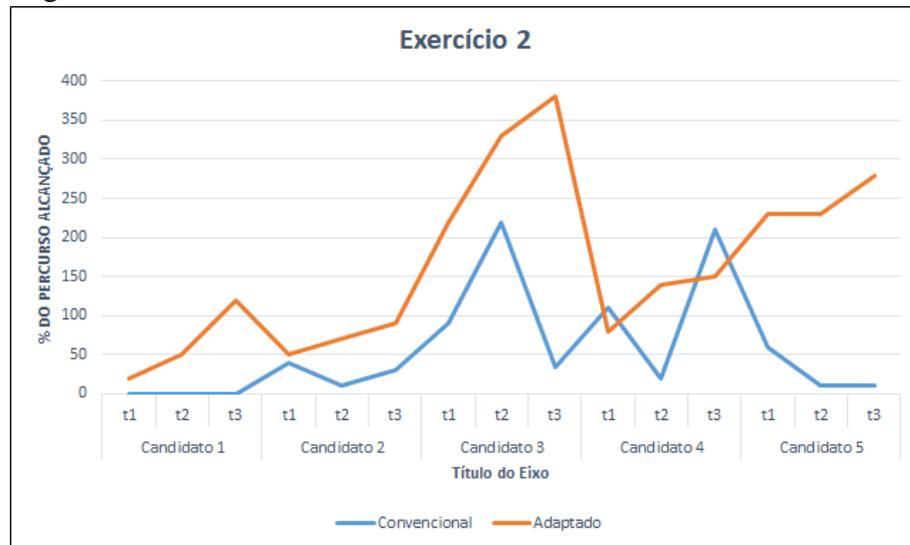
Percebe-se pelos resultados alcançados que o *MouseAdapte* obteve os melhores resultados em relação ao outro *mouse* na grande maioria dos casos, indicando um melhor controle e precisão do cursor.

Tabela 6 – Resultados do mouse convencional para o Exercício 2.

Mouse Convencional Exrc. 2			
	tentativa 1	tentativa 2	tentativa 3
Candidato 1	0%	0%	0%
Candidato 2	40%	10%	30%
Candidato 3	90%	220%	35%
Candidato 4	110%	20%	210%
Candidato 5	60%	10%	10%

Fonte: Registrada pelo autor (2020).

Figura 40 – Resultados do Exercício 2.



Fonte: Registrada pelo autor (2020).

4.2.1.3 Exercício 3

As Tabelas 7 e 8 mostram os resultados encontrados pela realização do exercício 3 (jogo "Skill Test"), com o *MouseAdapte* e com o *mouse* convencional, respectivamente. Cada linha representa os dados de cada candidato. Assim como, as colunas representam os *scores* alcançados pelos usuários ao finalizarem o exercício.

Tabela 7 – Resultados do MouseAdapt para o Exercício 2.

MouseAdapt Exrc.3			
	tentativa 1	tentativa 2	tentativa 3
Candidato 1	76,94	88,00	102,30
Candidato 2	60,19	73,65	66,29
Candidato 3	149,56	152,27	152,22
Candidato 4	84,44	90,51	78,02
Candidato 5	55,24	64,82	66,96

Fonte: Registrada pelo autor (2020).

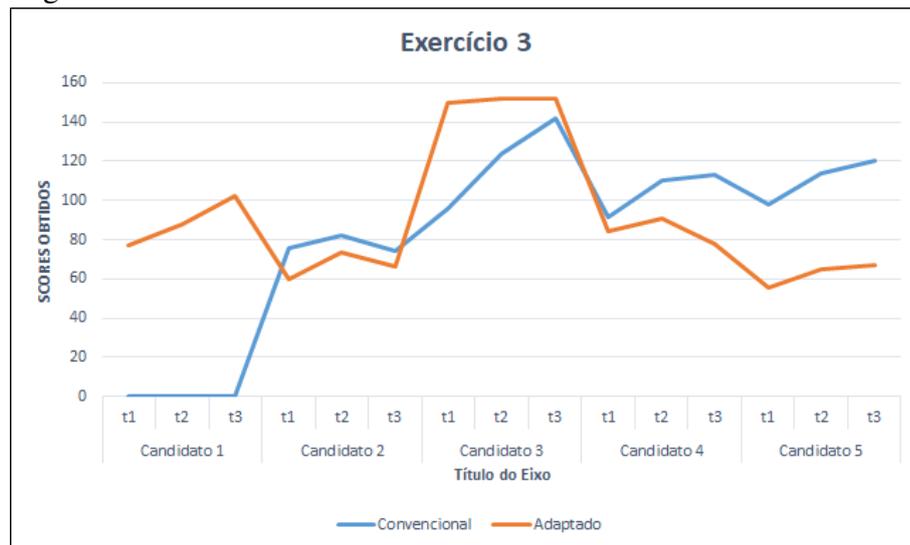
Tabela 8 – Resultados do mouse convencional para o Exercício 3.

Mouse Convencional Exrc.3			
	tentativa 1	tentativa 2	tentativa 3
Candidato 1	0,00	0,00	0,00
Candidato 2	75,47	82,27	74,60
Candidato 3	96,01	124,30	141,92
Candidato 4	91,25	110,02	113,12
Candidato 5	98,02	113,73	120,43

Fonte: Registrada pelo autor (2020).

Mostra-se na Figura 41 uma análise gráfica comparando os resultados alcançados entre os 5 candidatos, no gráfico o eixo x representa as tentativas de cada participante e o eixo y representa o valor de scores obtidos em cada tentativa..

Figura 41 – Resultados do Exercício 3.



Fonte: Registrada pelo autor (2020).

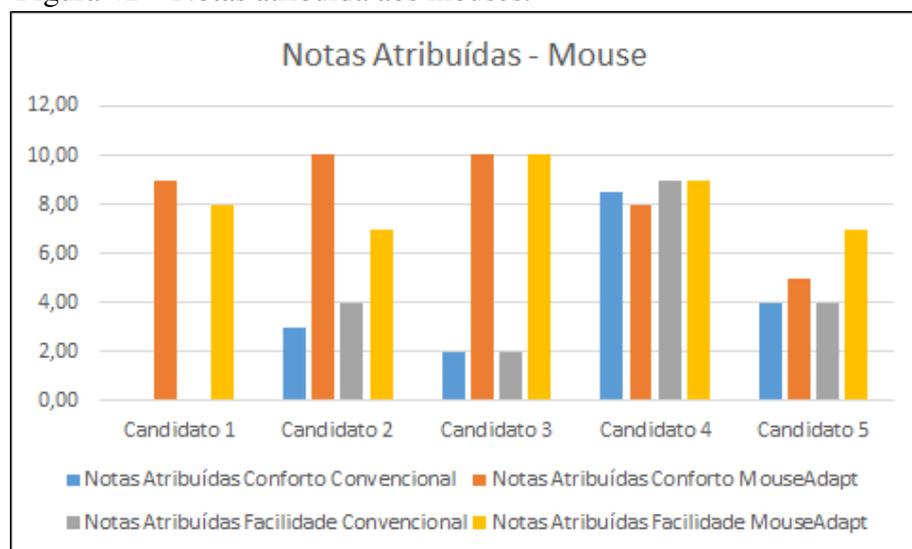
No exercício 3, percebe-se pela análise dos resultados que há variância nas performances dos *mouses*. Os candidatos 1 e 3 alcançaram os melhores *scores* com o *MouseAdapt*, já os candidatos 2, 4 e 5 obtiveram melhores pontuações com o *mouse* convencional. Deve-se lembrar que nesse exercício foram analisados reflexo, controle e agilidade do cursor.

A Tabela 9 apresenta as notas atribuídas pelos 5 candidatos, para avaliação do *MouseAdapt* e do *mouse* convencional. As notas foram direcionadas ao conforto e facilidade, que tiveram ao realizarem os exercícios propostos. A Figura 42 faz uma representação gráfica dessas notas.

Tabela 9 – Tabela de pontos atribuídos aos mouses.

Notas Atribuídas				
	Conforto		Facilidade	
	Convencional	MouseAdapt	Convencional	MouseAdapt
Candidato 1	0,00	9,00	0,00	8,00
Candidato 2	3,00	10,00	4,00	7,00
Candidato 3	2,00	10,00	2,00	10,00
Candidato 4	8,50	8,00	9,00	9,00
Candidato 5	4,00	5,00	4,00	7,00

Figura 42 – Notas atribuída aos mouses.



Fonte: Registrada pelo autor (2020).

Observou-se por esses dados que, embora os valores registrados nos exercícios sejam variados em relação aos dois *mouses*, as notas de conforto e facilidade atribuídas apontam que o *MouseAdapt* tornou-se mais confortável e prazeroso para realização dos exercícios pelos 5 candidatos.

