



**INSTITUTO FEDERAL DO SERTÃO PERNAMBUCANO**

**CAMPUS SALGUEIRO**

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO PROFISSIONAL E  
TECNOLÓGICA**

**LANA YARA DO NASCIMENTO BEM**

**EDUCAR EM UM PISCAR DE OLHOS: SUPERANDO DESAFIOS DENTRO DA  
SALA DE AULA POR MEIO DO USO DE TECNOLOGIA ASSISTIVA**

Salgueiro

Dezembro/2020

**LANA YARA DO NASCIMENTO BEM**

**EDUCAR EM UM PISCAR DE OLHOS: SUPERANDO DESAFIOS DENTRO DA  
SALA DE AULA POR MEIO DO USO DE TECNOLOGIA ASSISTIVA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Educação Profissional e Tecnológica, ofertado pelo *campus* Salgueiro do Instituto Federal do Sertão Pernambucano, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestra em Educação Profissional e Tecnológica.

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Anderson Batista dos Santos

Salgueiro

Dezembro/2020

Nascimento Bem, Lana Yara do  
N244e Educar em um piscar de olhos: superando desafios dentro da sala de aula  
por meio do uso de tecnologia assistiva.

Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Educação  
Profissional e Tecnológica, Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia  
do Sertão Pernambucano (IF Sertão PE) / Campus Salgueiro, Salgueiro, PE, 2020.  
Orientador (a): Prof. Dr. Marcelo Anderson Batista dos Santos.

1. Ensino médio integrado 2. Inclusão tecnológica 3. Tecnologia assistiva 4.  
Múltipla deficiência 5. Rastreamento ocular 6. Interação humano-computador I.  
Título II. Santos, Marcelo Anderson Batista dos.

CDD 370.6813

Ficha Catalográfica Elaborada pela Bibliotecária Mércia Maria da Silva CRB 4/1870

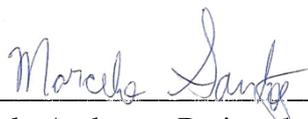
**LANA YARA DO NASCIMENTO BEM**

**EDUCAR EM UM PISCAR DE OLHOS: SUPERANDO DESAFIOS DENTRO  
DA SALA DE AULA POR MEIO DO USO DE TECNOLOGIA ASSISTIVA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós -graduação em Educação Profissional e Tecnológica, ofertado pelo Instituto Federal do Sertão Pernambucano, como requisito parcial para obtenção do título de Mestra em Educação Profissional e Tecnológica.

Aprovado em 04 de dezembro de 2020.

**COMISSÃO EXAMINADORA**



Prof. Dr. Marcelo Anderson Batista dos Santos

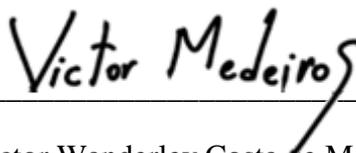
Instituto Federal do Sertão Pernambucano

Orientador



Prof. Dr. Francisco Kelsen de Oliveira.

Instituto Federal do Sertão Pernambucano



Prof. Dr. Victor Wanderley Costa de Medeiros

Universidade Federal Rural de Pernambuco



**INSTITUTO FEDERAL DO SERTÃO  
PERNAMBUCANO**

Autarquia criada pela Lei nº 11.892, de 29 de dezembro de 2008

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM  
EDUCAÇÃO PROFISSIONAL E TECNOLÓGICA**



---

**LANA YARA DO NASCIMENTO BEM**

**EDUCAR EM UM PISCAR DE OLHOS: SUPERANDO DESAFIOS DENTRO  
DA SALA DE AULA POR MEIO DO USO DE TECNOLOGIA ASSISTIVA**

Produto Educacional apresentado ao Programa de Pós -  
graduação em Educação Profissional e Tecnológica,  
ofertado pelo Instituto Federal de Educação, Ciência e  
Tecnologia do Sertão Pernambucano Campus S algueiro  
PE, como requisito parcial para obtenção do título de  
mestre/mestra em Educação Profissional e Tecnológica.

Validado em 04 de dezembro de 2020.

**COMISSÃO EXAMINADORA**

Prof. Dr. Marcelo Anderson Batista dos Santos  
Instituto Federal do Sertão Pernambucano  
Orientador

Prof. Dr. Francisco Kelsen de Oliveira.  
Instituto Federal do Sertão Pernambucano

Prof. Dr. Victor Wanderley Costa de Medeiros  
Universidade Federal Rural de Pernambuco

## AGRADECIMENTOS

Termino este trabalho agradecendo àqueles que foram fundamentais para a conclusão de mais uma etapa na minha vida.

Agradeço a Deus, ser grandioso, inefável, sobrenatural.

A minha família por todo incentivo, em especial aos meus irmãos e aos meus pais, Rivaldo e Joana (in memoriam).

Ao meu orientador, Prof. Dr. Marcelo Anderson Batista dos Santos, por ter sido tão solícito nas orientações e por me fazer acreditar mais em mim. É admirável seu comprometimento com o significado do que é ser Professor.

Aos meus colegas do mestrado, em especial a Silvia, Roberta, Elidiane, Vânia, Suemys e Antônio, por todos os trabalhos em grupo, trocas de ideia e momentos de descontração.

A todos os servidores e professores do IF Sertão. Agradeço a Francisco Kelsen de Oliveira e Victor Wanderley Costa de Medeiros, pelas sugestões nas bancas de avaliação.

Ao GPRO - Grupo de Pesquisa em Redes de Computadores, Otimização e Automação, em especial a Tatiana Gonçalves e Emerson Santos.

Enfim, a todos que contribuíram direta ou indiretamente para a realização deste trabalho.

Muito obrigada!

## RESUMO

A população brasileira possui um amplo número de pessoas com algum tipo de deficiência. Em alguns casos, o indivíduo preserva a capacidade cognitiva, mas apresenta limitações na capacidade comunicativa, fazendo com que o paciente se comunique somente mediante movimentação ocular. Por isso, é preciso instrumentos que permitam formas alternativas de comunicação para aqueles que não têm a capacidade de fala e nem a comunicação gestual. Dessa forma, a Tecnologia Assistiva (TA) fornece meios alternativos de comunicação para os indivíduos que apresentam mobilidade comprometida. Assim, este trabalho, que segue como linha de pesquisa as práticas educativas no currículo integrado, teve como objetivo, o desenvolvimento de um produto educacional que combinou *hardware* e *software* para que alunos com múltipla deficiência se comuniquem de forma eficiente com o professor em sala de aula. Essa interação entre “homem e máquina/ aluno e *software*” foi permitida mediante o uso do *MindWave*, um dispositivo de Eletroencefalografia (EEG) para captura do piscar dos olhos. Para avaliar o *software* desenvolvido, adotou-se uma pesquisa de caráter quantitativo e avaliada por simulação. Os testes consistiram em avaliar e comparar o produto educacional desenvolvido – o SmartBlink – com o *software* TelepatiX: aplicativo de funcionalidades e público-alvo afins. O comparativo serviu para mostrar em qual aplicação era mais rápido “escrever” 8 frases. Os testes foram divididos em diferentes etapas: nas primeiras, foi feita uma contagem de forma manual em que eram estabelecidos valores para cada letra do teclado TelepatiX e para cada frase do teclado do SmartBlink, o intuito era medir o tempo que um usuário poderia levar para digitar/expressar cada uma das frases. Nos próximos testes, um código em Java calculou o tempo e o desvio padrão para escrever cada frase com diferentes probabilidades de erros. Na primeira etapa de resultados, o SmartBlink apresentou um ganho de eficiência no tempo de aproximadamente 140% em relação ao TelepatiX. No 2º teste, houve um ganho de aproximadamente 292,5% sobre o TelepatiX. Ao final, observou-se que o SmartBlink foi superior em 81,25% dos testes feitos. Portanto, por meio do desenvolvimento do teclado virtual utilizável com o piscar dos olhos, procurou-se, dentro do processo de ensino-aprendizagem, facilitar a comunicação, ampliar habilidades, proporcionar inclusão tecnológica e melhorar o contato entre o discente com limitações físicas severas e o docente em atuação. Em suma, podemos destacar as seguintes contribuições: (1) destaque das barreiras encontradas por alunos com deficiência no ambiente escolar; (2) descrição e comparação de soluções/tecnologias que permitem Interação Humano-Computador (IHC) por meio do uso do piscar dos olhos; (3) desenvolvimento, a fim de promover a comunicação, independência e inclusão, o sistema SmartBlink integrado ao *MindWave*; (4) criação do manual do *software* e um vídeo mostrando a utilização do sistema. Além dos itens mencionados, produziu-se um tutorial sobre o uso de Java com o *MindWave*, além de um exemplo de *software* para testar a integração entre o hardware (*MindWave*) e software (SmartBlink).

**Palavras-Chave:** Inclusão tecnológica. Tecnologia Assistiva. Múltipla deficiência. Rastreamento ocular. Interação Humano-Computador.

## ABSTRACT

The Brazilian population has a large number of people with some disability. In some cases, the individual preserves cognitive ability but has limitations in communicative ability, causing the patient to communicate only through eye movement. Therefore, instruments are needed to allow alternative communication forms for those who cannot speak or gesture. In this way, Assistive Technology (AT) provides alternative communication means for individuals with impaired mobility. So, this work, which follows the educational practices in the integrated curriculum as a line of research, had as objective, the development of an educational product that combined hardware and software so that students with multiple disabilities can communicate efficiently with the teacher in the classroom. This interaction between “man and machine/student and software” was allowed through the use of MindWave, an Electroencephalography (EEG) device to capture the blink of the eye. Quantitative research was adopted and evaluated based on simulation to assess the software developed. The tests consisted of evaluating and comparing the developed educational product - SmartBlink - with the TelepatiX software: functionalities app and related target audience. The comparison served to show in which application it was faster to “write” 8 sentences. The tests were divided into different stages: in the first, a count was made manually in which values were established for each letter of the TelepatiX keyboard and each phrase of the SmartBlink keyboard; the purpose was to measure the time that a user could take to type / express each sentence. In the next tests, a Java code calculated the time and standard deviation to write each sentence with different probabilities of errors. In the first stage of results, SmartBlink showed a time efficiency gain of approximately 140% over TelepatiX. In the 2nd test, there was a gain of approximately 292.5% over TelepatiX. In the end, it was observed that SmartBlink was superior in 81.25% of the tests made. Therefore, through the development of the virtual keyboard usable at the blink of an eye, sought, within the teaching-learning process, facilitate communication, expand skills, provide technological inclusion, and improve contact between students with severe physical limitations and the teacher in action. In summary, we can highlight the following contributions: (1) Highlighting the barriers encountered by students with disabilities in the school environment; (2) Description and comparison of solutions/technologies that allow Human-Computer Interaction (IHC) through the use of the blink of an eye; (3) Development, to promote communication, independence, and inclusion, the SmartBlink system integrated with MindWave; (4) Creation of the software manual and a video showing the use of the system. Besides, a tutorial on the use of Java with MindWave was produced, as well an example of software to test the integration between the hardware (MindWave) e software (Smartblink).

**Keywords:** Technological inclusion. Assistive Technology. Multiple disability. Eye tracking. Human-Computer Interaction.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 – Mouse especial - BIGtrack Trackball.....	22
Figura 2.2 – Bobina de Helmholtz.....	27
Figura 2.3 – Bobinas de arame embutidas em uma lente de contato (a) e inserida no olho (b).....	28
Figura 2.4 – O rastreador EyeContact não requer o uso de um cabeçote ou bobinas de campo de grandes proporções. ....	29
Figura 2.5 – Eletrodos posicionados na pele .....	29
Figura 3.1 – <i>Emotiv Epoc+</i> sendo usado por um usuário .....	34
Figura 3.2 – <i>MindWave</i> sendo usado por uma usuária .....	35
Figura 3.3 – <i>Muse 2</i> sendo usado por uma usuária .....	38
Figura 3.4 – <i>Emotiv Insight</i> sendo usado por uma usuária .....	39
Figura 3.5 – <i>Mark IV</i> e seus componentes.....	41
Figura 3.6 – <i>Enobio</i> sendo usado por uma usuária .....	42
Figura 3.7 – <i>MagicEye</i> conectado ao computador.....	44
Figura 3.8 – <i>IRISBOND DUO</i> conectado ao computador .....	46
Figura 3.9 – The Eyegaze Edge sendo usado por um usuário .....	47
Figura 3.10 – Dispositivo a-blinX sendo usado por um usuário.....	48
Figura 3.11 – Rastreador do olhar montado num capacete de ciclista com uma câmera voltada para os olhos e outra para a cena.....	49
Figura 3.12 – Óculos no rosto do usuário e tela onde se exhibe a mensagem, respectivamente .....	50
Figura 5.1 – Visão geral do sistema .....	57
Figura 5.2 – Tela inicial do SmartBlink .....	58
Figura 5.3 – Tela para inserção e edição de frases e disciplina .....	59
Figura 5.4 – Tela do aluno com frases próprias do sistema ou definidas pelo professor.....	59
Figura 5.5 – Tela inicial do professor.....	60

Figura 5.6 – Botão “Ainda tenho dúvida” selecionado .....	61
Figura 5.7 – Alerta “Sinal ótimo” para informar o estado do sensor do MindWave .....	62
Figura 5.8 – Alerta “Melhore o contato com o sensor” para informar o estado do sensor do MindWave .....	63
Figura 5.9 – Alerta “Sem contato com o sensor” para informar o estado do sensor do MindWave.....	63
Figura 5.12 - Tela do Sistema de Comunicação Alternativa .....	65
Figura 5.13 – Funcionamento entre o MindWave e a aplicação do aluno.....	66
Figura 6.1 – Tela de configuração da velocidade de varredura .....	68
Figura 6.2 – Tela para “escrever” uma palavra ou frase.....	69
Figura 6.3 – Tela com a função bloqueio e autocompletar .....	70
Figura 6.4 – Contagem do tempo para a palavra “AR” no teclado TelepatiX.....	71
Figura 6.5 – 1º teste: demonstração da contagem do tempo na mudança de um botão para outro.....	72
Figura 6.6 – 1º teste: gráfico do tempo para expressar cada uma das 8 frases .....	73
Figura 6.7 – 1º teste: gráfico do tempo total para expressar as 8 frases .....	74
Figura 6.8 – 1º teste: gráfico do tempo médio e desvio padrão para expressar uma mensagem no TelepatiX e no SmartBlink.....	74
Figura 6.9 – 2º teste: gráfico do tempo para expressar cada uma das 8 frases .....	76
Figura 6.10 – 2º teste: gráfico do tempo total para expressar as 8 frases .....	76
Figura 6.11 – 2º teste: gráfico do tempo médio e desvio padrão para digitar uma mensagem no TelepatiX e no SmartBlink.....	77
Figura 6.12 – Desvio padrão e comparativo do tempo para digitar as 8 frases sem erros e com taxa de erros de 1, 3, 5, 10, 15, 20 e 50% (TelepatiX).....	81
Figura 6.13 - Representação da variação do tempo para digitar a frase 8 a partir das probabilidades de erros estabelecidos (TelepatiX) .....	82
Figura 6.14 – Representação da variação do tempo para digitar a frase 2 a partir das probabilidades de erros estabelecidos (TelepatiX) .....	82
Figura 6.15 - Desvio padrão e comparativo do tempo para digitar as 8 frases sem erros e com taxa de erros de 1, 3, 5, 10, 15, 20 e 50% (SmartBlink) .....	83

Figura 6.16 - Representação da variação do tempo para digitar a frase 1 a partir das probabilidades de erros estabelecidas (SmartBlink).....	84
Figura 6.17 - Representação da variação do tempo para digitar a frase 8 a partir das probabilidades de erros estabelecidas (SmartBlink).....	84
Figura 6.18 – As figuras (a, b, c, d) mostram em quantos % o SmartBlink foi melhor ou pior do que o TelepatiX em “digitar” 8 frases sem erros e com taxa de erros de 1, 3, 5, 10, 15, 20 e 50% .....	85
Figura 5.10 – Diagrama de classes do sistema SmartBlink.....	98
Figura 5.11 – Diagrama de caso de uso do sistema SmartBlink.....	99

## LISTA DE QUADROS

Quadro 2.1 – Tipos de deficiência física .....	24
Quadro 3.1 – Comparativo entre os produtos analisados (sistemas eletrônicos) .....	43
Quadro 3.2 – Comparativo entre os produtos analisados (sistemas de vídeo).....	50
Quadro 4.1 – Frases utilizadas para testes nas 2 aplicações.....	55
Quadro 6.1 – exemplo demonstrativo de parte do processo ao executar os testes nos 2 softwares .....	79

## **LISTA DE TABELAS**

Tabela 6.1 – 1° teste: representação do tempo das frases nos dois teclados	73
Tabela 6.2 – 2° teste: representação do tempo das frases nos dois teclados	75
Tabela 0.1 – Representação do tempo de uma frase no TelepatiX	97

## **LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS**

CAA – Comunicação Aumentativa e Alternativa

EEG – Eletroencefalografia

ELA – Esclerose Lateral Amiotrófica

EOG – Eletro-Oculografia

ICC – Interface Cérebro-Computador

IHC – Interação Humano-Computador

PC – Paralisia Cerebral

TA – Tecnologia Assistiva

TIC – Tecnologias da Informação e Comunicação

VOG – Vídeo-Oculografia

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>13</b>
1.1	Justificativa	15
1.2	Objetivo Geral	16
1.3	Objetivos Específicos	16
<b>2</b>	<b>REFERENCIAL TEÓRICO</b>	<b>18</b>
2.1	Desafios na Educação Profissional e Tecnológica inclusiva	18
2.2	Tecnologia Assistiva (TA)	21
2.3	A Relação do Indivíduo com Múltipla Deficiência Dentro do Contexto Escolar	23
2.4	Técnicas de Rastreamento Ocular	26
2.4.1	Sistemas Mecânicos ou Rastreamento Escleral	27
2.4.2	Sistemas Eletrônicos	29
2.4.3	Sistemas de vídeo	31
<b>3</b>	<b>DISPOSITIVOS QUE UTILIZAM SISTEMAS ELETÔNICOS E SISTEMAS DE VÍDEO</b>	<b>33</b>
3.1	Sistemas eletrônicos	33
3.1.1	<i>Emotiv Epoc+ 14 Channel Mobile EEG</i>	33
3.1.2	<i>MindWave Mobile 2</i>	35
3.1.3	<i>Muse 2</i>	37
3.1.4	<i>EMOTIV Insight 5 Channel Mobile EEG</i>	39
3.1.5	<i>Ultracortex "Mark IV" EEG Headset</i>	40
3.1.6	Enobio 20 5G	41
3.1.7	Quadro comparativo entre os produtos analisados	43
3.2	Sistemas de Vídeo	43

3.2.1	<i>MagicEye</i>	44
3.2.2	<i>IRISBOND DUO</i>	45
3.2.3	<i>The Eyegaze Edge</i>	46
3.2.4	<i>a-blinX</i>	47
3.2.5	Rastreador do tipo <i>head-mounted</i> (TULA et al., 2014)	49
3.2.6	Rastreador do tipo <i>head-mounted</i> (MUKHERJEE E CHATTERJEE, 2015)	49
3.2.7	Quadro comparativo entre os produtos analisados	50
3.3	Considerações sobre os produtos analisados	51
4	MATERIAL E MÉTODOS	53
5	SMARTBLINK: UMA SOLUÇÃO PARA INTERAÇÃO RÁPIDA PROFESSOR-ALUNO DENTRO DA SALA DE AULA	57
5.1	MindWave: dificuldades de uso e integração com o SmartBlink	64
6	AVALIAÇÃO DE DESEMPENHO ENTRE O SMARTBLINK E O TELEPATIX	67
6.1	O TelepatiX	67
6.2	Análise de Desempenho	70
7	CONSIDERAÇÕES FINAIS	87
	REFERÊNCIAS	90
	APÊNDICE A – DETALHAMENTO DO TEMPO DE UMA FRASE NO TELEPATIX	96
	APÊNDICE B – DIAGRAMA DE CLASSE E DE CASO DE USO DO SISTEMA SMARTBLINK	98

## 1 INTRODUÇÃO

Neste capítulo contextualiza-se o cenário que envolve este trabalho. Na Seção 1.1 apresenta-se a motivação que leva à escolha da temática. Na Seção 1.2 e 1.3 apresentam-se os objetivos geral e específico.

Décadas atrás, os computadores eram máquinas enormes e caras, controladas por equipes tecnicamente treinadas, mas o avanço da computação possibilitou uma completa mudança, até que esses se tornassem o que hoje conhecemos por computador pessoal. (DE CAMPOS FILHO, 1994). É resultante desse cenário uma grande evolução na área de IHC, mudanças significativas surgiram na forma como os sistemas são utilizados. O avanço da tecnologia trouxe novas formas de interação, permitindo, por exemplo, que pessoas com algum tipo de deficiência pudessem usar outras partes do corpo, além das mãos, para manejar artefatos como o computador, o mouse e o teclado (FERREIRA; DE MIRANDA; DE MIRANDA, 2012).

Assim, dentro de uma abordagem inclusiva, a relação entre máquina e humano fornece ao próprio contexto da IHC, meios alternativos de comunicação para pessoas com diferentes limitações. Com base nesse panorama se apresenta a TA, uma área do conhecimento que tem como objetivo “proporcionar à pessoa com deficiência, maior independência, qualidade de vida e inclusão social, através da ampliação de sua comunicação, mobilidade, controle de seu ambiente, habilidades de seu aprendizado e trabalho” (BERSCH, 2017). Dessa forma, quando falamos de TA e IHC de forma integrada, estamos denotando meios alternativos de comunicação a quem apresenta diferentes limitações.

Os espaços onde as pessoas com deficiência se encontram e anseiam por maneiras eficientes que possam ajudá-las a superar desafios, são diversos; a escola, por conseguinte, é um desses. Para Massaro e Deliberato (2013), é possível identificar variados tipos e graus de comprometimento em face dos alunos com deficiência em sala de aula. Essa diversidade pode envolver tanto dificuldades nas características motoras quanto comunicativas. Por isso, a comunicação torna-se fator essencial para a integração do sujeito à sociedade. Os alunos em que a deficiência acarreta no comprometimento da expressão verbal associada a dificuldades motoras tornam-se limitados na sua capacidade de expressão oral e escrita. Para esses, é essencial a busca de alternativas aos métodos tradicionais de comunicação (PELOSI, 2000).

A presença ou ausência de comunicação tem um importante impacto no desenvolvimento, aprendizado, independência e inclusão do indivíduo. Por esta razão, quando um aluno possui uma dificuldade severa que o impede de se expressar mediante gestos ou fala, é muito importante a utilização de distintos meios para alcançar tal fim e garantir que esse aluno possa representar seus pensamentos e necessidades de modo a assegurar as interações sociais (SCHIRMER, 2018).

À vista disso, as expressões faciais devem ser encorajadas no processo comunicativo. Elas geralmente são combinadas com gestos ou com outros comportamentos motores, porém, partindo do pressuposto físico e verbal limitante que faz parte da vida de algumas pessoas, a detecção do piscar dos olhos é desse modo, um expressivo recurso que pode substituir o comportamento de “indicar” ou “demonstrar” alguma vontade (MANZINI, 2006).

Toledo (2020), em seu trabalho, demonstra que por meio da tecnologia, pessoas com dificuldades de comunicação adquirem autonomia de escolhas e se envolvem em um mundo dinâmico e facilitado com oportunidades alternativas de comunicação. Esse autor mostra que a partir dessas ferramentas a pessoa pode promover algum tipo de comunicação somente utilizando o movimento voluntário do piscar dos olhos, sem necessariamente utilizar a voz ou outra parte do corpo. Esses requisitos, segundo ele, ampliam as possibilidades e conseqüentemente promovem a inclusão do público com quadros severos de mobilidade e com dificuldades no tocante à comunicação (TOLEDO, 2020).

A forma aqui proposta de garantir um meio alternativo de comunicação para alunos com a capacidade cognitiva preservada, mas com a função física e verbal comprometida, foi o desenvolvimento de uma aplicação com o objetivo de permitir que o educando use o piscar dos olhos para interagir em sala de aula. Em vez de utilizar mouses, teclados, usou-se outro tipo de dispositivo, mas com funções afins, cujos comandos são interpretados por meio de ondas cerebrais. Esse tipo de dispositivo faz a “ponte” entre o sistema desenvolvido e os desejos que são expressos com o piscar dos olhos, assim, o sistema pode responder a estímulos, selecionando frases predeterminadas de acordo com a detecção das piscadelas.

Em função do exposto, buscamos responder ao seguinte questionamento: de que forma a TA e a IHC, de forma integrada, podem apresentar meios alternativos de comunicação para os alunos com deficiência múltipla?

Assim, diante desses aspectos, o escopo deste trabalho é limitado ao estudo e desenvolvimento de uma solução para IHC, que seja utilizada por alunos com ausência ou

acentuada dificuldade na fala e comprometimento completo ou parcial da função física, a fim de facilitar a comunicação desses com o professor dentro da classe. Assumimos, portanto, que o indivíduo possui uma deficiência física limitante que o obriga a ter como principal forma de interação com o professor, apenas a aplicação produzida. Assim, desenvolveu-se para *desktop* o *software* SmartBlink, um recurso de TA usado juntamente com um dispositivo capaz de reconhecer o piscar dos olhos, o *MindWave*.

### 1.1 Justificativa

Segundo a Pesquisa Nacional de Saúde – PNS feita pelo IBGE (2013<sup>1</sup>), cerca de 6,2% da população brasileira possui algum tipo de deficiência<sup>2</sup>. O estudo mostra também que 1,3% da população tem algum tipo de deficiência física e quase a metade deste total (46,8%) tem grau intenso ou muito intenso de limitações. Esse ponto converge na imediata necessidade de incluir esses indivíduos socialmente. Ao tratar de inclusão é necessário observar o entorno e os inúmeros desafios que cercam esse processo. Nesses, estão envolvidos a busca pela autonomia nas atividades de vida diária para o desenvolvimento pessoal e a construção de um projeto de vida (SILVA, 2011).

É justamente nesse contexto que soluções tecnológicas alternativas se desenvolvem. Elas são usadas para facilitar a vida das pessoas que apresentam diversas limitações, quer seja na fala, na audição, no comprometimento total ou parcial dos membros, entre tantas outras restrições.

Indivíduos com a síndrome do encarceramento, a exemplo, preservam a capacidade cognitiva, mas limitam a capacidade comunicativa, permitindo que o paciente se comunique somente por meio da movimentação ocular. Pessoas que apresentam tais deficiências precisam de instrumentos que forneçam, sobretudo dentro da classe, meios alternativos de comunicação, pois essas não possuem a capacidade de fala e nem a comunicação gestual.

Quanto mais severamente comprometido em sua condição estiver um indivíduo, maior será a necessidade em lhe oferecer condições de acessibilidade física e dispor de tecnologias que o permita superar, o tanto quanto possível, suas dificuldades. Para as pessoas mais

---

<sup>1</sup> A próxima coleta de dados acontece no segundo semestre de 2019, com divulgação programada para 2021.

<sup>2</sup> <http://agenciabrasil.ebc.com.br/geral/noticia/2015-08/ibge-62-da-populacao-tem-algum-tipo-de-deficiencia>

dependentes, o uso de computadores, adaptações das interfaces para uso adequado e mesmo equipamentos mais sofisticados, como tecnologias *eye-tracking*, serão necessários. É inegável, portanto, que alunos que apresentam graus significativos de deficiência representam enormes desafios em uma classe regular de ensino. Em outras palavras, nas condições atuais do ensino brasileiro, grande parte desses alunos encontra condições falhas no ensino regular, pela falta de metodologias que atendam às suas necessidades, de tecnologias que otimizem o aprendizado e de condições básicas para uma verdadeira inclusão social (SCHWARTZMAN, 2011).

Assim, a escolha do tema justifica-se pela necessidade de incluir alunos com problemas na fala e acometidos com deficiência motora, nas atividades do dia a dia, em especial no processo de ensino-aprendizagem. Dessa forma, por meio do *software* SmartBlink integrado a um dispositivo eletrônico capaz de detectar o piscar dos olhos, pretende-se proporcionar a esses indivíduos, independência, comunicação e inclusão social.

É preciso, portanto, pontuar os desafios tecnológicos enfrentados e identificar as soluções existentes para que a aplicação desenvolvida possa ser adequada e seja capaz de atender às necessidades particulares de pessoas com amplas limitações físicas e verbais.

## 1.2 Objetivo Geral

Este trabalho tem como objetivo geral desenvolver uma solução computacional que combina *hardware* e *software* para que alunos com múltipla deficiência<sup>3</sup> se comuniquem eficientemente por meio do piscar dos olhos a fim de interagir com o professor dentro da sala de aula.

## 1.3 Objetivos Específicos

1. Determinar as barreiras encontradas por alunos com deficiência no ambiente escolar;

---

<sup>3</sup> O termo “múltipla deficiência”, neste trabalho, se diferencia do termo “Deficiência Múltipla”, adotado pela literatura ou comunidade médica.

