

8. Interfaces de acesso ao computador para pessoas com limitações motoras: um estado da arte

Daniel Freitas¹

Sara Rodrigues²

Jaime Ribeiro³

DOI: 10.52695/978-65-5456-050-4.8

Introdução

Na última década, ocorreu um considerável aumento na utilização de ferramentas digitais para a comunicação, trabalho, educação, socialização e mesmo a gestão da vida diária (saúde, compras, transportes, pagamentos, etc.), entre outras. Todavia, aceder a essas plataformas é frequentemente um desafio para

1 Licenciado em Engenharia Eletrotécnica e de Computadores, Instituto Superior Técnico, Lisboa, Portugal. Mestre em Human-Computer Interaction, Carnegie Mellon University, Pittsburgh, EUA | Fundação Altice & Assistive Technology and Ocupacional Performance Laboratory (aTOPlab), Center for Innovative Care and Health Technology (ciTechCare), Politécnico de Leiria, Portugal.

2 Licenciada em Engenharia Biomédica, Escola Superior de Tecnologia de Setúbal. Anditec & Assistive Technology and Ocupacional Performance Laboratory (aTOPlab), Escola Superior de Saúde, Politécnico de Leiria, Portugal.

3 Licenciado em Terapia Ocupacional pela Escola Superior de Tecnologias da Saúde do Porto, Especializado e Doutor em Multimédia em Educação pela Universidade de Aveiro, Coordenador do Assistive Technology and Ocupacional Performance Laboratory (aTOPlab), Investigador do Center for Innovative Care and Health Technology (ciTechCare) e Professor no Politécnico de Leiria, Portugal.

algumas pessoas consideradas com funcionamento normal. Pessoas com funcionamento atípico motor, e que se deparam-se com desafios físicos graves, podem mesmo não conseguir qualquer tipo de interação e verem-se impossibilitadas de comunicar, socializar, trabalhar e aprender (Kyung; Park, 2020; Trewin *et al.*, 2019).

Um dos principais problemas que acometem as pessoas com deficiência e incapacidade motora de serem produtivas em ambientes digitais é o acesso aos periféricos tradicionais de acesso ao computador.

Este capítulo comporta uma revisão de trabalhos acadêmicos sobre interfaces de acesso ao computador para pessoas com graves limitações neuromotoras, de que são exemplo a Paralisia Cerebral (PC), Lesões Vertebro Medulares (LVM), Doença de Parkinson, Esclerose Lateral Amiotrófica (ELA) e Esclerose Múltipla, entre outras condições neurodegenerativas.

São abordados tanto interfaces disponíveis comercialmente como protótipos de investigação, e estão agrupados em seis categorias: **Teclados, Ratos, Manípulos, Ecrãs⁴ Táteis, Câmaras e Microfones.**

O foco é o próprio interface e não as diferentes estratégias para interagir com o utilizador ou com o *software*. Para cada interface é feita uma explicação do princípio tecnológico de funcionamento, seguindo-se a apresentação de estudos da sua utilização, e, no final, uma breve discussão das suas vantagens e limitações.

É importante ter em conta que o sucesso de um interface de acesso requer mais do que o bom *hardware*. Na redação do presente capítulo, foram considerados vários Modelos Conceptuais para Tecnologias de Apoio⁵ (TA), tendo-se usado como referência o Modelo de Tecnologia Apoio de Atividade Humana (HAAT) (Cook; Polgar; Encarnação, 2020; Lenker; Paquet, 2003). Este modelo descreve uma TA nas dimensões: uma pessoa, utilizando um dispositivo de TA para realizar uma tarefa num determinado Contexto. Estes quatro componentes interagem dinamicamente e devem ser ponderados ao avaliar a eficácia de um interface para utilizadores com graves limitações motoras.

4 Telas.

5 Tecnologia Assistiva.

Interfaces de acesso ao computador

Por interface de acesso ao computador entende-se um dispositivo de entrada (periférico) através do qual o utilizador expressa a intenção, um movimento ou uma mudança fisiológica, para interagir com um computador. A intenção é traduzida num sinal elétrico que passa por uma unidade de processamento, analisa o sinal de entrada e gera um sinal de controlo correspondente. O dispositivo pode ser controlado por diferentes tipos de interfaces (por exemplo, WIMP – Windows, Icons, Menus, Pointer – interfaces pós-WIMP, varrimento, comando de voz (Koester; Simpson, 2014; Simpson, 2013) que, no caso de pessoas com deficiências motoras graves, são principalmente utilizados para comunicar — Comunicação Aumentativa e Alternativa (CAA) —, para controlar o ambiente (por exemplo: acender luzes, abrir portas, ligar a TV), realizar atividades sociais (por exemplo, trabalho, lazer, comunicação à distância), ou como parte de um sistema de reabilitação (Pinheiro Junior *et al.*, 2011; Tai; Blain; Chau, 2008) .

Teclados

O teclado físico (em oposição aos virtuais emulados em ecrã) é reconhecido como sendo o interface mais eficiente na inserção de caracteres num dispositivo informático. A maioria dos utilizadores com limitações motoras graves têm dificuldades em utilizar um teclado físico convencional. Contudo, existe um número considerável de teclados adaptados criados para auxiliar pessoas com fraqueza muscular, alterações de tónus muscular, ou problemas de coordenação motora.