4.2.2 Resultados dos testes do *AdaptText*

Nesta subseção, serão apresentados os resultados dos exercícios realizados com o *AdaptText*, que usa o *MouseAdapt* para a escrita das palavras, e obtidos com um editor de texto convencional (*Word*), que utilize o teclado convencional para digitação.

As Tabelas 10 e 11 mostram os tempos gastos para se escrever as palavras com o *AdaptText* e com o *word*, respectivamente, em que as linhas representam os candidatos e as colunas o tempo para a escrita de cada palavras. No gráfico mostrado na Figura 43 observa-se que o tempo de digitação utilizando o *AdaptText* (linha alaranjada) é bem maior do que no *word*,

utilizando o teclado convencional (linha azul).

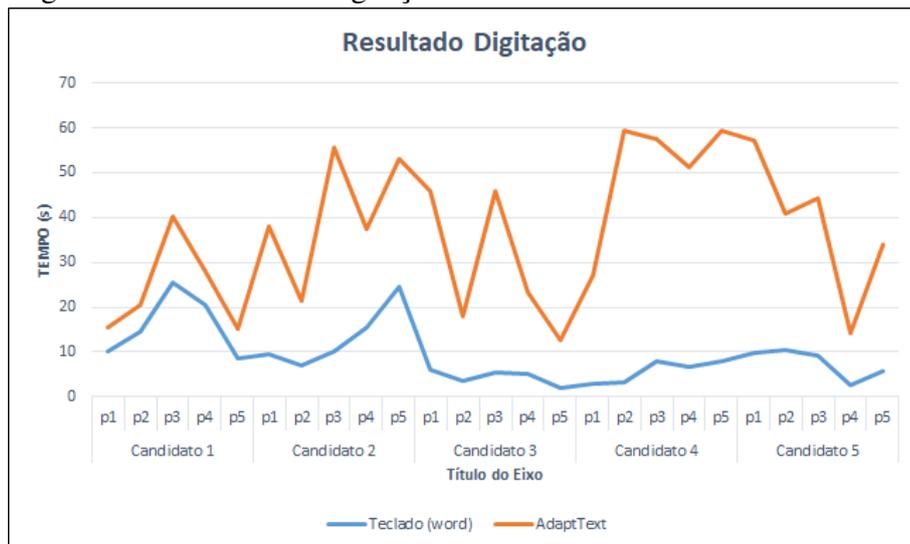
Tabela 10 – Resultado do Exercício usando o AdaptText.

Resultados AdaptText					
	Palavra 1	Palavra 2	Palavra 3	Palavra 4	Palavra 5
Candidato 1	15,50	20,34	40,30	28,10	15,30
Candidato 2	38,14	21,57	55,72	37,41	53,18
Candidato 3	46,05	18,00	45,90	23,20	12,60
Candidato 4	27,20	59,49	57,45	51,18	59,28
Candidato 5	57,30	41,03	44,37	14,20	34,07

Tabela 11 – Resultado do Exercício usando o teclado convencional (Word).

Resultados Teclado Convencional (Word)					
	Palavra 1	Palavra 2	Palavra 3	Palavra 4	Palavra 5
Candidato 1	10,20	14,40	25,50	20,53	8,50
Candidato 2	9,56	7,00	10,00	15,50	24,58
Candidato 3	6,06	3,50	5,40	5,00	2,00
Candidato 4	3,05	3,14	7,82	6,71	8,02
Candidato 5	9,97	10,37	9,25	2,67	5,86

Figura 43 – Resultados Digitação.



Fonte: Registrada pelo autor (2020).

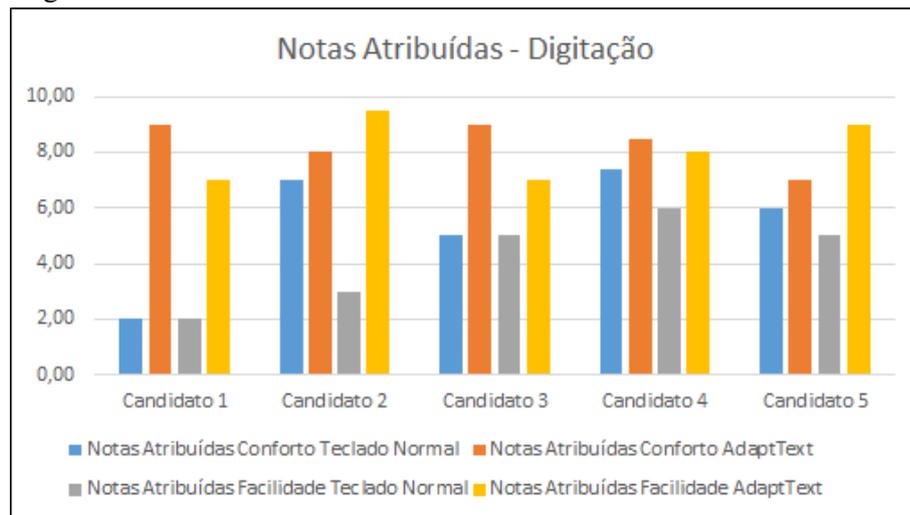
A Tabela 12 apresenta as notas de conforto e facilidade atribuídas aos dois editores (*MouseAdapt*) e *Word*). A Figura 44 faz uma representação gráfica dessas notas. Verifica-se nestes resultados que, embora os 5 usuários tenham demorado mais tempo para escrever as

palavras usando o *AdaptText*, a pontuação atribuída pelos 5 usuários foram maiores para o *AdaptText*, tanto em termos de conforto bem como em termos de facilidade.

Tabela 12 – Tabela de pontos atribuídos aos Editores.

Notas Atribuídas				
	Conforto		Facilidade	
	Convencional	MouseAdapt	Convencional	MouseAdapt
Candidato 1	2,00	9,00	2,00	7,00
Candidato 2	7,00	8,00	3,00	9,50
Candidato 3	5,00	9,00	5,00	7,00
Candidato 4	7,40	8,50	6,00	8,00
Candidato 5	6,00	7,00	5,00	9,00

Figura 44 – Notas atribuídas aos Editores.



Fonte: Registrada pelo autor (2020).

Através dessas análises, tanto do *MouseAdapt* quanto do *AdaptText*, pode-se afirmar que, embora para alguns exercícios o uso dos periféricos convencionais demonstraram melhores resultados, o *MouseAdapt* e o *AdaptText* obtiveram melhores classificações de conforto e facilidade.

Em relação aos resultados dos exercícios, deve-se considerar também o tempo de uso das ferramentas testadas, pois os 5 candidatos estavam mais habituados a utilizarem os periféricos convencionais, e possivelmente os resultados obtidos para o *MouseAdapt* e para o *AdaptText* melhoraram com o tempo de uso. Já para o *AdaptText*, está sendo implementado um dicionário de palavras com sistema de completude para diminuir o tempo de digitação das palavras pelo usuário.

4.2.3 Resultados dos testes da IHM

Nesta subseção serão apresentados os resultados dos teste *offline* e *online* do algoritmo proposto para a classificação das amostras coletadas. Os testes *offline* foram realizados com a base de dados apresentada na Subseção 3.3.3.3, enquanto os testes *online* foram feitos em tempo real. Todos os testes foram realizados pelos participantes descritos na Subseção 3.3.3.3. Os resultados dos testes *offline* serão mostrados em tabelas, onde a primeira coluna representa o numero de componentes PCA e a segunda representa a porcentagem de acertos. Por sua vez, os resultados dos testes *online* serão mostrados em duas tabelas de confusão.

Sendo assim, para melhor entendimento, o conteúdo desta subseção será dividido em duas partes: resultados dos testes *offline* e resultados dos testes *online*.

4.2.3.1 Resultados dos Testes Offline

Os primeiros testes *offline* realizados com o banco de dados da Subseção 3.3.3.3 possuíram o objetivo de se testar o desempenho de 3 diferentes classificadores (SVM, MLP e KNN). Para isto, foram realizadas algumas simulações preliminares com o intuito de definir uma configuração base para os testes dos classificadores. Estas simulações preliminares, cujos resultados foram omitidos deste trabalho para simplificar a apresentação, foram realizadas com os atributos apresentados na Subseção 3.3.3.2. Então, decidiu-se que para padronização dos testes dos classificadores, seriam usados os atributos do grupo G1 (desvio padrão intervalar da TF) e 35 componentes de PCA. Essa configuração atributos e PCA foi escolhida por apresentar um bom desempenho para a todos os classificadores. Após uma reorganização aleatória, foi usado o método de validação cruzada *k-Fold*. Neste método de validação dividiram-se as amostras em três frações ($k=3$), então é escolhido uma das frações para treino do classificador e o restante para teste. Repete-se o processo alternado-se as frações, as amostras que foram usadas para treino agora serão usadas para teste e é escolhido uma nova fração de amostras para serem usadas para treino. O processo repete-se até que todas as frações de amostras sejam usadas para treino do classificador.

