MARCELO ARCHANJO JOSÉ

Interface humano-computador controlada pelo lábio

São Paulo
2014

MARCELO ARCHANJO JOSÉ

Interface humano-computador controlada pelo lábio

Tese apresentada à Escola Politécnica da
Universidade de São Paulo para a
obtenção do título de Doutor em Ciências.

Área de Concentração:
Sistemas Eletrônicos

Orientadora: Profa. Livre-Docente
Roseli de Deus Lopes

São Paulo
2014

Este exemplar foi revisado e corrigido em relação à versão original, sob responsabilidade única do autor e com a anuência de seu orientador.

São Paulo, 05 de agosto de 2014.

Assinatura do autor _____

Assinatura do orientador _____

FICHA CATALOGRÁFICA

José, Marcelo Archanjo

Interface humano-computador controlada pelo lábio / M.A.

José. -- versão corr. -- São Paulo, 2014.

120 p.

Tese (Doutorado) - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia de Sistemas Eletrônicos.

**1.Interface homem-computador 2.Interação homem-máquina
3.Bioengenharia 4.Tecnologias assistidas 5.Acessibilidade
6.Controle pelo lábio 7.Deficiências motoras graves I.Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia de Sistemas Eletrônicos II.t.**

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à memória de meu pai Miguel Archanjo José.

AGRADECIMENTOS

Agradeço à minha mãe Josecila Maria de Vasconcelos José pelo apoio e incentivo; ao meu irmão Ricardo Archanjo José pelo apoio e incentivo; ao meu irmão André Archanjo José pelo acompanhamento, dicas, e apoio; à minha esposa Audrei Lepski pela paciência, apoio, orientações, incentivo e revisões do texto.

Agradeço aos amigos: Daniel Prata Savoy, Rodrigo Monteiro de Aquino, Arthur Rodorigo de Barcellos, Erich Panzenboeck Lotto, Eliane Bresser Lang, Valtemar Fernandes Cardoso, Daniel Suzuki Silva, Nathalia Sautchuk Patrício, Audrei Lepski, Tatiana Sayuri Monma e Stefani Vila Nova pelo apoio.

Agradeço a Marco Antonio Pellegrini pelas informações que ajudaram a nortear este trabalho.

Agradeço a Cristina Borba pelas revisões dos textos em inglês.

Agradeço a Alexandre Antonino Gonçalves Martinazzo, Leandro Coletto Biazon, Ana Grasielle Dionísio Corrêa e Irene Karaguilla Ficheman pelo apoio, ideias, sugestões e análise crítica.

Agradeço também à Professora Roseli de Deus Lopes pela enriquecedora contribuição, paciência, por ter acreditado nas minhas ideias e me orientando com sua experiência científica singular.

RESUMO

Pessoas com tetraplegia possuem controle sobre poucas partes do corpo, por isso têm grande dificuldade de interação com o mundo ao seu redor. Interfaces humano-computador que utilizam a capacidade de controle muscular remanescente podem promover um acréscimo importante na autonomia do usuário com tetraplegia. Uma nova forma de interação com o computador é proposta: controle de um dispositivo de entrada por meio do lábio inferior. A ideia não foi partir da tecnologia e agregar recursos, mas sim, partir da pessoa e entender suas necessidades e potencialidades para pesquisar, propor, desenvolver e avaliar alternativas tecnológicas. Com o intuito de investigar se o lábio inferior seria capaz de controlar uma interface de maneira eficiente e precisa, foram desenvolvidos protótipos de um dispositivo de entrada vestível que pudesse ser acionado pelo lábio. Considerando o estado da arte, foi avaliada a capacidade do lábio inferior controlar esta interface proposta como um mouse de computador. Também foi realizada a comparação do controle pelo lábio inferior e pelo polegar utilizando o mesmo dispositivo sob as mesmas condições. O objetivo foi estabelecer referências sobre a capacidade do lábio inferior de controlar uma interface. Foram realizados e analisados os resultados de testes com sujeitos de pesquisa, mensurando e comprovando a capacidade tanto do lábio inferior, como parte do corpo capaz de controlar um dispositivo de entrada, quanto do próprio dispositivo.

Palavras-chave: Interface humano-computador. Dispositivo de entrada. Interação humano-computador (IHC). *Design* Centrado no Ser Humano. Tecnologias Assistivas. Acessibilidade. Controle pelo lábio. Deficiências motoras graves.

ABSTRACT

People with tetraplegia control few body parts; therefore, they have great difficulty to interact with the environment. Human-computer interfaces that explore the residual muscular control capacity can provide the user with tetraplegia with an important autonomy increase. I propose a new form of interaction, a input device controlled by the lower lip. The idea was not starting from the technology and aggregate resources, but starting from the user needs to research, to propose, to develop and to evaluate technological alternatives. In order to investigate the lower lip ability to efficiently and precisely control an input device, prototypes of a wearable device were developed. I presented an evaluation of the lower lip potential to control a pointing input device, according to the state of the art. The lower lip throughput was compared with the thumb throughput using the same input device under the same conditions. The objective was to establish the baseline for future researches about the lower lip capacity to operate a computer pointing device. The results proved and measured the capacity of the interface as well as the lower lip as a body part able to control a input device.

Keywords: Human–computer interface. Input device. Human-computer interaction (HCI). Human-Centered Design. Assistive technologies (ATs). Accessibility. Lip control. Severe motor impairments.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Dermátomos, fonte : (SPINAL CORD INJURY, 2013).	2
Figura 2 – Escala ASIA , fonte : (ASIA, 2013).	3
Figura 3 – Nervos Cranianos, fonte : (NETTER, 2000).	4
Figura 4 – Nervos e interfaces humano-computador relacionadas aos nervos Cranianos, fonte da imagem de fundo (NETTER, 2000), destaques das interfaces do autor.	5
Figura 5 – Córtex motor, (a) Córtex motor principal, (b) Motor homúnculo no córtex motor principal, fonte: (MOTOR CORTEX, 2013), tradução do autor.	6
Figura 6 – Interface cérebro máquina, produzindo informação tátil artificial para indicar o alvo correto. (O'DOHERTY et al., 2011), tradução do autor.	12
Figura 7 – Interface cérebro computador e interface visual para seleção dos destinos. Fonte (REBSAMEN et al., 2010), tradução do autor.	13
Figura 8 – Participante realizando testes com sistema de rastreamento do movimento dos olhos. Fonte: (ZHANG; MACKENZIE, 2007).	15
Figura 9 – (a) Posicionamento dos eletrodos para EOG, (b) Aparato experimental. Fonte (MAZO, 2001).	15
Figura 10 – Protótipo da Wheellesley controlado pelo movimento dos olhos. Fonte (YANCO, 1998).	16
Figura 11 – Interface por EMG, a) Dispositivo, b) Posição dos eletrodos. Fonte (WILLIAMS; KIRSCH, 2008).	17
Figura 12 – Interface de sopro-e-sucção. Fonte (KIM et al., 2013).	17
Figura 13 – Direções definidas pelas vogais (símbolos do <i>International Phonetic Alphabet</i>). Fonte (HARADA et al., 2008).	18
Figura 14 – Interfaces que dependem do movimento do pescoço. (a) <i>Joystick</i> de queixo, fonte: (JOYSTICK DE QUEIXO, 2013), (b) Sistema mecânico para capturar o movimento da cabeça, fonte: (HEAD CONTROL, 2013), (c) Sistema por processamento de imagens para capturar o movimento da	