2. Investigar soluções/tecnologias existentes que permitam IHC por meio do uso do piscar dos olhos;
3. Testar e aplicar tecnologias para detecção do piscar dos olhos;
4. Desenvolver um teclado com frases destinado ao uso em sala de aula;
5. Integrar o *software* com um *hardware* capaz de detectar o piscar dos olhos;
6. Avaliar a solução proposta.

## **2 REFERENCIAL TEÓRICO**

Neste capítulo é explicitado o embasamento teórico que fundamenta este trabalho. É apresentado um contexto sobre os desafios na Educação Profissional e Tecnológica inclusiva e como a tecnologia se apresenta como um relevante recurso de inclusão, um complemento à aprendizagem dos estudantes com deficiência. Após, apresenta-se um contexto geral sobre a TA e os campos de aplicação.

Em seguida são feitas considerações sobre a relação do indivíduo com múltipla deficiência dentro do contexto escolar, apontando as limitações e os mecanismos existentes para possibilitar a participação desses alunos nas atividades em sala de aula. Por fim, são apresentados os sistemas capazes de medir o movimento ocular: sistemas eletrônicos, sistemas de vídeo e os sistemas mecânicos.

### **2.1 Desafios na Educação Profissional e Tecnológica inclusiva**

Os avanços produzidos pela sociedade apontam a urgente necessidade na construção de espaços sociais menos excludentes e de alternativas para o convívio na diversidade. A escola, como um desses espaços, sofre uma pressão natural para acompanhar os novos tempos e lidar melhor com a diversidade do público que nela é atendido (BRASIL, 2005).

De acordo com a Declaração de Salamanca (1994), as escolas devem se ajustar a todas as crianças, independentemente de suas condições físicas, intelectuais ou outras. Tais condições geram desafios aos sistemas escolares, que devem, dessa forma, buscar maneiras bem-sucedidas de educar tais crianças, incluindo aquelas que apresentam desvantagens severas.

Mostra-se clara, portanto, a necessidade de um espaço educacional inclusivo, que atenda a crescente demanda de alunos com deficiência. No Brasil, o número de matrículas da educação especial<sup>4</sup> chegou a 1,2 milhão em 2018, um aumento de 33,2% em relação a 2014. Esse aumento foi influenciado pelas matrículas de ensino médio que dobraram durante o período. Considerando apenas os alunos de 4 a 17 anos da educação especial, verifica-se que o percentual de matrículas de alunos incluídos em classe comum também vem aumentando

---

<sup>4</sup> Alunos com deficiência, transtornos globais do desenvolvimento e/ou altas habilidades/superdotação

gradativamente, passando de 87,1% em 2014 para 92,1% em 2018, segundo os dados do Censo Escolar da Educação Básica<sup>5</sup> 2018, divulgados pelo MEC.

Segundo Tokarnia (2019), “de acordo com dados do Censo, na rede pública está o maior índice dos estudantes em classes comuns. Nas escolas, 97,3% dos alunos com necessidades educacionais especiais estavam nessas classes em 2018. Na rede particular, o percentual foi 51,8%”.

Dessa forma, as escolas inclusivas “propõem um modo de organização do sistema educacional que considera as necessidades de todos os alunos e que é estruturado em função dessas necessidades” (MANTOAN, 2003, p. 16). Segundo o UNICEF (2013), a educação inclusiva implica, também, em permitir que crianças com deficiência frequentem as mesmas classes apropriadas para sua idade, com apoio individual adicional, conforme a necessidade. Exige ainda instalações físicas adequadas, assim como um currículo novo, que inclua representações de pessoas com deficiência.

As instituições de educação profissional devem, como todas as outras, possibilitar aos alunos com deficiência, ações inclusivas como as pontuadas anteriormente. Conforme o Art. 17 da Resolução nº 2, CNE/ CEB, de 11 de setembro de 2001, as escolas das redes regulares de educação profissional, em concordância com os norteamentos da educação inclusiva, “devem atender alunos que apresentem necessidades educacionais especiais, mediante a promoção das condições de acessibilidade, a capacitação de recursos humanos, a flexibilização e adaptação do currículo e o encaminhamento para o trabalho [...]” (BRASIL, 2001).

Mesmo assim, instituições de ensino, alunos e professores podem encontrar dificuldades para se adaptar dentro do que o sistema oferece, como exposto em Brasil (2005): “as equipes diretivas respeitam e garantem a entrada destes alunos, mostrando-se favoráveis à política de inclusão, mas apontam alguns entraves pelo fato de não haver a sustentação necessária, como por exemplo, [...] dos suportes necessários a sua implementação”.

Os professores, nesse caso, como enfatiza Rossetto (2015), precisam de uma formação sólida condizente com o que se espera dessa área de estudo, assegurando clareza ao professor sobre o trabalho que deve desempenhar, bem como, conhecimento para que o faça. Essa ideia é complementada por Saviani (2009), ao falar que “[...] será necessário instituir um espaço específico para cuidar da formação de professores para essa modalidade de ensino. Do

---

<sup>5</sup> <http://inep.gov.br/censo-escolar>

contrário essa área continuará desguarnecida e de nada adiantarão as reiteradas proclamações referentes às virtudes da educação inclusiva [...]”.

Já com relação aos alunos, outras limitações aparecem. Coll, Marchesi e Palacios (2004, p.20), comentam que a avaliação dos problemas dos alunos não deve centrar-se unicamente neles, deve-se levar em conta o contexto, como: o funcionamento das escolas, recursos disponíveis, flexibilidade do ensino, metodologia empregada e os critérios de avaliação utilizados. Portanto, o cerne está na capacidade da escola em se adaptar às necessidades desses alunos e oferecer um resultado satisfatório.

A partir do exposto, percebe-se a necessidade de encontrar ferramentas que possam auxiliar o processo de aprendizagem e inclusão dos alunos com deficiência, a fim de facilitar, inclusive, a interação do docente com esses alunos. As inovações proporcionadas pela TA, por exemplo, podem ser utilizadas por estudantes e professores como ferramentas capazes de diminuir a “distância” entre o educador e o aluno com Necessidades Educativas Especiais. O computador se apresenta como uma dessas ferramentas, que serve como um recurso pedagógico no processo de inclusão e construção do conhecimento. É uma ponte no processo de interação entre a pessoa com deficiência e o mundo externo.

No Brasil, a Portaria Interministerial 362<sup>6</sup>, reconhece recursos de acessibilidade que podem ser utilizados junto ao computador para torná-lo acessível a pessoas com privações sensoriais (visuais e auditivas), intelectuais e motoras (BRASIL, 2012). Mas o Brasil assume também desafios quanto aos custos dessas inovações: 1- a falta de produtos assistivos nacionais, de baixo custo, de qualidade similar à dos importados; 2- a incidência de muitos impostos sobre os produtos assistivos, o que dificulta o acesso; 3- e a concessão de produtos assistivos, de qualidade, hoje não suficientes para atender a demanda real (GARCIA; ITS BRASIL, 2017).

Pensando nesses desafios, o documento oficial do governo sobre TA – Livro Branco da TA no Brasil – elabora propostas a fim de minimizar a existência desse contexto, como por exemplo: 1- garantir a oferta de produtos assistivos, com menor preço, sem prejuízo da qualidade, para as pessoas com deficiência; 2- diminuir a tributação para ajudar a minimizar os custos de produção de TA e favorecer a queda de preços de venda (GARCIA; ITS BRASIL, 2017).

---

<sup>6</sup> <http://fazenda.gov.br/acesso-a-informacao/institucional/legislacao/portarias-interministeriais/2012>

Ou seja, existem tecnologias, por vezes caras, mas nem sempre eficientes, pois “muitas vezes as pessoas com deficiência não são envolvidas no desenvolvimento e produção dos produtos assistivos para a educação e o trabalho, o que acarreta consequências para a usabilidade” (GARCIA; ITS BRASIL, 2017).

Apesar das barreiras e dos entraves identificados, a tecnologia se apresenta como um relevante recurso de inclusão, um complemento à aprendizagem dos estudantes com deficiência, além de promover mudanças significativas na comunicação aluno/professor em sala de aula.

## **2.2 Tecnologia Assistiva (TA)**

A TA, para Bersch (2017), deve ser entendida “como um auxílio que promoverá a ampliação de uma habilidade funcional deficitária ou possibilitará a realização da função desejada e que se encontra impedida por circunstância de deficiência ou pelo envelhecimento”. Essa autora ainda destaca a TA como a área do conhecimento que é utilizada para identificar “todo o arsenal de Recursos e Serviços que contribuem para proporcionar ou ampliar habilidades funcionais de pessoas com deficiência e consequentemente promover Vida Independente e Inclusão” (BERSCH; TONOLLI, 2006).

TA é, desse modo, “uma área do conhecimento que compreende produtos, equipamentos, dispositivos, recursos, metodologias, estratégias, práticas e serviços [...]” (BRASIL, 2009), mas que está diretamente ligada a recursos de acessibilidade, destinados especificamente a pessoas com deficiência, incapacidades ou com mobilidade reduzida (ROCHA RODRIGUES; GAMA ALVES, 2013).

Muitas vezes, recursos educativos ligados às Tecnologias da Informação e Comunicação (TIC), passam a ser considerados como TA somente pelo fato de também serem usados por alunos com deficiência. Quando isso acontece, esses recursos podem ser descritos apenas como acessíveis, e não como TA, uma vez que podem ser utilizados por alunos sem deficiência, apresentando os mesmos objetivos de aprendizagem (ROCHA RODRIGUES; GAMA ALVES, 2013).

Os campos de aplicação da TA são diversos, pode-se usá-la tanto na engenharia, na área da saúde ou na educação. Copley e Ziviani (2004) destacam em seu trabalho o uso da TA

na educação. Esses autores mencionam que essa área do conhecimento é usada para auxiliar pessoas com múltiplas deficiências a melhorar o acesso e a participação em seus ambientes escolares e domésticos. Mas ressaltam que os resultados educacionais efetivos do uso da TA dependem de um processo coordenado de avaliação e implementação.

A TA é ainda dividida em diferentes categorias, dessas, pode-se citar: 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; Comunicação Aumentativa e Alternativa (CAA) – recursos, eletrônicos ou não, que permitem a comunicação expressiva e receptiva das pessoas sem a fala ou com limitações da mesma. Exemplo: pranchas de comunicação, além de vocalizadores e *softwares* dedicados para este fim; recursos de acessibilidade ao computador (RAC) – equipamentos de entrada e saída (síntese de voz, Braille), auxílios alternativos de acesso (ponteiras de cabeça, de luz) que permitem as pessoas com deficiência a usarem o computador; entre outras (BERSCH, 2017). Por vezes, a CAA é dividida em recursos de baixa e alta tecnologia, sendo que nesse caso, os RAC passam a fazer parte dessa divisão – alta tecnologia – que ocorre dentro dos recursos de CAA (ZAPOROSZENKO; ALENCAR, 2008).

Os RAC existem para tornar o computador acessível às pessoas com deficiência. São dispositivos de entrada e saída especialmente desenvolvidos para facilitar o acesso dessas ao computador. Exemplos como: teclados modificados, teclados virtuais com varredura, mouses especiais (Figura 2.1), dispositivos apontadores que valorizam movimento de cabeça, movimento de olhos, ondas cerebrais (pensamento), e ponteiras para digitação, são considerados dispositivos de entrada. Como dispositivos de saída pode-se citar: *softwares* leitores de tela, *software* para ajustes de cores e tamanhos das informações, entre outros (BERSCH, 2017).

Figura 2.1 – Mouse especial - BIGtrack Trackball



Fonte: [www.apple.com/br/shop/product/HJ322LL](http://www.apple.com/br/shop/product/HJ322LL)

A legislação brasileira estabelece o direito da TA para pessoas com deficiência. Frisa que essas devem ter a sua disposição “novas tecnologias, inclusive as tecnologias da informação e comunicação, ajudas técnicas para locomoção, dispositivos e tecnologias assistivas, adequados a pessoas com deficiência, dando prioridade a tecnologias de custo acessível” (BRASIL, 2009b). Mas como ressalta Bersch (2017), o trabalho nessa área do conhecimento está no início no Brasil, mas passos importantes estão acontecendo nos últimos anos, a fim de garantir que os recursos de TA, dos quais as pessoas com deficiência necessitam, estejam amplamente acessíveis no país.

### **2.3 A Relação do Indivíduo com Múltipla Deficiência Dentro do Contexto Escolar**

Pessoas com deficiência enfrentam comumente limitações em sua vida prática. Essas restrições estão intimamente relacionadas às condições que permitam o exercício da autonomia e a participação social do sujeito, podendo de tal modo, interferir, prejudicar no desenvolvimento e contribuir para a exclusão social. As dificuldades e limitações enfrentadas são necessariamente ampliadas em situações em que a acessibilidade não é garantida (WAGNER, 2010).

Infere-se, baseado nos pensamentos de Wagner (2010), que o grau de limitação de um indivíduo se estabelece, mesmo que de uma forma indireta, a partir da relação que esse indivíduo tem com o meio onde vive. Indivíduos com as mesmas limitações, porém vivendo em condições diferentes de inclusão, em que ambientes estão preparados e adequados a sua realidade, podem se sentir, apesar das mesmas circunstâncias, menos limitados. Assim, a deficiência é fruto da diminuta adaptação da sociedade à diversidade humana. “Isto é, a causa da deficiência não se encontra na pessoa, nem nos impedimentos que ela tenha, mas na sociedade que coloca barreiras ou obstruções para sua plena participação. Em consequência, entende-se a deficiência como uma responsabilidade social compartilhada” (GARCIA; ITS BRASIL, 2017).

Pelo Decreto nº 5.296, de 2004, é considerado pessoa com deficiência a que se enquadra em alguma dessas categorias: Deficiência Física; Deficiência Auditiva; Deficiência Visual; Deficiência Mental e Deficiência Múltipla (BRASIL, 2004).

Assim sendo, pelo contexto no qual o trabalho se desenvolve, ressalta-se a Deficiência Física. Essa é descrita como uma alteração completa ou parcial de um ou mais segmentos do corpo humano, acarretando o comprometimento da função física (BRASIL, 2004). O Quadro 2.1 apresenta os tipos de deficiência e a definição correspondente.

Quadro 2.1 – Tipos de deficiência física

Tipo	Definição
Paraplegia	Perda total das funções motoras dos membros inferiores.
Paraparesia	Perda parcial das funções motoras dos membros inferiores.
Monoplegia	Perda total das funções motoras de um só membro (inferior ou posterior).
Monoparesia	Perda parcial das funções motoras de um só membro (inferior ou posterior).
Tetraplegia	Perda total das funções motoras dos membros inferiores e superiores.
Tetraparesia	Perda parcial das funções motoras dos membros inferiores e superiores.
Triplegia	Perda total das funções motoras em três membros.
Triparesia	Perda parcial das funções motoras em três membros.
Hemiplegia	Perda total das funções motoras de um hemisfério do corpo (direito ou esquerdo).
Hemiparesia	Perda parcial das funções motoras de um hemisfério do corpo (direito ou esquerdo).
Amputação	Perda total ou parcial de um determinado membro ou segmento de membro.

Fonte: Retirado do site [deficienteonline.com.br](http://deficienteonline.com.br)<sup>7</sup>

A partir do quadro exposto, é possível estabelecer o grupo ao qual se destina o *software* aqui produzido. Levando em consideração que o SmartBlink é voltado para alunos com movimentos completamente limitados do corpo e desordens na fala, percebe-se que o público-alvo é o indivíduo com múltipla deficiência, que tem somado à deficiência física os problemas decorrentes da fala. É o caso dos que são acometidos com Paralisia Cerebral (PC), síndrome do encarceramento, entre outras.

Neste ponto, é importante frisar que cada uma dessas desordens tem graus e formas clínicas variadas, das mais moderadas as mais severas. Na observação clínica da PC, tomando como exemplo, ocorre o “fator” múltipla deficiência, e de forma similar, é levada em consideração a extensão do distúrbio motor, sua intensidade e, principalmente, a

<sup>7</sup> [https://www.deficienteonline.com.br/deficiencia-fisica-tipos-e-definicoes\\_\\_\\_12.html](https://www.deficienteonline.com.br/deficiencia-fisica-tipos-e-definicoes___12.html)

caracterização semiológica desse distúrbio. Além do distúrbio motor, que pode vir na forma de tetraplegia, paraplegia etc., o quadro clínico pode incluir também outras manifestações acessórias com frequência variável, como é o caso da perda da articulação das palavras (anartria) (LEITE; DO PRADO, 2004).

Segundo Gren e Hurvitz (2007), conforme citado por Brasil (2014), as dificuldades motoras das pessoas com deficiência, a exemplo da PC, limitam as experiências de interação com outras pessoas, objetos e eventos, como também a manipulação de objetos e domínio do próprio corpo. Dessa forma, essas pessoas perdem oportunidades concretas de viabilizar seu repertório, podendo ocasionar lacunas nas áreas perceptivas, cognitivas, linguísticas e sociais. Assim, sem que possam se expressar, suas manifestações são reduzidas, o seu universo minimizado. Então nessas condições não há como explorar, socializar-se e buscar novas experiências (ZAPOROSZENKO; ALENCAR, 2008).

A partir do esclarecido, é possível apresentar a CAA como uma nova possibilidade dentro desse processo. Na CAA a comunicação é considerada alternativa quando o indivíduo não apresenta outra forma de comunicação e, considerada ampliada quando o indivíduo possui alguma forma de comunicação, mas essa não é suficiente para manter elos comunicativos e estabelecer trocas sociais. Vários são os sistemas de CAA disponíveis no mercado, dessa forma, os profissionais da educação podem, para essas pessoas, optar por recursos de baixa ou alta tecnologia a fim de estabelecer outras formas de comunicação além da modalidade oral (ZAPOROSZENKO; ALENCAR, 2008).

Os recursos de baixa tecnologia referem-se a recursos mais acessíveis (gestos, imagens, etc.) que possibilitam a comunicação quando inexistente a linguagem oral. Já os recursos de alta tecnologia oferecem sistemas de comunicação mais sofisticados (ZAPOROSZENKO; ALENCAR, 2008). Um exemplo são os *softwares* que contam com a possibilidade de serem acionados não por meio de artefatos tradicionais, como o mouse, mas por meio de um sistema que possa detectar a única forma, muitas vezes, que a pessoa acometida por essa ou deficiências semelhantes, tem disponível para comunicação (DE OLIVEIRA; GAROTTI; SÁ, 2009). É o caso das técnicas que rastreiam o movimento ocular. Essas permitem que as pessoas que apresentam limitações motoras, em que a única forma de comunicação é o movimento ocular, possam utilizar o computador apenas com o piscar dos olhos, sem recorrer às tradicionais maneiras de uso.

Esses mecanismos têm por objetivo, possibilitar a participação dos alunos nas atividades, sendo que antes, esses ficavam afastados do processo educativo e social (ZAPOROSZENKO; ALENCAR, 2008). Importa salientar, no caso de indivíduos com PC, que as limitações não interferem na criatividade. O professor, atuante como mediador, precisa dar o suporte para que, junto com os colegas, o aluno com essa condição possa desenvolver todo seu potencial criativo. O uso da TA representa uma grande possibilidade de igualá-los aos outros colegas, pois atualmente, são as tecnologias que possibilitam a diminuição dos problemas motores e comunicativos (ROTTA, 2016).

Por esse motivo, a capacitação do professor se torna necessária para que o aluno com distúrbios na comunicação oral e/ou escrita possa ser ensinado e compreendido. É preciso que esse indivíduo tenha oportunidade de expressar seus pensamentos e desejos. A implementação adequada dos sistemas suplementares e alternativos de comunicação em sala de aula exige um olhar voltado para a formação dos interlocutores. Nesse caso o professor será elemento chave para dinamizar as interações nesse contexto (SILVA et al., 2013).

Assim, o uso da TA na escola demanda não somente o recurso, mas também um serviço que ofereça estratégias para o seu uso. É necessário, portanto, observar a dinâmica do estudante no ambiente escolar e reconhecer suas necessidades. Por meio das informações do aluno, dos profissionais da escola e do ambiente, é possível estabelecer critérios para elaborar recursos com perspectivas funcionais que atendam as necessidades específicas do aluno com deficiência e conseqüentemente expanda a capacidade comunicativa do aluno (ROCHA; DELIBERATO, 2012).

## **2.4 Técnicas de Rastreamento Ocular**

Os olhos humanos são capazes de enviar uma quantidade vasta de informações para o cérebro, a coleta dessas informações é valiosa para a área de TA, visto que o controle consciente dos movimentos oculares é mantido na maioria dos tipos de deficiência (HANSEN et al., 2002). A finalidade é, portanto, ajudar na interação dessas pessoas com o mundo externo por meio da técnica de detecção do movimento ocular. Assim, recursos de TA podem ser utilizados juntos ao computador para permitir que usuários, cujos movimentos se limitam ao globo ocular, consigam se expressar e se incluir efetivamente no convívio em sociedade.

Atualmente, existem diferentes sistemas capazes de medir o movimento ocular, e, segundo as suas características, são agrupados em 3 tipos: sistemas mecânicos, sistemas eletrônicos e sistemas de vídeo (BARRETO, 2012). A captura dos sinais de forma não invasiva, dada a evolução das tecnologias atualmente, é a mais conveniente, fácil de utilizar e apresenta boa captura de sinais. (FERREIRA; DE MIRANDA; DE MIRANDA, 2012).

#### 2.4.1 Sistemas Mecânicos ou Rastreamento Escleral

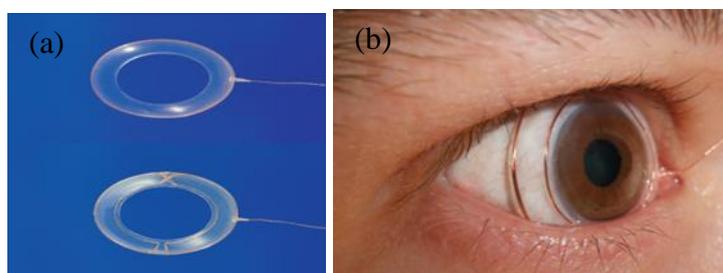
De acordo com Robinson (1963) conforme citado por Whitmire (2016), na técnica de rastreamento escleral, a cabeça do indivíduo é posicionada entre grandes bobinas de *Helmholtz* (Figura 2.2) que geram um campo magnético uniforme. Segundo Singh e Singh (2012), quando uma bobina de fio se move em um campo magnético, o campo induz uma tensão na bobina escleral de acordo com sua orientação, ao examinar a magnitude das tensões induzidas nos fios finos que saem da bobina, o sistema estima a orientação do olho. Assim, para medir os movimentos oculares, as pequenas bobinas de arame são embutidas em uma lente de contato (Figura 2.3a) e inseridas no olho (Figura 2.3b) (um fio fino é conectado a uma unidade de medida externa) após introdução de anestésico local. Usar uma corrente alternada para acionar um eletroímã formado por uma bobina de arame é um método eficaz de gerar um campo magnético que oscila em uma frequência específica (WHITMIRE, 2016).

Figura 2.2 – Bobina de Helmholtz



Fonte: <https://doi.org/10.1590/S1806-11172003000100005>

Figura 2.3 – Bobinas de arame embutidas em uma lente de contato (a) e inserida no olho (b)



Fonte: <https://www.chronos-vision.de>

Assim, o campo passa a ser gerado por duas bobinas colocadas nos dois lados da cabeça. Isso permite que o movimento horizontal dos olhos seja gravado. Se for necessário monitorar também os movimentos verticais dos olhos, é utilizado um segundo conjunto de bobinas de campo, geralmente configuradas ortogonalmente ao primeiro conjunto. Os dois sinais (um para movimento horizontal, outro para movimento vertical dos olhos) gerados na bobina ocular podem então ser entendidos usando técnicas apropriadas (SINGH; SINGH, 2012).

A grande vantagem desse método é a alta precisão, por esse motivo, as pesquisas médicas e psicológicas fazem uso dela. Esse método possui uma resolução temporal e espacial muito alta, permitindo que até mesmo os pequenos tipos de movimentos oculares (por exemplo, *Microsaccade* – pequeno movimento involuntário do olho quando se olha fixamente para algum lugar) sejam estudados (SINGH; SINGH, 2012).

Mas o problema com esse método, conforme citado em Singh e Singh (2012), é que, o fio fino que conecta a bobina ao dispositivo de medição não é confortável para quem necessita fazer uso dessa técnica. Já para Whitmire (2016, apud THOMASSEN, 2010), uma das principais limitações desse rastreamento é a utilização, na maioria das vezes, de grandes bobinas de gerador com vários metros de diâmetro, com a necessidade de alinhamento da cabeça, precisando para isso, de uma barra de mordida ou apoio de queixo. Em sistemas de bobinas *Helmholtz* menores (menos de 1 m de diâmetro) há restrições para o posicionamento da cabeça. Essas limitações de *design* impõem barreiras significativas de espaço e custo, o que impede a adoção dessa técnica fora de instalações dedicadas em centros médicos. Hoje, os pesquisadores usam o rastreamento ocular da bobina escleral para o diagnóstico de distúrbios vestibulares e pesquisas biomédicas. Alguns sistemas de rastreamento escleral também procuram medir a torção, que se refere à rotação do olho em torno de seu eixo visual (WHITMIRE, 2016).

Em seu trabalho, Whitmire (2016), desenvolveu o “*EyeContact*” (Figura 2.4), um sistema de rastreamento de bobina escleral, porém projetado como um dispositivo vestível (*head-mounted*) de realidade virtual ou aumentada.

Figura 2.4 – O rastreador EyeContact não requer o uso de um capacete ou bobinas de campo de grandes proporções.



Fonte: Whitmire (2016)

A técnica criada pelo autor consiste em colocar as bobinas de gerador em local estratégico, bem como uma nova abordagem de calibração que representa menos campo magnético uniforme criado pelas bobinas menores. Isso permite um rastreamento ocular móvel de alta precisão e velocidade, movimentos livres da cabeça que permite ao usuário caminhar e elimina a necessidade de um apoio de cabeça ou bobinas do tamanho de uma sala, sem a necessidade de instrumentação do ambiente (WHITMIRE, 2016).

#### 2.4.2 Sistemas Eletrônicos

Utiliza-se de potenciais elétricos medidos a partir de eletrodos de contato (Figura 2.5) colocados perto o suficiente das fontes que provocam ruído. As variantes mais comuns são a eletro-oculografia (EOG) e a EEG (BARRETO, 2012).

Figura 2.5 – Eletrodos posicionados na pele



Fonte: <https://sites.google.com/site/ftpopeye>

Segundo Ferreira, De Miranda e De Miranda (2012), o sistema de EEG é capaz de fazer a captura de informações do cérebro por meio do sinal das ondas cerebrais. As atividades elétricas são capturadas por sensores chamados de eletrodos. Quando um eletrodo captura a atividade do neurônio, ele também capta atividades elétricas que estão acontecendo em sua proximidade e isso é conhecido como dados brutos de EEG. Os dados brutos são uma forma de onda complexa, não apenas de atividade cerebral, mas de outras atividades elétricas, como as produzidas pelo movimento dos olhos (quando o olho pisca ou se move para a esquerda, direita, para cima ou para baixo, é produzido EOG). Essas fontes de ruído que “cruzam” o sinal de EEG são chamadas de artefatos (NEUROSKY, [200-?]).

Basicamente, os artefatos são fontes de ruído que se sobrepõem ao EEG e corrompem a pureza do sinal das ondas cerebrais. Quando o EOG está presente no sinal de EEG, normalmente interfere com o que o EEG tenta fazer, que é capturar um sinal limpo de ondas cerebrais. O EOG é lido pelo mesmo eletrodo que captura o EEG, e as ondas se colidem umas com as outras, criando uma espécie de “bagunça” (NEUROSKY, [200-?]).

Se um eletrodo for colocado perto o suficiente de outras fontes de ruído, elas podem ser capturadas. Esses sinais são muito mais fortes que os de EEG (10-200 vezes maior) e conseqüentemente mais fáceis de identificar. Ao analisar esses sinais, pode-se, portanto, “ignorá-los” e tornar outros sinais, como os de EOG, por exemplo, em sinais válidos e passíveis de uso (NEUROSKY, [200-?]).

Considerando que o propósito original de usar o equipamento EEG é **capturar a atividade de ondas cerebrais** de uma pessoa, há informações faciais secundárias que podem ser usadas para outros fins. Assim, é possível dizer o que uma pessoa que utiliza um *hardware* EEG faz de “forma facial” (pisca o olho, por exemplo) (NEUROSKY, [200-?], grifo nosso). Diante desses dados, diversas aplicações tecnológicas podem ser viabilizadas. Um exemplo é a aplicação desses sinais para o controle de dispositivos eletroeletrônicos (FRANÇA; MIRANDA, 2018).

Os aparelhos EEG para leitura das ondas cerebrais são normalmente caros e pouco acessíveis, existindo quase que exclusivamente em hospitais e clínicas especializadas. Mas com o crescente campo de análise das ondas cerebrais, surgiram aplicações para além do uso médico/clínico. Despontaram aparelhos em menor escala e mais baratos, construídos para a pesquisa e também para o lazer (FRANÇA; MIRANDA, 2018).