Para cada classificador, foram realizados vários testes para se achar os melhores parâmetros de cada técnica. No caso do SVM, testou-se os kernels linear, polinomial, Gaussiano (RBF- radial basis function) e sigmóide, variou-se o parametro do kernel, a constante de relaxamento e o técnica usada para caso multiusuário (OVO e OVA). No caso do MLP, variou-se a

função de ativação, o número de camadas e o número de neurônios por camada. Já no caso do KNN, variou-se o parâmetro k .

Os parâmetros que forneceram os melhores resultados de acurácia para cada classificador são mostrados nas Tabelas 13 e 14, para os participantes 1 (com de?ciência) e do participante 2 (sem de?ciência), respectivamente, enquanto as correspondentes taxas de acerto, para ambos os participantes, são apresentados na Tabela 15.

Pode-se ver destes resultados que a técnica SVM forneceu a melhor taxa de acerto, para ambos os participantes. Deve-se destacar ainda que obteve-se uma melhor taxa de acerto participante 2 (93,13%) do que com o participante 1 (89,55%). Isto deve-se ao fato de o participante 1 ter espasmos musculares involuntários constantes, o que afeta as afetaram as características extraídas.

Desta forma, usando como critério de seleção a taxa de acerto, escolheu-se o classificador SVM para realizar o restante dos testes offline, bem como nos testes online, para ambos os participantes.

Tabela 13 – Parâmetros de configuração usados para os classificadores (Participante 1).

Classificadores	Parâmetros
SVM	<i>Gaussian</i> , $\alpha = 0,25$, $C = 7$ e One Vs. One
MLP	2 camadas ocultas, Função de ativação sigmoide e 4 neurônios por camada
KNN	$K = 3$ e Função ' <i>Kdtree</i> '

Fonte: Registrada pelo autor (2019).

Tabela 14 – Parâmetros de configuração usados para os classificadores (Participante 2).

Classificadores	Parâmetros
SVM	<i>Gaussian</i> , $\alpha = 0,00055$, $C = 10$ e One Vs. One
MLP	2 camadas ocultas, Função de ativação sigmoide e 4 neurônios por camada
KNN	$K = 3$ e Função ' <i>Kdtree</i> '

Fonte: Registrada pelo autor (2019).

Tabela 15 – Taxa de acerto dos Classificadores

Classificadores	Participante 1	Participante 2
SVM	89,55%	93,13%
MLP	79,10%	73,44%
KNN	72,48%	72,39%

Fonte: Registrada pelo autor (2019).

Os próximos resultados avaliam quais os melhores atributos a serem utilizados, bem como o número de componentes do PCA. Para isso, testou-se 11 diferentes combinações do grupos de atributos apresentados na Subseção 3.3.3.2. Além disso, para cada combinação de atributo, foram testados diversos valores do número de componentes do PCA, para ambos os participantes.

As Tabelas 16 a 26 mostram os resultados dos 11 testes realizados utilizando as amostras do participante 1, participante com paralisia cerebral. Em cada tabela foi fixado o(s) grupo(s) de atributos que seriam testados no classificador SVM. Na primeira coluna encontram-se o número de PCA usados e na segunda coluna estão a taxa de acerto de classificação *offline* para cada número de PCA utilizado. Em cada tabela, mostrou-se as 3 maiores taxas de acerto obtidas quando se variou o número de componentes do PCA.

Tabela 16 – Tabela de resultados teste 1 - Participante 1.

Teste 1 - Grupo 1 (40 Atributos)	
Componentes PCA	Taxa de acertos
20	85,98%
30	90,76%
35	89,55%

Tabela 17 – Tabela de resultados teste 2 - Participante 1.

Teste 2 - Grupo 2 (200 Atributos)	
Componentes PCA	Taxa de acertos
20	88,48%
30	91,98%
50	91,41%

Tabela 18 – Tabela de resultados teste 3 - Participante 1.

Teste 3 - Grupo 3 (50 Atributos)	
Componentes PCA	Taxa de acertos
10	90,19%
20	94,58%
30	95,38%

Tabela 19 – Tabela de resultados teste 4 - Participante 1.

Teste 4 - Grupo 4 (20 Atributos)	
Componentes PCA	Taxa de acertos
5	43,64%
10	70,41%
18	85,07%

Tabela 20 – Tabela de resultados teste 5 - Participante 1.

Teste 5 - Grupo 1 e 2 (240 Atributos)	
Componentes PCA	Taxa de acertos
10	92,40%
20	97,00%
30	97,24%

Tabela 21 – Tabela de resultados teste 6 - Participante 1.

Teste 6 - Grupo 1 e 3 (90 Atributos)	
Componentes PCA	Taxa de acertos
10	91,61%
20	96,63%
30	97,73%

Tabela 22 – Tabela de resultados teste 7 - Participante 1.

Teste 7 - Grupo 1 e 4 (60 Atributos)	
Componentes PCA	Taxa de acertos
10	84,71%
20	90,97%
30	92,95%

Tabela 23 – Tabela de resultados teste 8 - Participante 1.

Teste 8 - Grupo 2 e 4 (220 Atributos)	
Componentes PCA	Taxa de acertos
10	91,25%
20	95,71%
30	97,16%

Tabela 24 – Tabela de resultados teste 9 - Participante 1.

Teste 9 - Grupo 2 e 4 (70 Atributos)	
Componentes PCA	Taxa de acertos
10	91,10%
20	95,38%
30	97,97%

Tabela 25 – Tabela de resultados teste 10 - Participante 1.

Teste 7 - Grupo 1,2 e 4 (260 Atributos)	
Componentes PCA	Taxa de acertos
10	94,67%
20	96,01%
30	97,00%

Tabela 26 – Tabela de resultados teste 11 - Participante 1.

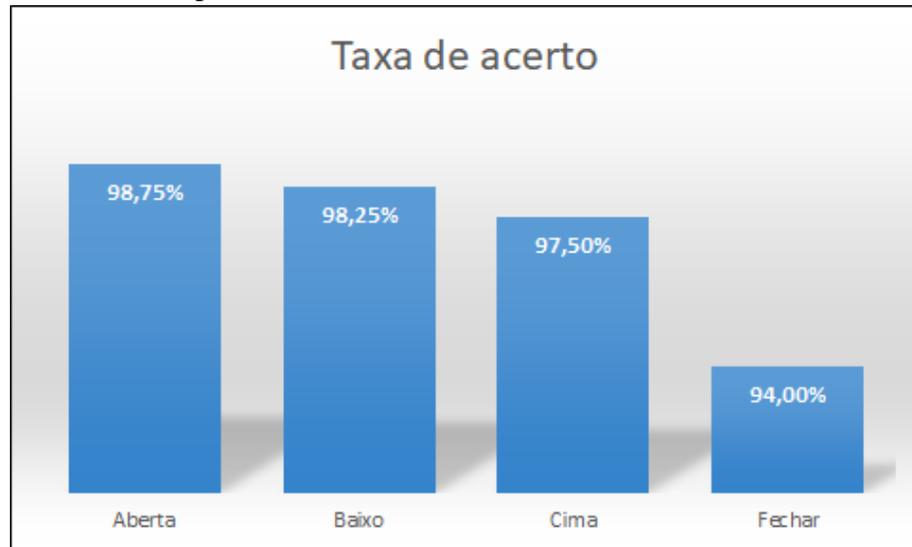
Teste 11 - Grupo 1.3 e 4 (110 Atributos)	
Componentes PCA	Taxa de acertos
10	85,26%
20	92,01%
30	96,84%

A maior taxa de acertos encontrada foi de 97,97%, na realização do teste 9, com 30 componentes de PCA e com os atributos do grupo 2 (200 atributos extraídos da TW dos dois canais) e do grupo 4 (20 atributos retirados da média, valor máximo, assimetria, *zero cross raiting* e curtose do sinal). A Tabela 27 mostra a tabela de confusão com o número de acertos e erros de cada movimento correspondente a este melhor caso. Na Figura 45 é mostrado um gráfico com as taxas de acerto para cada classe de movimento.

Tabela 27 – Matriz de Confusão Teste Offline - Participante 1 - melhor caso.

	Aberta	Baixo	Cima	Fechar
Aberta	395	3	0	2
Baixo	1	393	1	5
Cima	2	1	390	7
Fechar	4	13	7	376

Figura 45 – Taxa de acertos para os testes Offline das amostras do Participante 1 - melhor caso.



Fonte: Registrada pelo autor (2020).

De forma similar, as Tabelas 28 à 38 mostram os resultados dos 11 testes realizados utilizando as amostras do participante 2, participante sem diagnóstico de deficiência.

