

Submission date: 15/01/2018
Resubmission date: 02/05/2018
Resubmission date: 23/10/2018
Camera ready submission date: 21/12/2018

1st round notification: 06/04/2018
2nd round notification: 04/07/2018
3rd round notification: 11/12/2018
Available online: 21/12/2018
Publication date: 01/03/2019

Section: survey

Um Estudo de Mapeamento Sistemático sobre Metodologias de Avaliação em Interação Humano-Computador voltadas à Tecnologia Assistiva com foco em Pessoas com Deficiência Motora

Title: A Systematic Mapping Study about the Evaluation in Human-Computer Interaction of Assistive Technology Focused on People with Motor Disability

Andreia S. Rodrigues^{1,2}, Rafael C. Cardoso^{1,2}, Vinícius K. da Costa^{1,2},
Marcelo B. Machado^{1,2}, Tatiana A. Tavares¹

¹Programa de Pós-Graduação em Computação – Universidade Federal de Pelotas (UFPEL)
Caixa Postal 15.064 – 91.501-970 – Pelotas – RS – Brasil

²Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia Sul-rio-grandense (IFSul)
Pelotas – RS – Brasil

{andreia.sias, rc.cardoso, viniciusdacosta, mb.machado}@inf.ufpel.edu.br
tatiana@inf.ufpel.edu.br

Abstract. *The Assistive Technology (AT) proposition for interaction with computers is still a big challenge, since the interaction devices need to be adapted to the user needs. This challenge is currently addressed by the field of Human Computer Interaction (HCI), which explores the design, implementation and evaluation of interactive computer systems. A goal for evaluating assistive devices is to consider human factors. Thus, it will validate whether AT is actually targeted at the target audience. This work explores HCI evaluation methodologies for people with motor disabilities in the use of computers. To achieve this objective results from a systematic mapping study are discussed. More specifically, the ability of assessment methodologies to address aspects of Assistive Technology is investigated. Finally, a taxonomy is proposed to group the interaction devices used with assistive purpose and identified in this mapping.*

Resumo. *A proposição de uma Tecnologia Assistiva (TA) para a interação com o computador é ainda um grande desafio, uma vez que os dispositivos de interação precisam estar adaptados às necessidades e habilidades dos usuários. Este desafio é atualmente abordado pela área de Interação Humano-Computador (IHC), que explora o projeto, implementação e avaliação de sistemas informáticos computacionais interativos. No caso da avaliação de um*

dispositivo voltado para TA é ela que, além de outros fatores de performance, irá validar se a TA é realmente voltada para o público alvo. Este trabalho explora metodologias de avaliação em IHC com foco em pessoas com deficiência motora nos membros superiores, resultado de um mapeamento sistemático da literatura. Por fim, este trabalho incluí uma proposta de taxonomia de como estes dispositivos de TA são classificados quanto às suas formas de captação de dados.

1. Introdução

No último Censo Demográfico Brasileiro, realizado pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) de 2010, declararam-se como pessoas com deficiência um total de 23,9 milhões de pessoas, o equivalente a 14,5% da população brasileira. No levantamento divulgado em 2015 ¹ pelo IBGE, em parceria com o Ministério da Saúde, indicou que 6,2% da população tem algum tipo de deficiência, sendo que 1,3% da população tem algum tipo de deficiência física e quase a metade deste total (46,8%) têm grau intenso ou muito intenso de limitações, e somente 18,4% desse grupo frequentam serviço de reabilitação.

De acordo com Sauer et al. 2010 as pessoas com deficiência, em geral, enfrentam muitas barreiras no acesso aos cuidados de saúde, educação, mobilidade, oportunidades de emprego e ainda enfrentam o preconceito. Frequentemente elas não recebem o apoio de que necessitam e experimentam exclusão das atividades da vida cotidiana. Com base nesse cenário, o da exclusão no Brasil de acordo com os índices do IBGE, a busca por meios que possam minimizar essas barreiras, contam com diversas áreas do conhecimento, através da utilização do que chamamos de Tecnologia Assistiva (TA), as quais permitem a acessibilidade e inclusão das pessoas com deficiência.

Num sentido mais amplo, são considerados Tecnologia Assistiva artefatos que possibilitam tornar a vida mais fácil ou possibilitam ações antes impossíveis ou difíceis, como uma bengala para locomoção, uma colher adaptada, um lápis com uma empunhadura mais grossa para facilitar a preensão. Também são exemplos de tecnologia assistiva softwares que visam à acessibilidade. Cada vez mais comuns atualmente por fornecerem apoio na realização das mais diversas atividades, tanto às relativas ao uso do computador (como leitores de texto e teclados adaptados) como as ligadas ao cotidiano (como bengalas eletrônicas e próteses automatizadas).

Para Bersch 2013 o objetivo de TA é proporcionar à pessoa com deficiência uma maior independência, qualidade de vida e inclusão social, através da ampliação de sua comunicação, mobilidade, controle de ambiente, habilidades de aprendizado, trabalho e integração com a família, amigos e sociedade. Essas soluções tecnológicas que a área de TA busca desenvolver envolvem tanto recursos de software quanto de hardware.

O uso das tecnologias da informação e comunicação, conhecidas como TIC, faz parte de nossas atividades cotidianas. É sabido que as TIC têm se tornado, de forma crescente, importantes instrumentos de nossa cultura e, sua utilização, um meio concreto de inclusão e interação no mundo [Lévy 1999]. Essa constatação é ainda mais evidente e verdadeira quando nos referimos a pessoas com deficiência. Nesses casos, as TIC podem

¹<http://www.ebc.com.br/noticias/2015/08/ibge-62-da-populacao-tem-algum-tipo-de-deficiencia>

ser utilizadas ou como Tecnologia Assistiva, ou por meio de Tecnologia Assistiva.

Utiliza-se as TIC como Tecnologia Assistiva quando o objetivo final desejado é a utilização do próprio computador, para o que são necessárias determinadas ajudas técnicas que permitam ou facilitem esta tarefa. Por exemplo, adaptações de teclado, de mouse, software especiais, etc. Principalmente, para uma parcela da população que é acometida por algum tipo de deficiência motora, a busca por meios tecnológicos que permitam o acesso ao uso do computador, torna-se uma necessidade, visto que os dispositivos de entrada de dados, conhecidos como dispositivos de interação com o computador, são predominantemente o mouse e o teclado.

No entanto, a proposição de TA, principalmente para a interação com o computador, é ainda um grande desafio, uma vez que os dispositivos de interação precisam estar adaptados às necessidades e habilidades dos usuários. Caso contrário, os dispositivos podem não ser utilizados em toda sua potencialidade ou, pior ainda, eles podem não ser nunca usados. Esse desafio é atualmente abordado pela área de Interação Humano-Computador (IHC), que explora o projeto, a avaliação e a implementação de sistemas computacionais interativos para o uso humano e estuda os principais fenômenos ao redor deles [Mauri et al. 2006]. A subárea de IHC que investiga os processos de avaliação tem como principal ferramenta as metodologias que apoiam os projetistas para compreender e melhorar este processo [Bevan 2008, Rogers et al. 2011]. Segundo Mauri et al. 2006, Bevan et al. 2005, os atributos mais relevantes em IHC são Usabilidade e Acessibilidade, norma ISO 9241-171. De acordo com a *International Organization for Standardization* (ISO), Usabilidade se refere ao grau no qual um produto pode ser usado por usuários específicos para alcançar metas determinadas com eficácia, eficiência e satisfação, em um contexto de utilização específico [ISO 9241-11 1998, Nielsen 2003].

A usabilidade é normalmente medida através de um número de testes com usuários. Os selecionados devem ser os mais representativos do público-alvo que se deseja atender, que usem o sistema para desempenhar tarefas pré-determinadas. Uma questão importante a ser feita é, se a usabilidade pode obter medidas relativas para certos usuários e certas tarefas. Na literatura pode-se observar a proposição de inúmeros métodos de avaliação voltados à usabilidade. Por exemplo, entrevistas, experimentos controlados e questionários [Martins et al. 2013]. Outros métodos, como o grupo de foco (focus group) [Backes et al. 2011] e "oficinas" de usuários.

Dentro da IHC, o conceito de usabilidade foi sendo reconstruído continuamente e tornou-se cada vez mais rico e complexo. A usabilidade abrange, agora, aspectos como diversão, bem-estar, eficácia coletiva, estética, criatividade, suporte para o desenvolvimento humano, entre outras. O entendimento atual da usabilidade é, portanto, diferente do conceito dado nos primeiros passos da IHC na década de 80. Na mudança de século, a ascensão dos serviços digitais (por exemplo, a web e os *smartphones*) acrescentou novas preocupações à IHC, dando origem a um outro conceito ainda mais significativo do que a usabilidade: a experiência do usuário (UX), do inglês, User eXperience [Bevan 2008, Cockton 2012]. A UX vai além da eficiência, qualidade das tarefas e satisfação, pois considera os aspectos hedônicos, cognitivos, afetivos, emocionais, sociais e físicos da interação [Hassenzahl and Tractinsky 2006, ISO 9241-210 2010].

Os métodos de avaliação voltados à UX apresentam grande aplicabilidade no

mercado de projetos inovadores, especialmente, os que tangem a utilização de dispositivos de interação não convencionais. Um exemplo é o caso de jogos, como em da Costa and Nakamura 2015, e outro, no trabalho de Macedo 2014 que explorou os métodos de avaliação da UX aplicados no contexto do desenvolvimento de eletrodomésticos.

No entanto, quando pensamos em métodos de avaliação aplicados ao contexto de TA, o principal desafio é a questão de como garantir com que um dispositivo se adapte aos usuários, em vez de exigir que os usuários se adaptem à interface de usuário. Embora isso seja geralmente preterido, é particularmente importante quando se aborda usuários com necessidades e habilidades especiais. E segundo Cook and Polgar 2014 a não consideração das necessidades dos usuários e de seus familiares no processo de concepção e avaliação de dispositivos assistivos, é um dos fatores associados ao mau uso e conseqüente abandono pelos usuários.

Nesse contexto, se caracteriza o problema explorado no presente trabalho que é buscar na literatura quais métodos de avaliação em IHC consideram o contexto de TA e, portanto, podem endereçar questões de uso que vão além dos aspectos tradicionalmente utilizados como usabilidade e experiência de usuário. A avaliação é uma etapa crucial para o atendimento pleno das expectativas dos usuários. No caso da avaliação de um dispositivo voltado para TA é a etapa de avaliação que, além de outros fatores mais objetivos de performance, irá validar se a TA está realmente atendendo as necessidades do público-alvo, como verificar questões ergonômicas e de fadiga por uso repetitivo, por exemplo. Além da adaptação ao ambiente e contexto familiar.

A literatura [Martins et al. 2015, Kurauchi et al. 2015, Lee et al. 2017, Jose and de Deus Lopes 2015, Antunes et al. 2016] indica um campo de pesquisa em expansão, buscando percorrer desde a etapa de desenvolvimento de sistemas voltados ao bem estar das pessoas até uma área que possa validar estes sistemas ou dispositivos como Tecnologia Assistiva de fato, inclusive se o próprio método de avaliação enquadra-se nestas necessidades.

Neste sentido, projetos envolvendo novas aplicações para IHC, voltados a TA, têm sido desenvolvidos e avaliados, como por exemplo dispositivos acionados por alguma parte móvel do corpo, como a língua [Huo et al. 2013], dispositivos apontadores controlados pelo movimento da cabeça [Martins et al. 2015, Kurauchi et al. 2015], programas que emulam um teclado virtual na interface gráfica de usuário (IGU) do computador, sistemas de reconhecimento de voz [Huang et al. 2013], sistema de rastreamento controlado pelo movimento dos olhos [Topal et al. 2014], e dispositivos captam sinais fisiológicos, como sinais elétricos do cérebro [Kalunga et al. 2014], de músculos [Andrade et al. 2013] e sinais produzidos pela diferença de potencial entre a retina e a córnea do olho [Biswas and Langdon 2015, Topal et al. 2014, Lee et al. 2017]. E também interfaces que utilizam entradas diversificadas para a compreensão de uma ação [Kalunga et al. 2014, Levy et al. 2013, Kurauchi et al. 2015].

As metodologias de avaliação, seguidas nestas proposições de dispositivos apontadores, tem sido feita através de testes ou avaliações de desempenho e análise de performance. Os testes são orientados por tarefas, baseados nas funcionalidades mais simples de um apontador, como por exemplo, mover o cursor de um ponto a outro, selecionar e

arrastar objetos.

As avaliações mais empregadas utilizam os testes de deslocamento do cursor e seleção de objetos, e estão baseadas no conceito proposto por Fitts em 1954 [Fitts 1954]. Em MacKenzie and Buxton 1992 é proposto o método de avaliação em 2D, onde baseado na lei de *Fitts*, descreve a relação entre o tempo de movimento, distância e precisão de pessoas, empenhadas em realizar movimentos rápidos entre dois objetos, com distância e tamanhos definidos. Em 2000, a ISO lançou a norma ISO 9241-9, que preconiza uma metodologia para avaliação da eficiência de dispositivos apontadores.

Baseado nesta metodologia de avaliação supracitada e na escassez de informação sobre dispositivos de acesso ao computador, pelas pessoas com deficiências e pelos profissionais na área de reabilitação, e no elevado custo de muitos equipamentos comerciais, o presente trabalho explora este cenário, procurando por procedimentos de avaliação mais inclusivos que considerem a questão da deficiência.

Portanto, observa-se que a grande parte dos métodos existentes, não têm como foco a compreensão do conceito de TA, pois não observam as capacidades específicas dos usuários, em detrimento ao potencial de uso dos dispositivos. Para tanto foram analisados trabalhos, selecionados através de Mapeamento Sistemático da Literatura (MSL)², que são discutidos no próximo capítulo buscando identificar suas características e, especialmente a utilização de métodos de avaliação das propostas ou soluções apresentadas envolvendo ou não os usuários. Outro resultado alcançado com o MSL é a proposição de uma taxonomia para agrupar os diferentes dispositivos e interfaces de usuário estudadas segundo aspectos de TA. Essa taxonomia é fundamental para a compreensão do contexto e das características mais fortemente relacionadas a TA. Por fim, são apresentadas as considerações finais deste artigo.