São comuns teclados com teclas aumentadas, algumas das quais podem ser personalizadas com cores e texto. Estes teclados são úteis para pessoas com boa amplitude de movimento, mas com baixa motricidade fina. Em alguns casos, as teclas são ativadas por outras partes do corpo que o utilizador tenha maior controlo, como os dedos dos pés ou até o nariz, ou com auxílio de ponteiros fixos na cabeça, punho, boca ou outros segmentos corporais.

Teclados de dimensões reduzidas podem ser úteis para pessoas com uma amplitude limitada de movimentos, por exemplo com pessoas com sequelas osteoarticulares que limitam movimento de ombro e cotovelo, mas com motricidade fina funcional. Já os teclados de conceitos, que contém imagens, símbolos ou palavras que representam conceitos, podem ser mais facilmente

utilizados por pessoas com défices cognitivos na comunicação ou no controlo ambiental. A Figura 1 mostra exemplos de teclados comercialmente alternativos ao modelo tradicional (Cook; Polgar; Encarnação, 2020; Encarnação; Azevedo; Londral, 2015).

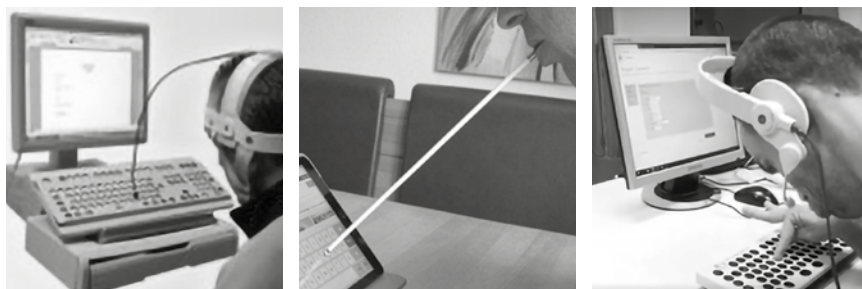
Figura 1 — Exemplo de um Teclado Aumentado (Chester Creek KinderBoard - Ablenet), um Teclado Reduzido (Logitech) (imagens livres para uso comercial)



Fonte: at-aust.org e unsplash.com/@onurbinay.

Outras adaptações simples, ou formas para melhorar o controlo do utilizador, são úteis para algumas pessoas — uma vareta com uma ponta de borracha presa a uma faixa de cabeça (ponteiro de cabeça), ou uma vareta presa a uma boquilha (Mouth Stick) são frequentemente utilizadas por pessoas com bom movimento do pescoço, como os tetraplégicos; uma tala com um ponteiro pode ser benéfica para quem tem dificuldade em usar os dedos para pressionar uma tecla (pessoas com ELA ou tetraplégicos). Já uma placa de acrílico com os cortes do teclado (uma grelha ou colmeia) é útil para aqueles que têm dificuldade em digitar com precisão uma tecla e que acidentalmente batem noutras teclas enquanto movem a mão (por exemplo, utilizadores com PC Atáxica). Algumas destas soluções podem ser fabricadas por terapeutas ocupacionais, engenheiros de reabilitação/biomédicos ou mesmo por um cuidador. A figura 2 ilustra estas adaptações comuns.

Figura 2 — Exemplo de Ponteiro de Cabeça, Ponteiro na boca e grelha de teclado



Fonte: govtzn.github.io e autores.

Estes teclados alternativos e acessórios são menos dispendiosos e para pessoas com baixa motricidade podem até ser utilizados para substituir o rato como dispositivo apontador através das teclas numéricas do teclado (Simpson, 2013). A maioria destas adaptações são criadas para responder a necessidades particulares de utilizadores sem que tenham sido alvo de uma investigação prévia sobre as suas formas de interação. Este facto justifica os poucos estudos sobre estes interfaces, com prevalência de *soft keyboards* (táteis). Um dos poucos exemplos é Lin *et al.* (2008), que apresentam um processo utilizado para criar um teclado personalizado para um adolescente com Paralisia Cerebral.

Uma utilização bem sucedida de um teclado físico requer não só a identificação da parte corporal mais funcional do utilizador, como também as suas capacidades cognitivas e uma compreensão mais aprofundada dos contextos da sua utilização (Cook; Polgar; Encarnação, 2020; Lin *et al.*, 2008). Para os casos mais extremos de coordenação motora ou de paralisia total, os teclados poderão não ser uma opção viável, devendo ser considerados outros interfaces passíveis de melhor sucesso.

Ratos

O rato⁶ é o principal dispositivo apontador de qualquer interface WIMP. Tal como os teclados, há um grande número de alternativas comercialmente

6 Mouse em Português do Brasil.

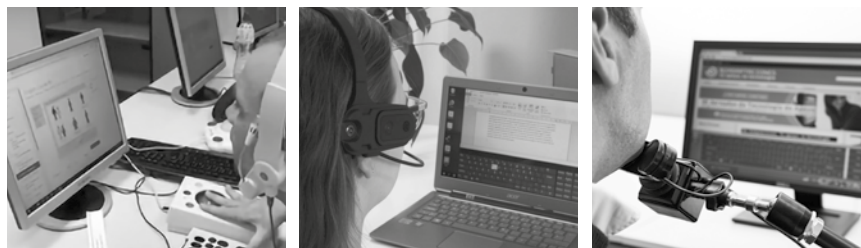
disponíveis, para pessoas com deficiências motoras graves (Cook; Polgar; Encarnação, 2020; Encarnação; Azevedo; Londral, 2015) O Trackball é um rato que usa uma esfera para mover o ponteiro do ecrã com pequenos movimentos das mãos, dos dedos, ou mesmo dos pés, permanecendo estacionário. É normalmente utilizado por pessoas com mobilidade reduzida ou inexistente do braço, antebraço e punho, bastando apenas usar o movimento de dedos.