Tabela 28 – Tabela de resultados teste 1 - Participante 2.

Teste 1 - Grupo 1 (40 Atributos)	
Componentes PCA	Taxa de acertos
20	90,50%
30	93,25%
35	93,13%

Tabela 29 – Tabela de resultados teste 2 - Participante 2.

Teste 2 - Grupo 2 (200 Atributos)	
Componentes PCA	Taxa de acertos
20	88,38%
30	89,69%
50	91,06%

Tabela 30 – Tabela de resultados teste 3 - Participante 2.

Teste 3 - Grupo 3 (50 Atributos)	
Componentes PCA	Taxa de acertos
10	84,81%
20	88,81%
30	89,50%

Tabela 31 – Tabela de resultados teste 4 - Participante 2.

Teste 4 - Grupo 4 (20 Atributos)	
Componentes PCA	Taxa de acertos
5	67,31%
10	80,87%
18	88,85%

Tabela 32 – Tabela de resultados teste 5 - Participante 2.

Teste 5 - Grupo 1 e 2 (240 Atributos)	
Componentes PCA	Taxa de acertos
10	91,37%
20	95,44%
30	96,06%

Tabela 33 – Tabela de resultados teste 6 - Participante 2.

Teste 6 - Grupo 1 e 3 (90 Atributos)	
Componentes PCA	Taxa de acertos
10	91,19%
20	94,50%
30	95,37%

Tabela 34 – Tabela de resultados teste 7 - Participante 2.

Teste 7 - Grupo 1 e 4 (60 Atributos)	
Componentes PCA	Taxa de acertos
10	82,19%
20	92,44%
30	94,13%

Tabela 35 – Tabela de resultados teste 8 - Participante 2.

Teste 8 - Grupo 2 e 4 (220 Atributos)	
Componentes PCA	Taxa de acertos
10	83,13%
20	91,75%
30	92,69%

Tabela 36 – Tabela de resultados teste 9 - Participante 2.

Teste 9 - Grupo 2 e 4 (70 Atributos)	
Componentes PCA	Taxa de acertos
10	83,75%
20	92,07%
30	93,63%

Tabela 37 – Tabela de resultados teste 10 - Participante 2.

Teste 10 - Grupo 1,2 e 4 (260 Atributos)	
Componentes PCA	Taxa de acertos
10	81,87%
20	93,31%
30	95,69%

Tabela 38 – Tabela de resultados teste 11 - Participante 2.

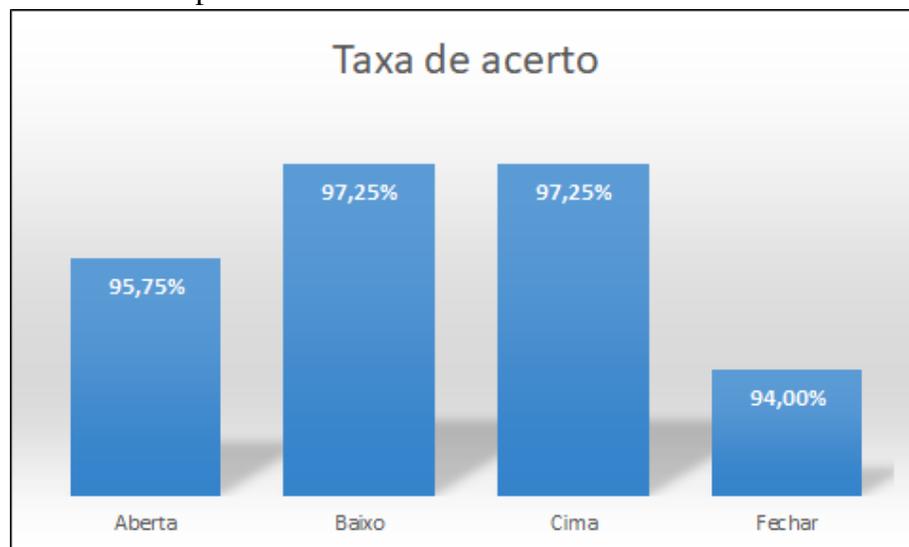
Teste 11 - Grupo 1.3 e 4 (110 Atributos)	
Componentes PCA	Taxa de acertos
10	82,31%
20	94,00%
30	95,13%

A maior taxa de acertos encontrada foi de 96,06%, na realização do teste 5, com 30 componentes de PCA e com os atributos do grupo 1 (20 atributos adquiridos a partir do desvio padrão intervalar da TF) e do grupo 2 (200 atributos extraídos da TW dos dois canais). A Tabela 39 mostra a tabela de confusão com o número de acertos e erros de cada movimento correspondentes ao melhor caso. Na Figura 46, é mostrado um gráfico com as taxas de acerto para cada classe de movimento.

Tabela 39 – Matriz de Confusão Teste Offline - Participante 2 - melhor caso.

	Aberta	Baixo	Cima	Fechar
Aberta	383	1	1	15
Baixo	3	389	2	6
Cima	1	6	389	4
Fechar	15	1	8	376

Figura 46 – Taxa de acertos para os testes Offline das amostras do Participante 2 - melhor caso.



Fonte: Registrada pelo autor (2020).

Percebe-se que a taxa de acerto máxima do participante 1 (97,97%) é ligeiramente maior do que a do participante 2 (96,06%). Isto mostra que o ajuste fino dos atributos e do número de componentes do PCA conseguiu cancelar o efeito negativo que os espasmos musculares do participante 1 causaram nas primeiras simulações. Ademais, pode-se observar que ambos os participantes obtiveram taxa de acerto bastante elevadas, acima de 96%.

4.2.3.2 Resultados dos Testes Online

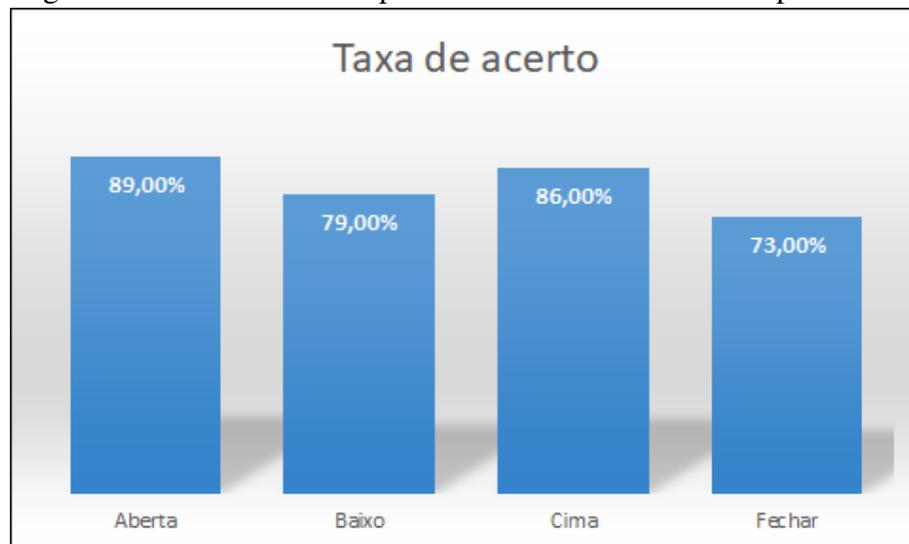
Para os testes em tempo real (*online*) da IHM, cada participante realizou 400 movimentos, 100 movimentos de cada classe apresentadas na Figura 24. Usou-se as mesma configuração de atributos e PCA encontradas nos testes *offline* que geraram as melhores taxas de acerto, tanto para as amostras do participante 1 quanto para as amostras do participante 2.

A taxa de acerto para os testes *online* do participante 1 (com deficiência) foi de 81,75%. A Tabela 40 detalha o número de acertos para cada um dos quatro tipos de movimento. Já na Figura 47 é apresentado o gráfico com as taxas de acertos, também para cada tipo de movimento.

Tabela 40 – Matriz de Confusão Teste Online - Participante 1.

	Aberta	Baixo	Cima	Fechar
Aberta	89	0	3	8
Baixo	4	79	5	12
Cima	2	1	86	11
Fechar	5	10	12	73

Figura 47 – Taxa de acertos para os testes Online do Participante 1.