A segunda variante dentro dos sistemas eletrônicos e que também pode ter seus sinais reconhecidos pela EEG, como exposto anteriormente, é a EOG: nessa, à medida que os globos oculares giram, as mudanças elétricas podem ser detectadas por eletrodos colocados na pele perto dos olhos. Na prática, as alterações detectadas são amplificadas e usadas para obter um traçado da posição do olho. Etapas de processamento desses sinais foram criadas para condicionar os dados para que possam ser interpretados de forma confiável. O sistema EOG pode potencialmente reconhecer “gestos oculares”, como o piscar à esquerda e à direita, ou qualquer combinação desses. A linguagem de comando de gestos oculares pode até mesmo ser extensível e programável pelo próprio usuário. Por exemplo, durante a entrada de texto ou durante a leitura de texto, uma piscada à esquerda rapidamente seguida por uma piscadela pode ser um comando de *page-up*, etc (KAUFMAN; BANDOPADHAY; SHAVIV, 1993).

### 2.4.3 Sistemas de vídeo

No sistema de vídeo (aqui também citado como rastreamento por vídeo ou vídeo-Oculografia (VOG)), que é um dos tipos mais populares (HANSEN et al., 2002), “a informação é analisada a partir das alterações registadas nas reflexões oculares, com base na projeção de uma luz infravermelha no olho e captação dos respectivos movimentos por meio de uma câmara de vídeo (ou por outro tipo de sensor óptico)” (BARRETO, 2012).

Isso é conseguido mediante um *eye tracker*, um dispositivo que emite raios infravermelhos para os olhos do usuário – a luz infravermelha é usada para evitar o desconforto do usuário com uma luz forte – que por sua vez batem na pupila e voltam ao dispositivo, permitindo calcular com precisão para onde o participante está olhando e ainda medir os movimentos oculares (BARRETO, 2012).

Os dispositivos *eye-trackers* podem ser do tipo montado na cabeça (*head-mounted*), se apresentando muitas vezes como um dispositivo vestível; ou podem ficar distantes do usuário. Sistemas do tipo montado na cabeça são mais úteis para tarefas em que é esperada uma grande quantidade de movimentos livres, porém são mais intrusivos por normalmente obstruírem uma pequena porção do campo visual. Os sistemas **remotos** (distantes do usuário), por outro lado, consistem em uma lente de câmera montada sob ou ao lado da tela do computador que está em uso pelo participante. A presença da câmera é rapidamente esquecida

pelo participante, tornando esse procedimento não invasivo (GOLDBERG; WICHANSKY, 2003, grifo nosso).

A informação capturada por meio do movimento do globo ocular, conforme pontuado em De Farias Gomes et al. (2008), “pode ser usada para selecionar e ativar um ícone, um item de menu na tela do computador, para registrar o interesse do usuário por determinado conteúdo de uma página da internet”, entre outras IHC.

Em um sistema de rastreamento ocular, os dispositivos *eye-trackers* precisam passar por um processo chamado de “calibração”. Os procedimentos de calibração são uma parte necessária e crítica nos estudos de rastreamento ocular, a fim de relacionar o ângulo do olhar de um observador, ou ponto de vista, com os locais no ambiente (por exemplo, monitor do computador). Uma calibração ruim pode ocasionar um descompasso entre o ponto de vista do participante e a localização correspondente em um monitor. O procedimento de calibração geralmente requer que um observador fixe, sucessivamente, uma série de locais em uma tela de computador ou dentro do ambiente (GOLDBERG; WICHANSKY, 2003).

Sistemas comerciais de rastreamento ocular geralmente vêm com *software* de calibração, alguns permitem o uso de óculos e lentes de contato sem prejuízo nenhum ao rastreamento eficaz dos olhos.

### 3 DISPOSITIVOS QUE UTILIZAM SISTEMAS ELETÔNICOS E SISTEMAS DE VÍDEO

#### 3.1 Sistemas eletrônicos

As seções seguintes descrevem os sensores sem fio que utilizam sistema EEG e apresenta um quadro comparativo entre eles. Os artefatos analisados foram: *Emotiv Epoc+ 14 Channel Mobile EEG*, *MindWave Mobile 2*, *Muse 2*, *EMOTIV Insight 5 Channel Mobile EEG*, *Ultracortex “Mark IV” EEG Headset* e o *Enobio 20 5G*.

##### 3.1.1 *Emotiv Epoc+ 14 Channel Mobile EEG*

O EEG móvel *Emotiv Epoc+*<sup>8</sup> (Figura 3.1) é um *headset* desenvolvido pela *Emotiv*, que foi concebido não apenas como um artefato de investigação do cérebro humano, como também para o desenvolvimento de aplicações de Interface Cérebro-Computador (ICC). Esse dispositivo fornece acesso a dados cerebrais de nível profissional com um *design* prático e fácil de utilizar, promove o acesso a dados EEG de alta qualidade e pode ser usado em pesquisas que queiram fazer uso de comandos mentais (vire à esquerda, vire à direita), estados emocionais (relaxamento, estresse, foco, etc.) ou expressões faciais (piscadela, sorriso, etc.).

Possui 14 canais<sup>9</sup> de EEG, para melhor leitura dos sinais. Para funcionamento, deve-se passar nos sensores (sensor molhado) uma solução salina que acompanha o produto. A conectividade entre o computador e dispositivos móveis é feita por *wireless* ou *bluetooth*, sendo que a bateria de 640 mAh dura até 12 horas usando *wireless* e até 6 horas usando *bluetooth*.

---

<sup>8</sup> Todas as informações sobre o dispositivo, incluindo valores, foram retiradas do site do fabricante, disponível em: <<https://www.emotiv.com/epoc/>>. Acesso em: 19 mar. 2019.

<sup>9</sup> Em cada canal é permitido conectar um eletrodo, então quanto mais canais existirem, mais eletrodos poderão ser usados.

As plataformas suportadas são Windows 7, 8, 10; Mac OS X; iOS 9 ou superior; Android 4.4.3+ (excluindo 5.0). O tempo de preparação para o uso é de 3-5 minutos. Está disponível no site do fabricante por US\$ 799,00.

Figura 3.1 – *Emotiv Epoc+* sendo usado por um usuário



Fonte: <https://www.emotiv.com>

A principal tecnologia da Emotiv para desenvolvimento de aplicativos é o Emotiv Cortex. O Cortex é uma espécie de “invólucro” do SDK (*Software Development Kit*) e abriga todas as ferramentas necessárias para o desenvolvimento personalizado, usando dados cerebrais, retornados, em tempo real, pelo dispositivo.

A API (*Application Programming Interface*) do Cortex é construída em JSON e *WebSockets*, facilitando o acesso a partir de uma variedade de plataformas e linguagens de programação (C++, C#, NodeJS, Python). Atualmente, o Cortex é suportado nas seguintes plataformas: Windows 10 (64 bits); Windows 8.1 (64 bits); MacOS 10.12 Sierra+. O suporte futuro será adicionado para as seguintes plataformas: iOS, Android, Linux Ubuntu.

O acesso a diferentes fluxos de dados é dividido em 3 níveis de licença. Os planos de licenciamento atendem a uma ampla variedade de necessidades, a saber: comandos mentais, expressões faciais, métricas de desempenho, qualidade do contato, nível de bateria. Já para ter acesso a APIs para pesquisa de EEG (EEG bruto), será necessário o pagamento de uma assinatura. Os planos disponíveis são: ACADEMIC, voltado à APIs para pesquisa de EEG, ao custo de \$55-99 /mês; o BUSINESS, voltado à APIs para soluções corporativas, que oferece configurações personalizadas, em que o usuário paga somente pelos dados necessários; e o plano BCI API, voltado à APIs para ICC e sem custo algum para o usuário/desenvolvedor. Os aplicativos desenvolvidos podem ser ainda publicados na comunidade Emotiv sob a forma de licença gratuita ou comercial.

### 3.1.2 *MindWave Mobile 2*

O *MindWave Mobile*<sup>10</sup> 2 (Figura 3.2) é um *headset* com sensor de ondas cerebrais desenvolvido pela *NeuroSky*. Mede com segurança os sinais de EEG, ao passo que é possível captar a atenção e a expressão facial (piscar dos olhos) de uma pessoa.

Figura 3.2 – *MindWave* sendo usado por uma usuária



Fonte: <https://store.neurosky.com>

O dispositivo possui um clipe que fica preso à orelha, é nele que se situa o eletrodo de referência. Também possui um “braço sensor”, uma espécie de haste flexível ligada à testa, um pouco acima do olho, para a localização do eletrodo de EEG. Melhorias de *design* para o conforto do usuário, como o braço sensor flexível de borracha e o contato do clipe auricular mais amplo, permitem um ajuste personalizado. As melhorias significativas de conforto são ótimas para uso prolongado, como por exemplo, em salas de aula ou durante a meditação e yoga. É uma solução econômica e fácil de usar, voltado para realização de pesquisas no campo de EEG.

Basicamente, o dispositivo tem o seguinte funcionamento: depois de conectado ao celular ou computador e sincronizado com *softwares* compatíveis, o usuário pode, por exemplo, treinar a sua mente. O aparelho capta as ondas cerebrais e interpreta atividades como: meditação e concentração. Depois, os pensamentos são convertidos em comandos e enviados por meio de tecnologia sem fio para o produto que está conectado. Outro ponto é que o *MindWave* também consegue entender quando uma pessoa pisca os olhos. Por meio da interpretação dessas situações é que o *headset* envia comandos para o *software* ou aplicativo em execução (JORDÃO, 2012). A loja de aplicativos da Apple, por exemplo, possui mais de 100 aplicativos compatíveis com o *MindWave*, são *softwares* que normalmente se destinam à área da educação, neurociência, etc.

---

<sup>10</sup> Todas as informações sobre o dispositivo, incluindo valores, foram retiradas do site do fabricante, disponível em: <<https://store.neurosky.com>>. Acesso em: 22 maio 2019.

A conectividade entre o computador e dispositivos móveis é feita por *wireless* ou *bluetooth*. O *headset* trabalha com uma pilha AAA e entrega 8 horas de autonomia.

As plataformas suportadas são Windows (XP / 7/8/10), Mac (OSX 10.8 ou posterior), iOS (iOS 8 ou posterior) e Android (2.3 ou posterior). Está disponível no site da Amazon por \$99.99.

Criadas e lançadas para diferentes plataformas, as ferramentas de desenvolvimento da *NeuroSky* são um conjunto de ferramentas de software e APIs para todos os *headset NeuroSky* EEG, que facilitam aos pesquisadores e desenvolvedores, a criação de aplicativos inovadores que interagem com o estado mental do usuário.

As ferramentas diferem com base nas plataformas e linguagens que serão usadas para conectar-se ao *headset*. iOS, Android, Mac e Windows, são as plataformas suportadas para desenvolvimento de aplicativos. Os algoritmos incluídos são: detecção do piscar dos olhos, atenção, meditação e *BandPower*. Há outra ferramenta de pesquisa *NeuroSky*, sob o custo de \$499.99 e é voltada para a realização de pesquisas orientadas a EEG. As ferramentas de pesquisa incluem o *NeuroView* e o *NeuroSkyLab*, dois aplicativos especializados para estudar e entender o comportamento das ondas cerebrais. O *NeuroView* foi projetado para pesquisadores iniciantes e intermediários de EEG que desejam visualizar e registrar dados de EEG em tempo real. Os dados gravados podem ser facilmente exportados para outros aplicativos de terceiros para análise e processamento de dados. O *NeuroSkyLab* é direcionado a pesquisadores avançados de EEG que estão familiarizados com o ambiente *MATLAB*, fornecendo mais personalização e visualização e análise de dados em tempo real. Essas ferramentas são compatíveis com o Windows XP / Vista / 7/8 / 8.1 / 10.

No PC/Mac, a título de exemplo, as ferramentas de desenvolvimento incluem as seguintes APIs: o *ThinkGear Connector* (TGC) é executado em segundo plano no sistema Windows ou Mac OSX e gerencia suas conexões com os *headsets NeuroSky*, transmitindo os dados para um soquete TCP / IP padrão que pode ser lido pelos aplicativos. O *ThinkGear Communications Driver* (TGCD) é uma biblioteca compartilhada de funções com uma API fácil de usar que facilita a conexão com o headset e a análise dos fluxos de dados. O *ThinkGear Communication Protocol* é uma especificação detalhada de baixo nível. Esse protocolo em conjunto com uma biblioteca de analisador de fluxo facilita a análise e interpretação do fluxo de dados. *NeuroSkyLab*: esta API permite programar dentro da

estrutura do *Matlab*. A *NeuroSky* tem um programa de gerenciamento de aplicativos para PC/Mac, iOS e Android.

### 3.1.3 *Muse 2*

O *Muse*<sup>11</sup> 2 (Figura 3.3), desenvolvido pela *InteraXon*, é um dispositivo de meditação que fornece *feedback* em tempo real sobre frequência cardíaca, atividade cerebral, respiração e movimentos corporais, com o intuito de ajudar a construir uma prática de meditação consistente. O *Muse 2* é um sistema de EEG que usa algoritmos avançados de processamento de sinal para treinar meditadores iniciantes e intermediários no controle do seu foco. O dispositivo detecta uma série de atividades elétricas do cérebro e as transforma em experiências facilmente compreensíveis.

O dispositivo mede a atividade cerebral por meio de sensores (sensor seco) de EEG. Um aplicativo converte o sinal de EEG em *feedback* de áudio e envia para o usuário mediante fone de ouvido. Quando o usuário está mais relaxado, o dispositivo envia sons calmos ao usuário. O contrário acontece quando o dispositivo detecta uma maior quantidade de atividade cerebral, sons mais intensos são ouvidos.

O artefato se conecta aos dispositivos móveis via *Bluetooth*. Uma vez conectado, basta iniciar o aplicativo *Muse Meditation*, colocar os fones de ouvido e fechar os olhos. Quando a sessão estiver concluída, será possível revisar os resultados e acompanhar o progresso. Após cada sessão, o *Muse* mostrará a partir de gráficos e tabelas fáceis de entender, como o cérebro, coração, respiração e corpo se comportaram nos momentos de uso.

*Muse 2* possui 7 sensores cerebrais de EEG (2 na testa, 2 atrás das orelhas e 3 sensores de referência que detectam e medem as atividades do cérebro). Esse artefato é usado por neurocientistas, pesquisadores, profissionais de saúde e desenvolvedores em todo o mundo para ajudar no entendimento da saúde do cérebro.

A bateria do produto possui uma autonomia de 5 horas de uso contínuo. O aplicativo *Muse* tem compatibilidade com iOS e Android. *Muse 2* é vendido no site do fabricante por \$249.00.

---

<sup>11</sup> Todas as informações sobre o dispositivo, incluindo valores, foram retiradas do site do fabricante, disponível em: <<https://choosemuse.com/muse-2/>>. Acesso em: 19 mar. 2019.

Figura 3.3 – *Muse 2* sendo usado por uma usuária



Fonte: <https://choosemuse.com>

A fim de apoiar a comunidade desenvolvedora (o suporte ativo ao SDK *Muse* está temporariamente suspenso), a empresa oferece ferramentas de pesquisa e desenvolvimento, como o *Muse Direct* e ferramentas de código aberto como o *MuseLSL* e o EEG Notebooks, um conjunto de opções de pesquisa científica para trabalhar com os dados do sensor *Muse*. A assinatura do *Muse Direct* custa \$4 por mês ou \$24 por ano.

O *Muse Direct* foi desenvolvido para permitir que seja possível gravar, transmitir e visualizar os dados brutos do *Muse*. É possível conectar o *Muse* ao *Muse Direct* em um dispositivo iOS e transmitir os dados via OSC (usando WiFi) para um computador ou outro dispositivo em que seja possível processar os dados na linguagem de programação que o desenvolvedor desejar.

O *Muse Direct* fornece desde dados brutos até algoritmos prontos para uso. Principais recursos: receber e transmitir dados brutos do *Muse*, incluindo EEG, acelerômetro, giroscópio, bateria. Os algoritmos retornam: potências do sinal, indicador de status, indicador de qualidade dos dados, evento de piscadela, evento de aperto da mandíbula.

É possível visualizar os dados em tempo real e também exportá-los para o Excel como um arquivo CSV. É importante notar, no entanto, que esses dados brutos podem ser difíceis de interpretar sem a assistência de várias amostras, um neurocientista e um *script* escrito (código) para analisá-los.

É válido considerar que os dados brutos podem ser difíceis de interpretar, com a provável necessidade de um pesquisador de EEG para auxiliar no processo, pois o processamento desses dados é bastante complexo e o suporte que a empresa oferece é limitado. As plataformas suportadas são: iOS e Windows 10.

### 3.1.4 *EMOTIV Insight 5 Channel Mobile EEG*

O EEG móvel *Emotiv Insight*<sup>12</sup> (Figura 3.4) é um *headset* desenvolvido pela Emotiv, que foi projetado para uso diário e para o desenvolvimento de aplicações de ICC. Esse possui componentes eletrônicos avançados que são totalmente otimizados para produzir sinais limpos e robustos a qualquer hora, em qualquer lugar. O *Insight* apresenta um *design* elegante, leve e fácil de usar. Esse dispositivo promove o acesso a dados EEG de alta qualidade e pode ser usado em pesquisas que queiram fazer uso de comandos mentais (vire à esquerda, vire à direita), estados emocionais (relaxamento, estresse, foco, etc.) ou expressões faciais (piscadela, sorriso, etc.).

O dispositivo possui 5 canais de EEG para melhor leitura dos sinais. O material do sensor é um polímero semi-seco hidrofílico. A conectividade entre computador e dispositivos móveis é feita por *wireless* ou *bluetooth*, sendo que a bateria de 480 mAh dura até 8 horas usando *wireless* e até 4 horas usando *bluetooth*.

As plataformas suportadas são Windows 7, 8, 10; Mac OS X; iOS 9 ou superior; Android 4.4.3+ (excluindo 5.0). O tempo de preparação para o uso é de 1-2 minutos. Está disponível no site do fabricante por US\$ 299,00. A tecnologia da Emotiv para desenvolvimento de aplicativos é o Emotiv Cortex, análoga a anteriormente mencionada na seção 3.2.1 – Emotiv Epoc+ 14 Channel Mobile EEG.

Figura 3.4 – *Emotiv Insight* sendo usado por uma usuária



Fonte: <https://www.emotiv.com>

---

<sup>12</sup> Todas as informações sobre o dispositivo, incluindo valores, foram retiradas do site do fabricante, disponível em: < <https://www.emotiv.com/epoc/> >. Acesso em: 19 mar. 2019.

### 3.1.5 *Ultracortex “Mark IV” EEG Headset*

O *Ultracortex*<sup>13</sup> (Figura 3.5) é um *headset* de código aberto desenvolvido pelo *OpenBCI*. É confortável, ajustável e imprimível em 3D, projetado para funcionar com qualquer placa *OpenBCI*. Essa placa é vendida separadamente (\$199.99-949.99, o valor depende da quantidade de canais), compatível com Arduino e pode ser usados para monitorar EEG, atividade muscular (EMG) e atividade cardíaca (ECG). O sistema se comunica sem fio com o computador (Windows, Linux, Mac) e também pode se comunicar sem fio com qualquer dispositivo móvel. Para aumentar a taxa de amostragem, é possível adquirir o *WiFi Shield* (\$149.99). O *WiFi Shield* aumenta a taxa de amostragem, transmitindo os dados via *WiFi* em vez de *bluetooth*.

O *Ultracortex Mark IV* é capaz de comportar até 16 canais de EEG. O *design* revolucionário do *Ultracortex* usa sensores de EEG secos e pela sua montagem simplificada e ajuste fácil à cabeça do usuário, leva menos de 30 segundos para ser colocado. O *Ultracortex Mark IV* é vendido no site da fabricante e possui 3 opções de compra, sendo que nenhuma dessas acompanha a placa *OpenBCI*. As opções são *Print-It-Yourself*, *Unassembled* e *Pro-Assembled*.

*Print-It-Yourself* (\$299,99-399.99, o valor depende da quantidade de canais): essa opção é ideal para quem possui uma impressora 3D, já que boa parte do kit deverá ser impressa.

*Unassembled* (\$499.99-599.99, o valor depende da quantidade de canais): nessa opção, as peças deverão ser montadas pelo próprio comprador.

*Pro-Assembled* (\$699,99-849,99, o valor depende da quantidade de canais): nessa opção o usuário receberá uma *Ultracortex Mark IV* totalmente montada.

A *OpenBCI* possui um fórum de conhecimento compartilhado com cooperação de diversas pessoas ao redor do mundo. Esse fórum aproveita o poder do código aberto para acelerar a inovação das tecnologias de ICC. Nele é possível encontrar diversos projetos na página da comunidade.

Em sua essência, a *Mark IV* é uma estrutura com eletrodos secos, que permite fixá-los ao couro cabeludo sem precisar usar qualquer solução ou gel.

---

<sup>13</sup> Todas as informações sobre o dispositivo, incluindo valores, foram retiradas do site do fabricante, disponível em: <<https://shop.openbci.com/collections/frontpage>>. Acesso em: 19 mar. 2019.

Figura 3.5 – *Mark IV* e seus componentes

Fonte: <https://shop.openbci.com/collections/frontpage>

A GUI do *OpenBCI* é a poderosa ferramenta de *software* do *OpenBCI* para visualização, gravação e transmissão de dados das placas do *OpenBCI*. Os dados podem ser exibidos em tempo real, reproduzidos, salvos no computador em formato .txt, bem como transmitidos em tempo real para softwares terceiros, como o *MATLAB*, *MNE-Python*, *Neuromore* e *Open Vibe*. Ele pode ser iniciado como um aplicativo independente ou como um “esboço” do *Processing* (linguagem de programação baseada em Java).

Os desenvolvedores que desejam criar para a plataforma aberta do *OpenBCI* podem fazê-lo com o seguinte SDK: *Processing* (Java), *Javascript*(Node.js), *Arduino*, *Python*.

O *software OpenBCI* GUI está disponível gratuitamente para Windows, Linux e Mac. A GUI do *OpenBCI* foi testada pela equipe de desenvolvedores nas seguintes plataformas: OS X 10.8.5+; Windows 7, 8.1 e 10 (32 bits e 64 bits [recomendado]) e Linux Ubuntu *Desktop* 18.

### 3.1.6 Enobio 20 5G

*Enobio*<sup>14</sup> (Figura 3.6) é um dispositivo portátil EEG de 8, 20 ou 32 canais, para registro da atividade elétrica do cérebro humano. Pode ser utilizado em hospitais, centro de pesquisa ou no dia a dia, pois as aplicações são de fins médicos e não médicos, tais como: ICC, pesquisa de EEG, aplicações médicas, neuromodulação (processo de modificar o estado cerebral por meio de treinamento baseado em *feedback*).

Destina-se a adquirir, armazenar, transmitir e exibir os sinais captados. O sistema digitaliza sinais analógicos de EEG recolhidos por uma touca com vários eletrodos e usa

<sup>14</sup> Todas as informações sobre o dispositivo foram retiradas do site do fabricante, disponível em: <<https://www.neuroelectronics.com/products/enobio/enobio-20-wifi/>>. Acesso em: 20 mar. 2019.

conectividade *Wi-Fi* para transmitir os dados para um computador. Além de ser capaz de monitorar EOG, é também capaz de monitorar ECG e EMG.

É Compatível com os sistemas operacionais: Windows (Vista/ 7/8/10) e MAC OS X. O tempo de funcionamento é de 5 horas e 50 minutos. Para completo funcionamento é necessário injetar com uma seringa, gel nos eletrodos. O valor do produto não está disponível para consulta no site do fabricante.

Figura 3.6 – *Enobio* sendo usado por uma usuária



Fonte: <https://sites.google.com/site/tfpopeye>

O SDK apresenta um conjunto de ferramentas para criar aplicações de pesquisa interagindo diretamente com o hardware *Enobio*. Esse inclui um conjunto de bibliotecas C que oferecem uma API para controlar e ler dados de EEG, para que o aplicativo a ser desenvolvida receba todas as informações em tempo real e assim nenhuma informação possa ser perdida. Além disso, fornece métodos de CLI e API para transmitir dados por meio do protocolo *Lab Streaming Layer* (LSL) para facilitar o desenvolvimento de programas para várias máquinas ou ambientes.

As aplicações podem ser executadas em computadores Windows (Vista / 7/8/10) e Linux (Ubuntu 18.04 LTS), bem como em microcomputadores que oferecem suporte a distribuições padrão do Linux, como o *Raspberry Pi*. A interface C e os módulos CLI permitem integrações em programas C ++, Java, Python ou JavaScript. O SDK é oferecido gratuitamente aos clientes do *Enobio*, mediante solicitação.

### 3.1.7 Quadro comparativo entre os produtos analisados

Quadro 3.1 – Comparativo entre os produtos analisados (sistemas eletrônicos)

	<b>EPOC +</b>	<b>MUSE 2</b>	<b>INSIGHT</b>	<b>MARK IV</b>	<b>Enobio</b>	<b>MindWave</b>
<b>Quantidade de sensores</b>	14 (+2 de referência)	4 (+3 de referência)	5 (+2 de referência)	16	8, 20 ou 32	1 (+1 de referência)
<b>Tipo de sensor</b>	Molhado	Seco	Semi-seco	Seco	gel	Seco
<b>Conectividade</b>	Wireless ou bluetooth.	Bluetooth.	wireless ou bluetooth.	Wireless ou bluetooth.	Wireless.	Wireless ou bluetooth.
<b>Plataforma</b>	Windows, Mac OS, iOS e Android.	iOS e Android.	Windows, Mac OS, iOS e Android.	Windows, Linux, Mac OS, iOS e Android.	Windows, Mac OS.	Windows, Mac OS, iOS e Android.
<b>Alimentação/ autonomia</b>	12h – usando wireless e 6h – usando bluetooth	5h de uso contínuo.	8h – usando wireless e 4h – usando bluetooth.	4 pilhas AA integradas a placa OpenBCI.	5 horas e 50 minutos.	1 pilha AAA com autonomia de 8 horas.
<b>Preparação para uso</b>	3-5 minutos	Não exige preparação	1-2 minutos	30 segundos	Não informado	30 segundos
<b>Programabilidade</b>	SDK; API	Aplicativo	SDK; API	[Código aberto]	SDK; API	API
<b>Valor</b>	US\$ 799,00	\$249.00	US\$ 299,00	\$299,99-849,99	Não informado	US\$ 100,00

Fonte: Elaborada pela autora

## 3.2 Sistemas de Vídeo

As seções seguintes descrevem os dispositivos que utilizam o rastreamento por vídeo (remotos e *head-mounted*) e apresenta um quadro comparativo entre eles. Os artefatos analisados foram: *MagicEyz*, *IRISBOND DUO*, *The Eyegaze Edge*, a-blinX, rastreador do

*tipo head-mounted* (TULA et al., 2014) e o rastreador do tipo *head-mounted* (MUKHERJEE E CHATTERJEE, 2015).

### 3.2.1 *MagicEye*

O *MagicEye*<sup>15</sup> é um produto da empresa *Magickey LDA*, destinado à pessoas que não têm o controle dos movimentos da cabeça, como é o caso dos portadores de ELA, ou que apresentam movimentos involuntários da cabeça, como é o caso de alguns tipos PC.

Esse artefato deve ser colocado na parte inferior da tela do computador (Figura 3.7), sendo que Esse possui base magnética para fixá-lo e retirá-lo facilmente do computador. O *MagicEye* utiliza duas portas USB, uma para alimentar a câmera de alta resolução e outra para alimentar a iluminação infravermelha.

Após ser montado, o sistema se integra ao computador por meio da aplicação *MagicKey*, nesse caso, os dados são coletados e o controle do mouse passa a ser feito apenas com a direção do olhar. Pode-se mexer a cabeça em todas as direções e a posição do ponteiro do mouse não se alterará, pois a direção do olhar é suficiente para controlar o movimento do ponteiro.

Figura 3.7 – *MagicEye* conectado ao computador



Fonte: <http://www.magickey.ipg.pt/magiceye.html>

O nível de controle e precisão é grande. Assim, é possível usar qualquer aplicação do computador com o movimento dos olhos, pois todas as funções do mouse são “replicadas”. Desenhar usando o *software Microsoft Paint*, é apenas um exemplo do que se pode fazer. Há ainda uma grande integração com o *Microsoft Word*, para tornar o processo de escrita com os olhos, simples, prático e eficiente. A calibração é feita de forma automática para cada utilizador, sendo que a calibração poderá ser ajustada por meio de uma interface simples, que

---

<sup>15</sup> Todas as informações sobre o dispositivo foram retiradas do site do fabricante, disponível em:< <http://www.magickey.ipg.pt/magiceye.html>>. Acesso em: 20 mar. 2019.

o próprio utilizador ativa para conseguir o máximo de precisão do movimento do cursor. Com poucas horas de treino é possível acessar qualquer botão de uma interface gráfica.