O rato de pé (*Foot mouse*), utilizado por pessoas sem movimentos dos membros superiores, é um dispositivo composto por duas partes: uma base para o controlo do ponteiro do rato, e uma base com botões para os cliques do rato e atalhos.

O Rato Giroscópio utiliza os movimentos da cabeça para controlar o ponteiro no ecrã e é normalmente utilizado por pessoas com deficiência/incapacidade, com movimentos cervicais preservados como na tetraplegia. O rato Giroscópio apresenta bons resultados quando combinado com um manípulo (Cook; Polgar; Encarnação, 2020).

O Joystick é também uma alternativa frequente ao rato. Mais conhecido no contexto de jogos informáticos, também oferece vantagem na utilização de pessoas com baixa motricidade e pouco controlo manual. Quando acoplado a uma cadeira de rodas, o joystick oferece a conveniência de ser utilizado tanto para controlar a cadeira como para interagir com um dispositivo informático (Shibata *et al.*, 2015). Um rato de queixo ou mentoneano é um joystick adaptado para interagir com os movimentos do queixo, adequado para utilizadores com bons movimentos no pescoço, mas sem movimentos dos membros superiores. A Figura 3 apresenta os modelos mais representativos atualmente no mercado. Estas alternativas aos ratos não são dispendiosas e são bastante eficazes para mover o ponteiro no ecrã. No entanto, as alternativas aos ratos são mais lentas do que a mão humana para a seleção e arrastar objetos no ecrã (Wobbrock; Myers, 2006). As pessoas com deficiências motoras graves podem também utilizar estes dispositivos para introduzir texto com a ajuda de um teclado virtual no ecrã.

Figura 3 — Exemplo de um TrackBall (n-ABLER Trackball- Pretorian Technologies), Rato por Giróscópio (Quha Nemo – Quha) e rato mentoneano (Bjoy Chin – Bjoy)



Fonte: autores, Quha (quha.com) e Anditec (anditec.pt).

Manípulos

Os manípulos (*switches* em inglês) são habitualmente utilizados por pessoas com limitações motoras graves. São formados por dois contactos e um interruptor que é ativado com uma ação sobre o manípulo. É utilizado em conjugação com um método indireto de seleção e o interface do utilizador tem de ser adaptado a um modo de varrimento (em que cada elemento ou grupo de elementos do ecrã são ativados um de cada vez e o utilizador seleciona-os premindo o manípulo (Cook; Polgar; Encarnação, 2020). Os manípulos são controlados por uma ação explícita do utilizador, tais como um movimento, rotação, sopro ou mesmo ativados por um músculo (através de um sensor eletromiográfico) e, menos comum, deteção de sinais cerebrais (através de interfaces cérebro-computador).

Os manípulos de proximidade ou de movimento podem ser ativados por um movimento de proximidade ao sensor, mas sem contacto real.

A figura 4 apresenta exemplos de que estão comercialmente disponíveis (Cook; Polgar; Encarnação, 2020; Encarnação; Azevedo; Londral, 2015).

Figura 4 — Exemplo de soluções comercialmente disponíveis, manípulo de pressão (Big Red Switch – Ablenet), Sip e Puff Orion, manípulo de proximidade (Candy Corn - Ablenet)



Fonte: autores, at-aust.org e govtnz.github.io (licença livre e para uso comercial).

A maior parte da literatura sobre manípulos está relacionada com os diferentes modos de interação e como utilizá-los de forma mais eficiente, contrastando com poucos estudos relacionados com soluções de hardware.

Há uma grande variedade de manípulos no mercado o que torna fácil encontrar um modelo adequado às capacidades da pessoa, tais como a força muscular, a coordenação e ajuste à parte do corpo que é mais funcional, que pode ser a cabeça, uma mão, um pé, ou um cotovelo. Os manípulos de grandes dimensões são mais adequados para pessoas com menor precisão de movimento porque fornecem um alvo maior (maior área de contacto).

Os manípulos são compatíveis com a generalidade dos computadores e podem ser ligados sem fios (Cook; Polgar; Encarnação, 2020; Simpson, 2013).

A utilização de manípulo é fácil de aprender (Tai *et al.*, 2008) o que os faz que sejam adequados para utilização com crianças ou com pessoas com deficiências cognitivas (Hornof, 2009).

A introdução de caracteres pode ser feita com recursos a métodos indirectos de seleção, contudo é lenta. Um utilizador experiente pode atingir 7 a 8 palavras por minuto, mas taxas mais baixas são comuns (Koester; Simpson, 2014). A utilização em conjunto com a predição de texto tende a facilitar e acelerar o número de palavras por minuto (Koester; Arthanat, 2018).

Quando combinado com software CAA a comunicação pode ser mais eficaz porque o utilizador pode seleccionar uma palavra ou uma frase inteira em vez de soletrar.

Sensores eletromiográficos

A contração dos músculos cria sinais eléctricos que podem ser detetados e medidos usando sensores eletromiográficos (Figura 5). Os eléctrodos são colocados sobre o músculo que o utilizador tem um bom controlo, normalmente na face. Este interface de controlo era utilizado pelo físico mundialmente conhecido, Stephen Hawking, que viveu várias décadas com a doença ELA.