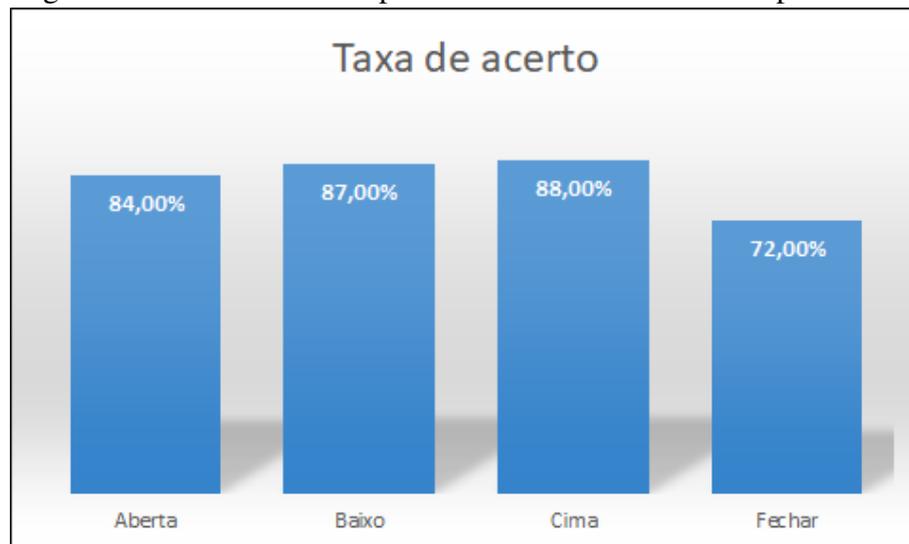
Fonte: Registrada pelo autor (2020).

De maneira semelhante, o participante 2 (sem deficiência) realizou o teste com os 400 movimentos, sendo a taxa de acerto foi de 82,75%. A Tabela 41 detalha o número de acertos para cada um dos quatro tipos de movimento. Na Figura 48 é apresentado o gráfico com as taxas de acertos para cada tipo de movimento.

Tabela 41 – Matriz de Confusão Teste Online - Participante 2.

	Aberta	Baixo	Cima	Fechar
Aberta	84	2	0	14
Baixo	2	87	1	10
Cima	1	1	88	10
Fechar	9	12	7	72

Figura 48 – Taxa de acertos para os testes Online do Participante 2.



Fonte: Registrada pelo autor (2020).

Concluiu-se pela análise dos resultados dos testes *online* que as taxa de acerto, para ambos os participantes, foi menor que nos testes *offline*. Isso acontece porque o sinal está sendo captado ao mesmo tempo que é processado e classificado, estando sujeito a mais ruídos e interferências. Entretanto, embora as taxas de acerto online sejam menores do que nos testes offline, pode-se considerar que foram atingidas boas taxas de acerto para uma aplicação em tempo real.

Após os testes de classificação online foi realizado um teste observacional para análise da IHM aplicada ao controle do editor de texto. O editor usado foi o mesmo *AdaptText* com algumas modificações em seu funcionamento. Basicamente seu funcionamento se resumiu em três comandos:

- **Passar caractere:** passa as letras em ordem alfabética e é ativado pelo movimento “Aberto”, descrito na Seção 3.3.3.3 (Tabela 2).
- **Escrever caractere:** fixa o caractere escolhido e é ativado pelo movimento “Cima”, também descrito na Tabela 2.
- **Apagar caractere:** Apaga ultimo caractere escrito e é ativado pelo movimento “Aberto”, descrito na mesma Tabela 2.

Os movimentos citados acima foram escolhidos devido às suas taxas de acerto serem maiores do que o movimento “Fechado”, que não foi usado na aplicação do controle do editor de texto.

Os testes foram realizados pelo participante que possuía deficiência (participante 1). O teste se resumiu a escrever palavras curtas, o objetivo era apenas testar a viabilidade da IHM para controle de um editor de texto. Os resultados foram bem satisfatórios considerando-se que foi possível de fato escrever palavras com movimentos de mão. A Figura 49 mostra a escrita da palavra “CÉU” usando a IHM. Constatou-se por esse sistema a viabilidade de usar sinais EMG para controle do *AdaptText*.

Figura 49 – Funcionamento editor de texto usando a IHM.



Fonte: Registrada pelo autor (2020).

4.3 Conclusão

Esse capítulo abordou a metodologia de avaliação adotada para os testes das TAs desenvolvidas, assim como mostrou os resultados de cada teste proposto. Cada ferramenta teve sua metodologia para os testes sendo o *MouseAdapt* e *AdaptText* foram testados com os candidatos entrevistados e a IHM com dois participantes, sendo o primeiro com PC e o segundo sem deficiência diagnosticada. Os resultados foram apresentados separadamente para cada uma das propostas, sendo expostos em tabelas e gráficos.

No próximo capítulo será apresentada a conclusão deste trabalho e os trabalhos a serem realizados no futuro.

5 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

Neste trabalho, foram desenvolvidas três propostas de TAs, na categoria de *Recursos de Acesso ao Computador*, que podem servir de colaboração na aplicação da educação inclusiva, não só no Brasil, mas em todo o mundo, permitindo o uso do computador pelas PcD, sem dificuldades ou impedimentos em realizarem o manuseio de seus periféricos.

Desenvolveu-se um mouse adaptado (*MouseAdapt*) de baixo custo, usando uma impressora 3D, que permite as PcD motora usarem as funcionalidades do mouse no computador. Possibilitou o manuseio dessa ferramenta para quem não conseguia usar o *mouse* convencional, como foi o caso do Candidato 1. Com isso, confirma-se a possibilidade da aplicação do computador nas atividades educacionais para alunos que não consigam utilizar os *mouses* convencionais, por impossibilidades físicas. A grande vantagem do *MouseAdapt*, além de suas funcionalidades, é o seu baixo custo, se comparado com mouses adaptados disponíveis no mercado, devido a utilização de impressoras 3D para a sua produção.

Além do *MouseAdapt*, foi proposto nesse trabalho o editor de texto *AdaptText*. Esse editor proporciona uma maneira alternativa de escrever palavras sem o uso do teclado convencional, usando apenas um *mouse* para tal tarefa. Mostrou-se, através dos testes realizados, que esse editor possibilita até mesmo pessoas que não possuem membros superiores, como no caso do “Candidato 3”, realizarem a atividade de escrita de palavras sem que haja a ocorrência de dores físicas.

Nesse trabalho, também desenvolveu-se uma IHM para acesso ao computador usando sinais EMG e técnicas de AM, possibilitando a classificação de até 4 movimentos de mão, com uma taxa média de acerto de 97% para testes *offline* (usando as amostras do banco de dados) e 82% para testes em tempo real. Além disso, contribuiu-se também para a comunidade científica, com a criação de um banco de dados com 3200 amostras de sinais EMG, gerados por 4 movimentos de mão. Esse banco de dados servirá de base testes de novos classificadores ou outros estudos que envolvam esse tipo de sinal. O banco de dados apresentado nesse trabalho está disponível em Junior *et al.* (2020).

A taxa de acerto encontrada nesse trabalho é satisfatória, pois alcança taxas de acurácia semelhantes às encontradas em Samuel *et al.* (2019) e Bird *et al.* (2020) utilizando um número menor de eletrodos e equipamentos de baixo custo e open source, o que facilitará a sua aquisição pelos futuros usuários.

Além do algoritmo classificador, indicou-se como aplicação da classificação dos

sinais um editor de textos (*EditEMG*) que utiliza três movimentos de mão para escrever palavras. Constatou-se por esse sistema a viabilidade de usar sinais EMG para controle de sistemas computacionais.

As informações coletas com a entrevista dos candidatos apontam muitas falhas nos periféricos de controle de computadores disponibilizados atualmente, sendo necessárias adaptação para melhorar seu uso em termos de facilidade e conforto para usuários com deficiência. E embora as ferramentas desenvolvida nesse trabalho sejam de grande importância, percebe-se uma grande margem para aprimoramentos em termos funcionais das ferramentas.

Por fim, conclui-se nesse trabalho a relevância que têm as pesquisas e desenvolvimentos de ferramentas em TAs, voltadas não apenas ao uso do computador, mas no auxílio de maneira geral às PcD. Pois, mais do que um avanço tecnológico, TAs são um grande avanço social.

5.1 Trabalhos Futuros

Pretende-se para atividades futuras:

- **Melhorias das TAs desenvolvidas:** Realizar modificações no *MouseAdapt* e no *AdaptText*. As mudanças foram sugeridas pelos candidatos e estão escritas em seus formulários, disponibilizados no Apêndice A deste trabalho. Em particular, pretende-se adicionar um dicionário de palavras para o editor e criar um sistema de auto completude.
- **Incrementar o Banco de Dados:** Coletar novas amostras de sinais EMG de novos participantes, e também ampliar o número de movimentos, além de realizar coletas de outras regiões musculares.
- **Desenvolver equipamento de aquisição de sinais:** Projetar e desenvolver um novo sistema de aquisição de sinais EMG de superfície, que seja mais confortável para o usuário e menos sensível ao ambiente externo, como, por exemplo, usando acelerômetros e giroscópios.
- **Novas aplicações da classificação de sinais EMG:** Criar novas aplicações para o uso de classificadores de sinais EMG. Objetiva-se a criação de IHMs para controles de próteses, ambientes e cadeiras motorizadas.