Em linhas gerais, o *MagicEye* determina a direção do olhar do utilizador e coloca o cursor do mouse no local da tela para onde o usuário está olhando. O utilizador pode movimentar a cabeça que não interferirá no funcionamento da aplicação. Pode ser utilizado por pessoas com óculos, mas é necessário ajuste, de forma que o alinhamento da câmara com os óculos não provoque reflexos. A aquisição do *MagicEye* é feita em Portugal, em uma loja Autorizada MEO ou por meio da Fundação PT. É necessário apresentar os documentos: Certidão de Incapacidade Multiusos, Cartão Cidadão. O valor do produto não está disponível para consulta no site do fabricante.

### 3.2.2 IRISBOND DUO

*Irisbond Duo*<sup>16</sup> (Figura 3.8) é um dispositivo que permite, de maneira simples e precisa, controlar um computador movendo os olhos. É um sistema baseado nas mais avançadas tecnologias de visão artificial, mais especificamente, VOG; dessa forma torna-se possível controlar o mouse do computador movendo os olhos. Os principais beneficiários do sistema são pessoas afetadas por restrições de mobilidade severa, que não podem usar sistemas convencionais de gerenciamento do mouse.

Com *Irisbond* conectado a um computador será possível acessar os diferentes aplicativos instalados, além de fornecer ao usuário uma janela para o mundo externo. Dessa forma será possível se comunicar, compartilhar experiências e conhecimentos, assistir a filmes, ler, jogar, entre outros. Além disso, faz uso de ferramentas de CAA, como teclados sintetizadores de voz virtuais e sistemas de controle de ambiente. É ainda possível operar o controle remoto da TV ou qualquer outro dispositivo infravermelho.

O sistema consiste em um dispositivo que se conecta a porta USB do computador. Esse dispositivo emite feixes de luz infravermelha que geram *flashes* na córnea do usuário. Uma câmera de vídeo registra esses *flashes* e identifica o “comportamento ocular” do usuário. Essa informação é processada no computador por meio da aplicação *Irisbond Primma*, de tal

---

<sup>16</sup> Todas as informações sobre o dispositivo, incluindo valores, foram retiradas do site do fabricante, disponível em: < <https://www.irisbond.com/products/irisbond-duo-2>>. Acesso em: 20 mar. 2019.

forma que os movimentos dos olhos do usuário são transformados em coordenadas de posição do mouse na tela. O sistema *Primma* incorpora uma interface simples para calibrar o sistema, ajustando-se as necessidades do usuário.

O sistema *Irisbond Duo* foi projetado para ser usado em notebooks, desktops e tablets. Em um notebook, o equipamento pode ser colocado entre o teclado e a tela, ou em cima da mesa, na frente do notebook. O *Irisbond* é compatível com tablets que usam o sistema operacional Windows e telas de 10" até 15". Para poder controlar o computador com os olhos, é necessário instalar o *software* incluído no cartão de memória ou pendrive que vem junto com o equipamento. O *software* é compatível com os equipamentos que possuem sistema operacional Windows (Vista, 7, 8, 10).

É possível usar o *Irisbond* com óculos e lentes de contato. O produto custa no site do fabricante 1.590€.

Figura 3.8 – *IRISBOND DUO* conectado ao computador



Fonte: <https://www.irisbond.com/products/irisbond-duo-2>

### 3.2.3 *The Eyegaze Edge*

The *Eyegaze Edge*<sup>17</sup> (Figura 3.9) é um sistema de comunicação por tablet, projetado para que pessoas que tenham mobilidade comprometida possam ter independência em inúmeras atividades do dia a dia. O dispositivo funciona do seguinte modo: uma câmera especial de rastreamento ocular é colocada abaixo do tablet. Um sofisticado *software* de processamento de imagens analisa cada uma das imagens cerca de 60 vezes por segundo e determina para qual lugar da tela o usuário está olhando. O *Eyegaze Edge* vem com uma variedade de *softwares* e acessórios para atender às necessidades do usuário.

<sup>17</sup> Todas as informações sobre o dispositivo foram retiradas do site do fabricante, disponível em: <<https://eyegaze.com/products/eyegaze-edge/>>. Acesso em: 20 mar. 2019.

Figura 3.9 – The Eyegaze Edge sendo usado por um usuário



Fonte: <https://eyegaze.com/products/eyegaze-edge/>

No procedimento de calibração o usuário olha para um pequeno ponto que se move pela tela e esse processo dura menos de 15 segundos para ser concluído. Não há necessidade de recalibrar se o usuário deixar o sistema e retornar em outro momento. Outro ponto é que é possível usá-lo durante todo o dia, pois a câmera que é utilizada minimiza a fadiga no olhar.

O usuário opera o sistema observando “itens” que são exibidas na tela. Para “pressionar” uma tecla, o usuário analisa o item por um período de tempo específico. A duração do olhar necessária para ativar visualmente uma tecla, é normalmente cerca de meio segundo, mas pode ser ajustado de acordo com a preferência do usuário. Todos os movimentos comuns de um mouse o sistema consegue executar.

O sistema conta com determinadas funcionalidades. Uma delas é a “geração de fala”. Nessa funcionalidade é possível “falar” digitando uma mensagem ou selecionando frases pré-programadas. Conta também com “chamada e texto”: nessa, é possível a integração com um dispositivo celular. O *Eyegaze Edge* permite controlar qualquer aplicativo ou programa com facilidade. Há também o “controle de ambiente” (adquirido fora do pacote): controle de entretenimento, sistemas de som, luzes e interruptores com frequências de infravermelhos e ondas de rádio.

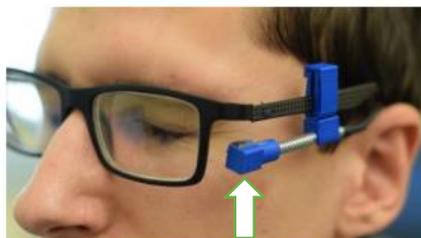
### 3.2.4 *a-blinX*

O *a-blinX*<sup>18</sup> (Figura 3.10), produto da *startup* brasileira TiX Tecnologia Assistiva, é um acionador assistivo inovador, que contribui para dar autonomia às pessoas com deficiência, a fim de fazer com que elas tenham pleno acesso aos recursos e as oportunidades que o universo tecnológico oferece. É composto por um pequeno sensor infravermelho que

<sup>18</sup> Todas as informações sobre o dispositivo foram retiradas do site “amigomicro”, disponível em: <<http://www.amigomicro.com.br/downloads>>. Acesso em: 08 Ago. 2019.

pode ser facilmente acoplado a haste de qualquer armação de óculos. Quando devidamente posicionado, o sensor é capaz de detectar o piscar dos olhos do usuário.

Figura 3.10 – Dispositivo a-blinX sendo usado por um usuário



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

O a-blinX é um equipamento seguro, prático e fácil de utilizar. Ele permite que pessoas com deficiência motora severa utilizem o piscar dos olhos para controlar computadores e dispositivos móveis. Também é possível utilizar o a-blinX para controlar aplicativos em smartphones e tablets com o sistema operacional Android. A exemplo, pode-se citar o TelepatiX, aplicativo desenvolvido também pela mesma empresa e que possui grande integração com o a-blinX. Esse aplicativo proporciona ao usuário, escrever e vocalizar frases curtas facilmente. Em resumo, é um preditor inteligente que completa palavras e frases usadas de forma mais frequente, contribuindo para acelerar o processo da comunicação. Para que pessoas com limitações físicas consigam se comunicar usando o TelepatiX, basta usar o detector de piscadelas a-blinX.

Quando ligado num dispositivo móvel (smartphone ou tablet) ou no computador, cada piscadela tem o mesmo efeito do clique do botão esquerdo de um mouse convencional. Esse clique se mantém enquanto a piscadela se mantiver. Possui ainda sinal sonoro e luminoso para indicar a ativação do contato elétrico.

O a-blinX funciona diretamente em qualquer computador, com os sistemas operacionais Windows, Linux e Mac OS, além de dispositivos móveis com Android. Dispensa a instalação de *softwares* adicionais e não existem botões. Não é necessário configurar o a-blinX antes de utilizá-lo.

É um produto 100% desenvolvido e produzido no Brasil. Para adquiri-lo, a empresa oferece-o por meio de assinatura e custa R\$ 165/mês (informações retiradas do site do fabricante: <https://tix.life/produtos/info-a-blinx/>).

### 3.2.5 Rastreador do tipo *head-mounted* (TULA et al., 2014)

Tula et al. (2014) desenvolveu uma plataforma para o estudo de funções oculomotoras, ela consiste de um rastreador do olhar móvel (Figura 3.11) de baixo custo do tipo montado na cabeça, faz uso de pelo menos um computador para rodar os testes e um monitor para apresentar os estímulos visuais. O rastreador consiste em um capacete de ciclista com uma estrutura de alumínio para fixar as duas câmeras. Uma das câmeras aponta para os olhos do usuário, possui um led infravermelho perto da lente e um filtro de luz visível. O uso do led infravermelho junto com o filtro de luz visível faz as pupilas parecerem mais escuras que as outras partes do olho, como a íris, esclera e pele, facilitando sua segmentação.

Figura 3.11 – Rastreador do olhar montado num capacete de ciclista com uma câmera voltada para os olhos e outra para a cena



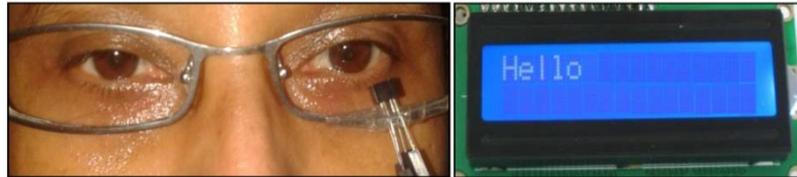
Fonte: Tula et al. (2014)

### 3.2.6 Rastreador do tipo *head-mounted* (MUKHERJEE E CHATTERJEE, 2015)

O trabalho de Mukherjee e Chatterjee (2015) apresenta um sistema simples e econômico com possibilidade de ajudar usuários que sofrem com limitações parciais ou completas da fala. O dispositivo de baixo custo lê e converte o piscar dos olhos do usuário no código de comunicação universalmente aceito – O código Morse. A duração do piscar dos olhos é registrada, analisada e convertida para o alfabeto inglês usando o código Morse. Com a ajuda de um par de óculos (Figura 3.12), um sensor de LED Infravermelho é direcionado para o olho do participante. O sensor detecta a quantidade de luz refletida no olho e envia o sinal para o Arduino. Aqui eles são comparados com um valor previamente fixado para determinar se o olho foi fechado ou aberto e o resultado fica temporariamente armazenado. Após cada piscadela, o microcontrolador espera por 2 segundos para ver se há outro piscar. Se nenhuma piscar for detectado, o microcontrolador analisa as leituras das últimas 5 piscadelas para determinar se elas caem em um padrão carregado anteriormente que corresponde a uma

determinada letra ou comando. Se uma correspondência for encontrada, a mensagem será exibida em uma tela de LCD. Desta forma, palavras completas ou frases podem ser formadas. O custo para desenvolver a solução foi de \$20-\$25.

Figura 3.12 – Óculos no rosto do usuário e tela onde se exhibe a mensagem, respectivamente



Fonte: Adaptado de Mukherjee e Chatterjee (2015)

### 3.2.7 Quadro comparativo entre os produtos analisados

Quadro 3.2 – Comparativo entre os produtos analisados (sistemas de vídeo)

	<b>Magic Eye</b>	<b>Irisbond duo</b>	<b>Eyegaze</b>	<b>a-blinX</b>	<b>Tula et al., (2014)</b>	<b>mukherjee, chatterjee (2015)</b>
<b>Para usuário com restrição de mobilidade severa</b>	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim
<b>Sistema remote ou head-mounted</b>	Remoto	Remoto	Remoto	Remoto	head-mounte	head-mounted
<b>Usado com óculos ou lente</b>	Sim	Sim	Sim	Sim	Não informado	Não informado
<b>Tempo de calibração</b>	Não informado	Não informado	15 segundos	Não necessita	Não informado	Não informado
<b>Plataforma</b>	windows	Windows	Windows	Windows, Linux, Mac OS, Android	Não informado	SO compatível com Arduino

	<b>Magic Eye</b>	<b>Irisbond duo</b>	<b>Eyegaze</b>	<b>a-blinX</b>	<b>Tula et al., (2014)</b>	<b>mukherjee, chatterjee (2015)</b>
<b>Alimentação/ autonomia</b>	Portas USB	Portas USB	1 hora e 30 minutos – uso intensivo	Portas USB	Não informado	Não informado
<b>Outras funcionalidades</b>		Operar dispositivo infravermelho.	Funcionalidades: geração de fala, chamada e texto e controle de ambiente.			
<b>Valor</b>	Não informado	1.590€	Não informado	Plano: R\$ 165,00/mês	Não informado	\$20-\$25

Fonte: Elaborado pela autora

### 3.3 Considerações sobre os produtos analisados

Pelo exposto, foi possível observar os diferentes sistemas capazes de medir o movimento ocular. Os artefatos dos sistemas mecânicos, eletrônicos e de vídeo se diferenciam, principalmente, pela forma como a informação é capturada. Alguns requerem, respectivamente, implantes na esclera, eletrodos perto das fontes que provocam ruídos, ou a captura dos movimentos oculares sendo feita por meio de uma câmera de vídeo.

Foi possível também, tomar ciência sobre produtos disponíveis dentro de cada técnica. É pertinente frisar que as ferramentas descritas apresentam graus de precisão e campos de alcance variados. Algumas delas possuem maior quantidade de sensores, sendo que essa relação está diretamente associada ao preço, como é o caso do EEG móvel *Emotiv EPOC+*, que possui 14 sensores e apresenta um valor de US\$ 799,00. Outros recursos são usados junto ao corpo, como um dispositivo vestível, ou usados de maneira remota, como é o caso do *MagicEye*; outros se utilizam de técnicas muito precisas, apesar de desconfortáveis, como o implante escleral.

Os dispositivos aqui expostos dependem da necessidade particular de quem vai utilizá-lo e em qual ambiente será usado. Assim, o que muda na vida prática é a necessidade específica de cada indivíduo. Por essa razão tomamos como meta neste projeto fazer uso da técnica de sistemas eletrônicos. Para isso, usamos o MindWave como *hardware* capaz de detectar as piscadelas (o sensor único do MindWave é dessa forma suficiente). Dentre todos abordados, optamos por aquele que entregaria as funcionalidades que o SmartBlink demanda e que fosse financeiramente mais acessível. Os outros dispositivos dos sistemas eletrônicos que captam o piscar dos olhos também seriam apropriados para serem usados com o SmartBlink, mas pela quantidade de sensores e outras funções que eles possuem, apresentam mais funcionalidades do que as requeridas para o projeto. O que só aumentaria os custos e não apresentaria relevância ao objetivo final do projeto.

## 4 MATERIAL E MÉTODOS

Buscamos na literatura fundamentos que embasassem o processo de pesquisa a fim de lapidar hipóteses a respeito do problema evidenciado, aprimorar as ideias e fundamentar os assuntos levantados. Houve também o levantamento do estado da arte sobre as tecnologias capazes de medir o movimento ocular, para descobrir quais características presentes nos produtos se adequavam mais a proposta deste projeto.

Quanto à abordagem a pesquisa é quantitativa. Segundo Minayo e Sanches (1993), a pesquisa quantitativa é uma forma de acesso aos níveis de realidade, permitindo evidenciar indicadores, dados e tendências observáveis. Com relação aos objetivos, o estudo caracteriza-se como descritivo-exploratório, pois visou descrever aspectos pesquisados, possibilitando formular problemas mais precisos e criar hipóteses que podem ser pesquisadas por estudos posteriores (GIL, 2002).

O produto educacional deste trabalho, o *software* SmartBlink, é voltado para o uso em sala de aula, por alunos que tem como forma limitante de comunicação o piscar dos olhos.

Assim, no que tange ao “SmartBlink”, esse foi desenvolvido utilizando práticas de Orientação a Objeto (OO). Esse paradigma facilitou o desenvolvimento, como frisa Dall’oglio (2015): a OO utiliza uma visão mais próxima do mundo em que vivemos, ela possui uma estrutura que carrega dados e comportamentos próprios, com o objetivo de formar algo maior, um sistema.

O *software* é uma aplicação *desktop* e a linguagem de programação usada para o desenvolvimento do sistema foi o Java. O código-fonte de um programa em Java pode ser compilado usando qualquer sistema operacional que tenha uma *Java Virtual Machine* (JVM) (SANTOS, 2013). Java dispõe de uma biblioteca padrão rica, com facilidade de acesso a banco de dados, além da possível construção de interfaces gráficas (HORSTMANN, 2005).

O Sistema de Gerenciamento de Banco de Dados (SGBD) utilizado e compatível com a linguagem Java foi o MySQL, ele foi capaz de gerenciar da melhor forma a base de dados do sistema em questão. A ferramenta gráfica escolhida foi a *MySQL Workbench*, uma ferramenta para modelagem, integrando criação, *designer* e administração do banco de dados MySQL (FERRARI, 2007).

Para o envio de mensagens entre professor-aluno foi feito um ambiente cliente-servidor utilizando *Socket*. Um *Socket* é um terminal de *software* que estabelece comunicação

bidirecional entre um programa de servidor e um ou mais programas clientes, dessa forma, pôde-se enviar mensagens entre a máquina do aluno e a máquina do professor por meio da conexão estabelecida. O *Socket* associa o programa de servidor a uma porta de *hardware* específica na máquina em que é executado para que qualquer programa cliente em qualquer lugar da rede com um *Socket* associado à mesma porta, possa se comunicar com o programa do servidor (ORACLE, [2019?]).

No desenvolvimento do *software*, existem vários padrões de projeto para melhorar o controle, a organização e a compreensão do sistema a ser desenvolvido, o que foi empregue neste projeto foi o MVC (*Model-View-Controller*). Esse modelo separa a lógica da aplicação da interface do usuário, permitindo testar e desenvolver cada parte separadamente.

A fim de melhorar a visualização do sistema foi também utilizada a linguagem de modelagem Unificada (UML) para fazer a diagramação do *software*. UML é flexível e extensível, o que garante liberdade para o desenvolvedor adotar qualquer processo, metodologia ou linguagem de programação (LIMA, 2011). Para a criação dos diagramas UML, foi utilizada a ferramenta *astah community* e foram elaborados os seguintes diagramas: diagrama de caso de uso e diagrama de classe.

Uma opção para prover o isolamento da tecnologia de persistência no desenvolvimento do *software* foi o padrão *Data Access Object* (DAO). Esse separa a lógica de persistência em classes de acesso a dados. Ele encapsula o acesso ao armazenamento de persistência e o código de manipulação em uma camada separada. Essa camada de abstração otimiza o código do aplicativo e introduz flexibilidade. Idealmente, alterações feitas na fonte de dados, exigem alterações apenas nos objetos de acesso a dados, com impacto mínimo nos objetos de negócios (KAYAL, 2006).

Conforme o desenvolvimento de um projeto avança, os requisitos do negócio frequentemente mudam, o que pode tornar não apropriado um planejamento em linha reta de um produto. Nessas situações, faz-se necessário um modelo de processo que tenha sido projetado especificamente para desenvolver um produto que cresce e muda ao longo do tempo (PRESSMAN; MAXIM, 2016).

Por isso, um dos modelos comuns de processo evolucionário e aqui também utilizado foi a prototipação: nesse, se define uma série de objetivos gerais para o *software*. Esse paradigma se inicia com uma reunião para definir os objetivos gerais do *software*, identificar requisitos e esquematizar quais áreas necessitam de uma definição mais ampla; uma iteração

de prototipação é panejada e ocorre a modelagem na forma de um projeto rápido. A ideia é evoluir a partir de protótipos iniciais. Assim, os envolvidos podem ter uma ideia prévia do sistema final (PRESSMAN; MAXIM, 2016).

O *software* SmartBlink não passou até então por validação, visto que o público-alvo do sistema é específico e limitado: alunos com múltipla deficiência, em que a deficiência física é associada a problemas decorrentes da fala, mas que esses tenham a capacidade cognitiva preservada.

A quantidade adequada para realizar uma validação, dentro dessas condições, não seria possível pelo tempo disponível para pesquisa. O IF Sertão-PE, por exemplo, contava apenas com uma pessoa que se encaixava nos referidos critérios, o que nos levaria a escolher outros lugares ou outras instituições. Tivemos, portanto, que levar em conta: deslocamento, quantidade suficiente de participante, a quantidade limitada de dispositivo para avaliação (1 *MindWave*) e o tempo necessário para o usuário adquirir um mínimo de “familiaridade” com o *software* e o *MindWave*. Todos os pontos elencados levariam, desse modo, um tempo superior ao disponível para o fim da pesquisa.

Pensando nas limitações do público-alvo e na importância de se avaliar o *software* SmartBlink, adotamos uma pesquisa de caráter quantitativa e avaliada por meio de simulação.

Foi realizado um teste de desempenho comparativo entre o SmartBlink e o aplicativo TelepatiX. O comparativo serviu para mostrar em qual aplicação era mais rápido “escrever” 8 frases. As frases usadas advêm do SmartBlink por trazê-las como padrão da aplicação. O Quadro 4.1 demonstra as frases utilizadas.

**Quadro 4.1 – Frases utilizadas para testes nas 2 aplicações.**

<b>Frases testadas nas duas aplicações</b>
<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Pode falar mais devagar, por favor;</li> <li>2. Eu não estou entendendo;</li> <li>3. Estou entendendo agora;</li> <li>4. Pode explicar de novo professor;</li> <li>5. Preciso de ajuda (cuidadora);</li> <li>6. Preciso que me leve ao banheiro;</li> <li>7. Sim;</li> <li>8. Não.</li> </ol>

Fonte: Elaborada pela autora

Os testes foram divididos em diferentes etapas: na primeira, foi feita uma contagem de forma manual em que eram estabelecidos valores para cada letra do TelepatiX e para cada frase do SmartBlink, o intuito, a partir da adição e do comparativo dos valores, era medir o tempo que um usuário poderia levar para digitar/expressar cada uma das frases.

A segunda etapa atribuiu mais uma vez valores para cada letra do TelepatiX e para cada frase do SmartBlink. O que difere o segundo teste do primeiro são os novos valores conferidos para uma frase no SmartBlink. Esse *software* passou por mudanças em seu desenvolvimento e foi permitido diminuir o tempo para se acessar uma frase, acarretando em mudanças nos resultados.

Nos próximos testes foram considerados para as duas soluções os erros que um usuário poderia cometer ao utilizar essas aplicações. Sendo assim, os testes seguintes incluíram o porcentual de erro e as simulações foram feitas por uma solução algorítmica, novamente a partir de valores atribuídos a letras e frases.

Um código em Java – para testar SmartBlink e TelepatiX – recebeu como entrada essas letras e frases e atribuiu para cada uma, um valor. Este valor representa o tempo que o usuário demora para acessar cada uma delas no teclado; com isso, foi possível calcular o tempo e o desvio padrão para escrever cada uma das frases. Como não é possível afirmar quantas vezes um usuário vai errar e se realmente ele irá errar, foi incluído nos testes uma margem de 1, 3, 5, 10, 15, 20 e 50% de chances do usuário escolher uma letra errada ou uma frase errada.

Assim sendo, os testes consistiram em avaliar qual *software* teria o melhor desempenho ou em qual dos dois teclados o tempo para expressar uma frase seria menor.

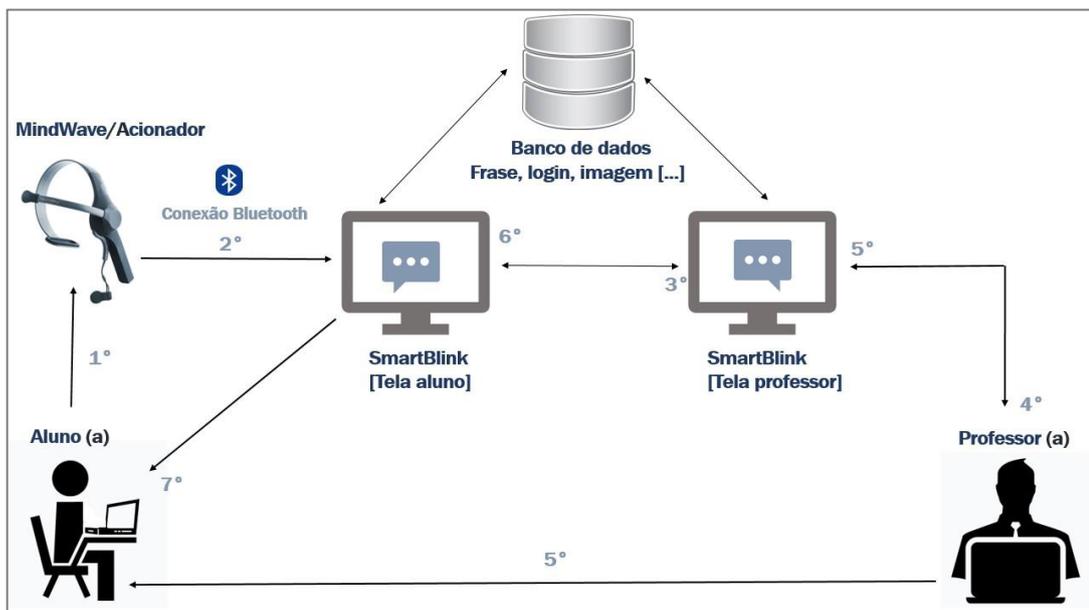
## 5 SMARTBLINK: UMA SOLUÇÃO PARA INTERAÇÃO RÁPIDA PROFESSOR-ALUNO DENTRO DA SALA DE AULA

Neste capítulo apresenta-se o produto educacional deste trabalho: o SmartBlink. A seção 5.1 ressalta as dificuldades encontradas ao utilizar o hardware MindWave e a integração deste com o software produzido.

O SmartBlink foi desenvolvido a partir da seguinte observação: consideremos um indivíduo com um cérebro totalmente funcional e consciente de seu entorno, capaz de pensar e processar estímulos, mas incapaz de traduzir o pensamento em ação verbal ou gestual. Assim foi planejado o SmartBlink – um *software desktop* destinado ao uso em sala de aula e voltado para interação comunicativa entre o professor e o aluno com Deficiência Múltipla.

O objetivo do *software* é promover a comunicação do aluno mediante frases predeterminadas por um professor para uma dada disciplina. As mensagens trocadas são enviadas e recebidas em um modelo semelhante a um *chat*. A Figura 5.1 apresenta a visão geral do sistema: [1°] aluno envia para o professor [4°] uma informação com o piscar dos olhos por meio do *MindWave* ou algum outro tipo de acionador que se conecte ao SmartBlink. O professor tem a opção de responder a partir do próprio sistema ou interagindo verbalmente com esse aluno [5°].

Figura 5.1 – Visão geral do sistema



Fonte: Elaborada pela autora

A Figura 5.2 mostra a tela inicial que dá acesso, mediante *login*, a tela com as funções do aluno e a tela com as funções do professor. Todas as funções disponíveis na tela inicial são de atribuição ou do professor ou do cuidador, mas não do aluno, pois o acesso aos botões não é mediante dispositivo *MindWave*.

Figura 5.2 – Tela inicial do SmartBlink



Fonte: SmartBlink (2020)

Cada professor, a partir das necessidades que requer a disciplina que ministra, pode inserir 8 frases diferentes, as quais julga como necessárias para aquela matéria. Para uma disciplina de programação, por exemplo, pode ser importante a inserção da frase: “não entendi o código”; em matemática, algo como: “refaz o cálculo” ou, em uma prova, a seguinte frase: “Não entendi a questão 1”. Ou seja, o professor pode adequar/adaptar as frases de acordo com a percepção que ele tem sobre o assunto que aborda ou a partir de alguma circunstância – dias de prova – em que o docente pode trocar o texto das frases pelo número das questões. Caso o aluno precise de uma explicação mais detalhada para uma determinada questão, pode-se, dessa forma, expressar de forma facilitada.

No sistema é possível adicionar ou editar 8 frases. Até então, a quantidade de frases que o sistema comporta foi definida de forma arbitrária. Em uma próxima etapa da pesquisa será necessário, a partir da interação da pesquisadora com os participantes envolvidos no processo de validação, ajustar (ou não) a quantidade de frases exibidas no sistema. A Figura

5.3 mostra a tela para inclusão/edição das frases, mediante a prévia inserção de uma disciplina. A Figura 5.4, a qual representa a tela inicial do aluno, mostra também as frases que já vêm predefinidas no sistema caso o professor não veja a necessidade de incluir outras para a sua disciplina. O campo “Enviar mensagem” não é alterável, visto que é a partir dessa função que o professor recebe a dúvida/resposta do aluno.

Figura 5.3 – Tela para inserção e edição de frases e disciplina

Fonte: SmartBlink (2020)

Figura 5.4 – Tela do aluno com frases próprias do sistema ou definidas pelo professor

Fonte: SmartBlink (2020)

Ao efetuar *login*, o professor tem acesso a tela inicial (Figura 5.5), na qual estão as seguintes funcionalidades:

1. incluir a disciplina que leciona;
2. incluir/editar as frases que serão exibidas para um aluno;

3. receber as mensagens vindas de um aluno;
4. incluir uma imagem;
5. ver lista de alunos conectados;
6. habilitar/desabilitar o som das notificações das mensagens recebidas;
7. enviar mensagem para um aluno: quando não for oportuno perguntar/afirmar de forma direta, pode-se usar o recurso de mensagem escrita.