2. Metodologia: O Mapeamento Sistemático de Literatura

Com o intuito de realizar a revisão bibliográfica sobre metodologias de avaliação em IHC voltadas à Tecnologia Assistiva com foco na deficiência motora, foi adotado o Mapeamento Sistemático de Literatura (MSL) como metodologia de pesquisa bibliográfica [Petersen et al. 2008]. Uma característica importante do MSL é que todos os procedimentos executados ao longo de sua duração são documentados. Assim, o estudo realizado deve ser reproduzível por outros pesquisadores, de forma que estes consigam alcançar os mesmos resultados encontrados por seus antecessores.

Especificamente este trabalho busca fornecer respostas às seguintes questões de pesquisa:

- *Existe algum método de avaliação em IHC que tem como foco tecnologia assistiva?*
- *Como são conduzidos os processos de avaliação em dispositivos de interação ao computador que tenham caráter assistivo com foco na deficiência motora*

Para sistematizar o processo de seleção de artigos, foi definido um procedimento de três etapas: (1) execução da busca; (2) primeiro filtro e (3) segundo filtro.

²Protocolo MSL completo. Disponível em: <https://drive.google.com/file/d/0B0XrDI961rG-NVdSZWdVSGIJUjg/view?usp=sharing>

Apos a definição do tema e da definição das questões de pesquisa o protocolo do MSL prevê a especificação de um conjunto de palavras-chave, devidamente calibrado pelo artigo de referência, para gerar uma *string* de busca a ser aplicada a indexadores científicos, e assim recuperar uma série de artigos relacionados ao objetivo da pesquisa, que possam responder a questão elaborada. A seguir a *string* de busca gerada baseada no conjunto de palavras-chave escolhido:

((“human-computer interaction”OR HCI) AND (“assistive technology”OR accessibility) AND (motor OR physical OR impairment OR disability) AND (framework OR platform OR API OR evaluation OR test OR guidelines OR protocols))

Esta *string* de busca deve ser aplicada sobre indexadores científicos que serão utilizados para coletas dos artigos. Neste mapeamento especificamente, foram adotados os seguintes engenhos de busca científicos:

- *IEEE Xplore Digital Library*;
- *ACM Digital Library*;
- *Springer*;
- *Science Direct*.

Estes engenhos de busca foram selecionados por agregarem uma quantidade considerável de trabalhos dentro da área de pesquisa considerada. Com o intuito de restringir a quantidade de trabalhos recuperados nesta etapa de seleção, alguns critérios de seleção de fonte foram utilizados:

- Serão aceitos apenas artigos completos. Ou seja, resumos, artigos de até duas páginas ou pôsteres, são excluídos do resultado da busca;
- São considerados apenas artigos publicados a partir de 2012. No entanto, trabalhos anteriores a este ano podem ser incluídos manualmente, se forem considerados relevantes;
- O foco dos trabalhos deve ser em apresentação de TA voltado à acessibilidade ao computador para deficiência motora e que descrevam algum processo de avaliação. Assim, artigos voltados unicamente a acessibilidade de cegos ou surdos, por exemplo, não são classificáveis para a pesquisa.

Estas definições na etapa de planejamento permitiram iniciar a próxima etapa prevista no MSL, a Execução.

Ao total 2257 referências foram para o segundo filtro, no qual fizeram parte um grupo de 7 pesquisadores para realizar esta triagem. Nesta fase, foram definidos uma série de critérios de inclusão e exclusão que foram aplicados em cada um destes artigos. A aplicação destes critérios resultou no quantitativo de 173 artigos.

No segundo ciclo uma nova etapa de leituras e análise se iniciou. Através da análise de Título, Resumo, Palavras-chave e Conclusão, os resultados individuais foram discutidos com o objetivo dos pesquisadores se certificarem que estes trabalhos respondiam às questões de pesquisa.

A discussão resultou em 62 artigos relacionados a metodologias de avaliação de sistema, interface ou dispositivo de interação com caráter assistivo. Então, uma análise aprofundada para a extração de dados foi efetuada. Sendo que dos 62 trabalhos resultantes



Figura 1. Sistematização do processo de seleção de trabalhos no MSL. Fonte: [Marques et al. 2015]

do segundo ciclo, 17 deles (alvo deste artigo) apresentaram algum processo de avaliação mais detalhado, ou seja, se descreveram o protocolo, se envolveram o público-alvo e apresentaram às análises feitas, nos dispositivos propostos. Os outros 45 foram rejeitados por não responderem a questão de pesquisa. A duração deste mapeamento foi de 6 meses, com início em novembro de 2016.

Com o intuito de identificar às principais características e, especialmente a utilização de métodos de avaliação das propostas ou soluções apresentadas envolvendo ou não os usuários. Adicionalmente, é introduzida uma taxonomia para agrupar os diferentes dispositivos e interfaces de usuário estudadas.

3. Taxonomia para Dispositivos de Tecnologia Assistiva em Interação Humano-Computador

O avanço e a popularização de dispositivos de interação, tais como: interfaces naturais, utilizando diferentes gestos, utilização de impulsos cerebrais e sinais fisiológicos, têm impulsionado as investigações científicas que se preocupam no processo de utilização destes dispositivos, fato que fica evidente na Tabela 1, a qual mostra os diferentes dispositivos na área de IHC que foram desenvolvidos com o objetivo de permitir que usuários com deficiências motoras possam acessar o computador, usando seus sinais e movimentos voluntários limitados, e os métodos de avaliação utilizados.

Dispositivos apontadores controlados pela cabeça, por exemplo, são interfaces que relacionam os movimentos da cabeça do usuário com o deslocamento do cursor do computador. Os movimentos da cabeça mais utilizados são os de flexão/extensão e de rotação [Kurauchi et al. 2015] e a captação destes movimentos pode se dar através de câmeras, que captam a imagem associadas a um software de reconhecimento destes movimentos, para efetuar o rastreamento do cursor na IGU. Também podem ser captadas através de dispositivos equipados com sensores anexados a algum suporte fixado na cabeça do usuário, como acelerômetros e giroscópio, como em [Machado 2010] que foi utilizada a armação de um óculos para este suporte.

Da mesma forma, dispositivos que utilizam o movimento dos olhos, ou seja, a direção do olhar para movimentar o cursor, podem fazer este rastreamento através de câmeras, juntamente com algoritmos de reconhecimento de imagem em tempo real, ou através de sensores de EletroOculoGrafia (EOG), captando o sinal elétrico produzido pela diferença de potencial entre a retina e a córnea do olho [Lee et al. 2017].

Tabela 1. Dispositivos de Tecnologia Assistiva em IHC

Referência	Tecnologia Assistiva	Avaliação
Andrade et al. 2013	EMG Based Cursor	Usabilidade.
Draghici et al. 2013	MouthPad	Usabilidade
Huang et al. 2013	Eyegaze-EEG cursor control	Usabilidade.
Huo et al. 2013	dTDS-Dual Tongue Drive System	Usabilidade
Levy et al. 2013	ActiveIris	Usabilidade
Manresa Yee et al. 2013	SINAsense	Usabilidade e UX
Soltani and Mahnam 2013	Wearable HCI based on EOG	Usabilidade
Kalunga et al. 2014	Hybrid BCI	Usabilidade
Pedrosa and Pimentel 2014	SwingingFoot e DuoGrapher	Usabilidade
Topal et al. 2014	Eye Touch System	Usabilidade
Mariano et al. 2014	Acelerômetro como TA	Usabilidade
Martins et al. 2015	User Tracking	Usabilidade
Kurauchi et al. 2015	HMagic	Usabilidade
Jose and de Deus Lopes 2015	Lip Control System	Usabilidade
Antunes et al. 2016	FHCI	Usabilidade
Bian et al. 2016	FM	Usabilidade
Lee et al. 2017	EOG-based eye-writing system	Usabilidade

A função análoga ao clique do botão do mouse convencional também pode ser acionada através de dispositivos mecânicos, como *joysticks*, através de sensores localizados na boca, pela língua, pela bochecha, pelo piscar dos olhos, pela contração de músculos na face ou por software específico que emule o clique do mouse, respectivamente [Andrade et al. 2013].

Dentro deste contexto pode-se observar diferentes modos de interação providos por características específicas presentes nos diferentes dispositivos, por exemplo comandos de voz e rastreamento de movimento. No intuito de estruturar uma melhor análise dos métodos de avaliação utilizados nas experiências com os dispositivos é apresentada uma taxonomia que considera as características dos dispositivos como se segue:

- **Dispositivos baseados em captação de Sinais Fisiológicos ou Biosinais:** Vários tipos de sinais fisiológicos, também chamados biosinais, são empregados para permitir a interação com computadores, tais como EletroEncefalograma (EEG) ou Interfaces Controladas pelo Cérebro, Brain-Computer Interface (BCI), EletroMiografia (EMG) e EletroOculografia (EOG). Onde os sinais são gerados a partir de movimento dos músculos, cérebro e olhos, respectivamente. A grande vantagem destes sistemas é que eles podem ser utilizados para indivíduos com restrições motoras severas.
- **Dispositivos baseados em Comando de Voz:** Reconhecimento de fala e reconhecimento de vocalização não-verbal são usados para controlar computadores. Tecnologias como TTS (*Text-To-Speech*) e ASR (*Automatic Speech Recognition*) se destacam como formas alternativas para prover acesso a sistemas principalmente para pessoas que possuem deficiência motora severa. Pois possui a vantagem de não depender da espinha dorsal, ou seja, não requer nenhum movimento.
- **Dispositivos baseados em acionamento mecânico:** Estes dispositivos são acio-

dados através de movimentos mecânicos, utilizando como mecanismos de entrada interruptores alternativos (*switches*) ou dispositivos análogos. Tem como vantagem fornecer aos usuários com deficiência motora, leve ou moderada, conforto com o mínimo de esforço possível, através de comandos mais fáceis.

- **Dispositivos baseados em rastreamento de movimento:** Estes dispositivos de TA rastreiam movimentos de partes do corpo, tais como rastreadores dos olhos, língua, cabeça e face. Podem ser captados através de câmeras ou sensores anexados ao corpo. Possuem a vantagem de serem utilizados por usuários com deficiência motora severa e também a maior parte dele se utiliza da pervasividade, ou seja, desoneram o usuário de precisar portar um equipamento ou dispositivo (no caso do rastreio de movimento por câmeras).

Nas seções seguintes são apresentados os trabalhos resultantes da revisão bibliográfica e seus métodos avaliativos, já alocados na categoria proposta.

4. Dispositivos baseados em captação de Sinais Fisiológicos

Sinais fisiológicos gerados a partir do cérebro, músculos da face e olhos tem sido empregados para permitir a interação com computadores. Alguns sistemas que captam e tratam estes sinais podem ser utilizados inclusive para indivíduos com severas restrições motoras. Alguns dos sinais mais comumente adotados são:

- EletroEncefaloGrama (EEG): Sinais elétricos gerados pela atividade no cérebro;
- EletroMioGrafia (EMG): Os sinais são gerados pela contração dos músculos do corpo humano, ou seja, pelas atividades neuromusculares;
- e EletroOculoGrafia (EOG): É o sinal elétrico produzido pela diferença de potencial entre a retina e a córnea do olho;

Embora estes sinais tenham sido inicialmente utilizados na área médica, principalmente para diagnosticar doenças cerebrais como epilepsia, distúrbios do sono e alguns tipos de tumores cerebrais, muitos grupos de pesquisa estão agora usando-os como um canal de comunicação entre o cérebro humano e as máquinas, especialmente para desenvolver sistemas que melhoram as condições de vida das pessoas com deficiência motora severa. Na área de IHC dispositivos que envolvem a captação de sinais são capazes de filtrar os sinais e de extrair características neles incorporadas, de "entender" a intenção manifestada do usuário e controlar dispositivos eletrônicos, tais como o computador, sendo uma tecnologia assistiva, até mesmo um robô ou uma cadeira de rodas.

Uma das principais desvantagens de sistemas que utilizam a captação destes sinais é a dificuldade de extrair o sinal de interação uma vez que a taxa de ruído de sinal (TRS) é muito alta. Outras desvantagens importantes destes sistemas são baixa portabilidade e exigência de hardware altamente especializado.

4.1. Dispositivos baseados em EEG

Na área de IHC dispositivos que envolvem a captação de sinais EEG são denominados BCI, do inglês *Brain-Computer Interface*. A seguir são listados os artigos selecionados no mapeamento sistemático da literatura (MSL) utilizando captação de sinais EEG, de acordo com a Tabela 2.

Tabela 2. Dispositivos baseados em Captação de Sinais Fisiológicos por EEG.
Fonte: autor.

TA	Avaliação	Envolvimento de usuários
Hybrid BCI	Usabilidade	4 sem deficiência e 1 com deficiência.
Eyegaze-EEG cursor control	Usabilidade	Usuários sem deficiência

4.1.1. Hybrid BCI

Kalunga et al. 2014 propõe uma abordagem multimodal de entrada de dados para pessoas com deficiência motora, utilizando de movimentos e sinais cerebrais, o sistema 3D Interface BCI ou *Hybrid BCI*, ilustrado na Figura 2. Consiste em um item similar a um *joystick*, que possui 5 sensores IR (do inglês *infrared*) que captam movimentos da mão do usuário, os movimentos que ainda são voluntários, juntamente com uma BCI, a junção de diferentes estímulos também é chamada de hBCI (hybrid Brain Computer Interface).



Figura 2. 3D Interface BCI. Fonte: [Kalunga et al. 2014]

Uma avaliação experimental do sistema proposto é realizada com uma tarefa de navegação 3D em um Ambiente Virtual. O sistema também foi incorporado em um braço robótico para validar a sua usabilidade.