REFERÊNCIAS

- ADAPTTTEXT, T. **Tutorial AdaptText**. 2020. <https://www.youtube.com/watch?v=yY_Oripy0xo>. Acessado em 28/01/2020.
- ALVES, D. d. O.; GOTTI, M. d. O. Atendimento educacional especializado: concepções, princípios e aspectos organizacionais. **Ensaaios pedagógicos**, MEC/SEESP Brasília, 2006.
- AMARAL, T. G.; DIAS, O. P.; WOLCZOWSKI, A.; PIRES, V. F. Neural network based identification of hand movements using biomedical signals. In: **IEEE. 2012 IEEE 16th International Conference on Intelligent Engineering Systems (INES)**. [S.l.], 2012. p. 125–129.
- ARDUINO, A. S. Arduino. **Arduino LLC**, 2015.
- ARTE, E. da. **O que é modelagem digital ou modelagem 3D**. 2019. Modelagem 3D. Disponível em: <<https://mundodesenhodigital.com.br/o-que-e-modelagem-digital-ou-modelagem-3d-e/>>. Acesso em: 26 nov. 2019.
- BACKES, A. R.; JUNIOR, J. J. d. M. S. **Introdução à visão computacional usando Matlab**. [S.l.]: Alta Books Editora, 2019.
- BARBOSA, S.; SILVA, B. **Interação humano-computador**. [S.l.]: Elsevier Brasil, 2010.
- BERSCH, R. Introdução à tecnologia assistiva. **Porto Alegre: CEDI**, v. 21, 2008.
- BERSCH, R. d. C. R. Design de um serviço de tecnologia assistiva em escolas públicas. 2009.
- Bird, J. J.; Kobylarz, J.; Faria, D. R.; Ekárt, A.; Ribeiro, E. P. Cross-domain mlp and cnn transfer learning for biological signal processing: Eeg and emg. **IEEE Access**, v. 8, p. 54789–54801, 2020.
- BITZER, S.; SMAGT, P. V. D. Learning emg control of a robotic hand: towards active prostheses. In: . [S.l.: s.n.].
- BRASIL; MEC. **Decreto nº 7611, de 17 de novembro de 2011**. [S.l.]: MEC Brasília, DF, 2011.
- BRASIL, C. d. D. Lei nº 13.146, de 6 de julho de 2015. institui a lei brasileira de inclusão da pessoa com deficiência (estatuto da pessoa com deficiência). **Diário Oficial da União**, 2015.
- BRASIL, L. Lei nº 4.024, de 20 de dezembro de 1961. fixa as diretrizes e bases da educação nacional. **Diário Oficial da União**, 1961.
- BRITO, A. **Blender 3D**. [S.l.]: Novatec, 2007.
- CAETANO, H.; SOUZA, R. Eletrooculografia utilizada em interface homem-máquina como uma ferramenta de tecnologia assistiva. Núcleo de Tecnologias Assistivas UFU, 2015.
- CARNEIRO, M. A. **O acesso de alunos com deficiência às escolas e classes comuns: possibilidades e limitações**. [S.l.]: Editora Vozes, 2007.
- CARNEIRO, R. U. C. Educação inclusiva na educação infantil. **Práxis Educacional**, p. 81–95, 2012.

CEARÁ, U. F. do. **Engenharia de Computação**. 2019. Curso de Graduação. Disponível em: <<http://www.ufc.br/ensino/guia-de-profissoes/554-engenharia-da-computacao>>. Acesso em: 23 dez. 2019.

CENTER, O. Disabilities–anais do assistive technology applications certificate program (atacp)–california state university northridge. **Los Angeles**, 2006.

CLIKJOGOS. **Clikjogos**. 2019. <<https://www.clickjogos.com.br/>>. Acessado em 29/12/2019.

DC, O.; YU, J. Emg-based hand gesture classification by scale average wavelet transform and cnn. **International Conference on Control Robot System Society**, p. 533–538, 2019.

DHILLON, H. S.; SINGLA, R.; REKHI, N. S.; JHA, R. Eog and emg based virtual keyboard: A brain-computer interface. In: IEEE. **2009 2nd IEEE International Conference on Computer Science and Information Technology**. [S.l.], 2009. p. 259–262.

EDUCAJOGOS. **EducaJogos**. 2020. <<https://www.educajogos.com.br/>>. Acessado em 19/01/2020.

EKG, O. Shield manual olimex. URL: <https://www.olimex.com/Products/Duino/Shields/SHIELD-EKGEMG>, 2015.

Fang, S.; Hussein, A. F.; Ramkumar, S.; Dhanalakshmi, K. S.; Emayavaramban, G. Prospects of electrooculography in human-computer interface based neural rehabilitation for neural repair patients. **IEEE Access**, v. 7, p. 25506–25515, 2019.

FERREIRA, A. T. Fisiologia da contração muscular. **Revista Neurociências**, v. 13, p. 60–62, 2005.

FERREIRA, R. U.; ROCHA, A. F. da; JR, C. C.; BORGES, G. A.; NASCIMENTO, F. A. O.; VENEZIANO, W. H. Reconhecimento de padrões de sinais de emg para controle de prótese de perna. In: SN. **XI Congresso Brasileiro de Biomecânica**. [S.l.], 2005. p. 1–5.

FILHO, S. F. de C.; BICA, F. Acessibilidade digital para cegos: Um modelo de interface para utilização do mouse. In: **Brazilian Symposium on Computers in Education (Simpósio Brasileiro de Informática na Educação-SBIE)**. [S.l.: s.n.], 2008. v. 1, n. 1, p. 42–51.

FILHO, T. A. G. Ambientes computacionais e telemáticos no desenvolvimento de projetos pedagógicos com alunos com paralisia cerebral. Programa de Pós-Graduação em Educação da UFBA, 2004.

GUNDERSON, J. R. American with disabilities act (ada): human computer interactin for persons with disabilities. In: ACM. **Conference Companion on Human Factors in Computing Systems**. [S.l.], 1994. p. 381–382.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E.; GUYTON, A. C. **Tratado de fisiologia médica**. [S.l.]: Elsevier Brasil, 2006.

IBGE. Censo demográfico 2010. **IBGE: Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística**, 2010.

JUNIOR, F. J. P.; SANTOS, F. V. dos; FERNANDES, C. A. R. **Database of EMG signals extracted from four hand movements**. Zenodo, 2020. Disponível em: <<https://doi.org/10.5281/zenodo.3834919>>.

- JUNIOR, N. C.; CASTILLO, L. G.; COUTINHO, S. G. A impressão 3d contribuindo em projetos de design da informação. **Blucher Design Proceedings**, v. 2, n. 2, p. 1355–1360, 2015.
- KASSAR, M. d. C. M. Educação especial na perspectiva da educação inclusiva: desafios da implantação de uma política nacional. **Educar em revista**, Universidade Federal do Paraná, n. 41, p. 61–79, 2011.
- KUMAR, S. **Electromyography in ergonomics**. [S.l.]: Routledge, 2017.
- LANGDON, M. K. Mountains in greek religion. **The Classical World**, JSTOR, v. 93, n. 5, p. 461–470, 2000.
- LIAO, L.-Z.; TSENG, Y.-L.; CHIANG, H.-H.; WANG, W.-Y. Emg-based control scheme with svm classifier for assistive robot arm. In: IEEE. **2018 International Automatic Control Conference (CACCS)**. [S.l.], 2018. p. 1–5.
- LOPES, J. A. L.; ALMEIDA, L. C. Metodologia para concepção de prótese ativa de mão utilizando impressora 3d. 2013.
- LORENA, A. C.; CARVALHO, A. C. de. Introdução as máquinas de vetores suporte. **Relatório Técnico do Instituto de Ciências Matemáticas e de Computação (USP/Sao Carlos)**, v. 192, 2003.
- MACIEL, M. R. C. Portadores de deficiência: a questão da inclusão social. **São Paulo em perspectiva**, SciELO Brasil, v. 14, n. 2, p. 51–56, 2000.
- MARCHETTI, P. H.; DUARTE, M. Instrumentação em eletromiografia. **Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte. São Paulo: Universidade de São Paulo**, 2006.
- MAYORAZ, E.; ALPAYDIN, E. Support vector machines for multi-class classification. In: SPRINGER. **International Work-Conference on Artificial Neural Networks**. [S.l.], 1999. p. 833–842.
- MONARD, M. C.; BARANAUSKAS, J. A. Conceitos sobre aprendizado de máquina. **Sistemas inteligentes-Fundamentos e aplicações**, v. 1, n. 1, p. 32, 2003.
- MORÓN, J.; DIPROVA, T.; COCHRANE, J. R.; AHN, I. S.; LU, Y. Emg-based hand gesture control system for robotics. In: IEEE. **2018 IEEE 61st International Midwest Symposium on Circuits and Systems (MWSCAS)**. [S.l.], 2018. p. 664–667.
- MOUSEADAPT, T. **Tutorial MouseAdapt**. 2020. <<https://www.youtube.com/watch?v=ePtWR3VoTOE&feature=youtu.be>>. Acessado em 28/01/2020.
- OLIVEIRA, T. M. d.; CHAVES, R. C. *et al.* Acessibilidade computacional por meio de teclado adaptado. Araranguá, SC, 2017.
- ORGANIZATION, W. H. **World report on disability 2011**. [S.l.]: World Health Organization, 2011.
- PATEL, A.; RAMSAY, J.; IMTIAZ, M.; LU, Y. Emg-based human machine interface control. In: IEEE. **2019 12th International Conference on Human System Interaction (HSI)**. [S.l.], 2019. p. 127–131.