cabeça, fonte: (MAZO, 2001), (d) <i>Joystick</i> de boca, fonte: (MOUTH CONTROL, 2013).	19
Figura 15 – TDS (<i>tongue drive system</i>). Fonte (HUO; GHOVANLOO, 2009), tradução do autor.	20
Figura 16 – Controle pela língua. Fonte (LUND et al., 2010), tradução do autor.	21
Figura 17 – <i>Joystick</i> para língua. Fonte (SLYPER et al., 2011).	22
Figura 18 – Cadeira de rodas motorizada é o centro da tecnologia, em vez do ser humano. Fontes das imagens: cadeira: (CADEIRA DE RODAS MOTORIZADA, 2014), computador: (COMPUTADOR, 2014), celular: (CELULAR, 2014) e TV: (TV, 2014).	27
Figura 19 – Proposta deste trabalho, o usuário é o centro com assistente pessoal que o acompanha. Fontes das imagens: cadeira: (CADEIRA DE RODAS MOTORIZADA, 2014), computador: (COMPUTADOR, 2014), celular: (CELULAR, 2014) e TV: (TV, 2014).	29
Figura 20 – (a) Placa de desenvolvimento Arduino ADK (ARDUINO ADK, 2014), (b) <i>Shield</i> customizada, (c) Módulo Bluetooth Bluegiga WT12 (WT12, 2014), (d) Módulo Bluetooth Roving RN-42 HID (RN-42-HID, 2014), (e) <i>Joystick</i> de polegar (THUMB JOYSTICK, 2014).	30
Figura 21 – Esquemático da conexão feita pela <i>Shield</i> entre a Arduino, o <i>joystick</i> e o Módulo Bluetooth.	31
Figura 22 – Arquitetura básica do LCS para controle do cursor do <i>mouse</i>	32
Figura 23 – Primeiro protótipo.	34
Figura 24 – Curva 01 com o deslocamento do cursor do <i>mouse</i> de maneira simplificada.	35
Figura 25 – Curva 02 com o deslocamento do cursor do <i>mouse</i> proporcional à posição do bastão do <i>joystick</i>	36
Figura 26 – Curva 03 com respostas diferentes de acordo com a posição do bastão do <i>joystick</i>	37
Figura 27 – Segundo protótipo, <i>headset</i> 01.	38
Figura 28 – Terceiro protótipo, <i>headset</i> 02.	39

Figura 29 – Lupa de Pala CSR MG81001. Fonte: (LUPA DE PALA, 2012).	40
Figura 30 – Detalhes do <i>headset</i> 03.	40
Figura 31 – Quarto protótipo montado com o <i>headset</i> 03.	41
Figura 32 – Quinto protótipo, <i>joysticks</i> juntos.....	42
Figura 33 – Regiões de acionamento do <i>joystick</i> que atua como quatro chaves.	43
Figura 34 – Histerese no acionamento das chaves.....	43
Figura 35 – Curva 04 com respostas ajustadas em relação à Curva 03.	45
Figura 36 – Curva 04 com zona morta de 89 <i>pixels</i>	46
Figura 37 – Autor com o protótipo 10, controlando a cadeira de rodas motorizada.	47
Figura 38 – Aparato de teste: a tarefa é tocar na faixa alvo central, sem tocar nas regiões laterais (o toque nas laterais indica um erro). Fonte: (FITTS, 1954).	48
Figura 39 – Tela do teste unidirecional horizontal.	51
Figura 40 – a) Mesa com o aparato de teste, b) Destaque do LCS.	53
Figura 41 – a) <i>Mouse</i> utilizado nos testes, b) Configuração de velocidade padrão do Windows.	53
Figura 42 – a) <i>Mouse</i> , b) LCS controlado pelo polegar, c) LCS controlado pelo lábio.	54
Figura 43 – a) Tarefa unidirecional horizontal, b) Tarefa unidirecional vertical, c) Tarefa multidirecional.	56
Figura 44 – Diagrama dos tempos de movimento e permanência para testes com o LCS.	58
Figura 45 – Taxas de transferência média e desvio padrão.....	64
Figura 46 – Taxas de transferência da 1ª e 5ª sessões do LCS controlado pelo lábio e do TDS (YOUSEFI et al., 2011).....	67
Figura 47 – Percentuais atingidos pelo lábio se comparado com o polegar no uso do LCS.	70

Figura 48 – Traçados: LCS do participante #3 (melhor taxa de transferência com LCS – Lábio), TDS (YOUSEFI et al., 2011). a) LCS lábio, b) LCS polegar, c) <i>Mouse</i> no teste do LCS, d) TDS, e) <i>Mouse</i> no teste do TDS.....	71
Figura 49 – Resultados da avaliação de conforto.	73
Figura 50 – Suporte da cabeça: a) Cinta principal, b) Cinta secundária.	74
Figura 51 – Taxa de transferência obtida pelo LCS controlado pelo lábio em cada sessão.	92
Figura 52 – Taxa de transferência obtida pelo LCS controlado pelo polegar em cada sessão.	92
Figura 53 – Taxa de transferência obtida pelo <i>mouse</i> em cada sessão.	93
Figura 54 – Percentuais atingidos pelo lábio se comparado ao polegar no uso do LCS em cada tarefa por sessão.....	93
Figura 55 – Taxa de transferência obtida pelo LCS controlado pelo lábio na tarefa unidirecional horizontal, por participante.....	94
Figura 56 – Taxa de transferência obtida pelo LCS controlado pelo lábio na tarefa unidirecional vertical, por participante.....	94
Figura 57 – Taxa de transferência obtida pelo LCS controlado pelo lábio na tarefa multidirecional, por participante.	95
Figura 58 – Taxa de transferência obtida pelo LCS controlado pelo polegar na tarefa unidirecional horizontal, por participante.....	95
Figura 59 – Taxa de transferência obtida pelo LCS controlado pelo polegar na tarefa unidirecional vertical, por participante.....	96
Figura 60 – Taxa de transferência obtida pelo LCS controlado pelo polegar na tarefa multidirecional, por participante.	96
Figura 61 – Taxa de transferência obtida pelo <i>mouse</i> na tarefa unidirecional horizontal, por participante.....	97
Figura 62 – Taxa de transferência obtida pelo <i>mouse</i> na tarefa unidirecional vertical, por participante.	97