Avaliação Participaram do experimento cinco indivíduos. Um dos sujeitos hemiplégico e os outros quatro usuários sem deficiência motora. A primeira sessão foi dedicada à avaliação da performance do dispositivo. A segunda sessão forneceu os resultados obtidos usando o sistema híbrido para uma tarefa de navegação em um ambiente virtual. A última sessão foi baseada em tarefas e consistiu na utilização do controle *joystick* adaptado. Este dispositivo auxiliar é projetado para compensar deficiências no ombro e cotovelo. A Figura 2 mostra a interface 3D na extremidade do braço esquerdo.

4.1.2. Eyegaze-EEG cursor control

No trabalho proposto em Huang et al. 2013, denominado *Eyegaze-EEG cursor control*, o objetivo foi comprovar que usar a captação de um sinal EEG somado a um sistema de *eye*

Tabela 3. Dispositivos baseados em Captação de Sinais Fisiológicos por EMG.
Fonte: autor.

TA	Avaliação	Envolvimento de usuários
EMG Based Cursor	Usabilidade	11 sem deficiência e 1 com deficiência.

gaze o resultado e desempenho de uso seria melhor do que somente usar um deles. Desta forma as limitações de um seria compensada pela vantagem do outro.

Avaliação Os usuários foram solicitados a realizar uma tarefa de controle do cursor baseado no olhar ou controle combinado de EEG. Antes de realizar a tarefa, os usuários tiveram 15 minutos para treinarem a utilização do sistema. E um detector baseado em EEG captou amostras para fazer a análise dos movimentos das mãos e relacioná-los aos sinais emitidos pelo cérebro, os sinais EEG. Para a tarefa, uma grade 5x5 de círculos foi apresentada, cada um marcado com uma letra selecionada de A a Y. No início de cada tentativa o cursor é colocado em um dos círculos (o círculo de partida) e um círculo-alvo é selecionado aleatoriamente de um dos 24 círculos restantes. O usuário foi instruído a controlar o cursor e mover para o alvo, evitando outros círculos. Nenhum indicativo de erro foi dado no contato com um círculo não-alvo. Cada esquema foi testado em três blocos numa única sessão experimental. Cada bloco conteve 20 ensaios.

Análise de Dados Os resultados confirmaram que a performance obtida com a interação multimodal foi superior do que os resultados com modo único.

4.2. Dispositivos baseados em EMG

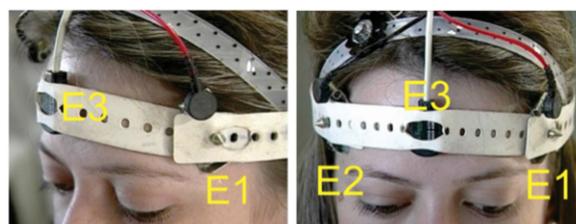
Com o mesmo propósito de capacitar pessoas com deficiências motoras severas, que perderam quase a totalidade dos movimentos, como tetraplegia e esclerose lateral amiotrófica, a interagir com o computador, os sinais EletroMioGráficos ou EMG permitem que através da contração muscular, estas pessoas possam controlar um dispositivo de TA, onde o usuário pode expressar sua intenção [Pinheiro et al. 2011]. Os mais utilizados nestas interfaces são a contração dos músculos da face.

Na Tabela 3 são listados os artigos selecionados no mapeamento sistemático da literatura utilizando captação de sinais EMG, o método de avaliação proposto e se envolveu usuários sem deficiência e ou com deficiência motora no processo.

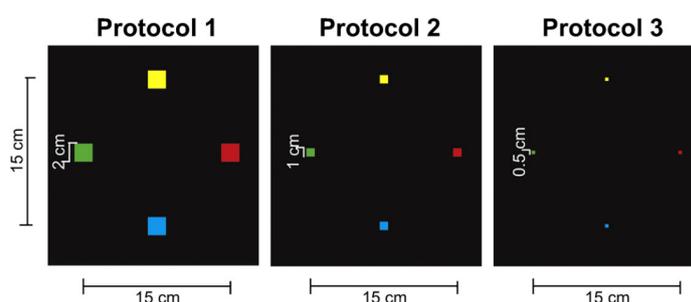
4.2.1. EMG Based Cursor

Em Andrade et al. 2013 é proposto um dispositivo com formato de suporte de cabeça baseado em eletromiografia. Composto por sensores EMG o dispositivo capta os sinais eletromiográficos da face para emular o mouse e controlar o movimento do cursor. Uma ilustração do dispositivo pode ser vista na Figura 4 (a), com o posicionamento dos dois pares de eléctrodos, o primeiro par está posicionado nos temporais esquerdo (E1) e direito (E2), enquanto que o segundo par está localizado na parte frontal (E3).

Avaliação Como metodologia de avaliação do dispositivo foi implementada uma interface gráfica de usuário, onde o tempo de execução das tarefas foi cronometrado e usado como parâmetro para a avaliação do progresso da aprendizagem.



(a) Posicionamento eletrodos EMG.
Fonte: [Andrade et al. 2013]



(b) Interface de usuário desenvolvida para ser utilizada na avaliação do dispositivo. Fonte: [Andrade et al. 2013]

Figura 3. Dispositivos baseados em EMG.

Materiais e Métodos A interface é composta por quatro botões coloridos e quadrados (verde, amarelo, vermelho e azul). O comprimento dos botões pode ser 2 cm, 1 cm ou 0,5 cm, dependendo do tipo de protocolo em uso. O comprimento do botão é a variável que controla o nível de dificuldade, de acordo com experiência do usuário. O protocolo desenvolvido foi baseado na lei de Fitts, conforme ilustra a Figura 4 (b). O tamanho dos botões foi escolhido com base no tamanho de botões geralmente encontrados nas interfaces gráficas de usuário nos *softwares* comerciais. O parâmetro utilizado para medir o progresso da aprendizagem foi o tempo gasto pelos usuários para concluir as tarefas. E os erros foram calculados indiretamente, pois ao errar um alvo os usuários precisavam tentar novamente, portanto os autores argumentam que o tempo de execução da tarefa também aumenta.

Foi destacado que era importante a execução das tarefas em ambas as direções (sentido horário e anti-horário), porque o tempo de ativação dos músculos envolvidos pode ser ligeiramente diferente e o músculo usado para se movimentar verticalmente são diferentes. Por exemplo, ao passar do botão verde para o amarelo o usuário teria que contrair os músculos frontais. Por outro lado, ao passar do botão verde para o azul o usuário usaria o acionamento do sensor temporal.

Participação de Usuários No total, 11 sujeitos adultos foram recrutados para participar do experimento. Os usuários assinaram um formulário de consentimento antes da participação. Um usuário sofria de distrofia muscular de *Duchenne* (D-MD) e estava paralisado do pescoço para baixo e tinha também grandes limitações na mastigação e na execução de expressões faciais. Todos os outros sujeitos eram neurologicamente saudáveis. A ideia de incluir um sujeito com deficiência no estudo foi para ilustrar a utilidade potencial da aplicação para o público-alvo pretendido.

Tabela 4. Dispositivos baseados em Captação de Sinais Fisiológicos por EOG.
Fonte: autor.

TA	Avaliação	Envolvimento de Usuários
EOG-based eye-writing system	Usabilidade	20 sem deficiência.
Wearable HCI based on EOG	Usabilidade	1 com deficiência.

Análise de dados Para cada sessão, os usuários foram solicitados a repetir o sentido horário e anti-horário cinco vezes para cada protocolo mostrado na Figura 4 (b), totalizando 30 tarefas, ou seja (5 vezes no sentido horário e 5 vezes no sentido anti-horário) multiplicado pelos 3 protocolos. Cada participante participou de 5 sessões em dias distintos. A métrica utilizada foi o tempo gasto na execução das tarefas, e foi calculada em milissegundos. Os autores se referiram a esta métrica como avaliação do processo de aprendizagem na utilização do dispositivo. No entanto, a associação entre tempo e aprendizagem nem sempre pode constituir-se de aprendizagem significativa, pois a experiência de determinadas situações pode possibilitar o desencadeamento de processos cognitivos e emocionais, muito particulares em cada pessoa.

4.3. Dispositivos baseados em EOG

Os sinais eletrooculográficos têm sido explorado na área de IHC devido o seu potencial de auxílio em casos de pessoas com casos severos de mobilidade, como lesões na medula espinhal, a síndrome do encarceramento e a ELA (esclerose lateral amiotrófica), nestes casos que as pessoas perdem o domínio sobre os movimentos do corpo, restando apenas o controle dos movimentos oculares [Dhillon et al. 2009].

Os sinais de EOG, EletroOculoGrafia, são captados através de eletrodos fixados à pele, ao redor dos olhos, a amplitude do sinal adquirido é diretamente proporcional a amplitude dos movimentos dos olhos. A grande vantagem do método, inclusive para pessoas sem nenhuma deficiência, é a sua capacidade de detectar movimentos oculares mesmo quando o olho está fechado, ou quando a pessoa está dormindo. Na Tabela 4 são listados os artigos selecionados no MSL que utilizam a captação de sinais EOG, bem como especificado o método de avaliação proposto e se envolveu o público-alvo no processo.

4.3.1. *EOG-based eye-writing system*

Em Lee et al. 2017 é proposto o sistema de escrita ocular EOG-based EWS, em inglês *EOG-based eye-writing system*, baseado em captação de sinais eletrooculográficos em tempo real, na qual os usuários poderiam escrever utilizando símbolos predefinidos, e conhecidos pelo usuário, com os movimentos dos olhos, conforme Figura 4 (a).

Avaliação O processo de avaliação do dispositivo consistiu em analisar o índice de acertos correspondente aos movimentos dos olhos com o símbolo predefinido. O experimento geral foi composto de três sessões: uma sessão de calibração de parâmetros, uma sessão prática e uma sessão de aquisição de dados. A organização do experimento para aquisição de dados: (A) Um conjunto de símbolos foi composto por quatro blocos, e 20 segundos de descanso foram dados aos participantes após cada bloco. (B) Uma instância de escrita de símbolos é composta de calibração de ponto central, escrita ocular e repouso,

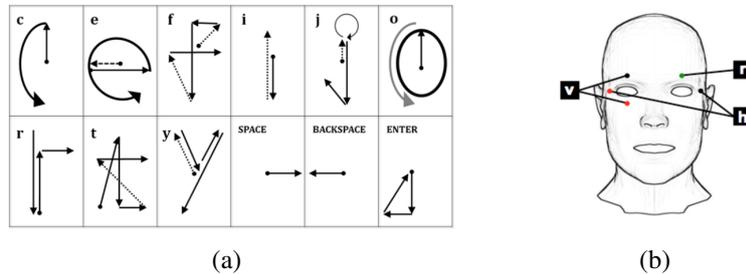


Figura 4. (a) Símbolos predefinidos de escrita ocular do sistema *EOG-based eye-writing*. Fonte: [Lee et al. 2017]. (b) Eletrodos para captar os movimentos verticais(v) e horizontais(h) da região dos olhos, e o (r) é usado como referência. Fonte: [Soltani and Mahnam 2013]

que é seguida pela escrita do símbolo seguinte.

Materiais e métodos Os sinais EOG foram adquiridos utilizando um sistema de medição de bio-potencial multicanal comercial. Foi utilizado um computador portátil (4G-RAM, CPU Intel Core i5-6300HQ 2.30 GHz) para todas as experiências e análises. Os programas de gravação e processamento de sinais em tempo real foram implementados no software MATLAB. Os eletrodos ativos foram conectados à superfície da pele com adesivos descartáveis. Foi também utilizado gel condutor para reduzir a impedância de contato entre a superfície da pele e os eletrodos. As experiências foram realizadas 15 minutos após a colocação dos eletrodos de modo a permitir que a impedância se estabilizasse. Dois eletrodos de componentes horizontais e dois eletrodos de componentes verticais foram utilizados para as gravações EOG.

Participação de usuários Vinte participantes sem deficiência (14 homens e seis mulheres) que assinaram acordos de consentimento foram incluídos no experimento. Nenhum dos participantes registrou qualquer doença neurológica ou oftálmica conhecida, o que poderia afetar o campo visual. Onze deles apresentaram pequenos erros de refração, como miopia e hipermetropia. Estes usuários, com problemas de visão, utilizaram, como de costume, os seus óculos ou lentes de contato durante o experimento para corrigir erros de refração.

Análise Para análise de dados, um dos cinco conjuntos gravados de símbolos escritos de cada participante foi reservado para formar um conjunto de modelos. Foi analisada a precisão com que todos os participantes terminaram os símbolos, acertando ou não. Alguns aspectos a serem considerados neste processo de avaliação, foi que a experiência da interação com o dispositivo não foi avaliada pelos usuários e como os eletrodos foram presos com adesivos e gel na face, estas condições poderiam ocasionar uma experiência de usuário não satisfatória, pela questão higiênica, estética e visual dos eletrodos. Um aspecto não desejado em relação a análise e discussão da avaliação foi dos usuários que estavam usando óculos durante os testes e não obtiveram a performance de acertos satisfatória.

4.3.2. *Wearable HCI based on EOG*

A solução proposta por Soltani and Mahnam 2013, *Wearable HCI based on EOG*, é uma interface baseada em aquisição de sinal EOG. O objetivo é auxiliar pessoas com deficiências motoras, e que também não possam falar, a interagir com o computador. Os usuários podem digitar letras e números em um teclado virtual com seus movimentos oculares. O dispositivo consiste apenas em um hardware miniaturizado que é anexado em um óculos, e um software, uma IGU, no computador ou no *laptop* ilustrando a movimentação. A Figura 4 (b) ilustra a posição dos eletrodos ao redor dos olhos.

Avaliação Foram realizados dois experimentos: (1) o usuário precisava movimentar os olhos para selecionar grupos de letras no teclado virtual; (2) o usuário precisava digitar cinco frases.

Participação de usuários Um sujeito de 24 anos participou em ambos os experimentos. O dispositivo foi fixado próximo dos olhos, cinco eletrodos foram ligados em posições apropriadas, para captar os sinais EOG. Foi solicitado ao usuário que fixasse o olhar durante 30 segundos e o sistema automaticamente detecta a linha de base dos sinais, faz uma calibração no sistema.