Existem alguns que requerem a montagem e configuração por um técnico especializado e são invasivos para o utilizador devido ao elevado número de fios que ligam à unidade de processamento e ao computador. A captação do sinal eletromiográfico é afetado pelo movimento cruzado entre músculos, transpiração e variações na impedância de contacto eléctrodo/peles entre aplicações de eléctrodos (Clancy; Morin; Merletti, 2002). Outra desvantagem é que requerem a realização de uma ação muscular não natural para executar o comando correto. Isto pode causar fadiga e frustração ao utilizador (Mulling; Sathiyarayanan, 2015).

Figura 5 — Manípulo com sensor eletromiográfico



Fonte: os autores.

Sensores eletroencefalográficos

Os Interfaces Cérebro-Computador (em inglês BCI Brain-Computer Interfaces) podem ser não invasivos (com elétrodos colocados na cabeça); ou invasivos (elétrodos diretamente no cérebro). Os BCI invasivos, quase exclusivamente investigados em modelos animais utilizando elétrodos implantados no tecido cerebral, e não foram considerados para este texto. Os sinais são processados para extrair características específicas que refletem a intenção do utilizador. Os BCI não invasivos podem ser categorizados em: potenciais evocados (*evoked potencial*), ou ritmos espontâneos conscientemente modulados (*consciously modulate spontaneous rhythms*). O primeiro reage a respostas suscitadas a estímulos externos. Ao utilizador é apresentado uma grelha em que cada célula pisca a diferentes frequências. O sistema identifica o ponto de observação ao detetar picos na amplitude da resposta. Um exemplo é o P300 com filas e colunas de letras intermitentes possibilitando a seleção de caracteres. A segunda categoria de BCI utiliza potenciais que se podem modular intencionalmente com treino adequado. Os indivíduos com deficiências motoras graves podem ser treinados para controlar a amplitude dos seus potenciais corticais lentos (Birbaumer, 2006; Fazel-Rezai *et al.*, 2012).

Os BCI são muito complexos de usar, requerem um técnico especializado para colocar os elétrodos e por isso ainda são de utilização residual (Mcfarland; Wolpaw, 2011). Os BCI, embora promissores, ainda se encontram numa fase incipiente de desenvolvimento. Esta tecnologia é apenas usada como opção de último recurso para aqueles com as perturbações neuromusculares mais devastadoras, tais como a síndrome de *locked-in* (Mcfarland; Wolpaw, 2011).

Ecrãs⁷ táteis

Computadores com ecrã tátil são cada vez mais comuns e oferecem muitas vantagens para pessoas com limitações motoras. Uma vez que os ecrãs são facilmente configuráveis, podem ser facilmente adaptados às necessidades dos utilizadores. Os dispositivos de ecrã tátil são especialmente vantajosos para pessoas com baixa força muscular, necessitando de pouco esforço e precisão para a interação. Os utilizadores sem motricidade fina, tais como

7 Telas.

personas com lesões da medula cervical, podem utilizar o ecrã táctil com as capacidades residuais dos seus membros superiores (Guerreiro *et al.*, 2010). Uma vez que os utilizadores tocam directamente nos elementos do ecrã que estão a ver, torna a operação cognitivamente mais simples do que a utilização de um rato ou de um manípulo, facilitando a interacção por pessoas que tenham associadas dificuldades intelectuais (Kversøy *et al.*, 2020).

Atualmente, estão disponíveis vários computadores híbridos que se convertem em tablet. Estes equipamentos são vantajosos num contexto de mobilidade, especialmente quando acoplados a uma cadeira de rodas.

Os ecrãs tácteis também podem ser utilizados como um manípulo virtual com um interface adaptado ao processo de varrimento, dispensando a utilização de um manípulo externo, o que facilita a montagem e utilização do sistema.

Câmaras

Embora as câmaras não tenham sido inicialmente concebidas com o propósito de serem utilizadas como interface de controlo, apresentam múltiplas vantagens para utilizadores com limitações motoras.

Há uma grande variedade de *software* para reconhecimento de movimentos da cabeça (head tracking) ou deteção de uma determinada característica do rosto do utilizador que pode substituir o rato como dispositivo apontador. Existem soluções gratuitas que se destacam pela sua eficácia como o Camera Mouse da Boston College, o Head Mouse da Indra e o eViaCam (Figura 6) de Cesar Mauri (CREA Software), esta última também disponível para Linux e Android.

Não foram localizados muitos estudos que versassem sobre a utilização do eViaCam com pessoas com deficiência. Apenas um de 2013 por Corrêa *et al.* (2013) revela satisfação das crianças com deficiência na utilização de um pacote de software que incluía o eViaCam. Todavia, considera-se interessante o estudo de Alcaraz-Mateos *et al.* (2020), que testaram o software com profissionais de saúde e que concluíram que este software emula adequadamente as funções dos movimentos e ações do cursor do computador, sendo fácil de utilizar com uma curva de aprendizagem curta.