Figura 63 – Taxa de transferência obtida pelo <i>mouse</i> na tarefa multidirecional, por participante.	98
Figura 64 – Percentuais atingidos pelo lábio, se comparado com o polegar no uso do LCS em cada tarefa, por participante.....	98
Figura 65 – Módulo Bluetooth WT12 adaptado a um conector.	99
Figura 66 – Módulo Bluetooth RN-42 HID adaptado a um conector.	100

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Descrição dos protótipos.....	33
Tabela 2 – IDs para tarefas unidirecionais.	58
Tabela 3 – IDs para tarefa multidirecional.....	59
Tabela 4 – Resumo do desenho de estudo.....	60
Tabela 5 – Taxas de transferência (bits/s) por participante para as tarefas unidirecional horizontal e vertical com o LCS controlado pelo lábio.....	65
Tabela 6 - Taxas de transferência (bits/s) por participante para as tarefas unidirecional horizontal e vertical com o LCS controlado pelo polegar.	66
Tabela 7 – Taxas de transferência (bits/s) por sessões, média e desvio padrão.....	67
Tabela 8– Taxas de transferência (bits/s) de diversas interfaces.....	69

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

EEG	Eletroencefalografia
EMG	Eletromiografia
EOG	Eletro-oculografia
ICC	Interfaces Cérebro-Computador
ICM	Interfaces Cérebro-Máquina
IHC	Interação Humano-Computador
ITCS	<i>Inductive tongue control system</i>
LCS	<i>Lip Control System</i>
MIT	<i>Massachusetts Institute of Technology</i>
TDS	<i>Tongue drive system</i>
USP	Universidade de São Paulo

DICIONÁRIO DE TERMOS (INGLÊS - PORTUGUÊS)

Inductive tongue control system = Sistema indutivo de controle pela língua

Lip Control System = Sistema de controle pelo lábio

Mouth Stick = Bastão de boca

Tongue drive system = Sistema de direção pela língua

Notação

Termos que já são de uso comum em inglês serão apresentados em inglês destacados em itálico, exemplo: *joystick, smartphone, tablet*.

Quando o termo é conhecido em inglês, mas uma tradução literal não é adequada, na sua primeira apresentação no texto será apresentado em inglês com uma tradução explicativa, em seguida será apresentado em inglês destacado em itálico; exemplo: *Tongue Drive System* (TDS) (sistema de direção pela língua).

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO	1
1.1	PERGUNTAS NORTEADORAS	7
1.2	HIPÓTESE	7
1.3	OBJETIVO.....	7
1.4	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	8
1.5	ESTRATÉGIA.....	8
1.6	IMPACTO	9
1.7	ESTRUTURA DA TESE	9
2.	ESTADO DA ARTE	11
2.1	INTRODUÇÃO	11
2.2	INTERFACE CÉREBRO-COMPUTADOR NÃO INVASIVA	13
2.3	INTERFACE PELO MOVIMENTO DOS OLHOS	14
2.4	INTERFACE POR ELETROMIOGRAFIA.....	16
2.5	INTERFACE POR SOPRO-E-SUCÇÃO	17
2.6	INTERFACE POR COMANDOS DE VOZ.....	18
2.7	INTERFACE PELO MOVIMENTO DO PESCOÇO	18
2.8	INTERFACE PELO MOVIMENTO DA LÍNGUA	19
2.9	CONSIDERAÇÕES.....	22
3.	SISTEMA DE CONTROLE PELO LÁBIO	24
3.1	INTRODUÇÃO	24
3.2	SENSOR PARA A INTERFACE HUMANO-COMPUTADOR.....	25
3.3	PROPOSTA DE INTERFACE DE CONTROLE PESSOAL.....	27
3.4	REQUISITOS GERAIS.....	29
3.5	COMPONENTES BÁSICOS	30

3.6	ARQUITETURA.....	31
3.7	PROTÓTIPOS.....	32
3.8	CONSIDERAÇÕES.....	47
4.	MATERIAIS E MÉTODOS	48
4.1	INTRODUÇÃO	48
4.2	TESTES COM HUMANOS.....	51
4.2.1	Sujeitos de pesquisa.....	51
4.2.2	Aparato de testes	53
4.2.3	Procedimento	54
4.2.4	Tarefas	58
4.2.5	Desenho de estudo com humanos	60
4.2.6	Avaliação de conforto	61
4.2.7	Considerações.....	62
5.	ANÁLISE DOS RESULTADOS	63
5.1	INTRODUÇÃO	63
5.2	TAXA DE TRANSFERÊNCIA.....	63
5.3	COMPARAÇÃO COM O POLEGAR	69
5.4	TRAÇADO.....	71
5.5	AVALIAÇÃO DE CONFORTO.....	72
5.6	CONSIDERAÇÕES.....	73
6.	CONCLUSÕES	75
6.1	RETOMANDO AS PERGUNTAS NORTEADORAS	75
6.2	RETOMANDO A HIPÓTESE E O OBJETIVO DA PESQUISA.....	76
6.3	CONTRIBUIÇÕES CIENTÍFICAS E TECNOLÓGICAS	76
6.4	CONCLUSÃO FINAL	76
6.5	TRABALHOS FUTUROS	77

REFERÊNCIAS	78
APÊNDICE A – DOCUMENTOS UTILIZADOS NOS TESTES	87
APÊNDICE B – RESULTADOS ADICIONAIS DOS TESTES.....	92
APÊNDICE C – DETALHES DE CONEXÃO DO MÓDULOS BLUETOOTH.....	99
ANEXO A – PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP.....	101

1. INTRODUÇÃO

Pessoas com deficiência motora podem ter dificuldades na interação com o mundo ao seu redor e também com as tecnologias que justamente poderiam reduzir algumas das desvantagens causadas pela deficiência.

Segundo a Classificação Internacional de Deficiência, Incapacidade e Desvantagem (CIDID) criada pela Organização Mundial da Saúde (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 1993) e apresentada, de maneira clara em português, por (CORRÊA, 2011, p.28):

Deficiência: qualquer perda ou anormalidade de estrutura ou função psicológica, fisiológica ou anatômica. Incluem-se nessas a ocorrência de uma anomalia, defeito ou perda de um membro, órgão, tecido ou qualquer outra estrutura do corpo, inclusive das funções mentais. Representa a exteriorização de um estado patológico, refletindo um distúrbio orgânico, uma perturbação no órgão.

As deficiências são divididas em: visual, motora, mental e auditiva. Neste trabalho, dá-se especial atenção às deficiências motoras, mais especificamente à tetraplegia, paralisia do pescoço para baixo. Mais informações sobre deficiências e reabilitação podem ser encontradas em (GREVE, 2007; LIANZA; KODA, 2001).

Este trabalho será direcionado às dificuldades de interação com o mundo ao seu redor das pessoas com tetraplegia por lesão medular, mas seus resultados poderão ser aplicados nas dificuldades encontradas por pessoas com outras deficiências como a Paralisia Cerebral (PC), Distrofia Muscular Progressiva (DMP), amputados e pessoas com graves sequelas motoras.