Materiais e métodos No primeiro experimento, o indivíduo foi solicitado a mover os olhos 25 vezes para cada uma das oito direções predefinidas e também selecionar os grupos no teclado virtual, em uma ordem aleatória para calcular a precisão, sensibilidade e velocidade do sistema. No segundo experimento, o sujeito foi solicitado a digitar cinco frases diferentes. Cada sentença foi digitada cinco vezes e a duração do tempo para digitar cada sentença foi registrada.

Análise de dados Para avaliar a funcionalidade do sistema proposto, foram realizados dois experimentos. De acordo com os resultados, a precisão, sensibilidade e a velocidade foram calculadas em 95%, 98% e 93%, respectivamente, com taxa de comunicação de 5,88 caracteres por minuto. Os resultados obtidos nos experimentos foram comparados com um trabalho relacionado no artigo. Nesta comparação, o sistema relacionado foi relatado para ter uma precisão de 87%.

5. Dispositivos baseados em Comando de Voz

A fala é a maneira mais fácil e natural para comunicação entre os indivíduos e para a IHC. Portanto tem sido bastante explorada em produtos de TA, e essas interfaces baseadas em fala, usam as tecnologias ASR (*Automatic Speech Recognition*) e TTS (*Text-To-Speech*), permitindo que as pessoas possam interagir com máquinas e seres humanos de uma forma mais fácil e ter uma vida mais independente. O reconhecimento vocal deveria ser considerado um privilégio em dispositivos de IHC para TA, pois oferece um forte potencial de inclusão e acessibilidade às tecnologias atuais, como telefone, web, e-mail. Atualmente é bastante utilizado por pessoas com deficiência visual, como por exemplo desenvolvido no Brasil, o sistema operacional DOSVOX³ permite que pessoas cegas utilizem um microcomputador comum (PC) para desempenhar uma série de tarefas [Borges 1998].

Embora o reconhecimento de voz seja uma tarefa com um potencial significativo para a IHC, a maturidade de outras tecnologias de interface (*touchscreen*, *joysticks*,

³<http://intervox.nce.ufrj.br/dosvox/>

Tabela 5. Dispositivos baseados em comandos de voz. Fonte: autor.

TA	Avaliação	Envolvimento de usuários
Dual-mode TDS	Usabilidade e UX	14 sem deficiência e 3 com deficiência.

captação de movimentos oculares, captação de sinais fisiológicos, etc), os desafios do reconhecimento vocal, as limitações das tecnologias atuais de fala para certas línguas, especialmente no lado ASR, a necessidade de localização de idioma e o considerável custo de tempo e dinheiro de implementar tecnologias desse tipo, são algumas das razões pelas quais a maioria dos pesquisadores e da indústria não consideram para maiores investimentos interfaces com reconhecimento de voz.

Outra limitação do reconhecimento vocal, é que inevitavelmente estes sistemas são expostos a sons ambientes, como sons de alto-falantes de TV e outros ruídos de fundo, que interferem seriamente no processo de reconhecimento. Tal tipos de interferências são classificadas como ruídos não-estacionários pois suas características de frequência mudam consideravelmente ao longo do tempo. Assim, o cancelamento de alguma interferência acústica é um grande desafio para a implementação bem-sucedida de interfaces baseadas em comandos por voz.

Na Tabela 5 está listado o trabalho encontrado no MSL, juntamente com seu método de avaliação e quantidade de usuários envolvidos.

5.1. *Dual-mode Tongue Drive System*

Dispositivos ou softwares baseados em comandos de voz, geralmente fazem parte de interfaces multimodais [Bernsen 2008] que complementam algum sistema, quer seja como entrada de dados ou como para algum *feedback* ao usuário, como no trabalho proposto em Huo et al. 2013, o Sistema dTDS, do inglês *Dual-mode Tongue Drive System*, foi projetado para permitir que as pessoas, com deficiências motoras severas, possam usar computadores com mais independência, através dos movimentos da língua e da fala. Além de ter um suporte para reconhecer os movimentos da língua, ele também captura a voz dos usuários usando um pequeno microfone embutido no mesmo fone de ouvido, conforme ilustrado na Figura 5 (a).

A modalidade primária de dTDS envolve o rastreamento do movimento da língua no espaço oral 3-D usando um pequeno dispositivo magnético ligado à língua através de adesivos, perfuração ou implantação, e uma matriz de sensores magnéticos. A modalidade de entrada dTDS secundária é baseada na fala do usuário, capturada usando um microfone, digitalizada e transmitida, sem fio, para o *smartphone* / PC juntamente com os dados do sensor magnético. As modalidades de TDS (*Tongue Drive System*) e SR (*speech recognition*) são simultaneamente acessíveis aos usuários de dTDS, especialmente para navegação e digitação, respectivamente, e os usuários têm a flexibilidade de escolher o modo de entrada desejado para qualquer tarefa específica sem assistência externa.

Avaliação Usuários sem nenhuma deficiência motora e indivíduos com lesão de medula (LM), ou do inglês *SCIs spinal cord injury*, de alto nível, participaram de um teste. As sessões consistiram em realizar um conjunto abrangente de tarefas que envolviam a navegação do cursor do mouse e a digitação usando uma ou ambas as modalidades do dTDS. O objetivo do experimento foi comparar o desempenho dos sujeitos com o dTDS

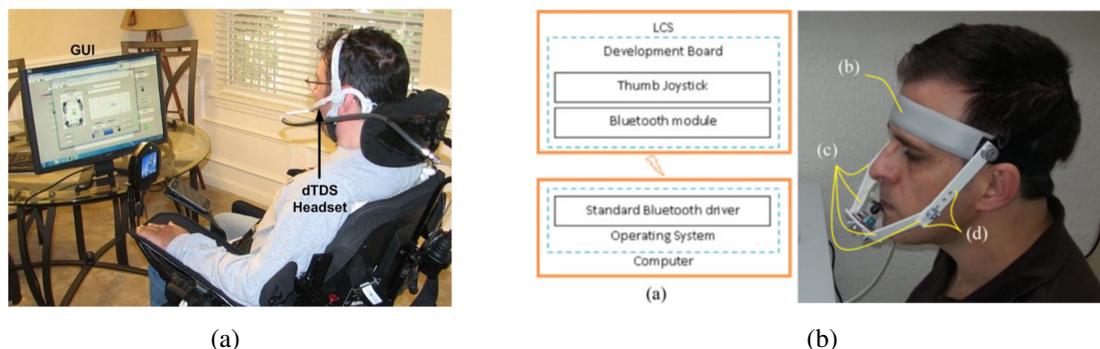


Figura 5. (a) Ambiente de avaliação dTDS: um usuário com deficiência motora severa usando o suporte de cabeça (fone de ouvido) dTDS e executando a tarefa de digitação. Fonte: [Huo et al. 2013]. (b) Sistema LCS: b.suporte de cabeça, c.Joystick e d.calibração. Fonte: [Jose and de Deus Lopes 2015]

na conclusão de tarefas rotineiras de acesso ao computador, envolvendo tanto a navegação do cursor do mouse quanto a digitação, com as contrapartes que utilizam uma forma de entrada de dados para a interação, TDS (movimentos língua) e Dragon (reconhecimento de fala), e também para revelar importantes efeitos de aprendizagem na utilização do dTDS em curto prazo.

Participação de Usuários Quatorze usuários sem deficiência, nove homens e cinco mulheres, Sete deles tiveram experiências anteriores com o dispositivo TDS, *Tongue Drive System*. No entanto, nenhum deles eram usuários regulares do dispositivo TDS. Eles foram incluídos no estudo para explorar o efeito da experiência anterior TDS sobre o desempenho dTDS. Os outros sete sujeitos eram inexperientes em relação ao TDS. Dois indivíduos tiveram dez horas de experiência prévia com o software de reconhecimento de comandos verbais *Dragon (Speech Recognition)*, e outros nunca haviam usado o software *Dragon SR* anteriormente.

Três indivíduos com alto nível lesão de medula (C3-C5), participaram deste estudo, todos do sexo masculino. Todos os três indivíduos receberam aparatos magnéticos, *piercings*, na língua e estavam familiarizados com o TDS como resultado da participação em trabalhos prévios dos autores. Dois indivíduos SCI eram usuários ativos de computador via *Head-tracker*, *Dragon* e *stick* de boca. O outro sujeito não era um usuário de computador regular e completamente inexperiente com relação a qualquer um dos softwares. A aprovação necessária foi obtida e os formulários de consentimento foram coletados de todos os sujeitos antes dos experimentos.

Materiais e Métodos O experimento consistiu na realização de tarefas predefinidas usando três dispositivos: TDS, *Dragon* e dTDS. Para indivíduos sem deficiência, o experimento foi realizado em laboratório e dividido em duas sessões: sessão instrucional e sessão experimental com intervalo máximo de uma semana entre elas. Para os sujeitos com LM, o experimento foi conduzido em casa com pelo menos um dos cuidadores ou familiares presentes. Incluiu uma instrucional e seis sessões experimentais, com um máximo de quatro dias de intervalo entre duas sessões consecutivas. O desenho geral do experimento foi o mesmo para os todos os sujeitos, com ou sem deficiência, e continha as seguintes tarefas: 1) uma tarefa de transcrição de texto, que exigia que os sujeitos

Tabela 6. Dispositivos baseados em acionamento mecânico. Fonte: autor.

TA	Avaliação	Envolvimento de usuários
Lip Control System	Usabilidade.	12 sem deficiência.

transcrevessem vários parágrafos curtos de material para um editor de texto usando dois diferentes microfones com o software SR; 2) uma tarefa de navegação de labirinto, na qual os sujeitos foram solicitados a navegar o cursor do mouse através de um labirinto, clicar em áreas designadas e digitar; 3) uma tarefa baseada no protocolo ISO9241-9, envolvendo também movimentação do cursor, com cliques em alvo de origem e cliques em alvo de destino, e foi aleatoriamente intercalado com tarefas de digitação.

Análise A métrica de desempenho para o experimento de transcrição de texto foi a precisão de reconhecimento, que foi definida como a porcentagem de palavras corretamente reconhecidas para o número total de palavras incluídas nos dois parágrafos de texto.

Para a navegação do labirinto, as medidas de desempenho incluíram o tempo total de conclusão, tempo de navegação, taxa de digitação sem erros, erro de navegação e erro de digitação. As três primeiras medidas indicam a velocidade de cada dispositivo de entrada na conclusão de tarefas específicas. O tempo total de conclusão e navegação do cursor foi calculado a partir do tempo registrado durante o experimento. A taxa de digitação sem erros foi calculada a partir da divisão do número de caracteres digitados corretamente durante a tarefa de digitação. Erro de navegação é a soma de todos os desvios do caminho do cursor a partir das bordas do labirinto dividido por 1000, como uma medida de precisão de navegação. O erro de digitação foi calculado como a porcentagem de letras digitadas incorretamente sobre o número total de letras que foram digitadas durante as tarefas (digitação). Adicionalmente às medidas quantitativas de performance, um questionário após a realização das tarefas foi aplicado, com o objetivo de obter os resultados qualitativos sobre a satisfação dos usuários no experimento dos dispositivos.

6. Dispositivos baseados em acionamento mecânico

Estes dispositivos são acionados através de movimentos mecânicos, onde é possível o usuário interagir com o computador através dos interruptores ou dispositivos análogos, tais como *sip-e-puff* [Mazo 2001], *mouth stick / pad* [Lau and O’Leary 1993] e *Lip Control System* [Jose and de Deus Lopes 2015]. Trabalhos encontrados no MSL estão citados na Tabela 6.

6.1. *Lip Control System*

O sistema proposto em Jose and de Deus Lopes 2015 é o LCS *Lip Control System*, ele permite a interação com o computador através dos movimentos dos lábios inferiores, é composto de um artefato vestível na cabeça *headset* que dá suporte a um *joystick* posicionado em frente a boca, e é movimentado pela parte inferior dos lábios, funcionando assim como um dispositivo de entrada, em substituição ao mouse, conforme Figura 5 (b).

Os autores argumentam que a vantagem de se utilizar o controle através da boca/língua é que a língua não é controlada pela espinha dorsal, ao invés disso, é controlada pela nervo hypoglosso, diretamente conectado ao cérebro. O inconveniente deste

tipo de interação é a higiene necessária, uma vez que necessita sempre de uma pessoa que insira o dispositivo na boca/língua do usuário, por ser um sistema intra oral. Portanto um *joystick* na parte de fora da boca, foi a solução encontrada no trabalho para solucionar a questão da higiene, sendo um sistema não invasivo. No entanto o artefato cobre a maior parte do rosto, e devido a isto, uma avaliação referente a experiência do usuário, principalmente uma avaliação quanto a propriedade hedônica (desejável, bonito, agradável) do sistema seria necessária.

Avaliação Os principais objetivos dos testes foram obter a vazão LCS controlada pelo lábio e validar o potencial do lábio inferior como uma parte do corpo capaz de controlar um dispositivo de interação com o computador. Para avaliar o LCS, os testes foram feitos de acordo com a lei de Fitts norma ISO 9241-9 2000

Participação de Usuários Doze usuários sem deficiência, de 20 a 37 anos de idade e todos eles usavam computadores por mais de 6 horas por dia, mas não tinham experiência prévia com LCS.

Materiais e Métodos O aparelho de teste consistia em um notebook, de configuração popular, e o LCS. O software usado para realizar os testes foi Java (tarefas) e *Python* (lançador de tarefas). Foram utilizados três dispositivos apontadores: o *mouse*, o LCS controlado por polegar e o LCS controlado pelos lábios. O mouse foi selecionado para assegurar que o aparelho possa atingir a taxa de transferência bem conhecida para este dispositivo. Os participantes, em todas as sessões, seguiram a mesma sequência de teste: o mouse, o LCS controlado pelo polegar e, finalmente, o LCS controlado pelos lábios. Esta ordem foi escolhida a partir dos dispositivos mais familiares e/ou movimentos mais conhecidos. Para o ação de selecionar, com o mouse foi o clique normal, mas para o LCS foi utilizado o clique por tempo, chamado *dwell time*. O uso do tempo de permanência reduz o rendimento, mas isola o processo de movimento do cursor. Um tempo de clique, foi configurado em 500 ms para o teste, afim de tornar este trabalho comparável com outros estudos de pesquisa similares, que também utilizaram o protocolo de Fitts.