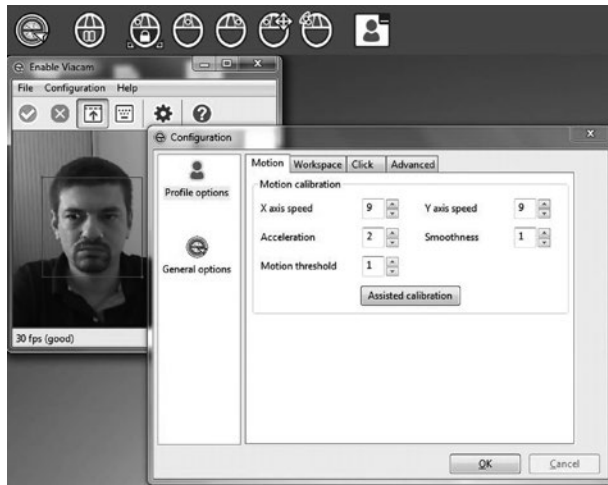
Betke, Gips e Fleming (2002) descrevem em detalhe as características técnicas do software “Camera Mouse”, e os resultados: Nove em cada 12 pessoas com deficiências motoras graves (10 com Paralisia Cerebral e 2 com

Traumatismo Cerebral) foram capazes de controlar um computador de forma fiável. Contudo, a utilização deste sistema requer movimentos de pescoço e rosto, e não pode ser utilizado por pessoas com movimentos involuntários da cabeça ou com paralisia total (Cook; Polgar; Encarnação, 2020).

A câmara do smartphone na aplicação Look to Speak da Google também pode ser usada para capturar os movimentos laterais dos olhos e ser usada como dois “manípulos”.

Estranhamente, embora as câmaras tenham sido amplamente estudadas como interface de controlo, nenhum Sistema Operativo para computador oferece nativamente esta opção.

Figura 6 — Interface do eViacam (dispositivo apontador por webcam)



fonte: eviacam.crea-si.com.

Sistemas mais precisos recorrem a câmaras externas de alta resolução que detetam ligeiros movimentos das pupilas. Um sistema de rastreamento ocular (*Eye-Tracking*) é composto por uma câmara de alta resolução e um sensor de infravermelhos e, geralmente colocada na parte inferior do ecrã do computador. Este sistema permite ao utilizador fazer uma seleção olhando para o alvo durante um período especificado ou piscando um, ou ambos os olhos ao mesmo tempo (Cook; Polgar; Encarnação, 2020; Hansen; Ji, 2010). Alguns

exemplos de rastreador de olhos comumente utilizados são o Tobbi PC Eye mini, PC Eye 5 ou My Gaze (Figura 7).

Mesmo nos casos mais extremos de condições de deficiência motora, o controlo do movimento ocular é normalmente preservado (Encarnação; Azevedo; Londral, 2015). As câmaras de rastreio ocular são o interface de controlo mais comum utilizado por indivíduos com paralisia total (por exemplo, um acidente vascular cerebral, ou ELA) (Cook; Polgar; Encarnação, 2020) ou por utilizadores sem controlo dos seus membros (por exemplo, pessoas com Paralisia Cerebral e patologia neurodegenerativa) (Encarnação; Azevedo; Londral, 2015). São apontados casos de sucesso mesmo com crianças pela fácil aprendizagem que surge naturalmente na orientação do olhar, embora exija treino para a realização dos cliques e outras operações de maior complexidade (Ribeiro *et al.*, 2021).

O custo destas câmaras é ainda elevado comparativamente com outros interfaces. Estas câmaras podem apresentar algumas limitações, como a interferência com fontes de luz, especialmente à luz incandescente ou com óculos e lentes de contacto. A gama de movimentos permitida ao utilizador é restrita e requer calibração frequente, geralmente com a ajuda de um terapeuta (Cook; Polgar; Encarnação, 2020). Demora algum tempo a dominar o equipamento, até 19 meses, e alguns utilizadores consideram este sistema desconfortável e difícil de usar (Borgestig; Falkmer; Hemmingsson, 2013). A dificuldade na utilização está associada à falta de precisão, que melhora quando são usados grandes elementos gráficos no ecrã (Bates; Istance, 2003). Situações de tensão no utilizador pode introduz uma diferença no diâmetro da pupila e afetar o desempenho do sistema (Barreto; Gao; Adjouadi, 2008).

Figura 7 — Controlo do rato por movimento dos olhos com o PC eye mini



Fonte: Ribeiro *et al.* (2021).

Outra alternativa mais económica são os sistemas que detetam um ponto refletor colocado no rosto do utilizador (por exemplo na testa), ou em acessórios, normalmente nos óculos ou num chapéu. Estes sistemas são normalmente utilizados por indivíduos com deficiências motoras graves e que podem controlar com precisão o movimento da cabeça, tais como pessoas com lesões da medula cervical. Tracker Pro da AbleNet, HeadMouse Nano da Origin Instruments e SmartNav da Natural Point são alguns exemplos de produtos comercialmente disponíveis que utilizam este sistema.

Microfones

Tal como as câmaras, os microfones não são normalmente associados a interface de controlo. No entanto, para pessoas sem deficiências de fala, o reconhecimento da fala pode ser o interface de controlo mais viável.

Existem dois de sistemas de reconhecimento automático de fala (*automatic speech recognition* – ASR): dependente do altifalante e independente do altifalante. No primeiro, o utilizador treina o sistema para reconhecer a sua voz, produzindo várias amostras (Cook; Polgar; Encarnação, 2020). Exemplos são o Ditado do Dragon (Nuance), ou ViaVoice (IBM). Os independentes, atualmente mais comuns, reconhecem padrões sem necessidade de recolher amostras. Exemplos são a Siri da Apple, Google Voice Typing,

e o Cortana da Microsoft. O ASR é adequado para indivíduos sem disartria (distúrbio motor da fala), porque é rápido e natural. Os sistemas de reconhecimento da fala estão a tornar-se extremamente cada vez mais fiáveis, fáceis de usar, e estão disponíveis nativamente nos sistemas operativos mais comuns. A precisão do reconhecimento está a aumentar constantemente e as taxas de sucesso podem ser superiores a 90% para entrada geral e quase 100% para aplicações de palavras isoladas (por exemplo, comando e controlo, base de dados, folha de cálculo) (Simpson, 2013). O reconhecimento da fala também pode ser utilizado para o controlo de cadeiras de rodas e sistema para o controlo do ambiente. Fontes de ruído ou vozes na área onde o sistema está a ser utilizado podem resultar numa interpretação levando o utilizador a repetir a vocalização várias vezes. A comunicação confidencial e privada em locais públicos é difícil, senão impossível. Alguns sistemas ASR utilizam um microfone de auscultadores padrão, contudo, os indivíduos com deficiências motoras podem não ser capazes de colocar e retirar tais microfones de forma independente (Cook; Polgar; Encarnação, 2020).