Figura 5.5 – Tela inicial do professor



Fonte: SmartBlink (2020)

Devido à limitação do aluno, algumas funcionalidades “do aluno” ficam restritas a execução do professor, como:

1. efetuar *login* do aluno;
2. inserir uma imagem de perfil para o aluno;
3. escolher a disciplina e conseqüentemente as respectivas frases;
4. habilitar/desabilitar o som das notificações das mensagens recebidas.

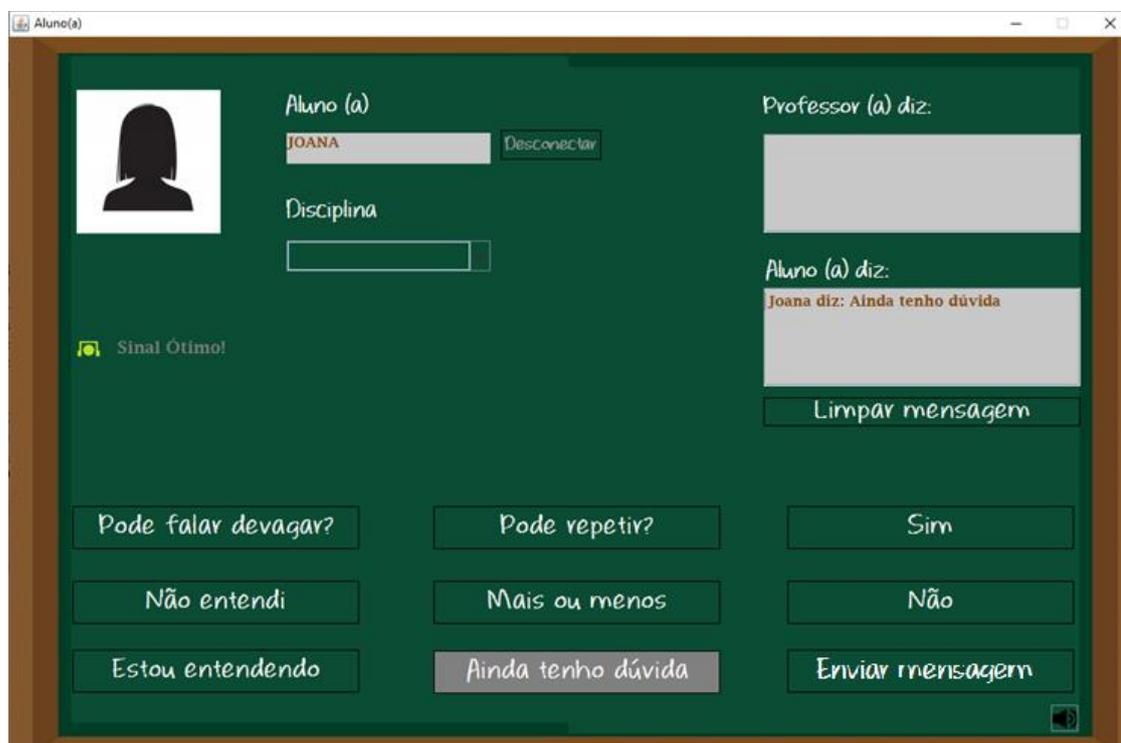
As funcionalidades exclusivas do aluno são:

1. limpar tela de mensagem;
2. receber mensagem;
3. enviar mensagem;
4. selecionar mensagem com o piscar dos olhos.

O *software* SmartBlink se integra ao *hardware* MindWave para que o aluno com múltipla deficiência interaja com o professor a partir do envio de frases com o piscar dos olhos. A interação funciona da seguinte forma: o sistema possui 10 botões acessáveis pelo aluno (8 botões com frases determinadas pelo professor; o “Enviar mensagem” e o botão “Limpar mensagem”), uma caixa de seleção quadrada de cor cinza verifica todos os botões um por um em uma sequência. Há um atraso de 3 segundos (pode ser alterado de acordo com a preferência do usuário) para mover a caixa de seleção quadrada de um botão para outro.

O SmartBlink recebe entrada de informações por meio do *MindWave* quando o usuário pisca os olhos. Esses dados são enviados a partir de uma conexão *bluetooth*. Quando as piscadelas são feitas de maneira voluntária, essas acionam o botão em curso e a frase em questão é impressa na caixa de texto. A Figura 5.6 mostra a seleção do botão “Ainda tenho dúvida”. Ao escolher a frase com o piscar dos olhos, o *software* encaminha-a para o campo de mensagem e, para enviá-la, deve-se esperar a caixa de seleção chegar ao “Enviar mensagem” para assim, também como o piscar dos olhos, encaminhá-la ao professor.

Figura 5.6 – Botão “Ainda tenho dúvida” selecionado



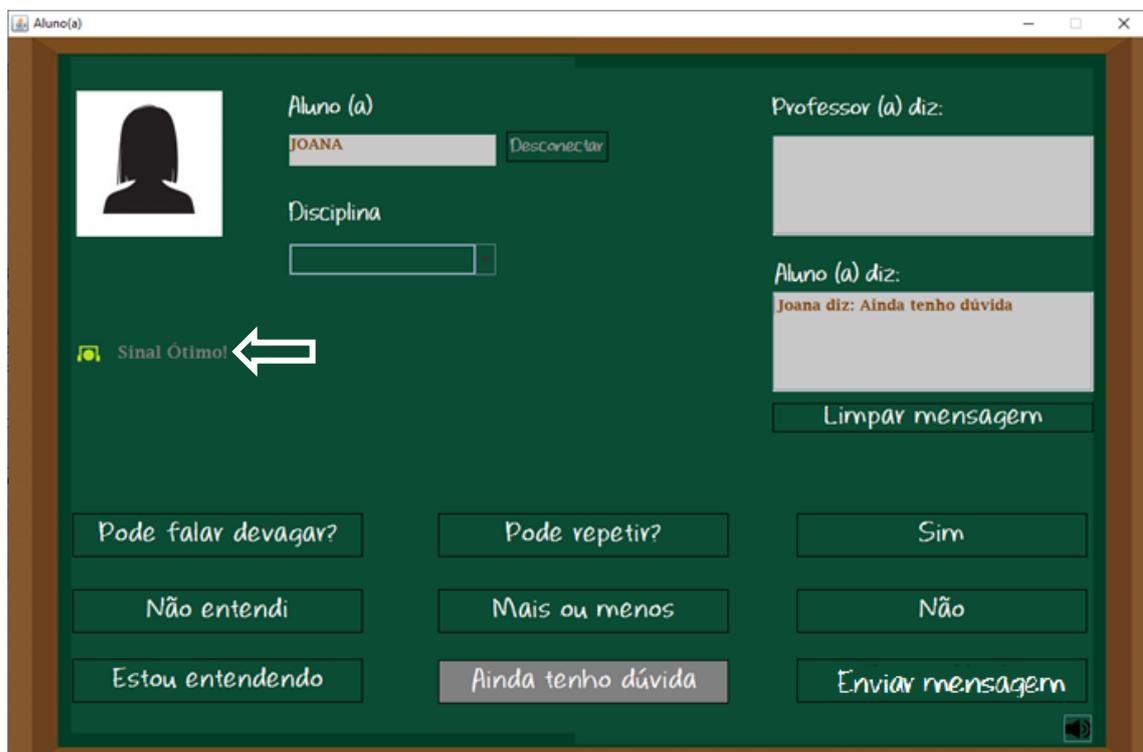
Fonte: SmartBlink (2020)

Uma das limitações do *MindWave* é que ele apresenta, em alguns momentos, um atraso entre o piscar dos olhos e a seleção de determinada frase. Então, por consequência, a

mensagem selecionada nem sempre corresponde ao pretendido. Partindo do observado, estipulamos um tempo de 3 segundos em cada frase para tentar minimizar essas imprecisões; ao passo de que um tempo muito curto para mudar de um botão para outro aumentaria essas falhas e um tempo muito longo poderia gerar impaciência no usuário ou fazer o sentido de uma determinada frase ser perdido em razão do atraso entre o que o aluno expressou e a explicação do professor.

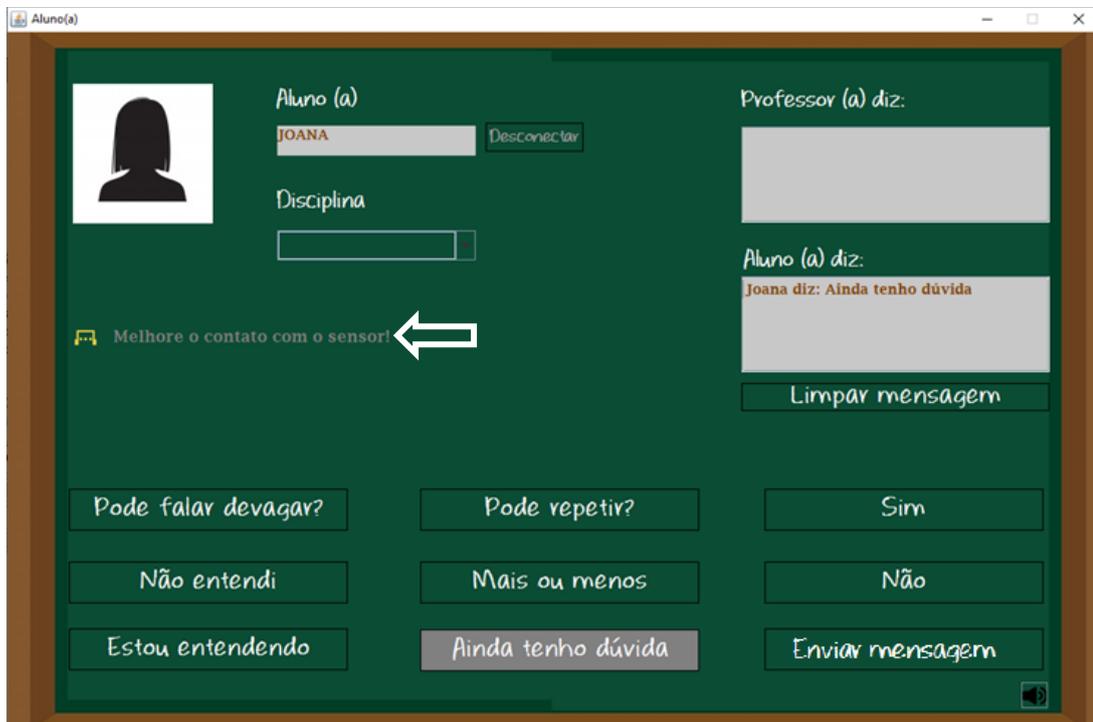
Há também fatores que podem contribuir com a imprecisão do dispositivo. Deve-se sempre atentar a carga da bateria e ao perfeito encaixe do clipe que fica preso à orelha e da haste flexível ligada à testa. Pensando nisso, o SmartBlink indica como está o contato entre o usuário e o *MindWave*. O *software* informa se o sinal está bom (Sinal ótimo), se o indivíduo precisa melhorar o contato com o sensor (Melhore o contato com o sensor), ou seja, se precisa ajustar o clipe que fica preso à orelha ou a haste que fica junto à testa, e avisa também quando não há contato algum com o sensor (Sem contato com o sensor). A sequência de imagens (Figura 5.7, Figura 5.8 e Figura 5.9) especifica a forma como os “alertas” mudam conforme o nível do contato/sinal.

Figura 5.7 – Alerta “Sinal ótimo” para informar o estado do sensor do MindWave



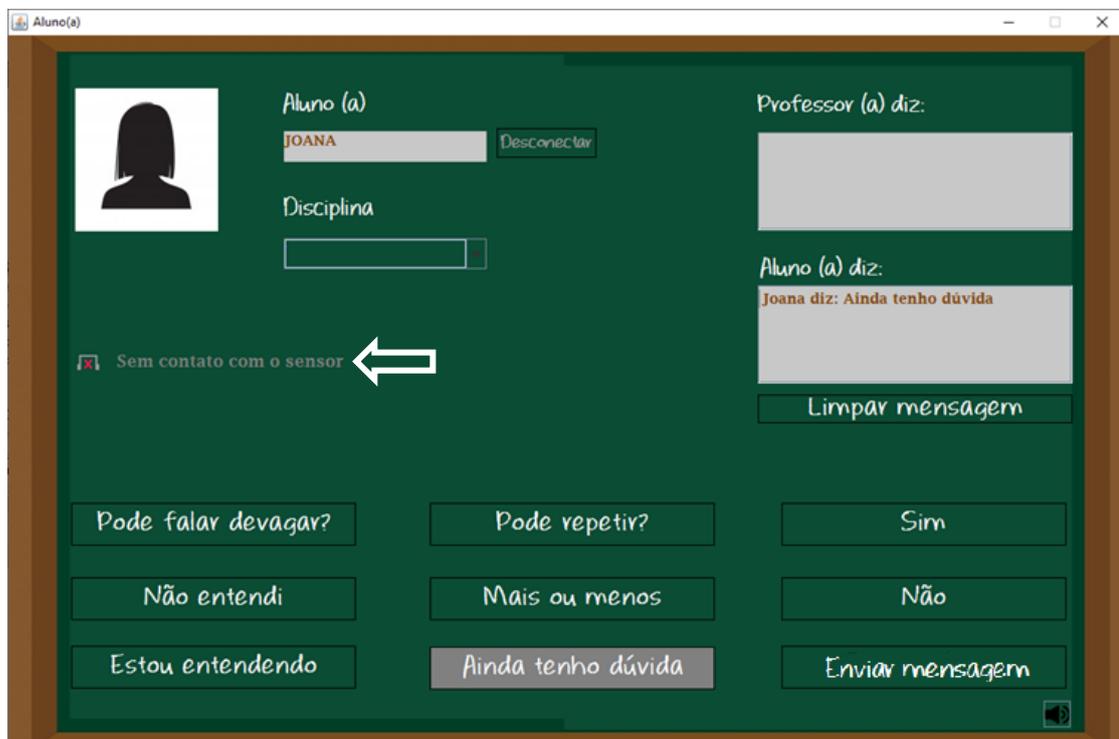
Fonte: SmartBlink (2020)

Figura 5.8 – Alerta “Melhore o contato com o sensor” para informar o estado do sensor do MindWave



Fonte: SmartBlink (2020)

Figura 5.9 – Alerta “Sem contato com o sensor” para informar o estado do sensor do MindWave



Fonte: SmartBlink (2020)

Dentro dos sistemas eletrônicos pesquisados (EPOC +, MUSE 2, INSIGHT, MARK IV, Enobio), o *MindWave* foi a opção mais viável considerando o custo-benefício. Mas essa circunstância não impede que outros dispositivos como os acionadores por pressão (semelhante a um *mouse* e utilizados com a mão ou com o pé) sejam utilizados. A diferença é que esses dispositivos são voltados a indivíduos com grau de deficiência menor, sendo assim, por mais que o SmartBlink seja destinado a pessoas com alto grau de comprometimento dos movimentos e da fala, ainda assim pode ser usado em casos de deficiências mais moderadas, ele pode ser adaptável a outras situações.

Sendo assim, a ideia do SmartBlink é ser flexível, o professor pode trocar ou inserir frases dependendo da disciplina ministrada. O sistema ainda mostra a quantidade de interações que o aluno fez em cada disciplina, ou seja, quantas vezes ele enviou alguma mensagem para o professor. Em suma, o SmartBlink é um *software* voltado para atender alunos com Deficiência Múltipla, dando-lhes autonomia e promovendo inclusão no processo ensino-aprendizagem.

Os diagramas de classe e de caso de uso do *software* SmartBlink estão demonstrados no apêndice B. A versão final do aplicativo, juntamente com seu manual encontra-se neste link na plataforma educapes: <http://educapes.capes.gov.br/handle/capes/585836>.

### **5.1 MindWave: dificuldades de uso e integração com o SmartBlink**

Após o estudo do funcionamento do *MindWave*, utilizou-se uma função própria do dispositivo no sistema desenvolvido: a capacidade de entender algumas características que envolvem o piscar dos olhos. Essas informações são repassadas em valores inteiros para o sistema: um número mais alto indica uma piscadela "mais forte", enquanto um número menor indica uma piscadela "mais fraca". Assim, optou-se pela utilização dessa característica como fonte de comandos para a interface.

O *MindWave* é capaz de determinar diferentes estados emocionais a partir de um único sensor incluído no *headset* e colocado especificamente na testa do usuário. Ele usa a tecnologia *ThinkGear* que permite ao dispositivo interagir com as ondas cerebrais dos usuários em tempo real. O *ThinkGear* combinado com diversas instruções de códigos, permite

medir o “estado” do usuário e disponibilizar essas informações para que as aplicações possam responder à atividade mental (NEUROSKY, [200-?]).

Apesar da tentativa da empresa em disponibilizar código/documentação, essa foi uma das dificuldades identificadas neste trabalho: encontrar os algoritmos apropriados para a aplicação que seria desenvolvida. Uma consequência disso foi a dificuldade inicial de integrar o dispositivo com o SmartBlink.

À vista disso, produzimos um tutorial ([link](#) no final desta subseção) sobre a integração do MindWave com Java e desenvolvemos o Sistema de Comunicação Alternativa (Figura 5.10) – um *software* teste pronto para fazer a integração com o MindWave. Assim, ao baixar esse sistema, o usuário/desenvolvedor que estiver fazendo uso também do MindWave vai conseguir prontamente ter acesso e fazer uso das seguintes funções captadas diretamente desse dispositivo de *hardware* e exibidas na tela do programa: nível de meditação, nível de atenção e a força do piscar dos olhos de um usuário, além da possibilidade de acionar botões a partir das piscadelas, ou seja, o Sistema de Comunicação Alternativa pode ser o primeiro passo para começar a desenvolver *softwares* que se integrem com o MindWave.

Figura 5.10 - Tela do Sistema de Comunicação Alternativa



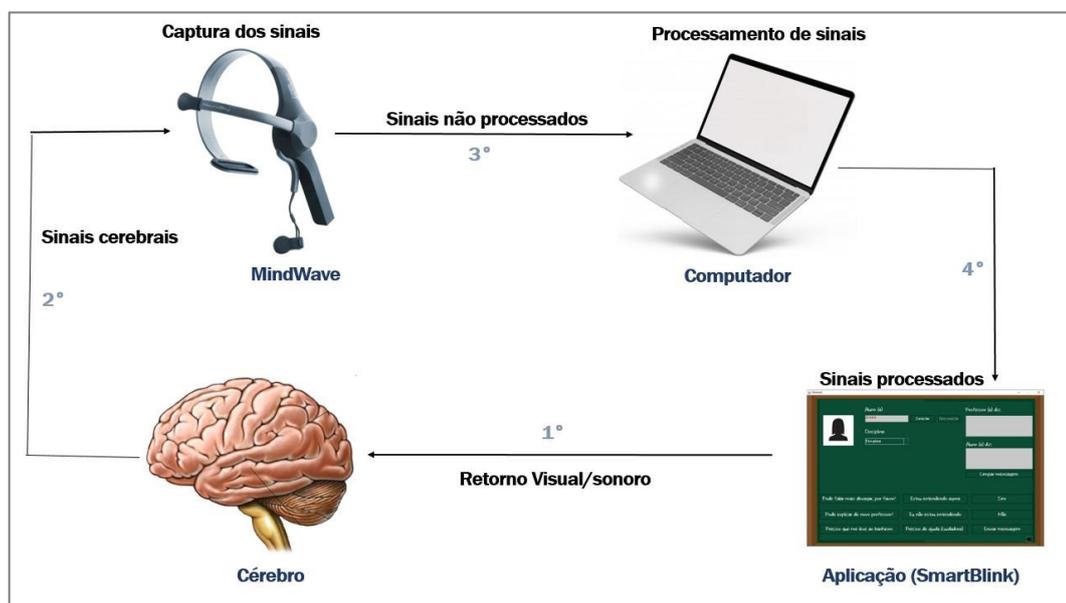
Fonte: Elaborada pela autora

Outra dificuldade consistiu em posicionar o *MindWave* adequadamente, de forma que não apresentasse perda de sinal. Embora a desenvolvedora informe a maneira correta de utilizar o dispositivo, mesmo assim a conexão falhava muitas vezes por falta de contato do sensor com a usuária, ocasionando retrabalho para testar a aplicação.

A transferência de dados é feita por uma conexão Bluetooth. Isso permite estabelecer a comunicação com o computador e consequentemente com a aplicação desenvolvida.

A Figura 5.11 exemplifica o funcionamento básico entre o *MindWave* e as funcionalidades do sistema pertinentes ao aluno. O SmartBlink manda o retorno visual do que acontece na interface, como a varredura pelos botões, por exemplo; o cérebro por sua vez interpreta o que deve ser feito; por fim, o *MindWave* captura os sinais cerebrais e os algoritmos processam esses sinais e dá uma resposta visual através da aplicação.

Figura 5.11 – Funcionamento entre o MindWave e a aplicação do aluno



Fonte: elaborada pela autora

O tutorial e o *software* Sistema de Comunicação Alternativa estão disponíveis através do link:

<https://mindwavejava.blogspot.com/2020/09/lana-yara-do-nascimento-bem-abordados-o.html>

## 6 AVALIAÇÃO DE DESEMPENHO ENTRE O SmartBlink E O TelepatiX

*Esta seção trás, de início, uma explicação a respeito do TelepatiX e o porquê de ter sido adotada essa ferramenta. Logo depois, mostra-se os resultados de um comparativo entre o SmartBlink e o TelepatiX a partir da contagem do tempo para expressar 8 frases nesses dois softwares, a fim de medir o desempenho nessas duas aplicações.*

Na etapa de análise qualitativa, a fim de analisar o desempenho, escolheu-se como comparativo o aplicativo TelepatiX<sup>19</sup>, um produto brasileiro criado pela *startup TiX Tecnologia Assistiva*.

Um ponto relevante dessa solução é o suporte para atendimento por meio dos canais oficiais da empresa e o fato do aplicativo fazer uso de duas plataformas diferentes (Android e Windows), recurso importante para a etapa dos testes, já que a visualização do aplicativo pelo navegador se dá de forma ampliada, facilitando a visualização no momento da contagem do tempo para cada frase (situação explicada posteriormente). Cabe frisar que a empresa desenvolvedora do produto manteve por um período uma parceria com o IF Sertão-PE, desse modo, o prévio conhecimento a respeito da ferramenta foi outro fator importante para sua escolha.

Logo, por questões de licenciamento de *software*, acesso gratuito, usabilidade simplificada e ser ainda um produto voltado essencialmente à TA, escolheu-se o TelepatiX. Assim, os testes foram realizados com o intuito de mensurar e comparar o desempenho para expressar mensagens curtas tanto no TelepatiX quanto no SmartBlink.

### 6.1 O TelepatiX

O TelepatiX é um aplicativo de Comunicação Aumentativa e Alternativa (CAA) para dispositivos Android que permite ao usuário escrever e escutar o que foi escrito. É um teclado otimizado para comunicação rápida que conta com sugestões de palavras e frases

---

<sup>19</sup> Disponível no link < <https://play.google.com/store/apps/details?id=br.com.geraestec.telepatix>>. Acesso em: 26 set. 2020. Versão utilizada: 1.5.5. Todas as informações sobre o app foram retiradas do site da empresa ou Play Store.

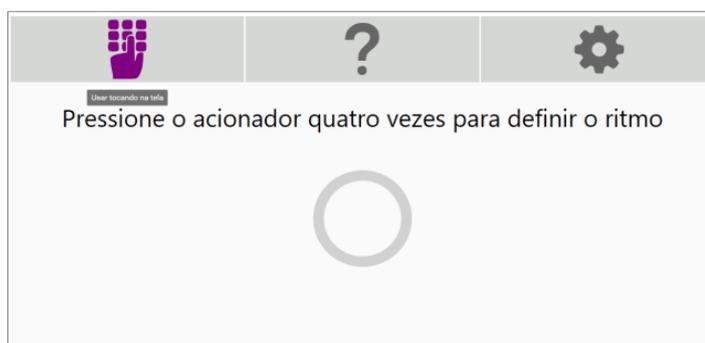
(autocompletar). É destinado à comunicação aumentativa e CAA em geral, especialmente para casos de PC, ELA e acidente vascular cerebral (AVC).

As principais funcionalidades do aplicativo são:

1. sugestões de palavras em seis idiomas (Português, English, Español, Français, Deutsch, Suomi);
2. acesso rápido as palavras SIM e NÃO
3. aprendizado e sugestão de frases;
4. vocalização da frase digitada com a voz do sistema;
5. escrita com varredura;
6. velocidade de varredura configurável;
7. personalização do tempo de toque.

O teclado pode ser usado por acionadores externos (por exemplo: óculos que detecte o piscar dos olhos de um usuário, excluindo a necessidade – ou impossibilidade – do uso das mãos, como é o caso do a-blinX) compatíveis com a aplicação ou por meio de toques na tela. O primeiro passo é configurar o ritmo ou velocidade de varredura (tempo necessário para a escolha de uma letra em uma determinada linha e coluna). Para isso, basta tocar 4 vezes na tela – de uma forma rápida ou mais lenta, dependendo da necessidade do usuário – para definir a velocidade de varredura. Cabe salientar, que todas as demonstrações/explicações aqui feitas, consideram o uso do aplicativo por toques na tela e não por acionadores externos. A Figura 6.1 mostra a tela inicial do aplicativo. É nessa que se define a velocidade de varredura.

Figura 6.1 – Tela de configuração da velocidade de varredura



Fonte: TelepatiX (2017)

O segundo passo, já na segunda tela, é “escrever” a frase ou palavra desejada. No exemplo da Figura 6.2, é mostrado o “passo a passo” para escrever a palavra “RUA”. Primeiro o aplicativo “pula” de linha em linha até encontrar a primeira letra requerida, no



escolha seja feita sem necessariamente digitar letra por letra, o que conseqüentemente gera um ganho maior no tempo de escrita.

Figura 6.3 – Tela com a função bloqueio e autocompletar



Fonte: TelepatiX (2017)

## 6.2 Análise de Desempenho

Foram realizadas algumas simulações para mensurar o tempo de digitação de diferentes frases usando o *software* desenvolvido e o Telepatix.

Para verificar o ganho de tempo entre o SmartBlink e o TelepatiX, realizamos testes que consistiram em avaliar qual *software* teria o melhor desempenho ou em qual dos dois teclados o tempo para expressar uma frase seria menor. Como o SmartBlink, por padrão, já vem com frases predefinidas, optou-se por usá-las para uma justa comparação. A escolha das frases não obedeceu especificamente a um critério objetivo. Consideramos, apenas, colocar algumas frases que fossem formadas por mais de 5 palavras, bem como supostas palavras/frases que pudessem ser necessárias para o ambiente em questão. As frases utilizadas foram (desconsideram-se acentos e pontuação):

1. PODE FALAR MAIS DEVAGAR, POR FAVOR (Frase 1);
2. EU NÃO ESTOU ENTENDENDO (Frase 2);
3. ESTOU ENTENDENDO AGORA (Frase 3);
4. PODE EXPLICAR DE NOVO PROFESSOR (Frase 4);
5. PRECISO DE AJUDA (CUIDADORA) (Frase 5);
6. PRECISO QUE ME LEVE AO BANHEIRO (Frase 6);
7. SIM (Frase 7);
8. NÃO (Frase 8).

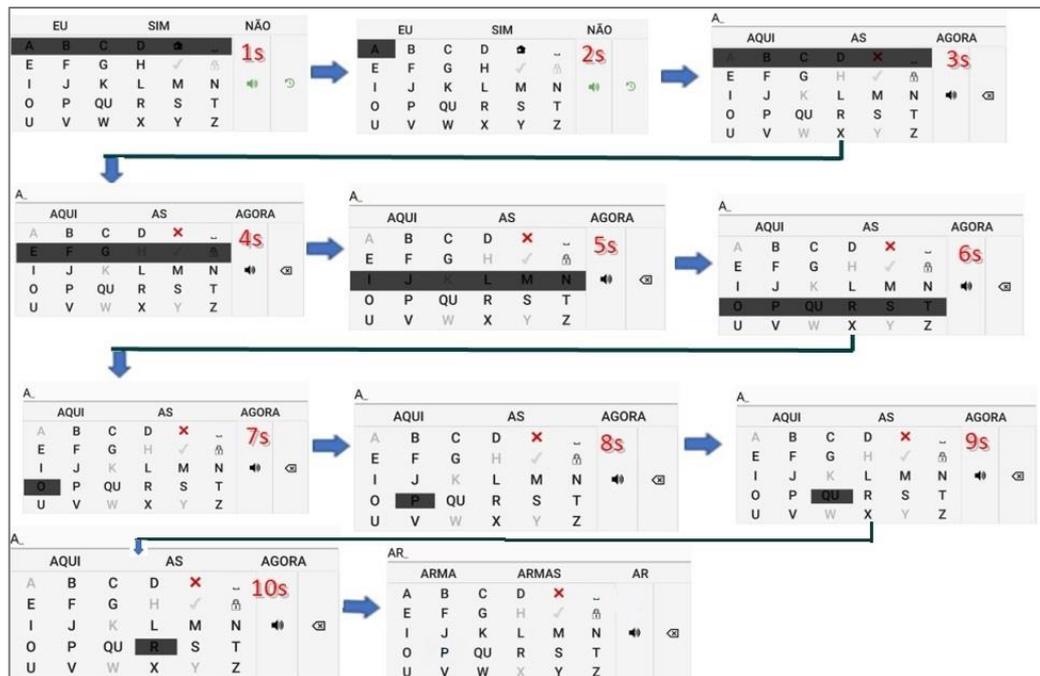
Como o público-alvo das duas aplicações possui certas limitações, facilitar o uso do sistema e diminuir o tempo para digitar palavras ou frases é uma tarefa de grande valia para

esses usuários, pois, em certos casos, esse sistema será usado como a principal forma de comunicação com o mundo externo.