No Brasil, segundo o Censo de 2000 (CENSO 2000, 2014), havia aproximadamente um milhão (937.463) de pessoas com tetraplegia, paraplegia ou hemiplegia permanente. No censo de 2010 (CENSO 2010, 2014), não há este dado específico, mas são apresentados os seguintes dados para deficiência motora: “não consegue de modo algum”: 734.421 pessoas, “grande dificuldade”: 3.698.929 pessoas e “alguma dificuldade”: 8.832.249 pessoas.

Assim, tomando por base os números do Censo de 2010, pode-se estimar que o número de pessoas com tetraplegia, paraplegia ou hemiplegia permanente esteja entre 734.421 e 3.698.929.

Pessoas sem mobilidade nos membros inferiores e sem (ou pouca) mobilidade nos membros superiores possuem uma grande dificuldade para interagir com o mundo a seu redor. Nessas condições, encontram-se as pessoas com tetraplegia.

Uma das principais causas da tetraplegia é a lesão da medula espinhal na região cervical (C1-C8).

A Figura 1 apresenta os dermatômos, regiões cutâneas com a mesma raiz nervosa sensitiva. É possível visualizar as regiões afetadas em uma lesão completa, por exemplo, em uma lesão entre as vértebras C4 e C5 restaria a sensibilidade em V1, V2, V3, C1, C2, C3 e C4 (Figura 1) sendo as regiões V1, V2, e V3 suportadas por nervos cranianos.

Figura 1 – Dermatômos, fonte : (SPINAL CORD INJURY, 2013).

A análise completa do tipo de uma lesão medular é feita com o auxílio da escala ASIA (*American Spinal Injury Association*) que é utilizada para identificar o grau de lesão da medula espinhal, considerando tanto a análise motora quanto a

sensitiva, Figura 2. A escala ASIA é utilizada para avaliar o grau de uma lesão medular de um paciente, no lado esquerdo está indicada a análise motora e à direita a análise sensorial.

Patient Name _____

Examiner Name _____ Date/Time of Exam _____

ASIA AMERICAN SPINAL INJURY ASSOCIATION **ISCOS** INTERNATIONAL STANDARDS FOR NEUROLOGICAL CLASSIFICATION OF SPINAL CORD INJURY

MOTOR KEY MUSCLES (scoring on reverse side)

	R	L	
C5	☐	☐	Elbow flexors
C6	☐	☐	Wrist extensors
C7	☐	☐	Elbow extensors
C8	☐	☐	Finger flexors (distal phalanx of middle finger)
T1	☐	☐	Finger abductors (little finger)
UPPER LIMB TOTAL (MAXIMUM) ☐ + ☐ = ☐ (25) (25) (50)			

Comments: _____

SENSORY KEY SENSORY POINTS

	R	L	
C2	☐	☐	
C3	☐	☐	
C4	☐	☐	
C5	☐	☐	
C6	☐	☐	
C7	☐	☐	
C8	☐	☐	
T1	☐	☐	
T2	☐	☐	
T3	☐	☐	
T4	☐	☐	
T5	☐	☐	
T6	☐	☐	
T7	☐	☐	
T8	☐	☐	
T9	☐	☐	
T10	☐	☐	
T11	☐	☐	
T12	☐	☐	
L1	☐	☐	
L2	☐	☐	
L3	☐	☐	
L4	☐	☐	
L5	☐	☐	
S1	☐	☐	
S2	☐	☐	
S3	☐	☐	
S4-5	☐	☐	
TOTALS ☐ + ☐ = ☐ (56) (56) (56) (56)			

Key Sensory Points

0 = absent
1 = altered
2 = normal
NT = not testable

(DAP) Deep anal pressure (yes/no) ☐
PIN PRICK SCORE (max: 112) ☐
LIGHT TOUCH SCORE (max: 112) ☐

NEUROLOGICAL LEVEL: The most caudal segment with normal function. Sensory ☐ R ☐ L. Motor ☐ R ☐ L.

SINGLE NEUROLOGICAL LEVEL: ☐

COMPLETE OR INCOMPLETE? Incomplete = Any sensory or motor function in S4-S5. ☐

ASIA IMPAIRMENT SCALE (AIS): ☐

ZONE OF PARTIAL PRESERVATION (for complete injuries only): Most caudal level with any innervation. Sensory ☐ R ☐ L. Motor ☐ R ☐ L.

This form may be copied freely but should not be altered without permission from the American Spinal Injury Association. REV 04/11

Figura 2 – Escala ASIA , fonte : (ASIA, 2013).

Tendo em vista que a pessoa com tetraplegia (principalmente C5 para cima) tem poucas regiões motoras disponíveis, é importante analisar os nervos cranianos, que não são afetados no caso de uma lesão medular.

Os nervos cranianos conectam o sistema nervoso central diretamente às regiões (motoras ou sensoriais) próximas ao crânio, sem passar pela coluna vertebral. A Figura 3 mostra os nervos cranianos (NETTER, 2000), compostos tanto pelas fibras eferentes (estimulam músculos e glândulas) quanto pelas fibras aferentes (sensoriais).

Figura 3 – Nervos Cranianos, fonte : (NETTER, 2000).

A Figura 4 mostra os nervos cranianos e destaca as áreas cujos movimentos podem ser utilizados em novas interfaces humano-computador, também destaca áreas cujos movimentos já estão relacionados às interfaces existentes:

- movimento dos olhos,
 - rastreamento do movimento dos olhos,
- movimento do pescoço,
 - *joystick* de queixo,
 - rastreamento dos movimentos da cabeça,
 - *joystick* de boca,
- movimento da língua,
 - controle pela língua,
- comandos de voz,
- sopro-e-sucção,
 - controle por sopro-e-sucção.

Pessoas com tetraplegia também podem utilizar interfaces que usam bio-sinais, como: a eletro-oculografia (EOG), que monitora o momento dos olhos; eletromiografia (EMG), que pode monitorar qualquer músculo disponível; interfaces cérebro-máquina (ICM) e interface cérebro-computador (ICC), ambas buscando o contato diretamente com o cérebro.

É importante destacar que os movimentos dos músculos da face e mandíbula, destacados em verde pontilhado na Figura 4, também podem ser úteis no controle de interfaces, mas não é comum encontrar interfaces que utilizam especificamente estes grupos musculares.

Figura 4 – Nervos e interfaces humano-computador relacionadas aos nervos Cranianos, fonte da imagem de fundo (NETTER, 2000), destaques das interfaces do autor.

Atentando-se aos músculos da face, especialmente na boca, é necessário avaliar a capacidade destes grupos musculares de realizar tarefas complexas. Uma forma de analisar mais profundamente é examinar as regiões do córtex motor que controlam os movimentos da boca. A Figura 5 (a) mostra o córtex motor principal e a Figura 5 (b) mostra o motor homúnculo sobreposto no córtex motor principal. Esta representação do homúnculo mostra qual a proporção de áreas do córtex motor que são dedicadas ao controle das áreas do corpo. É importante destacar que o controle da boca e da língua ocupa uma região no córtex motor principal comparável com o

tamanho da região de controle das mãos e dedos (KANDEL; SCHWARTZ; JESSELL, 2000; HUO; WANG; GHOVANLOO, 2008; KIM et al., 2013).