Uma abordagem inovadora consiste em utilizar as diferenças de tempo acústicas da correlação de chegada. Um exemplo é Toffee (Xiao *et al.*, 2014), uma abordagem que estende a interação táctil para além dos limites do computador para superfícies adjacentes, tais como o tampo de uma mesa. Embora não tendo sido criado para ser utilizado com pessoas com deficiência motora, pode substituir a utilização de um manípulo por interação táctil num tampo de mesa adjacente.

Conclusão

A limitação motora, e qualquer outra, não são motivo para exclusão. Profissionais capazes dotados com tecnologias de apoio dedicadas podem fazer a diferença para a ação de uma pessoa com incapacidade. Lembremos-nos de Stephen Hawking que padecia de Esclerosa Lateral Amiotrófica. A sua cadeira de rodas estava equipada com equipamentos de comunicação e de acesso ao mundo digital, ajustados às suas capacidades, que permitiram que o seu potencial cognitivo pudesse exteriorizar-se e presentear-nos com conhecimento inestimável. E se não existissem TA e interfaces adaptados, o que seria deste cientista e da sociedade? Quantos Stephen andam por aí à espera de uma oportunidade e de um leitor atento?

As TA evoluíram tremendamente na última década, continuam a evoluir e surgir novidades. Todavia existem algumas novas interfaces de controlo, tais como microfones e sensores eletrofisiológicos ainda não foram totalmente adaptadas a este(a)s utilizadore(a)s. São necessários mais estudos que invoquem interfaces de controlo emergentes, tais como sensores de eletromiografia, eletroencefalografia ou de eye-tracking portátil, para aprender plenamente o seu potencial quando se utiliza com dispositivos móveis. Não existem estudos longitudinais que nos ajudem a conhecer todo o potencial dessas tecnologias, e benefícios reais para pessoas com deficiências motoras (por exemplo, como estas tecnologias ajudaram alguém a estar na escola ou a ter um emprego). Há também reduzida investigação com sistemas multimodais, tais como a combinação de eye-trackers com manípulos ou sensores EMG. Estas e outras possibilidades apresentam oportunidades para mais investigação em prol da pessoa com limitações motoras, para que possa participar mais e melhor.

Referências

- ALCARAZ-MATEOS, E.; TURIC, I.; NIETO-OLIVARES, A.; PÉREZ-RAMOS, M.; POBLET, E. Head-tracking as an interface device for image control in digital pathology: a comparative study. **Revista Espanola de Patologia**, [s. l.], v. 53, n. 4, p. 213-217, 2020. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7343653/>. Acesso em: 09 dez. 2022.
- BARRETO, A.; GAO, Y.; ADJOUADI, M. Pupil diameter measurements: untapped potential to enhance computer interaction for eye tracker users? *In*: INTERNATIONAL ACM SIGACCESS CONFERENCE ON COMPUTERS AND ACCESSIBILITY, 10., [s. l.]. **Proceedings** [...]. [s. l.]: ACM Digital Library, 2008. p. 269-270. Disponível em: <https://doi.org/10.1145/1414471.1414532>. Acesso em: 09 dez. 2022.
- BATES, R.; ISTANCE, H. O. Why are eye mice unpopular? A detailed comparison of head and eye controlled assistive technology pointing devices. **Universal Access in the Information Society**, v. 2, n. 3, p. 280–290, 2003. DOI: <https://doi.org/10.1007/s10209-003-0053-y>. Disponível em: <https://link.springer.com/article/10.1007/s10209-003-0053-y>. Acesso em: 09 dez. 2022.
- BETKE, M.; GIPS, J.; FLEMING, P. The Camera Mouse: Visual tracking of body features to provide computer access for people with severe disabilities. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, [s. l.], v. 10, n. 1, p. 1-10, 2002. Disponível em: <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2002.1021581>. Acesso em: 29 mar. 2023.