PAUL, Y.; GOYAL, V.; JASWAL, R. A. Comparative analysis between svm & knn classifier for emg signal classification on elementary time domain features. In: IEEE. **2017 4th International Conference on Signal Processing, Computing and Control (ISPC)**. [S.l.], 2017. p. 169–175.

RODRIGUEZ-AÑEZ, C. R. A eletromiografia na análise da postura. URL: http://winston.alhosting.com.br/emg_e_postura.htm (Último acesso em: 06/09/2004), 2000.

Samuel, O. W.; Asogbon, M. G.; Geng, Y.; Al-Timemy, A. H.; Pirbhulal, S.; Ji, N.; Chen, S.; Fang, P.; Li, G. Intelligent emg pattern recognition control method for upper-limb multifunctional prostheses: Advances, current challenges, and future prospects. **IEEE Access**, v. 7, p. 10150–10165, 2019.

SCHÖLKOPF, B.; BURGESS, C. J.; SMOLA, A. J. *et al.* **Advances in kernel methods: support vector learning**. [S.l.]: MIT press, 1999.

SHARMA, R. The 3d printing revolution you have not heard about. Retrieved March, v. 14, p. 2014, 2013.

SILVA, A. M. da. Educação inclusiva: percursos na educação infantil. **Estilos da Clínica. Revista sobre a infância com problemas**, v. 15, n. 1, p. 248–255, 2010.

SILVA, C. R. C. da; TORRES, A. M.; NOGUEIRA, J. L. T.; MOTTA, L. C. S. Hardware adaptado para apoio ao desenvolvimento de portadores de síndrome de down. 2007.

SILVA, J. V. L. da; MAIA, I. A. Desenvolvimento de dispositivos de tecnologia assistiva utilizando impressão 3d. **CNRTA-CENTRO NACIONAL DE REFERÊNCIA EM TECNOLOGIA ASSISTIVA (Organizador)**, p. 33, 2014.

SILVA, R. L. Desenvolvimento de uma interface homem-máquina aplicada a uma cadeira de rodas robótica por meio de pda. **Universidade Federal do Espírito Santo**, 2007.

SOUTO, M. T. d. Educação inclusiva no brasil: Contexto histórico e contemporaneidade. 2014.

TYSON, H. **Microsoft Word 2007 Bible**. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2007. v. 434.

VALENTE, J. A. **Liberando a mente: computadores na educação inclusiva**. [S.l.]: Copyright, 1991.

VENTOLA, C. L. Medical applications for 3d printing: current and projected uses. **Pharmacy and Therapeutics**, MediMedia, USA, v. 39, n. 10, p. 704, 2014.

YOSHIKAWA, M.; MIKAWA, M.; TANAKA, K. Real-time hand motion estimation using emg signals with support vector machines. In: IEEE. **2006 SICE-ICASE International Joint Conference**. [S.l.], 2006. p. 593–598.

APÊNDICE A – FORMULÁRIOS

Neste apêndice se encontram os formulários com as informações coletadas nas entrevistas dos 5 PcD escolhidos para os testes das ferramentas desenvolvidas nesta dissertação.

FORMULÁRIO DE CADASTRO DE USUÁRIO PARA APLICAÇÃO DE TECNOLOGIAS ASSISTIVAS (TAs)

1. DADOS PESSOAIS

NOME: CANDIDATO 1

SEXO: () MASCULINO (X) FEMININO

IDADE: 40

TELEFONE: () _____ CEL.:

E-MAIL:

RUA: Mosenhor José Ferreira

Nº: 139

BAIRRO: Centro

CIDADE: Sobral

ESTADO: CE

2. DADOS MÉDICOS

DIAGNÓSTICO: Paralisia Infantil

DESCRIÇÃO: Tetra paresia, déficit de força física, atrofia global.

3. DADOS PARA DESENVOLVIMENTO DA TA

PROBLEMÁTICA: Controle do *mouse*, o usuário não consegue usar o *mouse* com a mão direita (mão predominante), pois possui a mão atrofiada. E tem dificuldades em usa-la para manuseio do teclado, causando dores ao realizar o esforço.

OBJETIVOS DA TA: Fazer o usuário tenha controlar do *mouse* usando a mão direita, e consiga digitar palavras sem causar dores.

HABILIDADES ENCONTRADAS NO USUÁRIO: O usuário adaptou-se a usar sua mão esquerda para usar o *mouse* convencional e teclado. Porém, há incomodo muscular devido ao fato de ser destra (lado direito predominante).

PROPOSTA DE TA: Um *Mouse Adaptado (MouseAdapt)* e um editor de texto adaptado (*AdaptText*).

4. DADOS AVALIATIVOS DA TA

A TA ATENDE ADEQUADAMENTE AS NESESSECIDADES DO USUÁRIO: () SIM (X) NÃO
TOTALMENTE () NÃO

OBS: Os testes com o *MouseAdapt* obtiveram bons resultados, possibilitando que o usuário realizasse todas as atividades proposta com a mão direita. O usuário não conseguiu realizar nenhuma das atividades usando o *mouse* convencional. O usuário propôs o uso da esfera também para o clique esquerdo, e que o tamanho da esfera fosse maior. O usuário também relatou que o editor proposto leva muito tempo a alcançar o caractere desejado, porém não causa dores ou algum incomodo físico.

ALTERAÇÕES E MELHORIAS NECESSÁRIAS:

- Mudanças no designe do *MouseAdapt*, deixar a esfera maior e utiliza-la como acionador.
- Incrementar um dicionário de palavras para o editor e criar um sistema de auto complete.

FORMULÁRIO DE CADASTRO DE USUÁRIO PARA APLICAÇÃO DE TECNOLOGIAS ASSISTIVAS (TAs)

1. DADOS PESSOAIS

NOME: CANDIDATO 2

SEXO: (X) MASCULINO () FEMININO

IDADE: 20

TELEFONE: () _____

E-MAIL:

RUA: Estanislau Frota

Nº: 199

BAIRRO: Centro

CIDADE: Sobral

ESTADO: CE

2. DADOS MÉDICOS

DIAGNÓSTICO: Paralisia Cerebral

DESCRIÇÃO: Afeta a parte motora do corpo, com agravação maior nas pernas e braços. Dificuldades de locomoção.

3. DADOS PARA DESENVOLVIMENTO DA TA

PROBLEMÁTICA: Uso de periféricos (*mouse* e teclado) com a mão esquerda.

OBJETIVOS DA TA: Fazer com que o usuário tenha controle do *mouse* usando a mão esquerda. Consiga digitar palavras sem causar desconfortos físico.

HABILIDADES ENCONTRADAS NO USUÁRIO: O usuário consegue usar o *mouse* convencional e teclado. Porém, há incomodo muscular devido aos espasmos ocorridos ao utilizar os periféricos.

PROPOSTA DE TA: *Mouse Adaptado (MouseAdapt)* e um editor de texto adaptado (*AdaptText*).

4. DADOS AVALIATIVOS DA TA

A TA ATENDE ADEQUADAMENTE AS NECESSIDADES DO USUÁRIO: () SIM (X) NÃO
TOTALMENTE () NÃO

OBS: Os testes com o *MouseAdapt* foram satisfatórios, o usuário conseguiu realizar todos os testes propostos. O usuário relatou dificuldades com em realizar a troca de posicionamento da mão ao realizar o clique, e sugeriu que o clique fosse realizado pela esfera. Afirmou ainda, que é mais cômodo e menos cansativo do que usar o *mouse* convencional. Sobre o editor de texto, ele afirmou ser mais cômodo e menos cansativo do que usar o teclado porém, demora mais tempo para escrever devido o tempo gasto para o preenchimento das palavras.