Levou-se em conta em um primeiro momento, para fins de cálculo de tempo, que é considerado efetivamente mensagem no TelepatiX, a frase completamente expressa no campo de mensagens (desconsiderando erros ao escolher uma letra) e no SmartBlink, quando enviada ao professor (desconsiderando erros ao escolher uma frase).

Assim, no teste feito no TelepatiX, o tempo para expressar as frases foi contado da seguinte maneira: cada varredura (por linha e coluna (letra)) que o teclado faz recebe um determinado tempo. Cada passagem por cada linha e por cada coluna é contada como 1 ciclo, algo que pode ser facilmente interpretado como uma medida de tempo. Assim, adotamos o tempo de 1 segundo para cada ciclo. A Figura 6.4 exemplifica o passo a passo para a contagem do tempo para digitar a palavra “AR”, de modo igual foi feito para todas as 8 frases. Nessa demonstração, apesar da palavra “AR” já aparecer como sugestão (autocompletar), foi preferível digitar letra por letra, porque o ganho de tempo seria maior. Mas na maioria dos casos feitos, o autocompletar se apresentou como melhor solução. Nesse caso (Figura 6.4) o tempo para digitar a palavra foi de 10 segundos.

Figura 6.4 – Contagem do tempo para a palavra “AR” no teclado TelepatiX



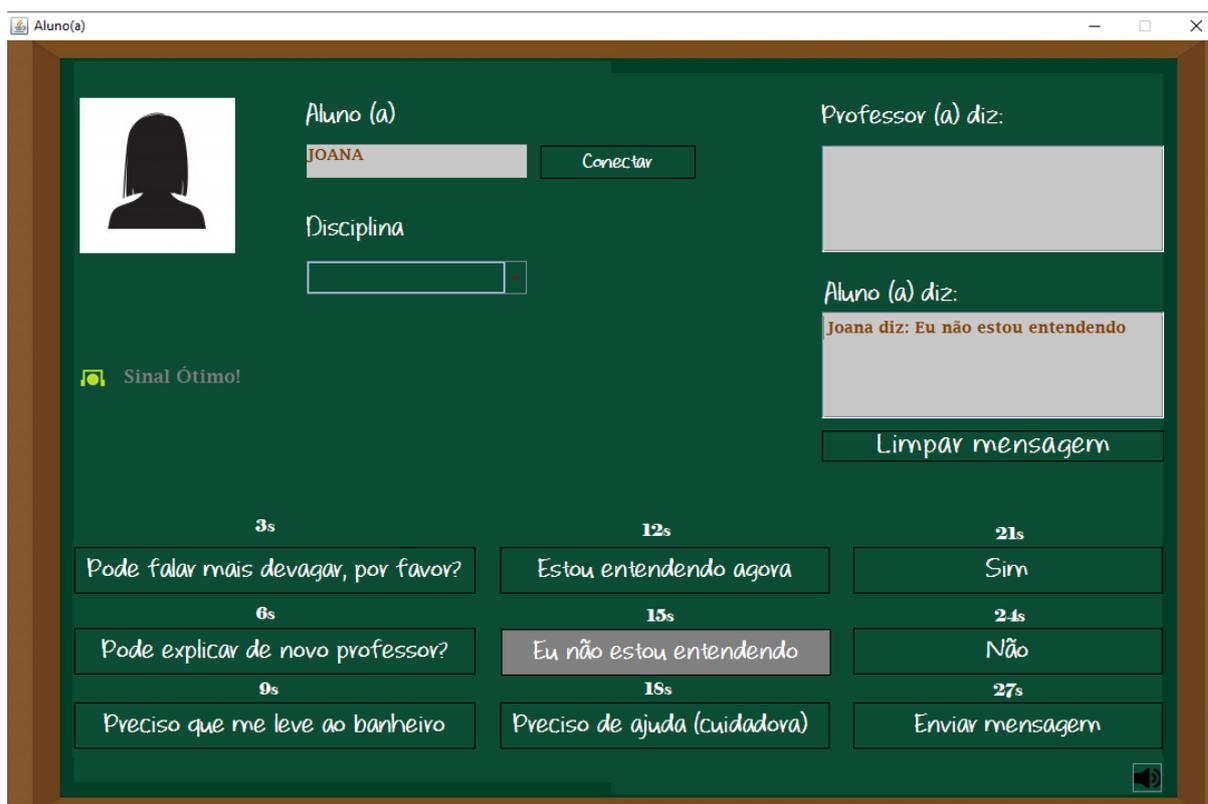
Fonte: Adaptado de TelepatiX (2017)

Já no SmartBlink, alguns testes foram feitos com o intuito de aperfeiçoá-lo a cada nova mudança. No 1º deles, foi usado o seguinte modo para calcular o tempo para expressar

uma frase (1º versão do *software*): cada iteração ou mudança de uma frase para outra (uma caixa de seleção quadrada de cor cinza verifica todos os botões um por um em uma sequência) demora exatamente 3 segundos, portanto, o tempo para enviar uma mensagem ao professor, em nenhum dos casos se modificava. A Figura 6.5 exemplifica esse cenário: a caixa de seleção cinza sempre inicia no botão 1, nesse caso demonstrado pela frase “Pode falar mais devagar, por favor”. A partir da figura é possível observar que a frase “Eu não estou entendendo” foi selecionada com o tempo de 15 segundos, e será enviada ao professor – “Enviar mensagem” – com um tempo total de 27 segundos.

Nesse teste, a seleção de um único botão não faz o bloqueio dos outros restantes e, de qualquer modo, o caminho para enviar uma mensagem seria sempre o mesmo, assim o tempo não se alteraria, seriam 27 segundos para enviar cada mensagem.

Figura 6.5 – 1º teste: demonstração da contagem do tempo na mudança de um botão para outro



Fonte: SmartBlink (2020)

Dessa forma, o teste foi feito nos dois teclados envolvendo os critérios já descritos anteriormente (bloqueio de letras e autocompletar para o TelepatiX e tempo inalterado para enviar uma mensagem, no caso do SmartBlink) e foram usadas 8 frases. O processo para contagem do tempo das frases no TelepatiX foi feito como demonstrado no apêndice A.

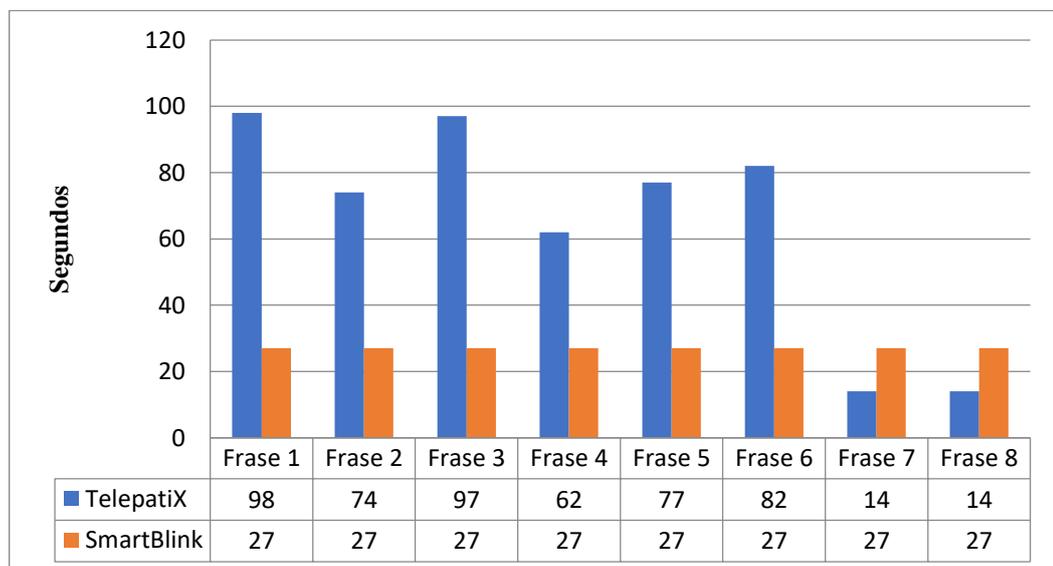
O resultado da contagem de tempo das 8 mensagens é mostrado na Tabela 6.1 e complementado em forma de gráfico nas Figura 6.6 e Figura 6.7. É possível perceber que no SmartBlink o tempo total para “digitar” as frases foi de 216 segundos, ao passo que no TelepatiX o tempo total foi de 518 segundos. Houve, portanto, um ganho de aproximadamente 140% em relação ao TelepatiX.

Tabela 6.1 – 1º teste: representação do tempo das frases nos dois teclados

<b>Frases</b>	<b>TelepatiX</b>	<b>SmartBlink</b>
Frase 1	98s	27s
Frase 2	74s	27s
Frase 3	97s	27s
Frase 4	62s	27s
Frase 5	77s	27s
Frase 6	82s	27s
Frase 7	14s	27s
Frase 8	14s	27s
<b>Total</b>	<b>518s</b>	<b>216s</b>

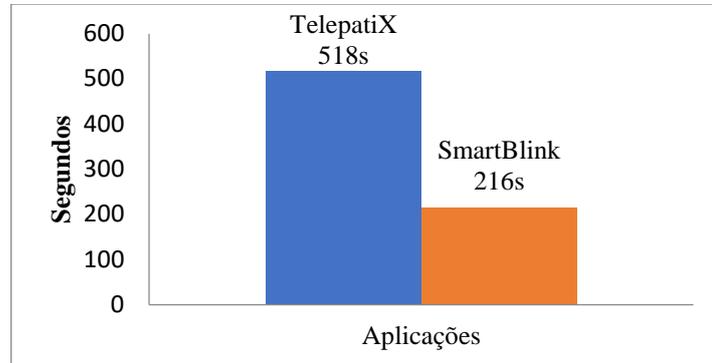
Fonte: elaborada pela autora

Figura 6.6 – 1º teste: gráfico do tempo para expressar cada uma das 8 frases



Fonte: Elaborada pela autora

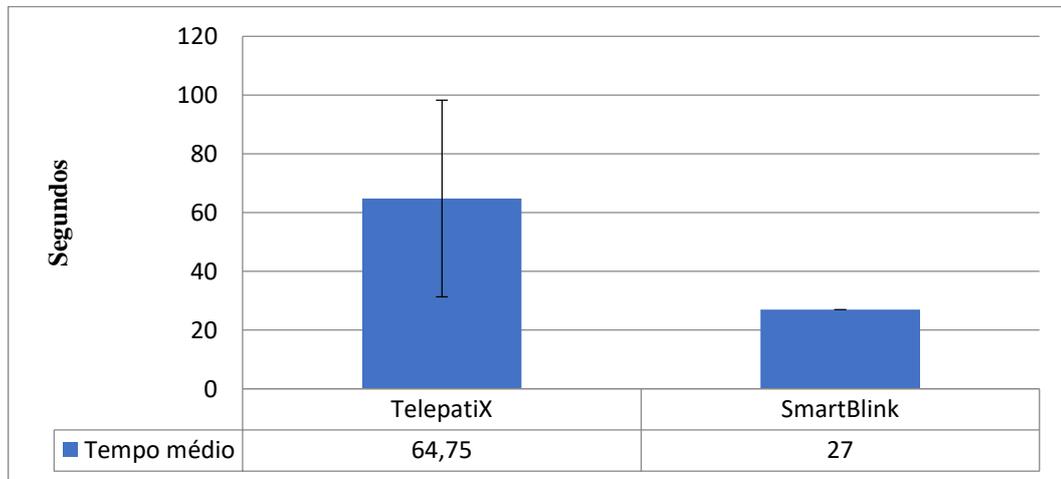
Figura 6.7 – 1º teste: gráfico do tempo total para expressar as 8 frases



Fonte: Elaborada pela autora

Pode-se concluir, para esse 1º teste, que o SmartBlink apresenta ganhos sobre o TelepatiX. O tempo médio para expressar uma única frase nele é de 27 segundos, ao passo que no TelepatiX o tempo médio foi de aproximadamente 65 segundos. A Figura 6.8 mostra o desvio padrão e a média para “digitar” uma frase nos dois aplicativos.

Figura 6.8 – 1º teste: gráfico do tempo médio e desvio padrão para expressar uma mensagem no TelepatiX e no SmartBlink



Fonte: elaborada pela autora

Porém, a fim de aperfeiçoar ainda mais o teclado do SmartBlink, foi feita uma nova mudança (2º versão do *software*): dessa vez a caixa de seleção quadrada de cor cinza não mais passará por todos os botões, um por um em uma sequência, para chegar ao botão “Enviar mensagem”; mas sim, a partir do momento em que o usuário selecionar um único botão, o próximo será sempre o botão “Enviar mensagem”. Se for do desejo do aluno, ele poderá enviar a mensagem, caso não, o sistema voltará para o seu fluxo normal, reiniciando a passagem por todos os botões, até outro ser escolhido e o sistema direcionar, mais uma vez, para o “Enviar mensagem”.

Com isso, o tempo que antes era de 27 segundos para qualquer escolha e envio de frase, muda conforme a frase escolhida. Essa mudança, de acordo com os critérios estabelecidos para os testes, nunca ultrapassará os 27 segundos. Na melhor das hipóteses, uma frase pode ser escolhida apenas com 6 segundos, ou seja, ao escolher o 1º botão que é justamente aquele que inicia a seleção (na Figura 6.5 definido como “Pode falar mais devagar, por favor?”), o tempo para enviar a mensagem será de 6 segundos (3 segundos no botão “Pode falar mais devagar, por favor?” + 3 segundos no “Enviar mensagem”); ao escolher o 2º botão da seleção, o tempo será de 9 segundos (pois foram 3 segundos no 1º botão + 3 segundos no segundo botão e + 3 segundos no botão de enviar a mensagem), e assim sucessivamente. Portanto, o tempo varia entre 6 e 27 segundos.

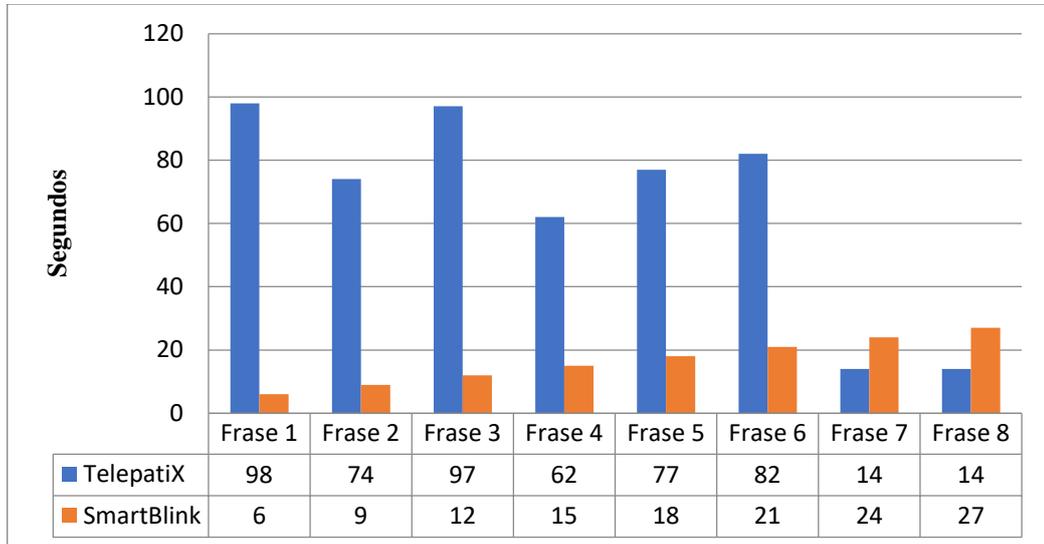
O resultado da contagem de tempo das 8 frases é mostrado na Tabela 6.2 e complementado com os gráficos das Figura 6.9 e Figura 6.10. É possível perceber, a partir do 2º teste, que o tempo total para digitar as frases no SmartBlink mudou, passou de 216 segundos para 132; como não podemos interferir no TelepatiX (mudar ordens de letras, por exemplo), consideramos, desse modo, o tempo anteriormente calculado. Houve, portanto, um ganho de aproximadamente 292,5% sobre o TelepatiX.

Tabela 6.2 – 2º teste: representação do tempo das frases nos dois teclados

<b>Frases</b>	<b>TelepatiX</b>	<b>SmartBlink</b>
Frase 1	98s	6s
Frase 2	74s	9s
Frase 3	97s	12s
Frase 4	62s	15s
Frase 5	77s	18s
Frase 6	82s	21s
Frase 7	14s	24s
Frase 8	14s	27s
<b>Total</b>	<b>518s</b>	<b>132s</b>

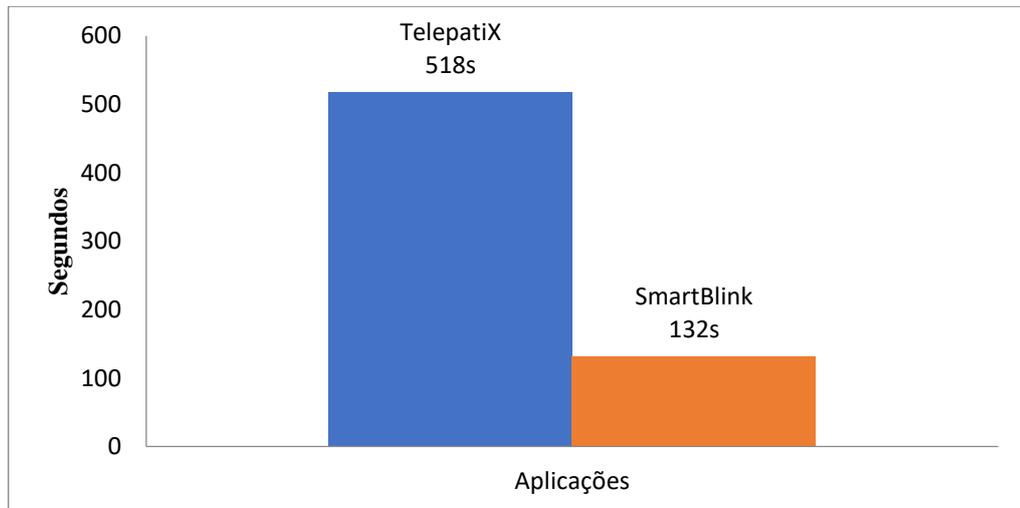
Fonte: elaborada pela autora

Figura 6.9 – 2º teste: gráfico do tempo para expressar cada uma das 8 frases



Fonte: Elaborada pela autora

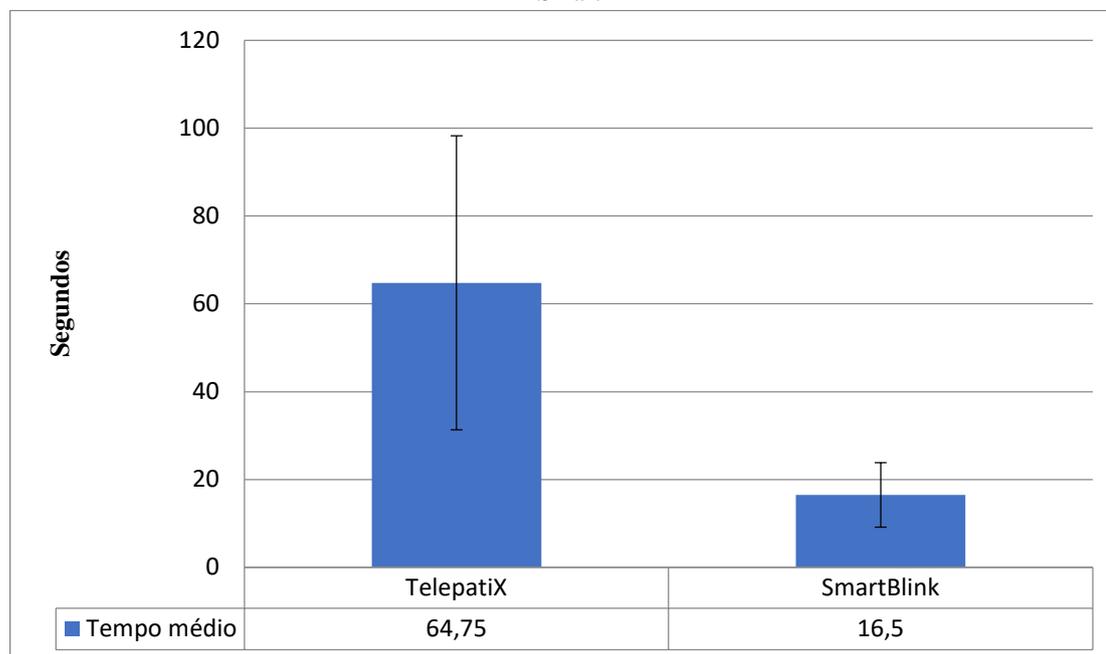
Figura 6.10 – 2º teste: gráfico do tempo total para expressar as 8 frases



Fonte: Elaborada pela autora

Pode-se concluir, para esse 2º teste, que o SmartBlink apresenta ganhos sobre o TelepatiX. O tempo médio para se digitar uma única frase nele é de 16,5 segundos, ao passo que no TelepatiX o tempo médio foi de aproximadamente 65 segundos. A Figura 6.11 mostra o desvio padrão e a média para digitar uma frase nos dois aplicativos.

Figura 6.11 – 2º teste: gráfico do tempo médio e desvio padrão para digitar uma mensagem no TelepatiX e no SmartBlink



Fonte: elaborada pela autora

Nos testes realizados anteriormente, foram desconsiderados tanto para o TelepatiX quanto para o SmartBlink, os erros que um usuário poderia cometer ao utilizar essas aplicações.

Consideramos como erro no TelepatiX a “escrita” de letras erradas uma única vez ou sucessivas vezes. No SmartBlink o erro ocorre quando se escolhe uma frase errada uma única ou sucessivas vezes. Para se “recuperar” de um erro no TelepatiX o usuário leva 9 segundos: é o tempo que a varredura leva para ir da letra errada ao botão que apaga uma letra (independente do erro ter acontecido na primeira ou última linha do teclado). Já no SmartBlink o tempo é de 6 segundos: para ter acesso ao botão “Limpar mensagem” (3 segundos), tem-se que necessariamente passar pelo botão “Enviar mensagem” (3 segundos).

Sendo assim, para a realização dos novos testes foi incluído o percentual de erro e desconsiderados o bloqueio de letras e o autocompletar, para o TelepatiX. Quando se exclui essas funcionalidades, o teclado passa a permitir que o usuário use qualquer combinação de letras para formar palavras que existem ou não na língua portuguesa. Essa função é útil quando o usuário quer, no meio de uma frase, por exemplo, inserir palavras de um idioma diferente. Outro motivo para a não utilização desses critérios nos novos testes é o fato de não ter como prever qual letra o aplicativo vai bloquear para uma determinada palavra (quando uma letra é bloqueada, a varredura do teclado desconsidera-a e, portanto, não é utilizada na

contagem), dificultando conhecer o tempo que se leva para apagar uma letra no teclado mediante solução algorítmica.

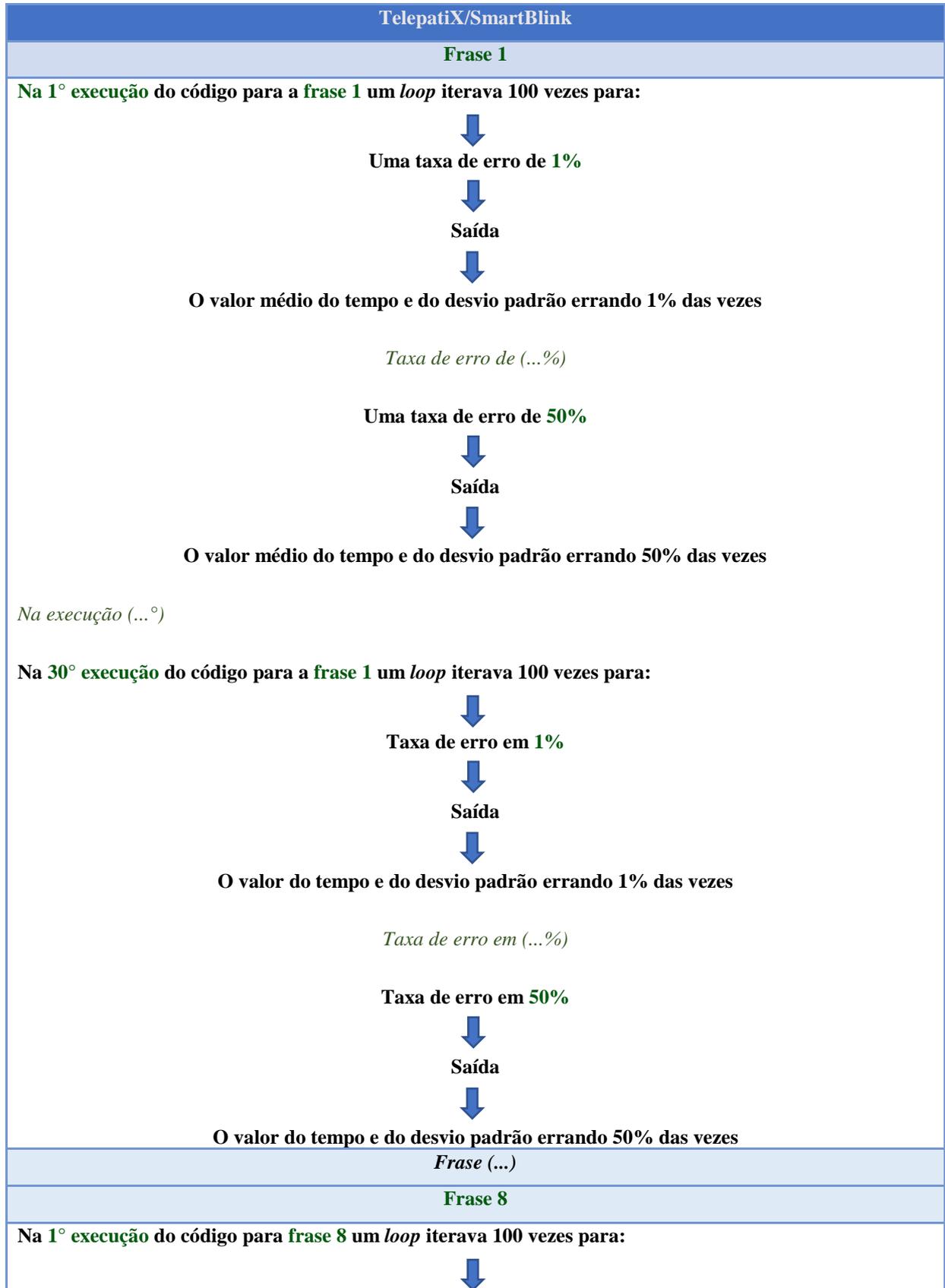
Para isso, foram usadas as mesmas 8 frases e o processo para contagem do tempo dessas foi feito por uma aplicação desenvolvida em Java (link no final desta subseção). Pôde-se agora converter o problema em algoritmos, já que o tempo para acessar uma letra no TelepatiX não mais varia conforme a palavra digitada.