- BIRBAUMER, N. Breaking the silence: Brain?computer interfaces (BCI) for communication and motor control. **Psychophysiology**, [s. l.], v. 43, n. 6, p. 517–532, 2006. DOI: <https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.2006.00456.x>. Disponível em: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1469-8986.2006.00456.x>. Acesso em: 09 dez. 2022.
- BORGESTIG, M.; FALKMER, T.; HEMMINGSSON, H. Change in eye controlled performance over time with an eye tracker controlled system, used by children with severe physical disabilities. *In*: GELDERBLUM, G. J.; ENCARNAÇÃO, P.; AZEVEDO, L.; NEWELL, A.; MATHIASSEN, N. E. **Assistive Technology: From Research to Practice** (pp. 473-477), 2013. [S. l.]: IOS Press, 2013. P. 4
- CLANCY, E. A.; MORIN, E. L.; MERLETTI, R. Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, [s. l.], v. 12, n. 1, p. 1–16, 2002. DOI: [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(01\)00033-5](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(01)00033-5). Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1050641101000335?via%3Dihub>. Acesso em: 09 dez. 2022.
- COOK, A. M.; POLGAR, J. M. **Assistive Technologies: Principles and Practice**. 4. ed. Saint Louis: Elsevier Mosby, 2015.
- COOK, A. M.; POLGAR, J. M.; ENCARNAÇÃO, P. **Assistive Technologies: Principles & Practice**. 5. ed. Saint Louis: Mosby Elsevier, 2020.
- CORRÊA, A. G. D.; OLIVEIRA, P. A. de; NASCIMENTO, M. do; FICHEMAN, I. K.; ASSIS, G. A. de; GOBARA, S. T.; LOPES, R. de D. Tecnologias Assistivas Livres para Inclusão de Alunos com Deficiência no Projeto UCA. *In*: CONGRESSO BRASILEIRO DE INFORMÁTICA NA EDUCAÇÃO, 2., [s. l.], 2013. **Anais [...]**. [S. l.]: CBIE, 2013. p. 765-774. DOI: 10.5753/CBIE.WCBIE.2013.765. Disponível em: https://www.researchgate.net/publication/299665670_Tecnologias_Assistivas_Livres_para_Inclusao_de_Alunos_com_Deficiencia_no_Projeto_UCA. Acesso em: 09 dez. 2022.
- ENCARNAÇÃO, P.; AZEVEDO, L.; LONDRAL, A. R. **Tecnologias de Apoio para pessoas com deficiência**. 1. ed. Lisboa: Fundação para a Ciência e a Tecnologia, 2015.
- FAZEL-REZAI, R.; ALLISON, B. Z.; GUGER, C.; SELLERS, E. W.; KLEIH, S. C.; KÜBLER, A. P300 brain computer interface: current challenges and emerging trends. **Frontiers in neuroengineering**, [s. l.], v. 17, n. 5, p. 14, 2012. DOI: 10.3389/fneng.2012.00014. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22822397/>. Acesso em: 10 dez. 2022.
- GUERREIRO, T. J. V.; NICOLAU, H.; JORGE, J.; GONÇALVES, D. Assessing Mobile Touch Interfaces for Tetraplegics. *In*: INTERNATIONAL CONFERENCE ON HUMAN COMPUTER INTERACTION WITH MOBILE DEVICES AND SERVICES, 12., [s. l.], 2010. **Proceedings [...]**. [S. l.]: MOBILEHCI, 2010. p. 31–34. DOI: <https://doi.org/10.1145/1851600.1851608>. Disponível em: <https://dl.acm.org/doi/10.1145/1851600.1851608>. Acesso em: 10 dez. 2022.

- HANSEN, D. W.; JI, Q. In the eye of the beholder: a survey of models for eyes and gaze. **IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence**, [s. l.], v. 32, n. 3, p. 478–500, 2010. DOI: <https://doi.org/10.1109/TPAMI.2009.30>. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/4770110>. Acesso em: 10 dez. 2022.
- HORNOF, A. J. Designing with Children with Severe Motor Impairments. *In: PROCEEDINGS OF THE SIGCHI CONFERENCE ON HUMAN FACTORS IN COMPUTING SYSTEMS*, 9., [s. l.], 2009. **Proceedings** [...]. [S. l.]: CHI, 2009. DOI: <https://doi.org/10.1145/1518701.1519032>. Disponível em: <https://dl.acm.org/doi/10.1145/1518701.1519032>. Acesso em: 10 dez. 2022.
- HORSTMANN KOESTER, H.; CALLAGHAN SIMPSON, R. Method for enhancing text entry rate with single-switch scanning. **JRRD**, [s. l.], v. 51, n. 6, p. 995–1012, 2014. DOI: <https://doi.org/10.1682/JRRD.2013.09.0201>. Disponível em: <https://www.rehab.research.va.gov/jour/2014/516/pdf/JRRD-2013-09-0201.pdf>. Acesso em: 10 dez. 2022.
- KOESTER, H. H.; ARTHANAT, S. Text entry rate of access interfaces used by people with physical disabilities: A systematic review. **Assistive Technology**, [s. l.], v. 30, n. 3, p. 151–163, 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/10400435.2017.1291544>. Acesso em: 29 mar. 2023.
- KVERSØY, K. S.; KELLEMS, R. O.; ALHASSAN, A. R. K.; BUSSEY, H. C.; KVERSØY, S. The emerging promise of touchscreen devices for individuals with intellectual disabilities. **Multimodal Technologies and Interaction**, [s. l.], v. 4, n. 70, p. 1-10, 2020. DOI: 10.3390/mti4040070. Disponível em: <https://www.mdpi.com/2414-4088/4/4/70>. Acesso em: 10 dez. 2022.
- KYUNG, R.; PARK, E. Study on How Seniors and People with Disabilities are Adapting to New Technology. *In: 2020 IEEE INTERNATIONAL IOT, ELECTRONICS AND MECHATRONICS CONFERENCE (IEMTRONICS)*, Vancouver, 2020, (pp. 1-5). IEEE, 2020. **Proceedings** [...]. Vancouver: IEEE, 2020. DOI: 10.1109/IEMTRONICS51293.2020.9216383. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/9216383>. Acesso em: 10 dez. 2022.
- LAZAR, J.; FENG, J. H.; HOCHHEISER, H. **Research Methods in Human-Computer Interaction**. Winchester: John Wiley & Sons, 2010. Disponível em: https://books.google.com/books?id=H_r6prUFpc4C&pgis=1. Acesso em: 10 dez. 2022.
- LENKER, J. A.; PAQUET, V. L. A Review of Conceptual Models for Assistive Technology Outcomes Research and Practice. **Assistive Technology**, [s. l.], v. 15, n. 1, p. 1–15, 2003. DOI: <https://doi.org/10.1080/10400435.2003.10131885>. Acesso em: <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/10400435.2003.10131885>. Acesso em: 10 dez. 2022.