Figura 5 – Córtex motor, (a) Córtex motor principal, (b) Motor homúnculo no córtex motor principal, fonte: (MOTOR CORTEX, 2013), tradução do autor.

O tamanho da área do córtex motor dedicada ao controle dos músculos da boca é um indício importante sobre a viabilidade de um dispositivo de entrada que monitore seus movimentos, especialmente considerando o potencial do lábio inferior, devido a sua capacidade de realizar movimentos horizontais e verticais (inclusive com a ajuda do movimento da mandíbula). Também é necessário considerar que uma interface para o lábio inferior deve evitar o contato com áreas úmidas da boca por questões de higiene. Este é um fator muito importante, principalmente no caso das pessoas com tetraplegia que precisariam da ajuda de outras pessoas para a limpeza da interface.

1.1 PERGUNTAS NORTEADORAS

O lábio inferior é capaz de controlar uma interface humano-computador, de maneira comparável a interfaces desenvolvidas para pessoas com tetraplegia?

Em caso positivo:

Qual seria a capacidade (bits/s)¹ do lábio inferior de controlar esta interface?

Qual seria a capacidade (bits/s) desta interface?

1.2 HIPÓTESE

É possível criar uma nova interface humano-computador controlada pelo lábio inferior e medir a capacidade humana de controlá-la.

1.3 OBJETIVO

Conceber uma interface humano-computador inovadora controlada pelo lábio inferior, medir a capacidade humana de controlá-la e ainda obter a taxa de transferência (bits/s) comparável às interfaces desenvolvidas para pessoas com tetraplegia.

¹ A capacidade de transmissão de dados (taxa de transferência) em Interfaces humano-computador é baseada no teorema 17 de Shannon (SHANNON, 1948) sendo medida em bits/s.

1.4 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Para atingir o objetivo geral será necessário atingir os seguintes objetivos específicos:

- conceber e desenvolver uma interface humano-computador que consiga capturar os movimentos do lábio inferior e convertê-los em movimentos do cursor do mouse;
- elaborar uma metodologia de teste com humanos, obter aprovação do Comitê de Ética em pesquisa desse roteiro de teste, realizar os testes definidos e analisar os resultados dos testes realizados;
- elaborar e submeter as contribuições científicas e tecnológicas para periódico com alto fator de impacto;
- solicitar registro de patente (se aplicável).

1.5 ESTRATÉGIA

A concepção de uma interface que monitore os movimentos do lábio inferior foi baseada no estado da arte, referências de mercado em produtos para pessoas com deficiências motoras severas, na opinião de um consultor técnico (que tem tetraplegia), opinião de especialistas nesta área e na experiência do autor em projetos de eletrônica para cadeiras de rodas motorizadas.

O desenvolvimento do protótipo foi realizado por meio de uma pesquisa exploratória, por se tratar de uma nova forma de interação. A primeira versão do protótipo possuía poucas funcionalidades e serviu de base para a próxima versão, que corrigiu seus problemas e adicionou novas funcionalidades. Este processo iterativo seguiu até que uma versão do protótipo se mostrasse viável e em condições de ser testado com sujeitos de pesquisa.

Foi medida a taxa de transferência da interface desenvolvida controlada pelo lábio inferior, visando a estabelecer na literatura, a referência da capacidade do lábio inferior controlar uma interface humano-computador.

Também foi medida a taxa de transferência da interface desenvolvida controlada pelo polegar, com o intuito de comparar os resultados obtidos pelo polegar e pelo lábio inferior, estabelecendo-se uma razão entre eles.

O roteiro de testes com o protótipo final foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário da Universidade de São Paulo e foi realizado seguindo normas específicas para a avaliação de dispositivos que atuam como *mouse* de computador.

1.6 IMPACTO

É muito importante o esforço científico em prol do bem estar de pessoas com deficiência. Foram selecionados componentes de baixo custo, robustos e com alta disponibilidade para que o produto final seja economicamente acessível. A divulgação científica por meio desta tese, de artigos e de eventual patente visa a contribuir para trabalhos futuros que gerem conhecimento na área, bem como o desenvolvimento de tecnologias assistivas. Os programas embarcados desenvolvidos nesta pesquisa estão disponíveis como código aberto sob licença GNU GPL v3.

1.7 ESTRUTURA DA TESE

Além deste capítulo introdutório, esta tese inclui os seguintes capítulos:

Estado da arte – Apresenta as produções científicas mais relevantes relacionadas à interfaces humano-computador que são aplicáveis para pessoas com tetraplegia. São consideradas interfaces: cérebro-computador (ICC) não invasiva, pelo movimento dos olhos, por eletromiografia (EMG), por sopro-e-sucção, por comandos de voz, pelo movimento do pescoço e pelo movimento da língua.

Sistema de Controle pelo Lábio – Descreve o desenvolvimento dos protótipos, baseado nos objetivos desta tese, visando a validar ou a refutar a hipótese, destacando-se o processo iterativo para a construção da versão final. Apresenta as tecnologias escolhidas para os protótipos com maior viabilidade e provável longevidade. Também apresenta a arquitetura capaz de ser submetida aos testes com sujeitos de pesquisa.

Materiais e Métodos – Apresenta os materiais e métodos utilizados no processo de avaliação da interface humano-computador desenvolvida, tanto seguindo os processos técnicos quanto de análise de conforto da norma ISO/TS 9241-411 (INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 2012).

Análise dos resultados – Descreve os resultados das avaliações, bem como a análise comparativa e crítica. É apresentada taxa de transferência obtida tanto pelo lábio inferior quanto pelo polegar, nos diversos testes. É comparado o desempenho do lábio inferior em relação ao polegar. Também são apresentados e analisados os resultados da análise de conforto.

Conclusões – São apresentadas as conclusões do trabalho desenvolvido em toda a tese. São retomadas as perguntas norteadoras, a hipótese e o objetivo da pesquisa. São apresentadas as contribuições científicas e tecnológicas, as pesquisas futuras e a conclusão final.

Esta tese inclui ainda dois apêndices e um anexo:

APÊNDICE A – Documentos utilizados nos testes.

APÊNDICE B – Resultados adicionais dos testes.

APÊNDICE C – Detalhes de Conexão do Módulos Bluetooth

ANEXO A – Parecer consubstanciado do CEP.

2. ESTADO DA ARTE

Neste capítulo, são apresentadas as produções científicas mais relevantes a respeito do tema abordado. Alguns dos trabalhos aqui mencionados tratam de interfaces humano-computador para pessoas com tetraplegia, outros envolvem interfaces que podem ser utilizadas por pessoas com tetraplegia (mas que não foram concebidas necessariamente para eles) e outras envolvem interfaces cuja finalidade é o controle de cadeira de rodas motorizada.