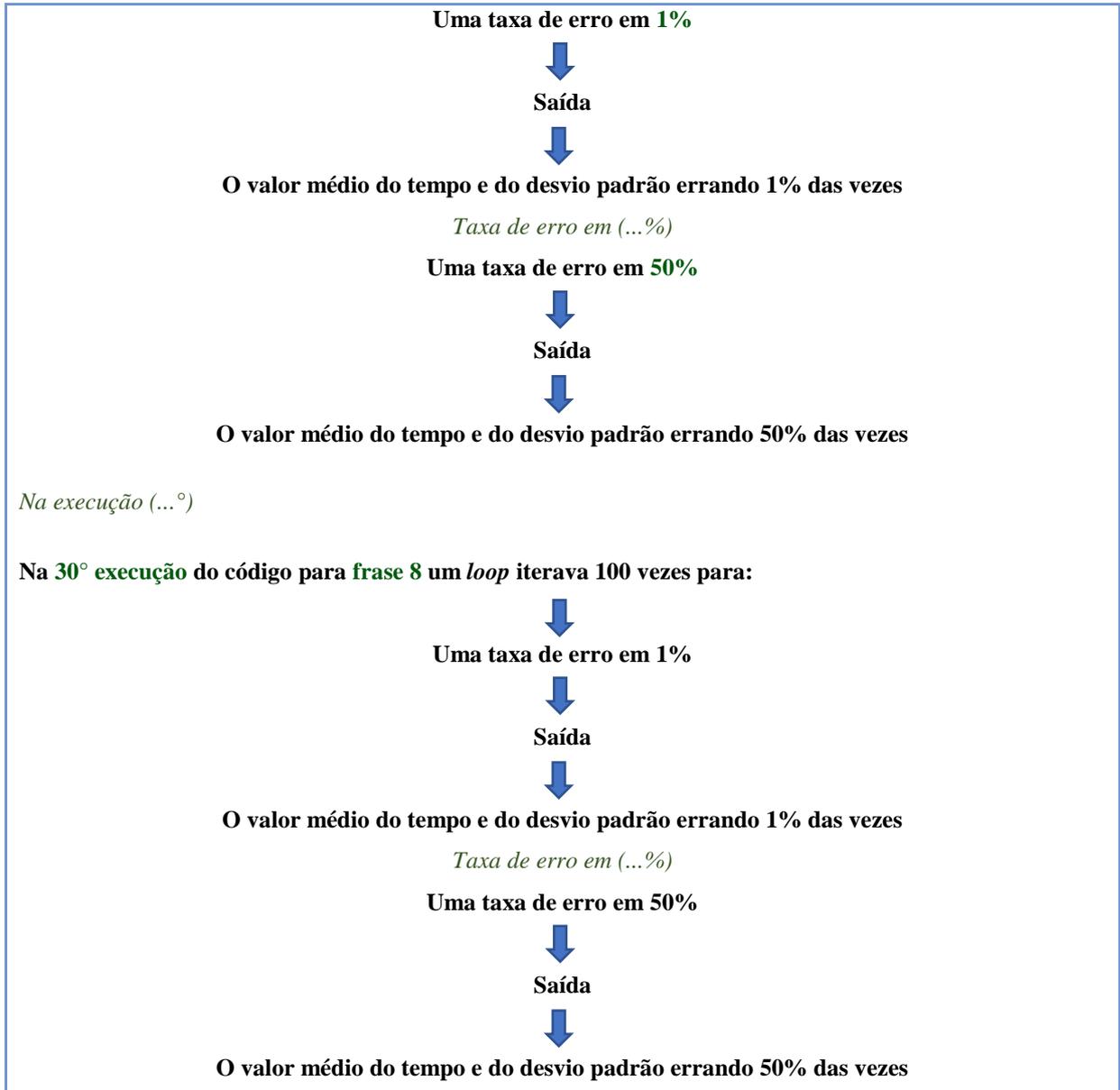
Os códigos em Java – um escrito com o objetivo de testar o TelepatiX e outro para testes no SmartBlink – recebem como entrada as frases e atribuem, para cada letra do TelepatiX e para cada frase do SmartBlink, um valor. Este valor representa o tempo que o usuário demora ao acessar cada letra e cada frase no teclado. De modo aproximado foi feito para o SmartBlink, a diferença está no fato de não atribuir valores a uma letra, mas a posição em que as frases se encontram.

Como não é possível afirmar quantas vezes um usuário vai errar e se realmente ele irá errar, calculou-se possibilidades de acontecimentos. Foi incluído nos testes uma margem entre 1 e 50%, mais especificamente 1, 3, 5, 10, 15, 20 e 50% de chances de o usuário escolher uma letra errada – a fim de formar uma frase – no TelepatiX, ou propriamente uma frase por engano no SmartBlink. Para cada uma das frases foi calculado a média do tempo e do desvio padrão a partir dessas possibilidades de erro. Os códigos para testar os dois aplicativos foram executados 30 vezes para **cada frase**, o que gerou um total de 480 execuções, desse modo: 1 frase => 30 execuções e 8 frases => 240 execuções; como foi feito para testar as mesmas frases nos dois códigos, somou-se um total de 480 repetições.

Em cada execução um *loop* iterava 100 vezes para **cada taxa** de erro e retornava, a partir dos valores aleatórios gerados, a média do tempo e do desvio padrão para “escrever”/acessar cada uma das frase nos aplicativos. Ou seja, para a frase 1 era obtido, na 1ª execução, a média do tempo e do desvio padrão para a taxa de erro de 1%, de 2% (...) e de 50%, separadamente. Depois, executava-se novamente para a mesma frase, nesse caso, a frase 1, e assim sucessivamente, até cada frase ter seu ciclo de 30 execuções. Esse procedimento foi feito com o objetivo de testar o desempenho dos dois *softwares* a partir das definidas margens de erro. Um banco de dados foi usado para armazenar os resultados para serem demonstrados posteriormente em forma de gráficos e tabelas. O Quadro 6.1 exemplifica como parte do algoritmo funciona.

Quadro 6.1 – exemplo demonstrativo de parte do processo ao executar os testes nos 2 softwares

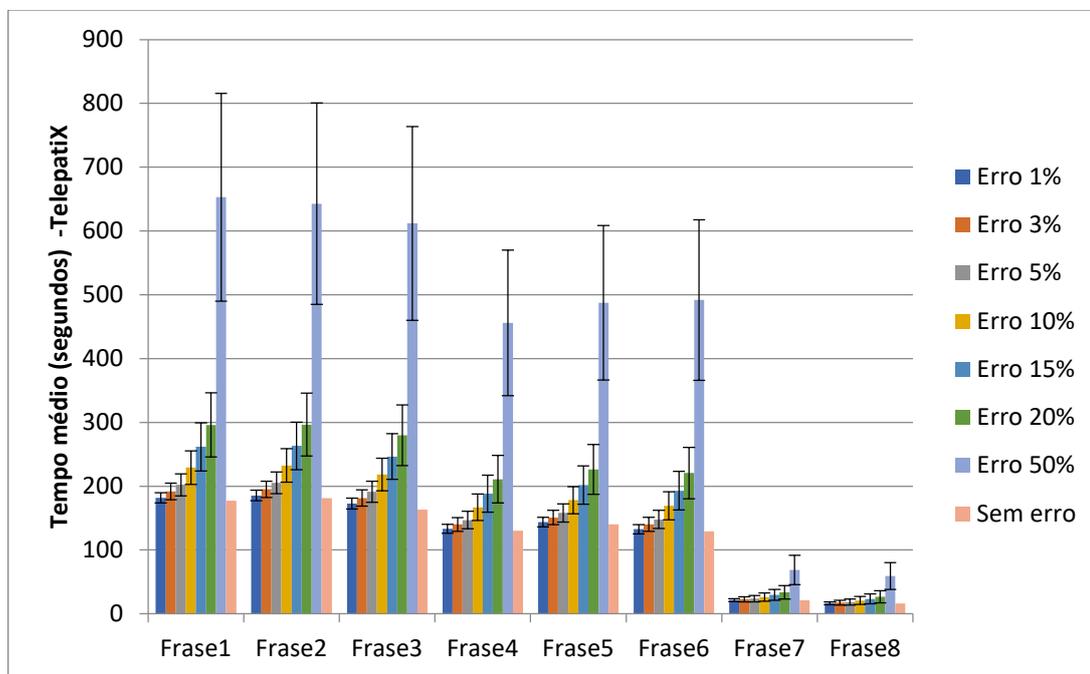




Fonte: Elaborada pela autora

Os resultados dos repetidos experimentos feitos no TelepatiX e no SmartBlink a partir dos algoritmos que simularam o tempo de escrita com e sem probabilidade de erro, estão demonstrados em forma de gráficos. O gráfico da Figura 6.12, com os resultados dos testes feitos a partir do teclado do TelepatiX, apresenta o desvio padrão e o tempo médio, em segundos, para “escrever” as 8 frases sem erros ou com a probabilidade de 1, 3, 5, 10, 15, 20 e 50% de errar nesse aplicativo.

Figura 6.12 – Desvio padrão e comparativo do tempo para digitar as 8 frases sem erros e com taxa de erros de 1, 3, 5, 10, 15, 20 e 50% (TelepatiX)



Fonte: elaborada pela autora

Os gráficos das Figura 6.13 e Figura 6.14 detalham, a partir do gráfico Figura 6.12, o melhor e o pior cenário para se “digitar” uma frase/palavra no TelepatiX, dentre as 8 frases escolhidas. A Frase 8 (Figura 6.13) demonstra o melhor cenário para esse aplicativo. Percebe-se, por exemplo, que o tempo para digitá-la quando a probabilidade de acontecer erros é de 1%, oscila entre 14 e 18 segundos, para menos e para mais, respectivamente. Quando as chances de erros aumentam para 50% nessa mesma frase, o tempo varia de 39 a 79 segundos, para menos e para mais, respectivamente.

Já a Frase 2 (Figura 6.14) apresenta o pior cenário dentre as frases analisadas. O tempo para digitá-la quando a probabilidade é de 1% de erro acontecer oscila entre 177 (2,95min) e 193 segundos (3,21min), para menos e para mais, respectivamente. Quando as chances de erro aumentam para 50%, o tempo varia de 485 (8,08min) a 799 segundos (13,31min), para menos e para mais, respectivamente.

Os resultados dos gráficos das Figura 6.13 e Figura 6.14 consideram, com o intuito de melhorar a visualização dos dados, somente os valores inteiros.

Figura 6.13 - Representação da variação do tempo para digitar a frase 8 a partir das probabilidades de erros estabelecidos (TelepatiX)

<b>FRASE 8: NÃO</b>				
<b>Tempo Médio</b>	<b>Erro</b>	<b>Desvio Padrão</b>	<b>Varição ±</b>	
16s	1%	2s	14s - 18s	
17s	3%	3s	14s - 20s	
18s	5%	4s	14s - 22s	
20s	10%	6s	14s - 26s	
23s	15%	7s	16s - 30s	
26s	20%	9s	17s - 35s	
59s	50%	20s	39s - 79s	
TelepatiX				

Fonte: elaborada pela autora

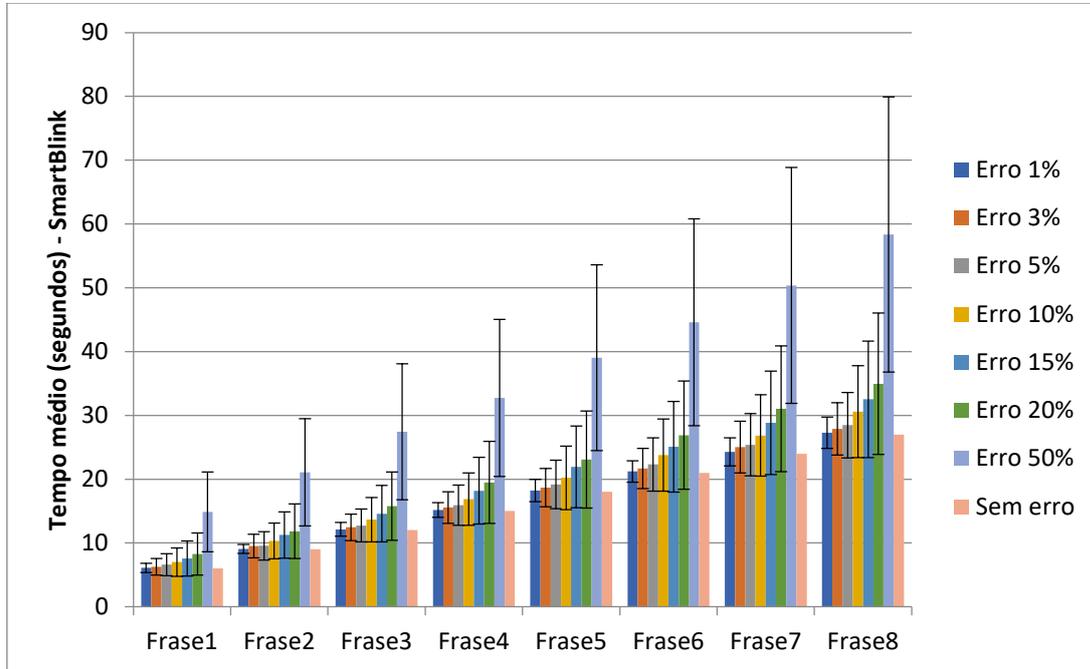
Figura 6.14 – Representação da variação do tempo para digitar a frase 2 a partir das probabilidades de erros estabelecidos (TelepatiX)

<b>FRASE 2: PODE EXPLICAR DE NOVO PROFESSOR</b>				
<b>Tempo Médio</b>	<b>Erro</b>	<b>Desvio Padrão</b>	<b>Varição ±</b>	
185s/ 3,08min	1%	8s	177s - 193s	
195s/ 3,25min	3%	12s	207s - 183s	
205s/ 3,41min	5%	16s	221s - 189s	
232s/ 3,86min	10%	26s	206s - 258s	
263s/ 4,38min	15%	37s	226s - 300s	
296s/ 4,93min	20%	49s	247s - 345s	
642s/ 10,7min	50%	157s	485s - 799s	
TelepatiX				

Fonte: elaborada pela autora

O gráfico da Figura 6.15, com os resultados dos testes feitos a partir do teclado do SmartBlink, mostra o desvio padrão e o tempo médio, em segundos, para “escrever” as 8 frases sem erros ou com probabilidades de 1, 3, 5, 10, 15, 20 e 50% de errar nesse aplicativo.

Figura 6.15 - Desvio padrão e comparativo do tempo para digitar as 8 frases sem erros e com taxa de erros de 1, 3, 5, 10, 15, 20 e 50% (SmartBlink)



Fonte: elaborada pela autora

Os gráficos das Figura 6.16 e Figura 6.17 detalham, a partir do gráfico Figura 6.15, o melhor e o pior cenário, dentre as 8 frases, para se “digitar” uma frase/palavra no SmartBlink. A Frase 1 (Figura 6.16) demonstra o melhor cenário para esse aplicativo. Percebe-se, assim, que o tempo para digitá-la quando a probabilidade de acontecer erros é de 1%, é de 6 segundos, para menos e para mais. Quando as chances de erros aumentam para 50% nessa mesma frase, o tempo varia entre 8 e 20 segundos, para menos e para mais, respectivamente.

Já a Frase 8 (Figura 6.17) apresenta o pior cenário dentre as frases analisadas. O tempo para digitá-la quando a probabilidade é de 1% de erro acontecer, oscila entre 25 e 29 segundos, para menos e para mais, respectivamente. Quando as chances de erro aumentam para 50%, o tempo varia entre 37 e 79 segundos, para menos e para mais, respectivamente.

Os resultados dos gráficos das Figura 6.16 e Figura 6.17 consideram, com o intuito de melhorar a visualização dos dados, somente os valores inteiros.

Figura 6.16 - Representação da variação do tempo para digitar a frase 1 a partir das probabilidades de erros estabelecidas (SmartBlink)

FRASE 1: PODE FALAR MAIS DEVAGAR POR FAVOR			
Tempo Médio	Erro	Desvio Padrão	Variação ±
6s	1%	0s	6s - 6s
6s	3%	1s	5s - 7s
6s	5%	1s	5s - 7s
7s	10%	2s	5s - 9s
7s	15%	2s	5s - 9s
8s	20%	3s	5s - 11s
14s	50%	6s	8s - 20s
SmartBlink			

Fonte: elaborada pela autora

Figura 6.17 - Representação da variação do tempo para digitar a frase 8 a partir das probabilidades de erros estabelecidas (SmartBlink)

FRASE 8: NÃO			
Tempo Médio	Erro	Desvio Padrão	Variação ±
27s	1%	2s	25s - 29s
27s	3%	4s	23s - 31s
28s	5%	5s	23s - 33s
30s	10%	7s	23s - 37s
32s	15%	9s	23s - 41s
34s	20%	11s	23s - 45s
58s	50%	21s	37s - 79s
SmartBlink			

Fonte: elaborada pela autora

A Figura 6.18 (a, b, c, d) reúne os resultados do Tempo Médio (TM) para se “digitar” nos dois *softwares* desconsiderando o desvio padrão. A partir das imagens, mostra-se em quantos por cento o SmartBlink foi melhor ou pior do que o TelepatiX ao expressar frases sem erros e com taxa de erros de 1, 3, 5, 10, 15, 20 e 50%. É possível visualizar, para as Frases 7 (SIM) e 8 (NÃO), que o desempenho do SmartBlink decaiu, isso se deve ao posicionamento das frases SIM e NÃO no teclado do SmartBlink. Elas estão posicionadas ao maior alcance do usuário, são 24 e 27 segundos para acessá-las; enquanto no TelepatiX são 16 e 21 segundos, respectivamente. Outra percepção é que o SmartBlink é consideravelmente melhor em frases mais longas, ou seja, letra por letra é visivelmente mais demorado no TelepatiX do que no SmartBlink. Podemos concluir, portanto, que o SmartBlink foi superior em 81,25% dos testes.

Figura 6.18 – As figuras (a, b, c, d) mostram em quantos % o SmartBlink foi melhor ou pior do que o TelepatiX em “digitar” 8 frases sem erros e com taxa de erros de 1, 3, 5, 10, 15, 20 e 50%

(a)

Erro 1%				Erro 3%			
	TM TelepatiX	TM SmartBlink	Melhora (%)		TM TelepatiX	TM SmartBlink	Melhora (%)
Frase 1	182	6	<b>2880%</b>	Frase 1	192	6	<b>2953%</b>
Frase 2	185	9	<b>1941%</b>	Frase 2	195	10	<b>1953%</b>
Frase 3	173	12	<b>1323%</b>	Frase 3	181	12	<b>1356%</b>
Frase 4	133	15	<b>778%</b>	Frase 4	140	16	<b>800%</b>
Frase 5	144	18	<b>688%</b>	Frase 5	151	19	<b>707%</b>
Frase 6	133	21	<b>525%</b>	Frase 6	140	22	<b>547%</b>
Frase 7	21	24	<b>-12%</b>	Frase 7	22	25	<b>-10%</b>
Frase 8	16	27	<b>-40%</b>	Frase 8	17	28	<b>-38%</b>

(b)

Erro 5%				Erro 10%			
	TM TelepatiX	TM SmartBlink	Melhora (%)		TM TelepatiX	TM SmartBlink	Melhora (%)
Frase 1	202	7	<b>2967%</b>	Frase 1	229	7	<b>3168%</b>
Frase 2	205	10	<b>2049%</b>	Frase 2	232	10	<b>2151%</b>
Frase 3	191	13	<b>1402%</b>	Frase 3	218	14	<b>1497%</b>
Frase 4	147	16	<b>822%</b>	Frase 4	167	17	<b>888%</b>
Frase 5	158	19	<b>725%</b>	Frase 5	178	20	<b>781%</b>
Frase 6	148	22	<b>563%</b>	Frase 6	169	24	<b>612%</b>
Frase 7	23	25	<b>-8%</b>	Frase 7	26	27	<b>-3%</b>
Frase 8	18	28	<b>-36%</b>	Frase 8	21	31	<b>-32%</b>

(c)

Erro 15%				Erro 20%			
	TM TelepatiX	TM SmartBlink	Melhora (%)		TM TelepatiX	TM SmartBlink	Melhora (%)
Frase 1	262	8	<b>3354%</b>	Frase 1	296	8	<b>3485%</b>
Frase 2	263	11	<b>2237%</b>	Frase 2	296	12	<b>2403%</b>
Frase 3	247	15	<b>1589%</b>	Frase 3	280	16	<b>1674%</b>
Frase 4	188	18	<b>935%</b>	Frase 4	211	19	<b>983%</b>
Frase 5	202	22	<b>819%</b>	Frase 5	226	23	<b>880%</b>
Frase 6	193	25	<b>670%</b>	Frase 6	221	27	<b>720%</b>
Frase 7	29	29	<b>2%</b>	Frase 7	34	31	<b>9%</b>
Frase 8	23	33	<b>-28%</b>	Frase 8	27	35	<b>-24%</b>

(d)

Erro 50%				Sem erro			
	TM TelepatiX	TM SmartBlink	Melhora (%)		TM TelepatiX	TM SmartBlink	Melhora (%)
Frase 1	653	15	<b>4287%</b>	Frase 1	177	6	<b>2850%</b>
Frase 2	643	21	<b>2950%</b>	Frase 2	181	9	<b>1911%</b>
Frase 3	612	27	<b>2132%</b>	Frase 3	163	12	<b>1258%</b>
Frase 4	456	33	<b>1293%</b>	Frase 4	130	15	<b>767%</b>
Frase 5	487	39	<b>1148%</b>	Frase 5	140	18	<b>678%</b>
Frase 6	492	45	<b>1003%</b>	Frase 6	129	21	<b>514%</b>
Frase 7	69	50	<b>36%</b>	Frase 7	21	24	<b>-13%</b>
Frase 8	59	58	<b>2%</b>	Frase 8	16	27	<b>-41%</b>

Fonte: elaborada pela autora

Com base nos dados obtidos a partir de uma sequência de testes em que o SmartBlink apresentou um melhor desempenho sobre o TelepatiX, questionamentos a respeito de qual teclado utilizar são necessariamente válidos. O SmartBlink propõe um *design* de teclado que preza pela diminuição do tempo de comunicação, ao passo que reduz a liberdade de “escrita”. O TelepatiX garante a liberdade de “escrita”, mas contrasta com o fato de que as pessoas que fazem uso exclusivo de tecnologias como essas, necessitam se comunicar de forma menos demorada possível com o meio externo.

O SmartBlink toma professores e cuidadores como colaboradores diretos no processo de entender o que tornaria a dinâmica de uma aula mais fácil para esses alunos ou quais questionamentos seriam pertinentes a ponto de serem levados ao *software* e utilizados por esses discentes. O SmartBlink se articula a partir das observações desses profissionais no dia a dia do aluno e portanto se adapta as disciplinas e aos diferentes contextos que uma aula pode demandar.

Em razão do exposto, vê-se que o tempo ainda é longo quando se pensa que algumas pessoas dependem unicamente dessas aplicações para interagir com o ambiente que as cerca. Então quanto mais meios existirem a fim de diminuir esse tempo e, nesse caso em específico, quanto menos tempo um usuário levar para acessar uma palavra ou frase, como é o caso do SmartBlink, mais facilidade/rapidez ele terá para se comunicar no dia a dia.

Os códigos utilizados para fazer os testes do SmartBlink e TelepatiX estão disponíveis nos links:

[https://github.com/lanayara/SistemaComunicacaoAlternativa/blob/master/Contagem\\_SmartBlinkDAO](https://github.com/lanayara/SistemaComunicacaoAlternativa/blob/master/Contagem_SmartBlinkDAO)

[https://github.com/lanayara/SistemaComunicacaoAlternativa/blob/master/Contagem\\_TelepatiXDao](https://github.com/lanayara/SistemaComunicacaoAlternativa/blob/master/Contagem_TelepatiXDao)

## 7 CONSIDERAÇÕES FINAIS

*Neste capítulo apresentam-se as conclusões da pesquisa, as considerações finais, as contribuições desta dissertação e as propostas para trabalhos futuros.*

A ausência da fala, audição, o comprometimento total ou parcial dos membros, entre tantas outras restrições, tem grande impacto no desenvolvimento, aprendizado, independência e na inclusão de uma pessoa. Quanto mais severamente comprometido em sua condição estiver um indivíduo, maior será a necessidade em lhe oferecer condições de acessibilidade física e dispor de tecnologias que o permita superar, o tanto quanto possível, suas dificuldades.

Por essa razão, as inovações proporcionadas pela TA e pela IHC são utilizadas por estudantes e professores como ferramentas capazes de diminuir a “distância” entre o educador e o aluno com Necessidades Educativas Especiais. Ao identificar essas necessidades, dirigimos este trabalho para a construção de um recurso de IHC voltado à área de TA: o *software* SmartBlink.

Antes da efetiva criação do sistema, investigamos soluções/tecnologias existentes que permitissem IHC por meio do uso do piscar dos olhos. Tivemos que ponderar, a partir das técnicas estudadas, qual a mais adequada e acessível para usar no SmartBlink. Versamos a respeito de três sistemas capazes de entregar a funcionalidade requerida e com base nas pesquisas, relegamos dos Sistemas de Vídeo e dos Sistemas Mecânicos. Escolhemos, desse modo, a técnica de Sistemas de Vídeo, e como fruto dessa técnica, fizemos uso do dispositivo *MindWave*.

O *software* SmartBlink se integra ao *MindWave* para que o aluno com múltipla deficiência interaja com o professor dentro da sala de aula a partir do envio de frases com o piscar dos olhos. A aplicação, portanto, propõe um *design* de teclado que preza pela diminuição no tempo de comunicação. Ao usar o *MindWave*, uma das dificuldades encontradas foi posicioná-lo adequadamente de forma que não apresentasse perda de sinal. A conexão falhava muitas vezes por falta de contato do sensor com a usuária, ocasionando retrabalho para testar a aplicação. Outro problema foi fazer a conexão do *MindWave* com a linguagem Java.

A pesquisa apresentou como limitação a impossibilidade de validar o SmartBlink com o público-alvo. Reunir uma quantidade adequada para realizar a validação não seria possível pelo tempo disponível para pesquisa. Mas pensando na importância de se avaliar o SmartBlink, adotamos uma pesquisa de caráter quantitativo e avaliada por meio de simulação. Para verificarmos a eficiência, realizamos testes de desempenho comparativo entre o SmartBlink e o aplicativo TelepatiX. O comparativo serviu para mostrar em qual aplicação era mais rápido expressar ou “digitar” 8 frases diferentes.

Os testes foram divididos em diferentes etapas, na primeira, tivemos o SmartBlink apresentando um ganho de eficiência no tempo de aproximadamente 140% em relação ao TelepatiX. O tempo médio para expressar uma única frase nele foi de 27 segundos, ao passo que no TelepatiX o tempo médio foi de aproximadamente 65 segundos. No 2º teste, a partir de mudanças promovidas no SmartBlink, houve um ganho de aproximadamente 292,5% sobre o TelepatiX. Dessa vez, o tempo médio para se digitar uma única frase foi de 16,5 segundos, ao passo que no TelepatiX o tempo médio foi de aproximadamente 65 segundos.

Para uma nova etapa de testes, levamos em consideração os erros que um usuário poderia cometer ao usar essas duas aplicações. Para isso, usamos as mesmas 8 frases e o processo para contagem dos tempos foi feito por uma aplicação Java. Assim, tivemos uma visão do tempo médio e do desvio padrão para “escrever” as frases nas duas aplicações. Ao final, concluímos que o SmartBlink foi superior em 81,25% dos testes.

Diante do exposto, podemos afirmar que o presente trabalho atingiu seus objetivos, conseguimos pontuar os desafios enfrentados por pessoas com deficiência; comparamos e descrevemos as soluções/tecnologias existentes que permitem IHC por meio do uso do piscar dos olhos; desenvolvemos um teclado destinado à pessoas com múltipla deficiência e o integramos com um *hardware* capaz de detectar o piscar dos olhos; por fim, avaliamos quantitativamente o *software* SmartBlink.

Sabendo que todo trabalho é passível de novas contribuições e novas propostas, sugerimos como trabalhos futuros a validação do SmartBlink com o público-alvo da pesquisa, e, a partir da avaliação dos resultados, conferir, do ponto de vista do aluno, se novas mudanças no que tange ao tempo de varredura entre os botões e a quantidade de frases apresentadas na tela, são necessárias. Outro caso que pode ser trabalhado é a questão de qual frase deve estar ao menor alcance do aluno, ou seja, analisar a frequência das frases mais utilizadas e assim, o próprio *software* mudar as disposições das frases na tela.

Do ponto de vista do professor, modificar o *software* para que mostre quantas vezes um aluno efetivamente enviou uma dúvida e não somente quantas vezes um aluno interagiu com a aplicação. Outra sugestão para a aplicação é mostrar quantos alunos com múltipla deficiência estão incluídos em uma determinada disciplina. Também se faz relevante o preenchimento automático do nome do usuário e senha, com isso será possível adotar a funcionalidade “piscar dos olhos” já na tela inicial. Além disso, se faz necessário testar a integração do SmartBlink com outros tipos de acionadores que utilizem, ou não, o piscar dos olhos.

Embora existam alguns entraves acerca dos recursos assistivos, passos importantes estão acontecendo nos últimos anos a fim de garantir que os meios de TA estejam amplamente acessíveis no país. Deixamos assim, como contribuição:

- O recurso SmartBlink para ser usado como ferramenta de inclusão, a fim de promover mudanças significativas na comunicação professor-aluno em sala de aula;
- Um tutorial sobre o uso de Java com o MindWave além da criação de um *software* de teste:  
(<https://mindwavejava.blogspot.com/2020/09/lana-yara-do-nascimento-bem-abordados-o.html>);
- O manual do *software*:  
(<http://educapes.capes.gov.br/handle/capes/585836>);
- Um vídeo de utilização do sistema:  
(<https://www.youtube.com/watch?v=9CI5zh0zk9U>).