7. Dispositivos baseados em rastreamento de movimento

Estes dispositivos de TA rastreiam movimentos de partes do corpo, tais como rastreadores dos olhos, língua, cabeça, face, braços ou pés. Podem ser captados através de câmeras ou sensores anexados ao corpo.

7.1. Rastreamento de movimento através de sensores

Os dispositivos que se baseiam em rastreamento através de sensores, são diretamente dependentes do usuário, ou seja, é necessário anexar de alguma forma um suporte que capte os movimentos voluntários do usuário, geralmente são dispositivos vestíveis, como óculos, pulseiras, suporte de cabeça, suportes anexados aos pés e sensores intra orais.

7.1.1. *SwingingFoot* e *DuoGrapher*

Em Pedrosa and Pimentel 2014 foi proposto o *SwingingFoot* e *DuoGrapher*, uma técnica de interação para inserção de texto no computador utilizando os movimentos do pé. A técnica *SwingingFoot* consiste de anexar um dispositivo equipado com o sensor de acelerômetro, como um *smartphone* por exemplo, e usar este sensor para captar as rotações

Tabela 7. Dispositivos baseados em Rastreamento de Movimento através de sensores. Fonte: autor

TA	Avaliação	Usuários
SwingingFoot e DuoGrapher	Usabilidade.	15 sem deficiência e 1 com deficiência
Acelerômetro como TA	Usabilidade.	8 sem deficiência.
Eye Touch System	Usabilidade.	50 sem deficiência.
MouthPad	Usabilidade.	1 sem deficiência.
HMagic	Usabilidade.	8 sem deficiência.

internas e externas, e estas são interpretadas pelo software *DuoGrapher*. Este software pode estar instalado em um *tablet* ou um dispositivo equivalente e estar necessariamente posicionado em frente do usuário.

O design foi desenvolvido baseado nas necessidades de um homem de 60 anos com doença neuronal, sem movimentos nos membros superiores. O primeiro passo foi investigar com ele e sua família e identificar, conhecer, suas necessidades e especificar requisitos para construir um protótipo. Em um segundo momento foi avaliado com ele o protótipo para analisar os ajustes que deveriam ser feitos. A segunda versão do protótipo foi desenvolvida e avaliada por 15 usuários sem deficiência motora, no sentido de estabelecer comparações com outros métodos e para identificar um futuro potencial de melhoria.

Avaliação Experimento de avaliação foi dividido em três blocos, a atividade consistia na digitação de cinco frases em cada bloco contando com 10 minutos de intervalo entre os blocos. Mais um bloco de início, com o objetivo dos usuários poderem se familiarizar com a interação utilizando o movimentos dos pés.

Participação de Usuários A avaliação foi realizada com 15 usuários, sem deficiência motora, com 28 anos de idade em média, e todos tinham ampla experiência com teclados QWERTY. Todos os participantes eram destros e usaram apenas o pé direito durante o experimento.

Materiais e Métodos Um dispositivo com acelerômetro foi utilizado, no caso um *smartphone* e um *tablet* como *feedback* gráfico. Cada sessão durou cerca de 2 horas e foram moderados pelo primeiro autor. Com o consentimento do participante, o protótipo gravou todas as interações em um arquivo de registro e as sessões foram captadas por 2 câmeras para uma análise posterior.

Análise A performance dos participantes em termos de velocidade na entrada de texto e eficiência na rotação dos pés foram as métricas para avaliar a Usabilidade do sistema. Após os blocos de avaliação do dispositivo de TA, foi aplicado um questionário afim de medir o nível de satisfação dos usuários.

7.1.2. Acelerômetro como Tecnologia Assistiva

Mariano et al. 2014 propôs um dispositivo, composto de um sensor acelerômetro e uma bateria conforme Figura 6, para controlar um software de Comunicação Aumentativa e Alternativa (CAA). O sensor captura movimentos suaves realizados por diferentes partes

do corpo (ombros, quadris, pescoço) de pacientes com disfunção motora grave. O dispositivo mede a aceleração de acordo com a gravidade, respondendo tanto a frequência de movimento e intensidade.

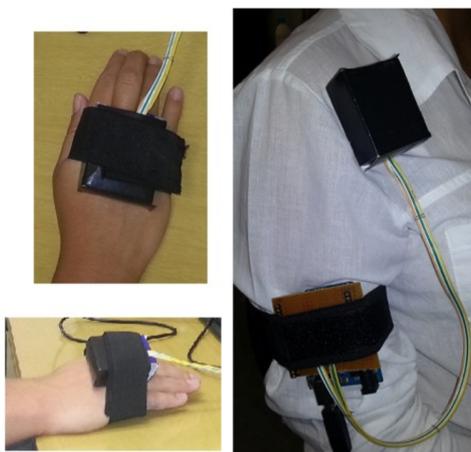


Figura 6. Sistema proposto com acelerômetro e bateria. Fonte: [Mariano et al. 2014]

Avaliação A tarefa proposta pela metodologia de avaliação foi a utilização do teclado virtual EDiTH (teclado virtual desenvolvido pelo próprio grupo) para escrever a frase "GAZETA PUBLICA HOJE BREVE NOTA DE FAXINA NA QUERMESSE". Esta frase é um pangrama de língua portuguesa, ou seja, uma frase com sentido que contém todos os caracteres do alfabeto português. Cada voluntário realizaria a tarefa de três maneiras: 1) usando o acelerômetro posicionado sobre a mão dominante (Figura 6, à esquerda); 2) usando um mouse; 3) usando o acelerômetro posicionado no ombro da mão dominante (Figura 6, à direita).

Para cada configuração o usuário realizou a tarefa por três diferentes tempos de digitalização do teclado virtual (1000ms, 700ms e 400ms). O posicionamento do acelerômetro será definido de acordo com a progressão da doença esclerose lateral amiotrófica, ELA, pois os músculos distal superior (mão) e proximal (ombro) se deterioram em diferentes momentos.

Participação dos Usuários O experimento incluiu 8 voluntários saudáveis, 5 homens e 3 mulheres, 5 com dominância do lado direito e 3 à esquerda.

Materiais e Métodos Com o objetivo de padronizar a curva de aprendizagem de todos os participantes, a sequência dos dispositivos foi definida aleatoriamente para o primeiro participante e a mesma ordem foi seguida para os outros voluntários. Para cada teste foram analisados os seguintes parâmetros: tempo de duração para realizar a tarefa; número de sinais de comando enviados ao longo da tarefa; taxa de precisão para clicar no caractere correto; tempo de reação gasto pelo usuário para disparar o sensor e selecionar o caractere desejado do teclado virtual. A partir destes dados foi extraída a média de cada parâmetro entre todos os participantes.

Análise O tempo de reação do usuário permitiu avaliar o tempo de resposta que ele levou para realizar uma tarefa, descrita da seguinte maneira: (1) percepção visual da tecla realçada, desejada no teclado virtual; (2) processos cognitivos que conectam entradas do

sistema perceptivo às saídas corretas do sistema motor; (3) ação motora em resposta ao estímulo; (4) ação registrada pelo sensor; (5) processamento executado por *firmware* e *software*; (6) enviando o comando para o aplicativo principal para finalmente selecionar a tecla desejada.

7.1.3. Eye Touch System

Eye Touch System, proposto por Topal et al. 2014, consiste em 12 sensores IR dispostos ao redor da armação de óculos com células foto transmissoras que captam movimento dos olhos. A aquisição de dados é feita através de um microcontrolador. O sistema faz a coleta de dados de movimentos, e classifica os movimentos do usuário convertendo em ações, cliques direito, esquerdo, movimento para a direita e para a esquerda.

Avaliação Para avaliar a eficácia do sistema de rastreamento proposto, os dados são adquiridos a partir de 50 usuários distintos sob diferentes condições de iluminação e diferentes tonalidades de cor de olhos. Os tempos de execução dos estágios de classificação e estimativa do olhar também foram medidos para verificar se o *Eye Touch* é adequado para operação em tempo real.

Participação de Usuários Os experimentos contaram com a participação de 50 usuários sem deficiência, entre esses usuários, 39 são do sexo masculino e 11 do sexo feminino; 45 usuários têm cor de olho escuro e 5 usuários têm a cor dos olhos claros. Consequentemente, 50 conjuntos de dados diferentes são constituídos com diferentes atributos de iluminação, gênero e cor dos olhos.

Materiais e Métodos As medições foram executadas em um computador *desktop* equipado com processador Intel Core2Duo de 2,2 GHz e 2 GB de RAM.

Análise Os resultados experimentais indicaram que o sistema de rastreamento de olhos proposto ofereceu uma precisão adequada mesmo sob condições variáveis, tais como iluminação, cor dos olhos e gênero do usuário. O melhor resultado de precisão obtido durante os experimentos foi um desvio médio angular de 0,58 graus para um usuário. A precisão média angular do olhar foi de 0,93 graus. Com relação a exigência computacional, as operações de classificação e estimativa do olhar foram realizadas em tempo real com requisitos computacionais consideravelmente baixos. Também foram destacados os pontos fracos do sistema relativos a posição fixa da cabeça, exigência para que através da iluminação dos sensores, os movimentos dos olhos sejam captados, ocasiona um desconforto e fadiga nos usuários. Para tentar resolver o problema, o sistema possibilitou um suporte que serviu como “descanso de cabeça”, o queixo fica apoiado neste aparato para tentar minimizar este desconforto.

7.1.4. MouthPad

Em Draghici et al. 2013, foi desenvolvido um dispositivo intra oral que possibilita que a língua movimente o cursor do computador. O principal argumento é que a língua está conectada diretamente ao cérebro, e não através da coluna como membros, o que a torna uma boa candidata em TA, principalmente no caso de quadriplegia, bem como em outras condições severas de deficiências motoras. O sistema emprega uma matriz de eletrodos

intraorais e um controlador embarcado que fornece comunicação com o computador de destino, com funcionalidade semelhante a um *touchpad* de *laptop*, por isso denominado *MouthPad*.

Avaliação A avaliação consistiu na medição do tempo de resposta do sistema. Um local na placa de língua, correspondente a um eletrodo, foi marcado como alvo no monitor. O tempo foi medido em milissegundos, a partir do momento em que o local foi marcado até que o usuário tocasse o respectivo alvo com a ponta da língua. O sujeito segurou a placa de língua na boca com uma das mãos, e o caminho de retorno foi conectado ao braço direito através de uma pulseira.

Materiais e Métodos O material utilizado para o dispositivo intra oral era Play-Doh®. As medições de tensão foram realizadas utilizando um osciloscópio, enquanto os sinais foram gerados por um gerador de função.

Participação de Usuários Testes preliminares foram realizados com um usuário. O sujeito não teve nenhum treinamento prévio, e não possuía nenhuma experiência anterior com o dispositivo.

Análise Certas questões foram observadas durante os testes. Uma delas é a percepção espacial do *MouthPad*. Ao contrário de um *touchpad* regular, as bordas do *MouthPad* não são visíveis para o usuário. O usuário tem que descobrir a posição relativa do dispositivo, e isso causa um atraso na resposta. A questão poderia ser atenuada, segundo autores, colocando pequenas bordas na matriz de eletrodos. Outra questão é a da orientação do conjunto de eletrodos relativamente a interface gráfica do computador. As bordas direita e esquerda podem ser facilmente mapeadas, uma vez que a sua posição é a mesma na tela e no dispositivo da língua.

7.1.5. HMAGIC- Head Movement And Gaze Input Cascaded Pointing

Segundo Kurauchi et al. 2015 os dispositivos de rastreamento oculares através de câmeras mostraram um melhor desempenho até mesmo do que o dispositivo mais tradicional, o mouse (movimento de mão), no aspecto velocidade, no entanto, a precisão dos rastreadores oculares atuais não é suficiente para um apontamento satisfatório em tempo real. Portanto foi proposta uma interface multimodal, uma técnica de utilização de mais de um movimento para captar o movimento do cursor, a captação do movimento de cabeça juntamente com o rastreamento do olhar, denominado HMAGIC, do inglês *Head Movement And Gaze Input Cascaded Pointing*.

Ponteiro do mouse é ativado pela direção do olhar e com movimentos da cabeça o usuário faz o ajuste fino. A ideia é combinar as vantagens da velocidade dos movimentos dos olhos, pelo dispositivo de rastreamento baseado em câmeras, com a precisão dos movimentos da cabeça (*head-movement-based*) através do dispositivo de rastreamento baseado em sensores.

Avaliação A avaliação foi feita comparando os testes executados com três tipos de interação diferentes: Movimentos de cabeça, captados por vídeo com o software camera-mouse (HEAD); Movimentos de cabeça captados pelo câmera mouse juntamente com um rastreador de olhar remoto (RET); e Movimentos de cabeça captados pelo câmera mouse juntamente com um rastreador de olhar acoplado a cabeça (HMET);

Tabela 8. Comparação das técnicas de captação de rastreamento de movimento por câmeras e por sensores. Fonte: [Kurauchi et al. 2015]

	Rastreamento por sensores movimentos da cabeça	Rastreamento por câmera movimento dos olhos
Vantagens	<ol style="list-style-type: none"> 1. Experiência de imersão 2. Engajamento, diversão 3. Menor custo, considerando captação com <i>webcam</i> 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Mais natural 2. Sem necessidade de aparatos no usuário 3. Menos esforços nos movimentos
Desvantagens	<ol style="list-style-type: none"> 1. Limitação dos movimentos da cabeça 2. Maior esforço físico 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Exigência de alto poder computacional 2. Dificuldade na captação e tradução dos movimentos em tempo real

Tabela 9. Dispositivos baseados em Rastreamento de Movimento através de Câmera. Fonte: autor

TA	Avaliação	Envolvimento de usuários
ActiveIris	Usabilidade.	8 sem deficiência
SINASense	Usabilidade e UX.	7 com deficiência
FHCI	Usabilidade.	10 sem deficiência
FM	Usabilidade.	16 sem deficiência.
User Tracking	Usabilidade.	8 sem deficiência.