2.1 INTRODUÇÃO

Interfaces humano-computador que funcionam como *mouse* podem ser avaliadas por meios dos testes da lei de Fitts (FITTS, 1954; SOUKOREFF; MACKENZIE, 2004; MACKENZIE; KAUPPINEN; SILFVERBERG, 2001; INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 2012). Basicamente, estes testes envolvem extensas tarefas de apontar e selecionar alvos com tamanho e distância variados na tela do computador, com o objetivo de medir a taxa de transferência do ser humano para o computador. Para que uma interface experimental possa ser avaliada pela lei de Fitts, ela necessita apresentar um comportamento estável, confiável e preciso. Algumas interfaces experimentais que simplesmente demonstram a possibilidade de controlar o cursor do *mouse* não suportam o rigor dos testes da lei de Fitts, logo somente o fato de uma interface ser avaliada, já demonstra seu amadurecimento, sendo que a taxa de transferência medida no teste quantificará sua capacidade de transmissão de dados. Mais informações são fornecidas no 4 - Materiais e Métodos.

Os conceitos fundamentais para a criação de interfaces voltadas para pessoas com tetraplegia são apresentados em quatro trabalhos muito importantes.

Héctor A. Caltenco e seu grupo realizaram uma avaliação das principais tecnologias usadas por pessoas com tetraplegia para interagir com computadores (CALTENCO et al., 2012). Este trabalho visa a ajudar desenvolvedores de interfaces a entender melhor as necessidades dos usuários e suas opiniões sobre diversos dispositivos disponíveis no mercado.

Carlos G. Pinheiro Jr. e seu grupo analisaram formas alternativas de comunicação (PINHEIRO et al., 2011), destacando o uso de bio-sinais como alternativa para pessoas com deficiências motoras graves.

Julio Abascal fez uma análise das características necessárias para interfaces feitas para pessoas com deficiências e destacam que o desenvolvimento dessas interfaces deve maximizar o controle e minimizar o esforço físico e cognitivo do usuário (ABASCAL, 2008).

Manuel Mazo apresentou um trabalho bastante amplo (MAZO, 2001) aplicável a pessoas com tetraplegia, com foco no controle de cadeiras de rodas motorizadas, SIAMO (acrônimo em espanhol para sistema integral de mobilidade assistida), que envolve além de diversas interfaces de entrada também a eletrônica de controle e potência da cadeira de rodas motorizada.

A leitura destes quatro trabalhos é essencial para quem deseja pesquisar ou desenvolver interfaces para pessoas com deficiências motoras graves.

Tratamentos regenerativos para lesões na medula espinhal (GUO et al., 2011; THURET; MOON; GAGE, 2006) ou interfaces cérebro-máquina (ICM) invasivas (NICOLELIS, 2001; O'DOHERTY et al., 2011, HOCHBERG et al., 2012) com capacidade de controlar membros robóticos ou receber informações táteis artificiais (Figura 6) ainda não são alternativas disponíveis fora do ambiente de pesquisa. Enquanto isso, pessoas com tetraplegia precisam de interfaces humano-computador (CALTENCO et al., 2012) que estejam focadas no cérebro e nos músculos que os usuários ainda controlam.

Figura 6 – Interface cérebro máquina, produzindo informação tátil artificial para indicar o alvo correto. (O'DOHERTY et al., 2011), tradução do autor.

Alternativas correntes de interfaces humano-computador para pessoas com tetraplegia incluem interfaces: cérebro-computador (ICC) não invasiva, pelo movimento dos olhos, por eletromiografia (EMG), por sopro-e-sucção, por comandos de voz, pelo movimento do pescoço e pelo movimento da língua.

2.2 INTERFACE CÉREBRO-COMPUTADOR NÃO INVASIVA

ICCs não invasivas utilizam eletroencefalografia (EEG) (AKCAKAYA et al., 2013) e podem ser classificadas em dois tipos principais (PINHEIRO et al., 2011): síncronas e assíncronas.

O EEG síncrono envolve o monitoramento de sinais que não são criados de uma forma espontânea pelo usuário, mas sim por meio de estímulos normalmente visuais e raramente auditivos, estes sinais são chamados de potencial evocado. Entre os potenciais evocados se destacam o P300 e o SSVEP (*steady state visual evoked potential*).

Um trabalho que demonstra um sistema autônomo de controle de cadeira de rodas motorizadas (REBSAMEN et al., 2010), consiste numa interface que utiliza EEG com um sistema síncrono por meio do P300. A Figura 7 mostra a tela com uma matriz de alvos (lugares na casa) que pisca aleatoriamente, se o usuário focar sua atenção em um item, o sinal de EEG sofre um pico aproximadamente 300 ms depois que o alvo piscou, o que determina qual alvo foi selecionado. Para atingir um grau aceitável de confiabilidade em uma seleção, este sistema leva aproximadamente 5 segundos para definir que um alvo foi realmente selecionado.

Figura 7 – Interface cérebro computador e interface visual para seleção dos destinos. Fonte (REBSAMEN et al., 2010), tradução do autor.

O EEG assíncrono monitora sinais, cuja amplitude é espontaneamente modificada pelo usuário. Este método permite um controle contínuo (MCFARLAND; LEFKOWICZ; WOLPAW, 1997) chegando a uma demonstração básica do controle do cursor do *mouse* (FABIANI et al., 2004) monitorando regiões sensorimotoras do cérebro, especificamente os ritmos mu (8-12Hz) e beta (18-25Hz). Os desafios neste método são: o longo período de treinamento e a grande variação de desempenho (PINHEIRO et al., 2011).

Mais informações sobre a taxa de transferência de interfaces cérebro-computador podem ser encontradas em: (WOLPAW et al., 2000; OBERMAIER et al., 2001).

2.3 INTERFACE PELO MOVIMENTO DOS OLHOS

O rastreamento do movimento dos olhos pode ser feito por meio de processamento de imagens (câmera apontada para o olho) ou por eletro-oculografia (EOG) que utiliza eletrodos para medir diferenças de potencial elétrico produzidas pelo movimento dos olhos. Qualquer sistema que monitora o movimento dos olhos exige muita atenção e está sujeito a erros devido a mudanças de posição dos olhos antes de finalizar um comando. Para controlar o cursor de um *mouse*, esta condição pode ser aceitável, mas é problemática quando se trata do controle de cadeiras de rodas motorizadas, por exemplo.

O rastreamento do movimento dos olhos também pode ser realizado por meio de processamento de imagens (CHIN; BARRETO; ADJOUADI, 2009; ZHANG; MACKENZIE, 2007). No trabalho de Zhang e Mackenzie em (ZHANG; MACKENZIE, 2007) há o controle do cursor do *mouse* por meio do rastreamento do movimento dos olhos, onde se realiza uma análise bem fundamentada seguindo a lei de Fitts (FITTS, 1954) ISO 9241-9 (INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 2000), Figura 8.

Figura 8 – Participante realizando testes com sistema de rastreamento do movimento dos olhos.

Fonte: (ZHANG; MACKENZIE, 2007).