## REFERÊNCIAS

- ARTIOLI, Ana Lucia. A educação do aluno com deficiência na classe comum: a visão do professor. **Psicologia da educação**, n. 23, p. 103-121, 2006. Disponível em: <<http://pepsic.bvsalud.org/pdf/psie/n23/v23a06.pdf>>. Acesso em: 03 Ago. 2019.
- BARRETO, Ana M. Eye tracking como método de investigação aplicado às ciências da comunicação. **Revista Comunicando**, v. 1, n. 1, p. 168-186, 2012. Disponível em: <<http://www.revistacomunicando.sopcom.pt/ficheiros/20130108-tracking.pdf>>. Acesso em: 18 fev. 2019.
- BERSCH, Rita. **Introdução à Tecnologia**. Porto Alegre, 2017. Disponível em: <[http://www.assistiva.com.br/Introducao\\_Tecnologia\\_Assistiva.pdf](http://www.assistiva.com.br/Introducao_Tecnologia_Assistiva.pdf)>. Acesso em: 12 fev. 2019.
- BERSCH, Rita; TONOLLI, José Carlos. Introdução ao conceito de Tecnologia Assistiva e modelos de abordagem da deficiência. **Porto Alegre: CEDI-Centro Especializado em Desenvolvimento Infantil**, 2006.
- BRASIL. Câmara de Educação Básica. Resolução nº 2, de 2001. **Institui Diretrizes Nacionais para a Educação Especial na Educação Básica**. Diário Oficial da União, Brasília, DF, 11 set. 2001. Seção 1E, p. 1-5. Disponível em: <<http://portal.mec.gov.br/cne/arquivos/pdf/CEB0201.pdf>>. Acesso em: 11 fev. 2019.
- BRASIL. **Decreto 5296, de 02 de dezembro de 2004**. Regulamenta as Leis nº 10.048, de 8 de novembro de 2000, que dá prioridade de atendimento às pessoas que especifica, e 10.098, de 19 de dezembro de 2000, que estabelece normas gerais e critérios básicos para a promoção da acessibilidade das pessoas portadoras de deficiência ou com mobilidade reduzida, e dá outras providências. Diário Oficial da União: seção 1, Brasília DF, 3 dezembro de 2004.
- BRASIL. Educação Inclusiva. Documento subsidiário à política de inclusão. **Brasília: MEC/SEESP**, 2005. Disponível em: <<http://portal.mec.gov.br/seesp/arquivos/pdf/livro%20educacao%20inclusiva.pdf>>. Acesso em: 10 fev. 2019.
- BRASIL. Ministério da Saúde. **Diretrizes de Atenção à Pessoa com Paralisia Cerebral**. Brasília: [Ministério da Saúde], 2014.
- BRASIL. **Portaria Interministerial Nº 362** - Dispõe sobre o limite de renda mensal dos tomadores de recursos nas operações de crédito para aquisição de bens e serviços de Tecnologia Assistiva destinados às pessoas com deficiência e sobre o rol dos bens e serviços. 2012. Publicado em DOU Nº 207, 24/10/2012. Disponível em: <[http://www.pessoacomdeficiencia.gov.br/app/sites/default/files/arquivos/%5Bfield\\_generico\\_i\\_magens-filefield-description%5D\\_58.pdf](http://www.pessoacomdeficiencia.gov.br/app/sites/default/files/arquivos/%5Bfield_generico_i_magens-filefield-description%5D_58.pdf)>. Acesso em: 11 fev. 2019.
- BRASIL. Secretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência. **Tecnologia Assistiva**. Brasília: SNPDP, 2009. Disponível em: <<http://www.pessoacomdeficiencia.gov.br/app/sites/default/files/publicacoes/livro-tecnologia-assistiva.pdf>>. Acesso em: 09 fev. 2019.

COLL, César; MARCHESI, Álvaro; PALACIOS, Jesús. **Desenvolvimento psicológico e educação: Transtornos de desenvolvimento e necessidades educativas especiais**. 2ª Ed. Porto alegre: Artmed, 2004.

COPLEY, Jodie; ZIVIANI, Jenny. Barriers to the use of assistive technology for children with multiple disabilities. **Occupational Therapy International**, v. 11, n. 4, p. 229-243, 2004. Disponível em: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/epdf/10.1002/oti.213>>. Acesso em: 14 fev. 2019.

DALL'OGGIO, Pablo. **PHP Programando com Orientação a Objetos 3ª Edição**. São Paulo: Novatec Editora, 2015.

DE CAMPOS FILHO, Maurício Prates. Os sistemas de informação e as modernas tendências da tecnologia e dos negócios. **RAE-Revista de Administração de Empresas**, v. 34, n. 6, p. 33-45, 1994. Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/rae/v34n6/a05v34n6.pdf>>. Acesso em: 03 Ago. 2019.

DECLARAÇÃO DE SALAMANCA. Sobre princípios, políticas e práticas na área das necessidades educativas especiais. **Brasília, DF: MEC**, 1994.

DE FARIAS GOMES, Sheyla et al. **Técnicas que Utilizam Processamento de Imagens para Detecção e Classificação da Direção do Olhar**. 2008. Disponível em: <[https://www.researchgate.net/figure/Arquitetura-do-sistema-implementado\\_fig3\\_242582986](https://www.researchgate.net/figure/Arquitetura-do-sistema-implementado_fig3_242582986)>. Acesso em: 14 fev. 2019.

DE OLIVEIRA, Ana Irene A.; GAROTTI, Marilice F.; SÁ, Nonato Márcio CM. Tecnologia de ensino e tecnologia assistiva no ensino de crianças com paralisia cerebral. **Ciências & Cognição**, v. 13, n. 3, p. 243-262, 2009. Disponível em: <<http://cienciasecognicao.org/revista/index.php/cec/article/view/78/72>>. Acesso em: 05 Ago. 2019.

FERRARI, F. A. **Crie banco de dados em mysql**. Universo dos Livros Editora, 2007.

FRANÇA, Jonathan. S.; MIRANDA, Welber L. A. Processamento de neurosinais do hardware mindwave - análise de ruídos e filtros para obtenção do espectro de frequências. In: **Congresso Brasileiro de Ensino de Engenharia**. 2018. Disponível em: <<http://www.abenge.org.br/publicacoes.php>>. Acesso em: 18 mar. 2019.

FERREIRA, Alessandro L. Stamatto; DE MIRANDA, Leonardo Cunha; DE MIRANDA, Erica Esteves Cunha. Interfaces cérebro-computador de sistemas interativos: estado da arte e desafios de IHC. In: **Proceedings of the 11th Brazilian Symposium on Human Factors in Computing Systems**. Brazilian Computer Society, 2012. p. 239-248. Disponível em: <<https://dl.acm.org/citation.cfm?id=2393572>>. Acesso em: 03 nov. 2018.

FIGUEIREDO, Carlos MS; NAKAMURA, Eduardo. Computação móvel: Novas oportunidades e novos desafios. **T&C Amazônia**, v. 1, n. 2, p. 21, 2003. Disponível em: <[https://www.researchgate.net/profile/Eduardo\\_Nakamura2/publication/268435975\\_Computacao\\_Movel\\_Novas\\_Oportunidades\\_e\\_Novos\\_Desafios\\_COMPUTACAO\\_MOVEL\\_NOVAS\\_OPORTUNIDADES\\_E\\_NOVOS\\_DESAFIOS/links/55004c230cf28e4ac347f396.pdf](https://www.researchgate.net/profile/Eduardo_Nakamura2/publication/268435975_Computacao_Movel_Novas_Oportunidades_e_Novos_Desafios_COMPUTACAO_MOVEL_NOVAS_OPORTUNIDADES_E_NOVOS_DESAFIOS/links/55004c230cf28e4ac347f396.pdf)>. Acesso em: 03 Ago. 2019.

GARCIA, Ferreira; ITS BRASIL – **Instituto de Tecnologia Social, organizadores. Livro Branco da Tecnologia Assistiva no Brasil**. São Paulo: ITS BRASIL, 2017. Disponível em: <<http://itsbrasil.org.br/wp-content/uploads/2018/12/Livro-Branco-Tecnologia-Assistiva.pdf>> Acesso em: 24 Maio 2020.

GIL, Antonio Carlos. **Como elaborar projetos de pesquisa**. 4ª ed. São Paulo: Atlas, 2002.

GOLDBERG, Joseph H.; WICHANSKY, Anna M. Eye tracking in usability evaluation: A practitioner's guide. In: **The Mind's Eye**. North-Holland, 2003. p. 493-516. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B978044451020450027X>>. Acesso em: 18 fev. 2019.

GUEDES, Gilleanes TA. **UML 2-Uma abordagem prática**. Novatec Editora, 2018.

HANSEN, Dan Witzner et al. Eye typing using Markov and active appearance models. In: **Sixth IEEE Workshop on Applications of Computer Vision, 2002.(WACV 2002). Proceedings**. IEEE, 2002. p. 132-136. Disponível em: <<https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/1182170>>. Acesso em: 18 fev. 2019.

HORSTMANN, Cay. **Conceitos de computação com o essencial de Java**. 3ª ed. Porto Alegre: Bookman, 2005.

JORDÃO, Fábio. Análise: MindWave. **Tecmundo**, 2012. Disponível em: <<https://www.tecmundo.com.br/gadgets/25351-analise-mindwave-video-.htm>>. Acesso em: 22 Maio 2019.

KAUFMAN, Arie E.; BANDOPADHAY, Amit; SHAVIV, Bernard D. An eye tracking computer user interface. In: **Virtual Reality, 1993. Proceedings., IEEE 1993 Symposium on Research Frontiers in**. IEEE, 1993. p. 120-121. Disponível em: <<https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/378254>>. Acesso em: 04 nov. 2018.

KAYAL, Dhrubojyoti. **A Primer on Spring's Data Access Object (DAO) Framework**. Oracle, 2006. Disponível em: <<https://www.oracle.com/technical-resources/articles/enterprise-architecture/spring-jdbc-dao.html>>. Acesso em: 06 jun. 2020.

LEITE, Jaqueline Maria Resende Silveira; DO PRADO, Gilmar Fernandes. Paralisia cerebral aspectos fisioterapêuticos e clínicos. **Revista Neurociências**, v. 12, n. 1, p. 41-45, 2004. Disponível em: <<https://periodicos.unifesp.br/index.php/neurociencias/article/view/8886>>. Acesso em: 26 Maio 2020.

LIMA, Adilson da Silva. **UML 2.3: do requisito à solução**. São Paulo: Érica Ltda, 2011.

MANTOAN, Maria Teresa Eglér. **Inclusão Escolar: O que é? Por que? Como fazer?**. 1ª Ed. São Paulo: Moderna, 2003.

MANZINI, Eduardo José; SANTOS, Maria Carmem Fidalgo. **Portal de ajudas técnicas para educação**. 2006.

MASSARO, Munique; DELIBERATO, Débora. Uso de sistemas de comunicação suplementar e alternativa na Educação Infantil: percepção do professor. **Revista Educação Especial**, v. 26, n. 46, p. 331-350, 2013.

MINAYO, Maria Cecília de Sousa; SANCHES, Odécio. Quantitativo-qualitativo: oposição ou complementaridade? **Cad. Saúde Pública**, Rio de Janeiro, v. 9, n. 3, p. 239-62, 1993. Disponível em: <<https://www.scielo.br/pdf/csp/v9n3/02.pdf>>. Acesso em: 10 Dez. 2020.

MORESI, Eduardo et al. Metodologia da pesquisa. **Brasília: Universidade Católica de Brasília**, v. 108, p. 24, 2003.

MUKHERJEE, Kingshuk; CHATTERJEE, Debdatta. Augmentative and alternative communication device based on eye-blink detection and conversion to Morse-code to aid paralyzed individuals. In: **2015 International Conference on Communication, Information & Computing Technology (ICCICT)**. IEEE, 2015. p. 1-5.

NEUROSKY. **Website da Neurosky**, [200-?]. Disponível em: <<http://www.neurosky.com>>. Acesso em: 18 mar. 2019.

ORACLE. **Lesson 1: Socket Communications**. [2019?]. Disponível em: <<https://www.oracle.com/java/technologies/jpl2-socket-communication.html>>. Acesso em: 10 Jun. 2020.

PELOSI, Miryam Bonadiu. **A comunicação alternativa e ampliada nas escolas do Rio de Janeiro: formação de professores e caracterização dos alunos com necessidades educacionais especiais**. 2000.

POERSCH, José Marcelino. O que a Linguística tem a ver com o teclado de microcomputadores. **Letras de Hoje**, v. 25, n. 4, 1990.

PRESSMAN, Roger; MAXIM, Bruce. **Engenharia de Software-8ª Edição**. McGraw Hill Brasil, 2016.

ROCHA, Aila Narene Dahwache Criado; DELIBERATO, Débora. Tecnologia assistiva para a criança com paralisia cerebral na escola: identificação das necessidades. **Revista Brasileira de Educação Especial**, p. 71-92, 2012. Disponível em: <<https://repositorio.unesp.br/bitstream/handle/11449/117885/S1413-65382012000100006.pdf?sequence=1>>. Acesso em: 23 Maio 2019.

ROCHA RODRIGUES, Patrícia; GAMA ALVES, Lynn Rosalina. Tecnologia assistiva—uma revisão do tema. **Holos**, v. 6, 2013. Disponível em: <<https://www.redalyc.org/html/4815/481548608014/>>. Acesso em: 12 fev. 2019.

ROSENBAUM, Peter et al. A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006. **Developmental medicine and child neurology. Supplement**, v. 109, p. 8-14, 2007. Disponível em: <<https://europepmc.org/abstract/med/17370477>>. Acesso em: 23 Maio 2019.

ROSSETTO, Elisabeth. Formação do professor do atendimento educacional especializado: a Educação Especial em questão. **Revista Educação Especial**, v. 1, n. 1, p. 103-116, 2015.

ROTTA, Newra et al. Neurologia e aprendizagem: Abordagem Multidisciplinar. **Porto Alegre: Artmed**, 2016.

SANTOS, Rafael. **Introdução à programação orientada a objetos usando java**. 2 ed. Rio de Janeiro: Elsevier Brasil, 2013.

SAVIANI, Dermeval. **Formação de professores: aspectos históricos e teóricos do problema no contexto brasileiro**. *Rev. Bras. Educ.* [online]. 2009, vol.14, n.40, pp.143-155. ISSN 1413-2478. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1590/S1413-24782009000100012>>. Acesso em: 11 fev. 2019.

SCHIRMER, Carolina Rizzotto. Comunicação alternativa para alunos com dificuldades severas na fala. **Revista Espaço Acadêmico**, v. 18, n. 205, p. 42-51, 2018.

SCHWARTZMAN, José Salomão. Inclusão escolar de crianças e adolescentes com paralisia cerebral em escolas/classes regulares. **Revista Paulista de Pediatria**, v. 29, n. 3, p. 312-313, 2011. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1590/S0103-05822011000300001>>. Acesso em: 08 Jun. 2020.

SILBERSCHATZ, A.; KORTH, H.; SUDARSHAN, S. **Sistema de banco de dados** (tradução da 6a edição). Rio de Janeiro: Elsevier, 2012.

SINGH, Hari; SINGH, Jaswinder. Human eye tracking and related issues: A review. **International Journal of Scientific and Research Publications**, v. 2, n. 9, p. 1-9, 2012. Disponível em: <<http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.375.5607&rep=rep1&type=pdf>>. Acesso em: 26 Maio 2020.

SILVA, Lucielem Chequim da. **O design de equipamentos de tecnologia assistiva como auxílio no desempenho das atividades de vida diária de idosos e pessoas com deficiência, socialmente institucionalizados**. 2011. Disponível em <<https://www.lume.ufrgs.br/handle/10183/32601>>. Acesso em: 24 Maio 2020.

SILVA, Rafael Luiz Morais Da et al. Efeitos da comunicação alternativa na interação professor-aluno com paralisia cerebral não-falante. **Revista Brasileira de Educação Especial**, p. 25-42, 2013. Disponível em: <<https://repositorio.unesp.br/handle/11449/117888>>. Acesso em: 23 Maio 2019.

TOKARNIA, Mariana. Cresce o número de estudantes com necessidades especiais. **Agência Brasil**. 2019. Disponível em: <<https://agenciabrasil.ebc.com.br/educacao/noticia/2019-01/cresce-o-numero-de-estudantes-com-necessidades-especiais#:~:text=Em%202014%2C%20eram%20886.815%20os,10%2C8%25%20nas%20matrículas>>. Acesso em: 10 Dez. 2020.

TOLEDO, Marileila Marques, organizadora. **Ações de saúde e geração de conhecimento nas ciências médicas 3**. Ponta Grossa, PR: Atena, 2020. Disponível em: <<https://www.atenaeditora.com.br/post-ebook/3068>> Acesso em: 24 Maio 2020.

TULA, Antonio Diaz et al. Sistema móvel de baixo custo para rastreamento do olhar voltado á identificação de disfunções oculomotoras. **XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica - CBEB 2014**, p. 2830–2833, 2014.

UNICEF. **Situação mundial da infância 2013: crianças com deficiência**. 2013. Disponível em: <[https://www.unicef.org/brazil/pt/PT\\_SOWC2013.pdf](https://www.unicef.org/brazil/pt/PT_SOWC2013.pdf)>. Acesso em: 10 fev. 2019.

VIEIRA, Heloisa; BARANAUSKAS, Maria Cecília C. **Design e avaliação de interfaces humano-computador**. Creative Commons, Brasil, 2003. Disponível em:

<<http://200.18.252.196:8080/pergamumweb/vinculos/000000/000000ce.pdf>>. Acesso em: 03 Ago. 2019.

WAGNER, Luciane Carniel et al. Acessibilidade de pessoas com deficiência: o olhar de uma comunidade da periferia de Porto Alegre. **Ciência em Movimento**, n. 23, p. 55-68, 2010.

Disponível em <<https://www.metodista.br/revistas/revistas-ipa/index.php/RS/article/view/94/58>>. Acesso em: 25 Maio 2020.

WHITMIRE, Eric et al. EyeContact: scleral coil eye tracking for virtual reality.

In: **Proceedings of the 2016 ACM International Symposium on Wearable Computers**.

2016. p. 184-191. Disponível em: <<https://dl.acm.org/doi/abs/10.1145/2971763.2971771>>.

Acesso em: 26 Maio 2020.

ZAPOROSZENKO, Ana; ALENCAR, Gizeli Aparecida Ribeiro de. Comunicação alternativa e paralisia cerebral: recursos didáticos e de expressão. **Caderno pedagógico série: educação especial. Universidade Estadual de Maringá**, 2008. Disponível em: <

<http://atividadeparaeducacaoespecial.com/wp-content/uploads/2014/09/paralisia-cerebral-e-comunicacao.pdf>>. Acesso em: 23 Maio 2019.

## APÊNDICE A – DETALHAMENTO DO TEMPO DE UMA FRASE NO TelepatiX

Abaixo se encontra descrito o tempo para digitar as letras de uma palavra, letras que ficam bloqueadas, o tempo que leva para acessar o autocompletar e o tempo total para completar cada palavra. A frase escolhida para o exemplo foi: Eu não estou entendendo.

### **EU**

**E:** 4 segundos – Bloqueia-> A,E,H,W,Y

Para chegar ao autocomplete (Eu): +7 segundos

**Tempo total** para digitar ‘Eu(digitar cada letra + alcançar o autocomplete) = **11 segundos**

### **NÃO**

**N:** +10 s – Bloqueia-> B,C,D,F,G,J,K,L,M,N,P,QU,R,S,T,V,W,X,Z

Para chegar ao autocomplete (Não): +5 s

**Tempo total** para digitar ‘Não’ (letras + autocomplete) = **15 s**

### **ESTOU**

**E:** +4 s – Bloqueia-> A,E,H,W,Y

**S:** +8 s – Bloqueia -> J,X,Y,Z

Para chegar ao autocomplete (Estou): +4 s

**Tempo total** para digitar ‘Estou’ (letras + autocomplete) = **16 s**

### **ENTENDENDO**

**E:** +4 s – Bloqueia-> A,E,H,W,Y

**N:** +8 s – Bloqueia -> M,P,W

**T:** +7 s – Bloqueia -> B,D,F,G,H,I,J,K,L,M,N,P,QU,T,V,X,Y,Z

**E:** +6 s – Bloqueia-> C,E,F,G,H,I,J,K,L,M,O,P,QU,T,U,V,W,X,Y,Z

**N:** +3 s – Bloqueia -> A,B,C,E,F,G,H,I,J,K,L,M,N,O,P,QU,R,S,,U,V,W,X,Y,Z

Para chegar ao autocomplete (Entendendo): +7 s

**Tempo total** para digitar ‘Entendendo’ (letras + autocomplete) = **35 s**

Nesse exemplo é possível ver que a frase “Eu não estou entendendo” foi escrita em 77 segundos no TelepatiX, conforme mostra a Tabela 0.1.

Tabela 0.1 – Representação do tempo de uma frase no TelepatiX

Palavras	TelepatiX
Eu	11 s
Não	15 s
Estou	16 s
Entendendo	35 s
<b>Tempo total</b>	<b>77 s</b>

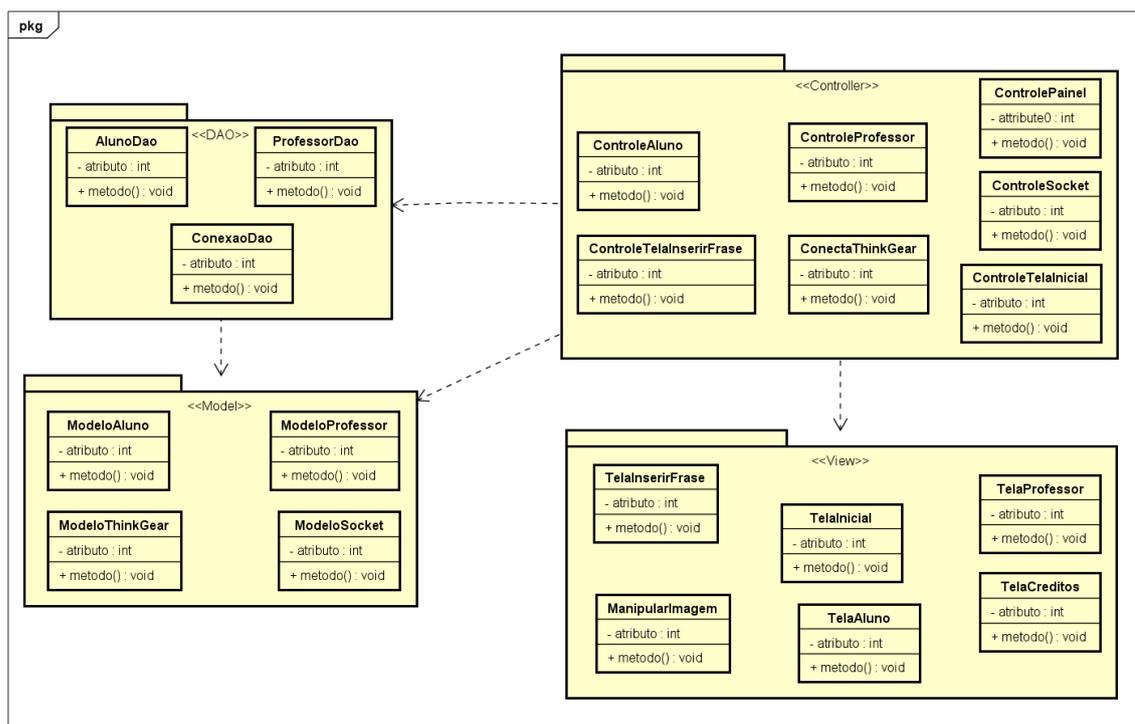
Fonte: elaborada pela autora

## APÊNDICE B – DIAGRAMA DE CLASSE E DE CASO DE USO DO SISTEMA

O principal enfoque do diagrama de classes está em “permitir a visualização das classes que comporão o sistema com seus respectivos atributos e métodos, bem como em demonstrar como as classes do diagrama se relacionam, complementam e transmitem informações entre si” (GUEDES, 2018). Esse diagrama apresenta “uma visão estética de como as classes estão organizadas, preocupando-se em como definir a estrutura lógica delas” (GUEDES, 2018).

A Figura 0.1 exibe o diagrama de classes do sistema SmartBlink utilizando o padrão MVC e DAO.

Figura 0.1 – Diagrama de classes do sistema SmartBlink



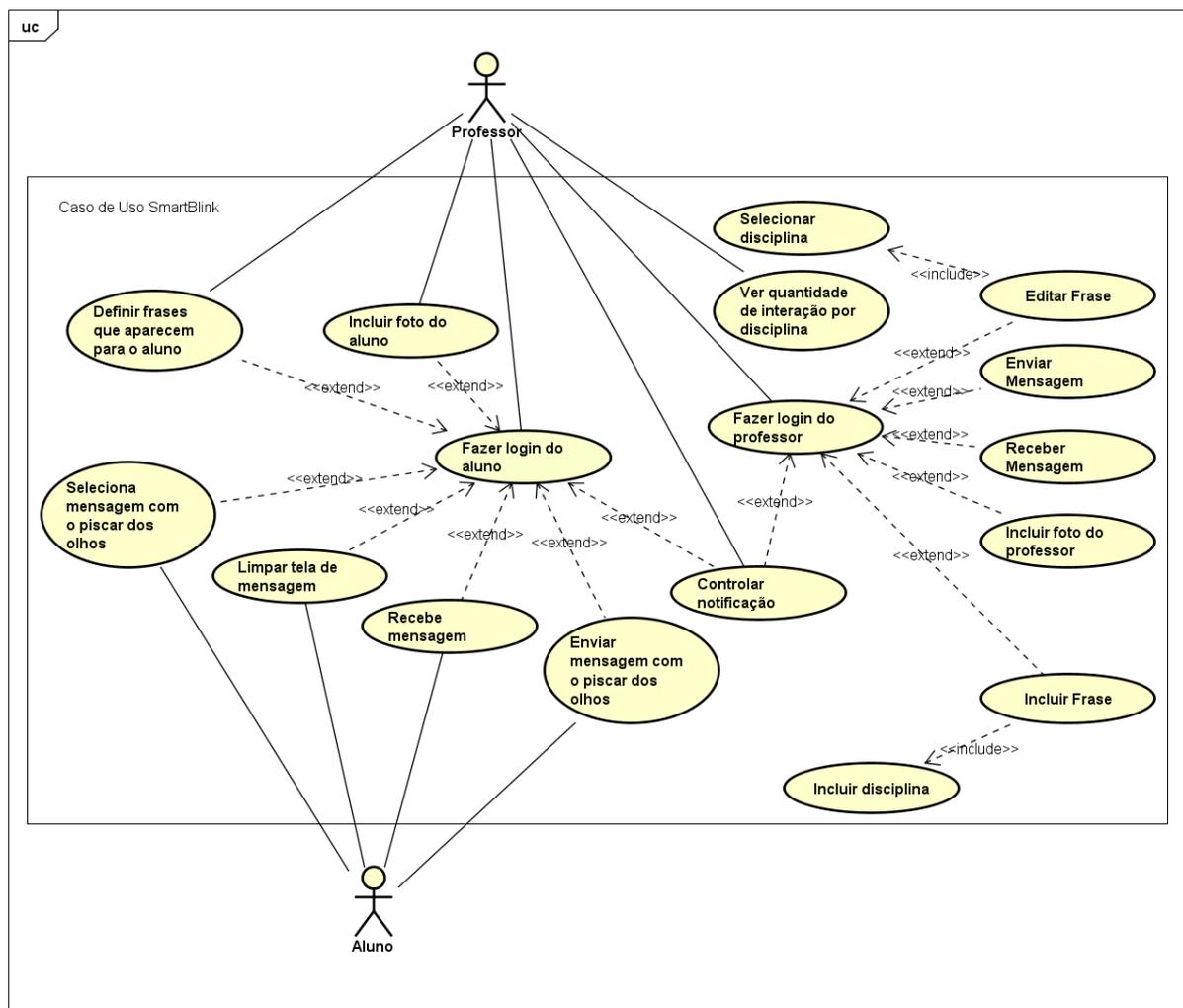
Fonte: Elaborada pela autora

Na figura pode-se observar o pacote *View*, que possui toda a parte de interface visual (*TelaInicial.class*, *TelaAluno.class*, *TelaProfessor.class*, *TelaInserirFrases.class* e *TelaCredito.class*), recebe os dados inseridos pelo usuário (nome e senha, por exemplo) e também retorna as mensagens do sistema; o pacote *Controller*, que define a maneira com que essas interfaces reagem as entradas de dados feita pelo aluno ou professor; e o pacote *Model*, com as lógicas da aplicação e as regras de negócio. O DAO encapsula o acesso aos dados e

manipula-os em uma camada separada. Aqui, o armazenamento no banco de dados da aplicação contempla as mensagens, imagens, o nome do aluno e do professor, como também disciplinas e quantidade de interações por disciplina.

O diagrama de caso de uso tem por objetivo “apresentar uma visão externa geral das funcionalidades que o sistema deverá oferecer aos usuários sem se preocupar em profundidade com a questão de como tais funcionalidades serão implementadas” (GUEDES, 2018). O diagrama de casos de uso tenta “identificar os tipos de usuários que interagirão com o sistema, quais papéis eles assumiram e quais funções um usuário específico poderá requisitar” (GUEDES, 2018). A Figura 0.2 mostra o diagrama de caso de uso do sistema e a forma como os atores – professor e aluno – interagem.

Figura 0.2 – Diagrama de caso de uso do sistema SmartBlink



Fonte: Elaborada pela autora