Os dois últimos são implementações de HMAGIC (RET e HMET) que foram comparadas com a interface tradicional baseada somente em movimentos da cabeça.

Participação de Usuários Um total de 8 voluntários, 5 homens e 3 mulheres, entre 24 e 31 anos de idade, sem deficiência motora participaram do experimento. Três participantes tinham menos do que um ano de experiência com *eye trackers* e os outros cinco nunca haviam usado este tipo de dispositivo antes. Um deles por estar utilizando óculos não conseguiu completar os testes pois a lente causava reflexo, impossibilitando os rastreadores oculares captarem os movimentos dos olhos.

Análise De acordo com os resultados, a técnica HMAGIC obteve melhores resultados, referentes a velocidade, nos testes, do que a técnica com um dispositivo apenas capturando a imagem da cabeça e fazendo o rastreamento. E na Tabela 8 estão elencados as vantagens e desvantagens dos métodos, de acordo com os autores.

7.2. Rastreamento de movimento através de câmeras

Dispositivos de TA que utilizam o rastreamento através de câmeras consiste de algum equipamento ambiente que esteja rastreando os movimentos do usuário, como *webcams*, câmeras vga, câmeras de alta resolução captando o olhar do usuário. Na Tabela 9 estão citados os trabalhos encontrados no MSL.

7.2.1. ActiveIris

O ActiveIris proposto por Levy et al. 2013 é um *framework* de acessibilidade que utiliza uma *webcam* para captar o movimento dos olhos e assim rastrear o ponteiro. Integra diferentes funcionalidades que facilitam o acesso a redes sociais, celular e navegação na internet, e também o controle dos equipamentos eletrônicos de uma casa (equipamentos domésticos).

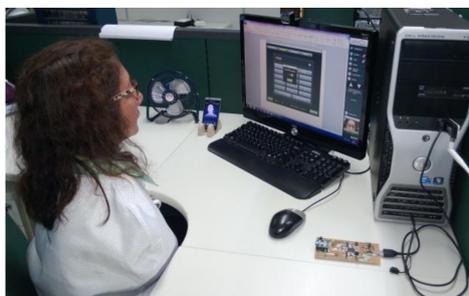
Avaliação Para avaliar a solução, testes de usabilidade foram realizados. Os usuários tinham que interagir na rede social *Facebook* através do Teclado Virtual do ActiveIris.

Participação dos Usuários Os testes foram executados por oito voluntários divididos em três níveis de experiência (iniciante, intermediário e avançado) na utilização de teclados virtuais.

Materiais e Métodos Foram medidos tempo em que um usuário levou para curtir e comentar uma postagem no *Facebook* utilizando o navegador e o ActiveIris. Também foi feita uma comparação de velocidade entre a digitação no teclado virtual do ActiveIris, Figura 7 e o teclado *VirtualKeyboard*, com configuração QWERTY, para escrever uma frase. Após os testes, cada usuário respondeu um questionário de avaliação (não foi citado o objetivo, nem qual o questionário utilizaram).



(a)



(b)

Figura 7. (a) Sistema Teclado Virtual ActiveIris. (b)ActiveIris sendo executado em um computador. Fonte: [Levy et al. 2013]

Análise Autores defendem através de gráficos que o teclado do ActiveIris proporcionou uma execução mais rápida da tarefa quando comparado ao *VirtualKeyboard*, independente da experiência do usuário. Outro ponto que pode ser destacado é a redução

do tempo que o usuário leva para realizar a tarefa à medida que aumenta sua experiência com a ferramenta ou curva de aprendizagem.

7.2.2. SINASense

Em Manresa Yee et al. 2013 foi proposto o SINASense, uma interface baseada na captura de movimentos do corpo, rastreando uma faixa colorida colocada na mão do usuário e retorno do rastreamento e seleção com áudio. Utilizaram a biblioteca *OpenCV* para capturar o movimento em tempo real e o *IrrKlang* como a biblioteca de áudio. Foi utilizada uma *webcam* padrão, uma vez que os testes com o Microsoft Kinect™, para obter informações de profundidade foram ineficazes, devido à dificuldade de captação de movimento da cadeira de rodas e dos suportes de mobilidade.

Avaliação A experiência foi realizada em uma escola para alunos com necessidades especiais, especialmente para crianças com paralisia cerebral. Os terapeutas do centro contribuíram para o trabalho selecionando os usuários para participarem da experiência com base em suas condições e reunindo os requisitos dos usuários a serem levados em consideração na concepção e desenvolvimento do sistema. Além disso, eles coletaram, juntamente com os pais dos usuários, requisitos para incluir no sistema.

Materiais e Métodos Um psicólogo educacional foi contratado especificamente para conduzir as sessões com o SINASense. As sessões iniciais também foram supervisionadas pelo terapeuta para auxiliar o psicólogo educacional a conhecer as preferências, habilidades, comunicação e comportamento das crianças. No caso das atividades de ação / reação, o psicólogo educacional ajudou as crianças fisicamente e oralmente para que elas estivessem cientes da reação no ambiente que seu movimento corporal estava causando.

Dependendo do usuário, as luzes foram desligadas para permitir que ele ou ela se concentrassem nos estímulos fornecidos pelo sistema. Uma tira cor-de-rosa foi posta como uma pulseira na mão do usuário para executar os movimentos. Os terapeutas selecionaram o braço / mão, mais funcional, com o objetivo de produzir um impacto em suas atividades diárias. As sessões de 15 minutos foram realizadas em uma sala privativa reservada na escola e monitorada pelo psicólogo educacional. Um mínimo de 9 sessões por usuário e um máximo de 23 foram realizados durante três meses. O usuário que completou apenas 9 sessões temporalmente não participou da avaliação devido a uma degradação física. As sessões foram gravadas e o terapeuta educacional tomou notas ao longo da sessão de eventos importantes.

Participação de Usuários Psicólogos e fisioterapeutas assistiram 7 crianças, com deficiências motoras severas, de 4 a 12 anos, em atividades com o protótipo ao longo de três meses. Analisaram as reações emocionais das crianças, principalmente quando um *feedback* sonoro era indicado.

Análise A equipe da escola salientou visíveis melhorias quanto à participação e engajamento nas tarefas e principalmente, que ao longo deste tempo apresentaram pequenas melhoras em relação à amplitude e destreza dos movimentos. Foi observado que mais sessões de testes precisam ser feitas, também que é necessário que as crianças possam experimentar a utilização do sistema sem nenhum auxílio externo.

7.2.3. FHCI - Facial Human-Computer Interface

Em Antunes et al. 2016 é proposto o FHCI (do inglês *Facial Human-Computer Interface*), um *framework* de hardware e software projetado e desenvolvido para auxiliar as pessoas com deficiências motoras, que são impossibilitados de utilizar as mãos para interagir com o computador. O sistema capta o movimento dos olhos do usuário, obtida a partir de uma *webcam* comercial, associada a um algoritmo de rastreamento facial. O sistema suporta também sensores especiais, como sensor de inalação, exalação ou pedais que podem ser anexados ao hardware para simular ações dos botões de dispositivos de entrada.

O sistema é composto por uma interface embarcada sem fio que substitui dispositivos de entrada clássicos como mouse ou teclado e também pode registrar dados adquiridos sobre eventos ocorridos, tais como posição do atual do cursor, status dos botões e coordenadas de intenção visual do usuário. O sistema proposto é composto por: Uma aplicação de rastreamento facial desenvolvida usando a linguagem *Processing*. Utiliza a biblioteca *OpenCV (Open Computer Vision)*. Capta os dados através de uma *webcam* conectada ao computador do usuário. Para a seleção do alvo, o clique, foi utilizado um *switch* que era acionado pelo pé.

Avaliação Dois tipos de experimentos foram feitos: (1) Avaliaram a performance do movimento do cursor, PTP do inglês *Point-to-Point*, randomicamente; (2) e também a velocidade de digitação no teclado virtual (TV). Nos experimentos na TV, os participantes tinham que escrever no teclado virtual, usando o sistema FHCI, uma famosa citação de Albert Einstein: "Uma vez que aceitamos nossos limites, vamos além deles". Para executar um clique do mouse, o usuário tinha que pressionar o interruptor de pé. O objetivo da tarefa TV era escrever corretamente a frase de 45 caracteres.

Participação de Usuários O procedimento de avaliação contou com dez voluntários com média de 30.8 anos, sem deficiência motora.

Análise As discussões apontaram que uma plataforma multimodal, que possibilite a integração de diferentes dispositivos de entrada de dados é promissora nos quesitos de usabilidade e indicaram ser necessário avaliar o clique com o *dwell-time*, que seleciona o alvo e espera um determinado tempo para efetuar o clique. O sistema FHCI necessita ainda solucionar os problemas com o controle da iluminação.

7.2.4. FM - Facial position and Mouse system

O sistema denominado FM, do inglês *Facial position and Mouse system*, proposto por Bian et al. 2016 foi desenvolvido para pessoas com deficiência motora, com tetraplegia, baseado em captação de imagem em profundidade. A posição do cursor é detectada através da imagem do nariz juntamente com o estado da boca (fechar / abrir). O algoritmo baseia-se em uma árvore de decisão randomizada (RDT) modificada, que é capaz de detectar a informação facial.

A câmera de profundidade IR infravermelho (*kinect* ou *SoftKinect*) permite que o sistema seja independente da iluminação e das mudanças de cor do fundo e do rosto humano, o que é uma vantagem crítica em relação às opções baseadas na câmera RGB.

Desta forma os autores defendem que através dos resultados experimentais o sistema proposto supera os dispositivos de tecnologia assistiva existentes (TAs).

Avaliação Foram estimados experimentalmente o desempenho tanto do método de detecção como da operação da interface. Com o objetivo de verificar o algoritmo de extração, as experiências foram feitas usando a base de dados Bosphorus 3D. Foram selecionadas 20 expressões de rosto para o teste, como amostras de treino e de teste.

O protocolo de avaliação utilizado foi a norma ISO 9241-411 2012, atualização da norma ISO 9241-9 2000, que estabelece diretrizes uniformes e procedimentos de teste para avaliar dispositivos apontadores de computador, nas quais a tarefa de derivação multi-direcional é usada. O procedimento da tarefa era o de apontar e selecionar o alvo indicado. Cada sujeito foi instruído a mover o cursor para o centro do alvo o mais rápido e preciso possível e, em seguida, selecionar o alvo apontando o mais rápido possível, usando FM ou o software Câmera Mouse. Após a realização do teste, cada sujeito foi entrevistado e submetido a um questionário, que foi definido na norma ISO / TS 9241-411 para avaliar o conforto na utilização de interfaces e foi adaptado para envolver as partes específicas do corpo utilizadas durante os experimentos.

Para a métrica de desempenho, de acordo com a norma ISO / TS 9241-411, a métrica para comparação é a taxa de transferência, que inclui tanto a precisão quanto a velocidade do desempenho da operação do usuário. Utilizou-se uma métrica adicional, isto é, o tempo de conclusão da tarefa.

Materiais e Métodos O tamanho do monitor LCD do computador foi de 14 polegadas e a resolução foi de 1600 x 900 *pixels*. A janela de tarefas tinha um tamanho de 610 x 610 pixels com fundo branco. Os sujeitos estavam sentados a 80 cm do monitor. Foram utilizadas três interfaces, isto é, o próprio FM, o software conhecido Câmera Mouse e um mouse óptico padrão. Para FM, uma a câmera de profundidade comercial Kinect v2 com 512 x 424 *pixels* foi usada e montada acima do monitor LCD. Câmera Mouse é uma interface popular para pessoas com deficiência motora nos membros superiores, e foi baixado mais de 2,5 milhões de vezes na internet, consiste em captar a imagem da face do usuário e através do foco do nariz, fazer com que ele funcione como o ponteiro do mouse.

Participação de Usuários Cada sessão foi composta de vinte tarefas por usuário. Dezesesseis participantes sem nenhuma deficiência, 10 homens, 6 mulheres, estudantes de pós-graduação e funcionários da Universidade Tecnológica de *Nanyang*, faixa etária de 23 a 36 anos, fizeram os testes. Eles não tinham experiência prévia em usar a interface de captação de movimentos da cabeça ou face, e eles usam PC por mais de 5 horas diariamente.

Análise dos dados Uma análise comparativa de performance entre o mouse comum, o *Facial Mouse* e o software Câmera Mouse foi feita, onde o mouse comum obteve melhor performance, seguido do FM, até porque eram usuários já acostumados com a utilização do mouse. Mas no questionário aplicado para avaliar a experiência de uso, os usuários indicaram mais satisfação com o *Facial Mouse* do que do Câmera Mouse. Uma importante contribuição no trabalho foi a apresentação de um *benchmark* de tempo de execução utilizando este protocolo de avaliação de alguns dispositivos apontadores.

7.2.5. User Tracking

O sistema proposto por Martins et al. 2015 permite ao usuário, com deficiência motora, controlar o movimento do mouse, e respectivos cliques, através dos movimentos da face, isto é, virando a face para a esquerda / direita ou para cima / para baixo, e move o mouse respectivamente. É composto de um componente de hardware além do próprio Computador do usuário, um sensor de primeira geração *Kinect*, como pode ser ilustrado na Figura 8. A aplicação desenvolvida foi denominada *UserTracking*, e foi testada com o *Kinect* para Xbox 360 e para *Windows*, ambos usando uma resolução de 640 x 480 px (pixels) para RGB e profundidade, e uma taxa de no máximo 30 fps (frames por segundo).

Os dados de aquisição de áudio, RGB e profundidade foram feitos por um sensor *Kinect* posicionado no centro, acima da tela/monitor do usuário. A partir das informações de profundidade e RGB, o usuário mais próximo é detectado e a posição estimada. Os locais da face que possuem movimento como as sobrancelhas e boca, também são exploradas, elas simulam os cliques do mouse (botões), são interpretadas como 0 e 1. O som, que serve como comandos adicionais (opcionais) para os "botões do mouse", e são adquiridos em paralelo.