ALTERAÇÕES E MELHORIAS NECESSÁRIAS:

- Mudanças no designe do *MouseAdapt*, usar a esfera como acionador do clique esquerdo.
- Incrementar um dicionário de palavras para o editor e criar um sistema de auto completude.

FORMULÁRIO DE CADASTRO DE USUÁRIO PARA APLICAÇÃO DE TECNOLOGIAS ASSISTIVAS (TAs)

1. DADOS PESSOAIS

NOME: <u>CANDIDATO 3</u>		
SEXO: (X) MASCULINO () FEMININO	IDADE: 27	
TELEFONE: ()	CEL.:	
E-MAIL:		
RUA: OITIZEIRO	Nº: SN	
BAIRRO: ZONA RURAL	CIDADE: RERIUTABA	ESTADO: CE

2. DADOS MÉDICOS

DIAGNÓSTICO: Má Formação Congênita do Membro Superior Esquerdo.

DESCRIÇÃO: Causa má formação dos membros superiores. No caso desse usuário, causou a deformação do braço esquerdo, não possui a mão e parte do antebraço.

3. DADOS PARA DESENVOLVIMENTO DA TA

PROBLEMÁTICA: Dificuldade em utilizar o *mouse* e teclado convencional. Dores próximo à região do cotoco, pois o usuário não possui a mão esquerda.

OBJETIVOS DA TA: Proporcionar melhores condições de uso para o usuário. Permitir a utilização dos dois braços para uso do computador, sem a ocorrência de dores musculares.

HABILIDADES ENCONTRADAS NO USUÁRIO: O usuário apresenta agilidade e precisão ao usar os periféricos convencionais, sendo a principal problemática as dores na região do antebraço esquerdo (região onde há a má formação do membro).

PROPOSTA DE TA: *Mouse Adaptado (MouseAdapt)* e um editor de texto adaptado (*AdaptText*).

4. DADOS AVALIATIVOS DA TA

A TA ATENDE ADEQUADAMENTE AS NECESSIDADES DO USUÁRIO: () SIM (X) NÃO TOTALMENTE () NÃO

OBS: Os testes com o *MouseAdapt* e *AdaptText* foram excepcionais, o usuário conseguiu realizar os testes propostos com maior eficácia do que no uso dos periféricos convencionais. Relatou a ausência das dores, e da facilidade que sentiu ao usar os produtos propostos. O usuário sugeriu a alteração do acionador esquerdo, usar a esfera como acionador para facilitar o clique. Também mencionou a necessidade de um dicionário de palavras para o *AdaptText*, para tornar mais rápida a formação das palavras.

ALTERAÇÕES E MELHORIAS NECESSÁRIAS:

- Mudanças no design do *MouseAdapt*, usar a esfera como acionador do clique esquerdo.
- Incrementar um dicionário de palavras para o editor e criar um sistema de auto completude.

FORMULÁRIO DE CADASTRO DE USUÁRIO PARA APLICAÇÃO DE TECNOLOGIAS ASSISTIVAS (TAs)

1. DADOS PESSOAIS

NOME: CANDIDATO 4

SEXO: MASCULINO () FEMININO

IDADE: 28

TELEFONE: () _____ CEL.:

E-MAIL:

RUA: Antônio Albuquerque Lopes

Nº: 613

BAIRRO: Junco

CIDADE: Sobral

ESTADO: CE

2. DADOS MÉDICOS

DIAGNÓSTICO: Ataxia não especificada e atrofia cerebral.

DESCRIÇÃO: Falta de coordenação motora e mobilidade reduzida.

3. DADOS PARA DESENVOLVIMENTO DA TA

PROBLEMÁTICA: Uso de periféricos (*mouse* e teclado). Lentidão na digitação, devido à dificuldade de precisão na escolha da tecla, com dificuldade acentuada no lado esquerdo.

OBJETIVOS DA TA: Auxiliar o usuário no uso do computador.

HABILIDADES ENCONTRADAS NO USUÁRIO: O usuário consegue usar os periféricos convencionais. Porém, ocasiona fadiga muscular com pouco tempo de uso do computador.

PROPOSTA DE TA: *Mouse Adaptado (MouseAdapt)*, e Editor de texto adaptado (c).

4. DADOS AVALIATIVOS DA TA

A TA ATENDE ADEQUADAMENTE AS NECESSIDADES DO USUÁRIO: () SIM (X) NÃO
TOTALMENTE () NÃO

OBS: O usuário relatou que tamanho do *mouse* adaptado deveria ser menor, pois o tamanho atual causa um pouco de cansaço, ainda afirmou que mesmo com o tamanho atual o manuseio se torna mais fácil do que o *mouse* convencional. Já para o editor, o usuário afirmou que o sistema é cômodo e não exaustivo, porém leva muito tempo para escolher o caractere desejado.

ALTERAÇÕES E MELHORIAS NECESSÁRIAS:

- Mudanças no design do *MouseAdapt*, deixa-lo menor e mais compacto.
- Incrementar um dicionário de palavras para o editor e criar um sistema de auto complete.

FORMULÁRIO DE CADASTRO DE USUÁRIO PARA APLICAÇÃO DE TECNOLOGIAS ASSISTIVAS (TAs)

1. DADOS PESSOAIS

NOME: CANDIDATO 5

SEXO: () MASCULINO (X) FEMININO

IDADE: 52

TELEFONE: () _____

CEL.:

E-MAIL:

RUA: Coronel Antônio Mendes Carneiro

Nº: 529

BAIRRO: Centro

CIDADE: Sobral

ESTADO: CE

2. DADOS MÉDICOS

DIAGNÓSTICO: Artrogripose Múltipla Congênita (AMC)

DESCRIÇÃO: É síndrome caracterizada por múltiplas contraturas articulares, de caráter estacionário, presente ao nascimento. Trata-se de uma afecção não evolutiva, o quadro varia de um caso para outro, e frequentemente o grau de deformidade mostra-se muito acentuado. As articulações estão comprometidas, porém não existe anquilose óssea. Em contraste com a severa apresentação neonatal, o prognóstico clínico é relativamente bom.

3. DADOS PARA DESENVOLVIMENTO DA TA

PROBLEMÁTICA: O usuário sente dores musculares ao utilizar o teclado e o *mouse* convencionais.

OBJETIVOS DA TA: Fazer com que o usuário consiga manusear o cursor do *mouse* e suas funções de cliques sem a ocorrência de dores musculares. E também consiga digitar palavras sem o uso do teclado.

HABILIDADES ENCONTRADAS NO USUÁRIO: O usuário, embora sinta as dores musculares, consegue usar bem o teclado e o *mouse* convencional. Porém, evita a utilização do computador devido às dores.

PROPOSTA DE TA: Um *Mouse Adaptado (MouseAdapt)* e um editor de texto adaptado (*AdaptText*).

4. DADOS AVALIATIVOS DA TA

A TA ATENDE ADEQUADAMENTE AS NECESSIDADES DO USUÁRIO: () SIM (X) NÃO
TOTALMENTE () NÃO

OBS: Os testes com o *MouseAdapt* obtiveram bons resultados, o usuário relatou que as dores musculares diminuíram, e poderiam diminuir ainda mais com algumas mudanças no tamanho do *MouseAdapt*. O usuário relatou que o editor proposto leva muito tempo a alcançar o caractere desejado, porém não causa dores ou algum incômodo físico.

ALTERAÇÕES E MELHORIAS NECESSÁRIAS:

- Mudanças no design do *MouseAdapt*, deixa-lo menor e mais compacto.
- Incrementar um dicionário de palavras para o editor e criar um sistema de auto complete.

APÊNDICE B – TERMOS DE CONSENTIMENTO

Neste apêndice se encontra os termo de consentimento assinado pelas 5 PcD que participaram dos testes das ferramentas desenvolvidas neste trabalho. Nesses documentos, eles atestam estarem cientes e concordarem com o uso de seus dados pessoais para fins de estudos e publicações científicas.

TERMO DE CONSENTIMENTO

Eu, _____, declaro estar ciente de que os dados pessoais fornecidos serão utilizados para fins de pesquisa científica, e que, possivelmente, serão publicados em revistas e/ou anais. Declaro também, estar ciente de que os mesmos dados serão utilizados na pesquisa de mestrado do aluno **FRANCISCO JOSÉ PRADO JUNIOR**, participante do **PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA ELÉTRICA E DE COMPUTAÇÃO (PPGEEC)** da **UNIVERSIDADE FEDERAL DO CEARÁ (UFC)**.

Por fim, declaro por este documento, que é de livre e espontânea vontade que contribuo com meus dados pessoais para essa pesquisa bem como, que estou de acordo com os procedimentos de testes a serem realizados durante o processo avaliativo.

Sobral – CE, _____ / _____ / _____

Assinatura do Usuário

Assinatura do Responsável