Mazo apresenta o uso do rastreamento do movimento dos olhos por meio de EOG para controlar a cadeira de rodas motorizada (MAZO, 2001). A Figura 9 apresenta o posicionamento dos eletrodos nesse trabalho.

(a)

(b)

Figura 9 – (a) Posicionamento dos eletrodos para EOG, (b) Aparato experimental. Fonte (MAZO, 2001).

Outro trabalho relacionado, em que há uso de EOG para controle de cadeira de rodas motorizada (a qual foi chamada de *Wheelesley*) (YANCO, 1998), foi um projeto do MIT que direcionou esforços para auxiliar pessoas que não conseguem utilizar *joysticks*.

Para compensar a dificuldade em controlar a cadeira, foram introduzidos doze sensores Infravermelhos, seis sensores de ultrassom montados no perímetro da cadeira e dois de efeito hall no para-choque. Além do sensoriamento foi criada uma

interface gráfica para auxiliar a condução. Uma crítica que pode ser feita, é que o controle da cadeira de rodas motorizada pelo movimento dos olhos pode gerar comandos errados devido ao deslocamento do olhar por reflexo ou distração. A Figura 10 apresenta a cadeira Wheellesley.

Figura 10 – Protótipo da Wheellesley controlado pelo movimento dos olhos. Fonte (YANCO, 1998).

2.4 INTERFACE POR ELETROMIOGRAFIA

A EMG permite monitorar a contração de músculos específicos por meio de sinais colhidos por eletrodos (PINHEIRO et al., 2011; CHIN; BARRETO; ADJOUADI, 2009; WILLIAMS; KIRSCH, 2008), essa característica é adequada para pessoas com tetraplegia, pois o posicionamento dos eletrodos pode ser feito de acordo com os músculos que o usuário tem controle. O trabalho (WILLIAMS; KIRSCH, 2008) mostra o controle de cursor do *mouse* (quatro direções discretas) por meio de comandos obtidos através de sinais de EMG de músculos do pescoço e cabeça, realizou uma análise bem fundamentada seguindo a lei de Fitts (FITTS, 1954) ISO 9241-9 (INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 2000). A Figura 11 mostra o dispositivo e a posição dos eletrodos.

Figura 11 – Interface por EMG, a) Dispositivo, b) Posição dos eletrodos. Fonte (WILLIAMS; KIRSCH, 2008).

2.5 INTERFACE POR SOPRO-E-SUCÇÃO

Interfaces por sopro-e-sucção são capazes de indicar quatro direções discretas. São implementadas com sensor de pressão de ar (positiva e negativa). Quando o usuário sopra o dispositivo registra a pressão; abaixo de um determinado valor é considerado um sopro fraco, acima, um sopro forte. O mesmo vale para a sucção, um limiar determina o que é uma sucção fraca ou forte. As quatro direções são associadas a um período de permanência em uma dessas quatro regiões de pressão: sopro fraco, sopro forte, sucção fraca e sucção forte.

Um controle por sopro-e-sucção para cadeira de rodas motorizada é apresentado em (MAZO, 2001). E um trabalho recente (KIM et al., 2013) compara uma interface por sopro-e-sucção com uma interface para a língua no controle do cursor do *mouse*, utilizando o rigor da lei de Fitts (FITTS, 1954). A Figura 12 mostra o dispositivo de sopro-e-sucção utilizado nos testes.

Figura 12 – Interface de sopro-e-sucção. Fonte (KIM et al., 2013).

2.6 INTERFACE POR COMANDOS DE VOZ

Comandos de voz estão se tornando uma opção viável na computação móvel. Atualmente, aplicativos como Siri da Apple e S-voice da Samsung permitem o acesso a aplicativos e outros recursos por meio de comandos de voz, mas a dificuldade que estes aplicativos enfrentam é a sensibilidade a ruídos.

Comandos de voz discretos, que indicam direções, por exemplo, podem ser utilizados para o controle de cadeira de rodas motorizadas (MAZO, 2001; PACNIK; BENKIC; BRECKO, 2005).

Harada em (HARADA et al., 2008) não utilizou comandos discretos, mas sim comandos contínuos vocalizando vogais. A Figura 13 mostra as direções associadas às vogais (de acordo com o *International Phonetic Alphabet*), cujos testes de controle do cursor do *mouse*, obedeceram à lei de Fitts (FITTS, 1954).

Figura 13 – Direções definidas pelas vogais (símbolos do *International Phonetic Alphabet*). Fonte (HARADA et al., 2008).

2.7 INTERFACE PELO MOVIMENTO DO PESCOÇO

O *joystick* de queixo, Figura 14(a), é uma das melhores opções disponíveis para pessoas com tetraplegia. Ele consiste de um *joystick* de cadeira de rodas motorizada adaptado para ser controlado pelo queixo (PELLEGRINI et al., 2004). Alguns sistemas permitem a conexão com o computador para controlar o cursor do *mouse* (CHEN et al., 2007; CHEN et al., 2009). A grande vantagem do *joystick* é o movimento suave, livre e com diferentes níveis de intensidade em qualquer direção. O controle pelo queixo, bem como o controle pelo movimento da cabeça (CHRISTIENSEN; GARCIA, 2005; MAZO, 2001; EPSTEIN; MISSIMER; BETKE,

2012; ZHANG et al., 2007) (Figura 14(b) e (c)) e o *joystick* de boca (CALTENCO et al., 2012) (*joystick* que o usuário controla mordendo seu bastão, Figura 14(d)) fazem parte do mesmo grupo que depende do movimento do pescoço. O tronco precisa ser fixado para que o pescoço se mova livremente controlando a interface. As cadeiras de rodas motorizadas fornecem esta possibilidade, uma vez que o usuário já precisa ser fixado com cintos em seu assento, por outro lado o usuário destas interfaces fica sem elas se não estiver na cadeira de rodas motorizada, por exemplo, quando é transferido para sua cama. A desvantagem destas interfaces é a produção de falsos comandos devido à vibração da cadeira de rodas motorizada (durante o movimento), mas isso não é problema para o controle do cursor do *mouse*, uma vez que ocorre com a cadeira parada. No caso da tetraplegia espasmódica, quando ocorrem espasmos no tronco, podem ocorrer comandos involuntários.

(a)

(b)

(c)

(d)

Figura 14 – Interfaces que dependem do movimento do pescoço. (a) *Joystick* de queixo, fonte: (JOYSTICK DE QUEIXO, 2013), (b) Sistema mecânico para capturar o movimento da cabeça, fonte: (HEAD CONTROL, 2013), (c) Sistema por processamento de imagens para capturar o movimento da cabeça, fonte: (MAZO, 2001), (d) *Joystick* de boca, fonte: (MOUTH CONTROL, 2013).