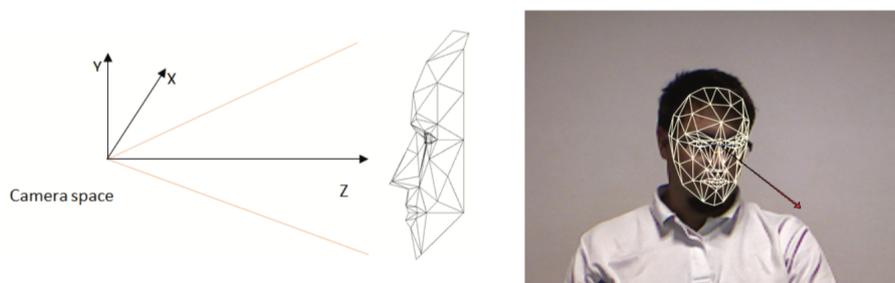


Figura 8. Representação de malha da face no espaço *Kinect*, do sistema *UserTracking*. Fonte: [Martins et al. 2015]

Avaliação A avaliação primeiramente teve como objetivo inicial avaliar se o sistema era capaz de funcionar corretamente com usuários com características diferentes (morfologia facial, tom de pele, cor dos olhos, óculos, cabelo, etc.) em ambientes internos com iluminação diferente. Para cada sessão de teste havia uma lista de tarefas a serem realizadas. Antes de cada sessão de teste, cada usuário pode fazer uma sessão curta de treinamento, para ajustar, calibrar e compreender o sistema de um modo geral. Durante a sessão de teste, os usuários voluntários foram filmados, assim, analisando a viabilidade do sistema e avaliando o tempo que foi levado para executar cada tarefa, tarefas básicas de utilização no sistema operacional (clique e selecionar) e também a digitação utilizando os movimentos da cabeça em um teclado virtual. No final de cada sessão, foi feito um questionário para avaliar a experiência de usuário, como conforto, fadiga, facilidade de uso e fácil aprendizagem.

Participação de Usuários Oito voluntários, sendo que três desistiram durante a fase de calibração e treinamento. As razões para a desistência foram relatadas como: um foi devido à dificuldade de controlar o ponteiro do mouse (era muito sensível aos movimentos realizados com a cabeça), o outro queixou-se de grande desconforto ao usar o sistema, incluindo dor de garganta. O terceiro usava óculos com lentes bifocais e o

fato de ele ter que alternar entre as regiões da lente para enxergar perto / longe criou uma grande dificuldade e desconforto durante a calibração do sistema.

Todos os usuários que realizaram os ensaios já tinham experiência com o software necessário para as tarefas requeridas, isto é, todos eles já haviam usado um navegador, baixado arquivos, assistido a vídeos, escutado música no *YouTube* e estavam familiarizados com *Microsoft Paint* e *OpenOffice Writer* ou *Microsoft Word*. O tempo que cada usuário levou para realizar a experiência não foi afetado pela falta de experiência com o software disponível.

Análise Foram cronometrados o tempo de execução das tarefas por usuários. Todos os dados recolhidos foram resumidos em tabelas e gráficos para comparação. Analisaram que todos os procedimentos envolvendo o uso do teclado (virtual) são os que consomem mais tempo. Levaram um tempo significativo a mais, devido a duas razões: o fato de que o teclado compacto do software proposto tornou-se impraticável demais para escrever, forçando os usuários a escolher o teclado (virtual) do Microsoft Windows; A outra razão estava relacionada com o uso das barras de rolagem vertical que apareceram no navegador da web. Na tarefa de tentar desenhar um rosto, uma face, ressaltaram que foi um teste direcionado para o controle absoluto do ponteiro do mouse; nessa tarefa, os usuários tiveram que tentar desenhar círculos e linhas no Microsoft Paint, forçando-os a coordenar o deslocamento do mouse para controlar o aplicativo Paint. Nesta tarefa, foi verificado que alguns usuários desistiram (não mencionaram a quantidade) pois argumentaram não possui habilidades artísticas. Além disso, um dos usuários que desistiu, tinha escolhido iniciar o teste a partir desta tarefa, ignorando todos os objetivos anteriores, mencionando a falta de vontade de continuar com o teste. Todas as tarefas inválidas foram apresentadas com um tempo valorado em zero, devido a sub-tarefas que os usuários decidiram não fazer.

Em termos de características faciais (pele, cor dos olhos, óculos, etc.), não foi detectado nenhum problema na performance do sistema. Embora o número muito reduzido de participantes não tenha permitido conclusões mais precisas estatisticamente.

8. Interfaces Multimodais

Interfaces multimodais são interfaces que se utilizam da captação de mais de um tipo de sinal e / ou movimento [Bernsen 2008]. Na taxonomia proposta as interfaces multimodais não são consideradas uma classificação, no entanto são uma solução comumente utilizada em trabalhos que abrangem mais de um tipo de dispositivo. Na Tabela 10 estão os trabalhos encontrados no MSL que se utilizam de interfaces multimodais.

No trabalho proposto em Huang et al. 2013, denominado *Eyegaze-EEG cursor control*, descrito na seção 4.1.2, o objetivo foi comprovar que usar a captação de um sinal EEG somado a um sistema de *eye gaze* o resultado e desempenho de uso seria melhor do que somente usar um deles. Desta forma as limitações de um seria compensada pela vantagem do outro. O sistema é composto por um sistema de captação EEG juntamente com detecção dos movimentos dos olhos, utilizando o *eye gaze*, para fazer certas funcionalidades, por exemplo usar o sinais cerebrais para disparar cliques e o direcionamento dos olhos para movimentar o cursor.

Proposto por Huo et al. 2013, o Sistema dTDS, *Dual-mode Tongue Drive System*, descrito na seção 5.1, foi projetado para permitir que as pessoas com deficiências motoras

Tabela 10. Interfaces Multimodais baseados em mais de um tipo de entrada de dados. Fonte: autor.

TA	Taxonomia	Avaliação	Envolvimento de usuários
Eye gaze-EEG cursor control	Baseado em sinais EEG e rastreamento por sensor	Usabilidade.	2 sem deficiência.
dTDS-Dual Tongue Drive System	Rastreamento através de Sensores: língua e comandos por voz	Usabilidade.	14 sem deficiência e 3 com deficiência.
HMagic	Rastreamento de movimento por câmera e através de sensores	Usabilidade.	8 sem deficiência.

severas possam usar computadores através dos movimentos da língua e fala. O dTDS detecta o movimento da língua dos usuários usando um *piercing* magnético e uma matriz de sensores magnéticos incorporados em um fone de ouvido sem fio compacto e ergonômico.

Segundo Kurauchi et al. 2015 os dispositivos de rastreamento oculares através de câmeras mostraram um melhor desempenho até mesmo do que o dispositivo mais tradicional, o mouse (movimento de mão), no aspecto velocidade, no entanto, a precisão dos rastreadores oculares atuais não é suficiente para um apontamento satisfatório em tempo real. Portanto foi proposta uma interface multimodal, uma técnica de utilização de mais de um movimento para captar o movimento do cursor, a captação do movimento de cabeça juntamente com o rastreamento do olhar, denominado HMAGIC (do inglês *Head Movement And Gaze Input Cascaded Pointing*), descrito na seção 7.1.5. O ponteiro do mouse é ativado pela direção do olhar e com movimentos da cabeça o usuário faz o ajuste fino. A ideia é combinar as vantagens da velocidade dos movimentos dos olhos, pelo dispositivo de rastreamento baseado em câmeras, com a precisão do movimentos da cabeça (*head-movement-based*) através do dispositivo de rastreamento baseado em sensores.

9. Discussão

Além de responder as questões de pesquisa, no intuito de estruturar uma melhor análise dos métodos de avaliação utilizados, esta revisão de literatura permitiu a organização e proposição de uma taxonomia, a partir dos métodos de captação de entrada de dados que têm sido utilizados na construção de dispositivos de interação com o computador, para pessoas com deficiência motora nos membros superiores. Conforme a Tabela 11, os dispositivos foram alocados de acordo com a taxonomia proposta, identificando a metodologia de avaliação utilizada e se envolveram o público-alvo na avaliação.

As metodologias de avaliação apresentadas na seção introdutória deste artigo, Usabilidade e UX, foram identificadas nos estudos do mapeamento sistemático. Tal como referido na literatura, esta revisão revelou que o aspecto de Usabilidade (comportando neste caso, os métodos de teste, entrevistas e análise de tarefas) é o mais frequentemente utilizado, o que parece indicar um reconhecimento do papel dos usuários enquanto fonte de conhecimento para a avaliação, no entanto ainda são muito focados na avaliação do dispositivo em si, em termos de performance e funcionalidade, e não na questão da pessoa com deficiência motora.

Portanto, não foi encontrada nenhuma metodologia de avaliação que caracterizassem os dispositivos como Tecnologia Assistiva, onde segundo Oliveira 2015, para que

Tabela 11. Dispositivos de Tecnologia Assistiva em IHC para pessoas com deficiência motora e seus métodos de avaliação

Referência	Tecnologia Assistiva	Avaliação	Enviolveu Público-Alvo	Métodos
Rastreamento de movimento por sinais fisiológicos				
Kalunga et al. 2014	Hybrid BCI	Usabilidade	1 pessoa com deficiência	Análise de métricas. Baseado em tarefas.
Huang et al. 2013	Eyegaze-EEG Cursor Ctr	Usabilidade	-	Análise de métricas. Baseado em tarefas.
Andrade et al. 2013	EMG Based Cursor	Usabilidade	1 pessoa com deficiência	Análise de métricas, protocolo baseado na Lei de Fitts.
Lee et al. 2017	EOG-based Eye-writing	Usabilidade	-	Análise de métricas (acertos). Baseado em tarefas.
Soltani and Mahnam 2013	W-HCI based on EOG	Usabilidade	1 pessoa com deficiência	Análise de métricas (precisão, sensibilidade e velocidade). Baseado em tarefas.
Rastreamento de movimento por comandos de Voz				
Huo et al. 2013	dTDS	Usabilidade	3 pessoas com deficiência	Análise de métricas, de acordo com [ISO 9241-9 2000]. Baseado em tarefas. Questionário relativo à satisfação.
Rastreamento de movimento por acionamento mecânico				
Jose and de Deus Lopes 2011	Lip Control System	Usabilidade	-	Análise de métricas, de acordo com [ISO 9241-9 2000]. Baseado em tarefas. Protocolo baseado na lei de Fitts.
Rastreamento de movimento por sensores - anexados ao usuário				
Pedrosa and Pimentel 2014	SwingingFoot	Usabilidade	1 pessoa com deficiência	Análise de métricas. Baseado em tarefas. Questionário relativo à satisfação.
Mariano et al. 2014	Acelerômetro como TA	Usabilidade	-	Análise de métricas. Baseado em tarefas.
Topal et al. 2014	Eye Touch System	Usabilidade	-	Análise de métricas. Baseado em tarefas.
Draghici et al. 2013	MouthPad	Usabilidade	-	Análise de métricas. Baseado em tarefas.
Kurauchi et al. 2015	HMagic	Usabilidade	-	Análise de métricas com 3 diferentes dispositivos. Protocolo baseado na lei de Fitts.
Rastreamento de movimento por câmeras - externos ao usuário				
Levy et al. 2013	ActiveIris	Usabilidade	-	Análise de métricas com 3 diferentes dispositivos. Baseado em tarefas.
Manresa Yee et al. 2013	SINAsense	Usabilidade e UX	7 crianças com deficiência	Sessões de avaliações semanais, curtas (15 minutos), duração de 3 meses. Acompanhadas por terapeutas e psicólogos.
Antunes et al. 2016	FHCI	Usabilidade	-	Análise de métricas. Baseado em tarefas.
Bian et al. 2016	FM	Usabilidade	-	Análise de métricas baseada na norma [ISO 9241-411 2012] e questionários relativos à satisfação
Martins et al. 2015	User Tracking	Usabilidade	-	Análise de métricas. Baseado em tarefas.

isto ocorra precisam estar envolvidos na avaliação, bem como em todo o processo de desenvolvimento, aspectos multidisciplinares relacionados a prescrição, habilidades e necessidades dos usuários. A maior parte dos trabalhos propõe soluções para problemas específicos, nas quais geralmente algum prototipo é desenvolvido para tentar validar a proposta.

O reduzido número de artigos identificados nesta revisão sistemática que realizaram experiências de avaliação com o público-alvo, as pessoas com deficiência motora nos membros superiores (fato que pode ser observado na Tabela 11), se deve ao fato de requerer um elevado nível de complexidade e de falta de recomendações para este contexto de utilização em TA, dispositivos de interação com o computador. E também, importante salientar que em termos do tamanho da amostra, os trabalhos que realizaram experimentos envolvendo o público-alvo, o fizeram com no máximo 7 pessoas. Na maioria dos casos, as aplicações e dispositivos desenvolvidos apenas são avaliadas por usuários sem nenhuma deficiência.

Observou-se também uma tendência nos trabalhos que realizaram experimentos de avaliação com o público-alvo, é a utilização de interfaces multimodais como forma de entrada de dados. Ou seja, o uso de mais de um canal de entrada de dados melhora os resultados alcançados, visto que a desvantagem de uma forma é compensada pela vantagem da outra.

Outro aspecto pertinente é que os estudos referem ter feito avaliação de usabilidade ou experiência de usuário. No entanto, não fazem referência ao modo como a operacionalizaram, o que parece indicar uma latente necessidade por uma referência que os norteie, neste processo de desenvolvimento e avaliação de dispositivos de IHC voltados a TA, em descrever a metodologia utilizada na avaliação.