- LIN, Y. L.; CHEN, M. C.; YEH, C. C.; YEH, Y. M.; WANG, H. P. Assisting an Adolescent with Cerebral Palsy to Entry Text by Using the Chorded Keyboard. *In: INTERNATIONAL CONFERENCE, ICCHP, 11., Linz, 2008. Proceedings* [...]. Linz: ICCHP, 2008; p. 1177–1183. DOI: 10.1007/978-3-540-70540-6_177. Disponível em: https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-540-70540-6_177. Acesso em: 10 dez. 2022.
- MCFARLAND, D. J.; WOLPAW, J. R. Brain-Computer Interfaces for Communication and Control. **Communications of the ACM**, [s. l.], v. 54, n. 5, p. 60–66, 2011. DOI: <https://doi.org/10.1145/1941487.1941506>. Disponível em: <https://dl.acm.org/doi/10.1145/1941487.1941506>. Acesso em: 10 dez. 2022.
- MULLING, T.; SATHIYANARAYANAN, M. Characteristics of Hand Gesture Navigation: a case study using a wearable device (MYO). *In: BRITISH HCI CONFERENCE ON - BRITISH HCI, 15., [s. l.], 2015. Proceedings* [...]. [S. l.]: HCI, 2015. p. 283–284. DOI: <https://doi.org/10.1145/2783446.2783612>. Disponível em: <https://dl.acm.org/doi/10.1145/2783446.2783612>. Acesso em: 10 dez. 2022.
- PINHEIRO JUNIOR, C. G.; NAVES, E. L. M.; PINO, P.; LOSSON, E.; ANDRADE, A. O.; BOURHIS, G. Alternative communication systems for people with severe motor disabilities: a survey. **BioMedical Engineering OnLine**, [s. l.], v. 10, n. 1, p. 31–58, 2011. DOI: <https://doi.org/10.1186/1475-925X-10-31>. Disponível em: <https://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/1475-925X-10-31>. Acesso em: 10 dez. 2022.
- RIBEIRO, J.; RAMOS, D.; TAVEIRA, C.; MARTINS, R.; RIBEIRO, A. As Tecnologias de Apoio e a inclusão escolar: um estudo de caso da Terapia Ocupacional na implementação do controlo pelo olhar com uma criança com Síndrome de Leigh. **Indagatio Didactica**, Aveiro, v. 13, n. 2, p. 101-122, 2021. Disponível em: <https://proa.ua.pt/index.php/id/article/view/25101>. Acesso em: 10 dez. 2022.
- SHIBATA, M.; ZHANG, C.; ISHIMATSU, T.; TANAKA, M.; PALOMINO, J. Improvement of a Joystick Controller for Electric Wheelchair User. **Modern Mechanical Engineering**, [s. l.], v. 5, n. 04, p. 132, 2015. Disponível em: <https://www.scirp.org/journal/paperinformation.aspx?paperid=61459>. Acesso em: 10 dez. 2022.
- SIMPSON, R. C. **Computer Access for People with Disabilities - A Human Factors Approach**. Boca Raton: CRC Press, 2013.
- TAI, K.; BLAIN, S.; CHAU, T. A review of emerging access technologies for individuals with severe motor impairments. **Assistive Technology: The Official Journal of RESNA**, London, v. 20, n. 4, p. 204–219, 2008. DOI: <https://doi.org/10.1080/10400435.2008.10131947>. Disponível em: <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/10400435.2008.10131947>. Acesso em: 10 dez. 2022.
- TREWIN, S. *ET AL.* CONSIDERATIONS FOR AI FAIRNESS FOR PEOPLE WITH DISABILITIES. **AI MATTERS**, [S. L.], V. 5, N. 3, P. 40–63, 2019. DISPONÍVEL EM: [HTTPS://DOI.ORG/10.1145/3362077.3362086](https://doi.org/10.1145/3362077.3362086). ACESSO EM: 29 MAR. 2023.

WOBBROCK, J.; MYERS, B. Trackball text entry for people with motor impairments. *In*: CONFERENCE ON HUMAN FACTORS IN COMPUTING SYSTEMS, 6., [s. l.], 2006. **Proceedings** [...]. [S. l.]: ACM/CHI, 2006. p. 479-488. DOI: <https://doi.org/10.1145/1124772.1124845>. Disponível em: <https://dl.acm.org/doi/10.1145/1124772.1124845>. Acesso em: 10 dez. 2022.

XIAO, R.; LEW, G.; MARSANICO, J.; HARIHARAN, D.; HUDSON, S. E.; HARRISON, C. Toffee: Enabling Ad Hoc, Around-Device Interaction with Acoustic Time-of-Arrival Correlation. *In*: INTERNATIONAL CONFERENCE ON HUMAN-COMPUTER INTERACTION WITH MOBILE DEVICES & SERVICES. 16., Toronto, 2014. **Proceedings** [...]. New York: Association for Computing Machinery, 2014. p. 67-76. Disponível em: <https://dl.acm.org/doi/10.1145/2628363.2628383>. Acesso em: 10 dez. 2022.