E ainda que, a maioria dos estudos não façam referência ao modo o qual operacionalizaram a avaliação, verificou-se que se trata de uma área de importância reconhecida pelos autores no desenvolvimento de protótipos, na preocupação em desenvolver e validar os dispositivos de TA que permitam que as pessoas com deficiência possam acessar o computador, mas que por não haver uma metodologia de avaliação que leve em consideração os aspectos de TA ou recomendações para tal, optam por fazê-lo da maneira convencional.

10. Conclusão

Mediante a necessidade de avaliar para certificar que o desenvolvimento de dispositivos de interação ao computador atendam às demandas dos usuários e que estes sejam satisfatórios na realização de atividades da vida diária, devolvendo a autonomia e a independência das pessoas com deficiência motora, é que se buscou responder as seguintes questões:

- *Existe algum método de avaliação em IHC que tem como foco tecnologia assistiva?*
- *Como são conduzidos os processos de avaliação em dispositivos de interação ao computador que tenham caráter assistivo com foco na deficiência motora*

Para isso, conduziu-se um mapeamento sistemático da literatura a fim de realizar um levantamento relevante aos estudos de TA, bem como para a área de IHC com atuação na avaliação de dispositivos de Tecnologia Assistiva.

A partir do mapeamento foram identificados 17 trabalhos que detalharam o desenvolvimento dos dispositivos (protótipos) de interação com o computador para pessoas com deficiência motora e que apresentaram algum processo de avaliação mais consistente, sendo que a avaliação de aspectos da usabilidade dos dispositivos propostos foi abordado em todos os trabalhos, o que evidencia uma preocupação com as questões do dispositivo em si, através de métodos de análises de métricas de desempenho. Outro aspecto avaliado foi a experiência do usuário (UX), porém em apenas um dos trabalhos selecionados, onde obtiveram uma avaliação da interação como um todo. No entanto, a preocupação com a acessibilidade em si, não foi priorizada em nenhum dos trabalhos. Ou seja, não foi citada nenhuma metodologia que caracterizassem os dispositivos como Tecnologia Assistiva.

Com relação a avaliações das soluções criadas, existe bastante dificuldade em se aplicar testes com muitos usuários deficientes motores, tanto que em 11 dos trabalhos selecionados, as aplicações desenvolvidas apenas foram testadas por usuários sem nenhuma deficiência motora; 4 dos trabalhos testaram com 1 usuário com deficiência motora; e apenas 1 dos 17 trabalhos fez testes com mais de 5 usuários (Tabela 11).

Outro resultado alcançado com o MSL foi a proposição de uma taxonomia para agrupar os diferentes dispositivos e interfaces de usuário estudadas segundo aspectos de TA. Essa taxonomia foi fundamental para a compreensão do contexto e das características mais fortemente relacionadas a Tecnologia Assistiva.

Como trabalhos futuros, pretende-se realizar um levantamento semelhante em eventos e bancos de teses e dissertações, nacionais e internacionais, bem como a realização de levantamentos in loco, mediante entrevistas com peritos em avaliação, terapeutas ocupacionais, desenvolvedores de TA, e profissionais envolvidos no cotidiano das pessoas com deficiência motora. Com estes levantamentos será possível gerar recomendações que venham a contribuir em protocolos e/ou processos de avaliação de dispositivos de TA, inclusive para os profissionais que trabalham no desenvolvimento destes dispositivos de interação com o computador para pessoas com deficiência motora.

Referências

- [Andrade et al. 2013] Andrade, A. O., Pereira, A. A., Pinheiro Jr, C. G., and Kyberd, P. J. (2013). Mouse emulation based on facial electromyogram. *Biomedical Signal Processing and Control*, 8(2):142–152.
- [Antunes et al. 2016] Antunes, R. A., Palma, L. B., Coito, F. V., Duarteramos, H., and Gil, P. (2016). Intelligent human-computer interface for improving pointing device usability and performance. In *Control and Automation (ICCA), 2016 12th IEEE International Conference on*, pages 714–719. IEEE.
- [Backes et al. 2011] Backes, D. S., Colomé, J. S., Erdmann, R. H., and Lunardi, V. L. (2011). Grupo focal como técnica de coleta e análise de dados em pesquisas qualitativas. *O mundo da saúde*, 35(4):438–42.
- [Bernsen 2008] Bernsen, N. O. (2008). Multimodality theory. In *Multimodal User Interfaces*, pages 5–29. Springer.
- [Bersch 2013] Bersch, R. (2013). Introdução a Tecnologia Assistiva.
- [Bevan 2008] Bevan, N. (2008). Classifying and selecting ux and usability measures. In *International Workshop on Meaningful Measures: Valid Useful User Experience Measurement*, volume 11, pages 13–18.

- [Bevan et al. 2005] Bevan, N., Claridge, N., and Petrie, H. (2005). Tenuta: simplified guidance for usability and accessibility. In *Proceedings of HCI International*.
- [Bian et al. 2016] Bian, Z.-P., Hou, J., Chau, L.-P., and Magnenat-Thalmann, N. (2016). Facial position and expression-based human-computer interface for persons with tetraplegia. *IEEE journal of biomedical and health informatics*, 20(3):915–924.
- [Biswas and Langdon 2015] Biswas, P. and Langdon, P. (2015). Multimodal intelligent eye-gaze tracking system. *International Journal of Human-Computer Interaction*, 31(4):277–294.
- [Borges 1998] Borges, J. A. (1998). Dosvox: uma nova realidade educacional para deficientes visuais. *Revista Benjamin Constant*.
- [Cockton 2012] Cockton, G. (2012). Usability evaluation.
- [Cook and Polgar 2014] Cook, A. M. and Polgar, J. M. (2014). *Assistive Technologies-E-Book: Principles and Practice*. Elsevier Health Sciences.
- [da Costa and Nakamura 2015] da Costa, A. and Nakamura, R. (2015). Experiência de usuário e experiência de jogador: discussão sobre os conceitos e sua avaliação no projeto de jogos digitais. *Proceedings of SBGames*, pages 2179–2259.
- [Dhillon et al. 2009] Dhillon, H. S., Singla, R., Rekhi, N. S., and Jha, R. (2009). Eog and emg based virtual keyboard: A brain-computer interface. In *Computer Science and Information Technology, 2009. ICCSIT 2009. 2nd IEEE International Conference on*, pages 259–262. IEEE.
- [Draghici et al. 2013] Draghici, O., Batkin, I., Bolic, M., and Chapman, I. (2013). The mouthpad: A tongue-computer interface. In *Medical Measurements and Applications Proceedings (MeMeA), 2013 IEEE International Symposium on*, pages 315–319. IEEE.
- [Fitts 1954] Fitts, P. M. (1954). The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *Journal of experimental psychology*, 47(6):381.
- [Hassenzahl and Tractinsky 2006] Hassenzahl, M. and Tractinsky, N. (2006). User experience-a research agenda. *Behaviour & information technology*, 25(2):91–97.
- [Huang et al. 2013] Huang, B., Lo, A. H., and Shi, B. E. (2013). Integrating eeg information improves performance of gaze based cursor control. In *Neural Engineering (NER), 2013 6th International IEEE/EMBS Conference on*, pages 415–418. IEEE.
- [Huo et al. 2013] Huo, X., Park, H., Kim, J., and Ghovanloo, M. (2013). A dual-mode human computer interface combining speech and tongue motion for people with severe disabilities. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 21(6):979–991.
- [ISO 9241-11 1998] ISO 9241-11, S. (1998). Ergonomic requirements for office work with visual display terminals (vdts)—part ii guidance on usability. *International Organization for Standardization 9241-11*.
- [ISO 9241-210 2010] ISO 9241-210, I. (2010). Ergonomics of human system interaction-part 210: Human-centred design for interactive systems. *International Standardization Organization (ISO). Switzerland*.
- [ISO 9241-411 2012] ISO 9241-411, I. (2012). Ergonomic of human-system interaction-part 411: Evaluation methods for the design of physical input devices. *International Organization for Standardization ISO 9241-411*.
- [ISO 9241-9 2000] ISO 9241-9, I. (2000). Ergonomic requirements for office work with visual display terminals (vdts)-part 9: Requirements for non-keyboard input devices

- (fdis-final draft international standard). *International Organization for Standardization ISO 9241-9*.
- [Jose and de Deus Lopes 2015] Jose, M. A. and de Deus Lopes, R. (2015). Human-computer interface controlled by the lip. *IEEE journal of biomedical and health informatics*, 19(1):302–308.
- [Kalunga et al. 2014] Kalunga, E. K., Chevallier, S., Rabreau, O., and Monacelli, E. (2014). Hybrid interface: Integrating bci in multimodal human-machine interfaces. In *Advanced Intelligent Mechatronics (AIM), 2014 IEEE/ASME International Conference on*, pages 530–535. IEEE.
- [Kurauchi et al. 2015] Kurauchi, A., Feng, W., Morimoto, C., and Betke, M. (2015). Hmagic: head movement and gaze input cascaded pointing. In *Proceedings of the 8th ACM International Conference on Pervasive Technologies Related to Assistive Environments*, page 47. ACM.
- [Lau and O’Leary 1993] Lau, C. and O’Leary, S. (1993). Comparison of computer interface devices for persons with severe physical disabilities. *American Journal of Occupational Therapy*, 47(11):1022–1030.
- [Lee et al. 2017] Lee, K.-R., Chang, W.-D., Kim, S., and Im, C.-H. (2017). Real-time “eye-writing” recognition using electrooculogram. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 25(1):40–51.
- [Lévy 1999] Lévy, P. (1999). *Cibercultura*. 1ª edição. São Paulo: Editora, 34.
- [Levy et al. 2013] Levy, P. C., Antonio, N. S., Souza, T. R., Caetano, R., and Souza, P. G. (2013). Activeiris: uma solução para comunicação alternativa e autonomia de pessoas com deficiência motora severa. In *Proceedings of the 12th Brazilian Symposium on Human Factors in Computing Systems*, pages 42–51. Brazilian Computer Society.
- [Macedo 2014] Macedo, V. D. d. (2014). Métodos de avaliação da experiência do usuário (ux) com eletrodomésticos: um estudo exploratório. Master’s thesis.
- [Machado 2010] Machado, M. e. a. (2010). Óculos mouse: Mouse controlado pelos movimentos da cabeça do usuário. Brazilian Patent INPI n. PI10038213.
- [MacKenzie and Buxton 1992] MacKenzie, I. S. and Buxton, W. (1992). Extending fitts’ law to two-dimensional tasks. In *Proceedings of the SIGCHI conference on Human factors in computing systems*, pages 219–226. ACM.
- [Manresa Yee et al. 2013] Manresa Yee, C., Muntaner, J. J., and Arellano, D. (2013). A motion-based interface to control environmental stimulation for children with severe to profound disabilities. In *CHI’13 Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems*, pages 7–12. ACM.
- [Mariano et al. 2014] Mariano, D., Freitas, A., Luiz, L., Silva, A., Pierre, P., and Naves, E. (2014). An accelerometer-based human computer interface driving an alternative communication system. In *Biosignals and Biorobotics Conference (2014): Biosignals and Robotics for Better and Safer Living (BRC), 5th ISSNIP-IEEE*, pages 1–5. IEEE.
- [Marques et al. 2015] Marques, A., Lopes, A., Oran, A., and Conte, T. (2015). Modelagem de interação e navegação de sistemas interativos: Protocolo de um mapeamento sistemático da literatura. *USES Technical Report Number RT-USES-2015-0001*.
- [Martins et al. 2013] Martins, A. I., Queirós, A., Rocha, N. P., and Santos, B. S. (2013). Avaliação de usabilidade: uma revisão sistemática da literatura. *RISTI-Revista Ibérica de Sistemas e Tecnologias de Informação*, (11):31–43.
- [Martins et al. 2015] Martins, J. M., Rodrigues, J. M., and Martins, J. A. (2015). Low-cost natural interface based on head movements. *Procedia Computer Science*, 67:312–321.

- [Mauri et al. 2006] Mauri, C., Granollers, T., Lorés, J., and García, M. (2006). Computer vision interaction for people with severe movement restrictions. *Human Technology: An Interdisciplinary Journal on Humans in ICT Environments*.
- [Mazo 2001] Mazo, M. (2001). An integral system for assisted mobility [automated wheelchair]. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, 8(1):46–56.
- [Nielsen 2003] Nielsen, J. (2003). Usability 101: Introduction to usability.
- [Oliveira 2015] Oliveira, E. (2015). O uso de dispositivo multi-sensoriais para promoção do brincar em crianças com paralisia cerebral. Master's thesis.
- [Pedrosa and Pimentel 2014] Pedrosa, D. and Pimentel, M. d. G. C. (2014). Text entry using a foot for severely motor-impaired individuals. In *Proceedings of the 29th Annual ACM Symposium on Applied Computing, SAC '14*, pages 957–963, New York, NY, USA. ACM.
- [Petersen et al. 2008] Petersen, K., Feldt, R., Mujtaba, S., and Mattsson, M. (2008). Systematic mapping studies in software engineering. In *EASE*, volume 8, pages 68–77.
- [Pinheiro et al. 2011] Pinheiro, C. G., Naves, E. L., Pino, P., Losson, E., Andrade, A. O., and Bourhis, G. (2011). Alternative communication systems for people with severe motor disabilities: a survey. *Biomedical engineering online*, 10(1):31.
- [Rogers et al. 2011] Rogers, Y., Sharp, H., and Preece, J. (2011). *Interaction design: beyond human-computer interaction*. John Wiley & Sons.
- [Sauer et al. 2010] Sauer, A. L., Parks, A., and Heyn, P. C. (2010). Assistive technology effects on the employment outcomes for people with cognitive disabilities: a systematic review. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 5(6):377–391.
- [Soltani and Mahnam 2013] Soltani, S. and Mahnam, A. (2013). Design of a novel wearable human computer interface based on electrooculography. In *Electrical Engineering (ICEE), 2013 21st Iranian Conference on*, pages 1–5. IEEE.
- [Topal et al. 2014] Topal, C., Gunal, S., Koçdeviren, O., Dogan, A., and Gerek, O. N. (2014). A low-computational approach on gaze estimation with eye touch system. *IEEE transactions on cybernetics*, 44(2):228–239.