2.8 INTERFACE PELO MOVIMENTO DA LÍNGUA

Nos últimos anos, o uso da língua foi muito estudado como possível interface para pessoas com tetraplegia. Isto ocorre porque a língua é controlada pelo nervo

hipoglosso que não está conectado ao cérebro pela coluna vertebral. Ao contrário, ele tem uma conexão direta com o cérebro através do canal do hipoglosso. Ainda é importante lembrar que o controle da boca e da língua ocupa uma região no córtex motor principal comparável ao tamanho da região de controle das mãos e dedos (KANDEL; SCHWARTZ; JESSELL, 2000; HUO; WANG; GHOVANLOO, 2008; KIM et al., 2013), portanto são intrinsecamente capazes de movimentos sofisticados.

A interface de entrada que captura informações pelo movimento da língua para controle da cadeira de rodas motorizada, foi chamada pelos autores de *Tongue Drive System* (TDS) (sistema de direção pela língua) (HUO; WANG; GHOVANLOO, 2008; HUO; GHOVANLOO, 2009). Posteriormente, avaliaram o seu uso como dispositivo de entrada em computadores (YOUSEFI et al., 2011; KIM et al., 2013), controlando o cursor do *mouse*, utilizando a lei de Fitts (FITTS, 1954). O TDS realiza o mapeamento do movimento da língua por meio de imã permanente colocado na língua (como um *piercing* de língua) e um sistema externo com sensores magnéticos, que é fixado na cabeça do usuário, Figura 15.

Figura 15 – TDS (*tongue drive system*). Fonte (HUO; GHOVANLOO, 2009), tradução do autor.

O sistema tem funções discretas relacionadas às posições da língua: quatro direções, parada (neutro) e duas para controlar a velocidade. Para evitar comandos equivocados, estas funções podem ser programadas com posições da língua que são suficientemente diferentes das normais. Este trabalho apresentou uma alternativa inovadora que pode ser muito útil, principalmente para o caso de pessoas com doenças degenerativas que perderam o movimento do pescoço.

Lund apresenta outra interface que utiliza o controle pela língua, foi chamada de *Inductive Tongue Control System* (ITCS) (sistema indutivo de controle pela língua), o sistema é sem fio e fica alojado dentro da boca (LUND et al., 2010), Figura 16. Também depende de um imã permanente como *piercing* de língua.

Figura 16 – Controle pela língua. Fonte (LUND et al., 2010), tradução do autor.

Este trabalho explora somente o potencial da língua para controlar a cadeira de rodas motorizada. Nesta interface, o usuário toca com o imã uma das regiões no aparelho que está no palato; o controle é discreto com oito direções e dez comandos. Entre esses dez comandos: liga, desliga e dois pontos para controle de função. Esta pesquisa apresenta as mesmas dificuldades que um controle discreto como o penta sofre, mas é uma prova de conceito importante para demonstrar a capacidade da língua para controlar a cadeira.

Um terceiro trabalho que merece destaque envolve um dispositivo que é um *joystick* para língua (SLYPER et al., 2011). Seu formato lembra uma chupeta, sendo

que o usuário segura com os dentes uma parte e as quatro chaves (recobertas com silicone) ficam posicionadas em frente à língua. Ele foi concebido para fantasias que precisam de controle eletrônico e que o usuário necessita ficar com as mãos livres, mas pode ser utilizado também como tecnologia assistiva.

Figura 17 – *Joystick* para língua. Fonte (SLYPER et al., 2011).

Ele não foi testado controlando o cursor do *mouse*, mas no artigo (SLYPER et al., 2011) é comparado com uma interface de sopro-e-sucção e com um sensor de mordida (que é usado por mergulhadores fotógrafos) em algumas tarefas de seleção de direções, mas não foi avaliada segundo a lei de Fitts.

Os três trabalhos, descritos nesta seção, apresentam dificuldades relacionadas à higiene para pessoas com tetraplegia, uma vez que tem contado com a área úmida da boca.

2.9 CONSIDERAÇÕES

O estado da arte descrito neste capítulo se concentrou em interfaces humano-computador para pessoas com tetraplegia, pois este é o foco deste trabalho. Foi a própria evolução da pesquisa que levou a este caminho. Inicialmente, as pesquisas partiram do entendimento do estado da arte em cadeiras de rodas motorizadas, que são a maior fonte de tecnologia para as pessoas com tetraplegia.

Com a evolução da pesquisa, o foco passou a ser a pessoa e sua interação com o mundo ao seu redor, quando está na cadeira de rodas motorizada ou fora dela, apoiado pelo computador por meio de uma interface.

Não foram abordadas pesquisas que fazem experimentações utilizando movimentos da face quando as mesmas não visam o controle de dispositivos de entrada que comandam o ponteiro do mouse. Por exemplo, uma pesquisa utiliza

processamento de imagens para identificar abertura e fechamento dos lábios com objetivo de gerar comandos em código Morse (CHEN; CHIEN; CHANG, 2007), outra utiliza o piscar dos olhos para acionamento de um teclado virtual (YANG et al., 2013).

3. SISTEMA DE CONTROLE PELO LÁBIO

Ao buscar uma interface humano-computador que possibilitasse melhor interação da pessoa com tetraplegia com o mundo ao seu redor, estando em uma cadeira de rodas motorizada ou fora dela e também a fim de verificar se seria possível controlar uma interface humano-computador pelo lábio inferior, foi necessário conceber e desenvolver protótipos do sistema de controle pelo lábio ou LCS (*Lip Control System*).

3.1 INTRODUÇÃO

O desenvolvimento do LCS foi baseado no estado da arte de interfaces humano-computador, na opinião de um consultor técnico (que tem tetraplegia) e de especialistas. Também foram consideradas como inspiração, referências de mercado em produtos para pessoas com deficiências motoras severas.

O desenvolvimento de uma sequência de protótipos teve como princípio pesquisar / planejar, desenvolver, analisar e replanejar em ciclos. No desenvolvimento em ciclos, busca-se a melhoria a cada iteração, sendo este processo baseado no famoso Ciclo de Deming ou PDCA (*Plan–Do–Check–Act*) (DEMING, 1986) que é aplicado na gestão da qualidade. Esta mesma abordagem é usada em pesquisas exploratórias para se obter artefatos intermediários que permitam entender melhor o problema antes de aumentar a complexidade.

O desenvolvimento ocorreu em ciclos com resultados menores e parciais, mas que ajudam a direcionar o esforço durante o desenvolvimento. Ao desenvolver uma primeira versão simples do protótipo, são descobertos problemas e dificuldades que não seriam normalmente previstos na teoria. A segunda versão corrige estes problemas e introduz novas características, repetindo estas iterações até criar o protótipo final.

As etapas de planejamento e análise tiveram apoio de um consultor técnico que tem tetraplegia: Marco Antonio Pellegrini, bacharel em matemática, pós-graduado em tecnologia assistiva e Secretário Adjunto da Secretaria de Estado dos Direitos da Pessoa com Deficiência (SEDPcD). Este consultor possui uma visão

técnica de especialista e ao mesmo tempo a visão de usuário de tecnologias já existentes.

Considerando ainda o estado da arte e as soluções de mercado existentes, foram traçados os requisitos funcionais do LCS.

Cada protótipo desenvolvido foi avaliado frente aos requisitos, tendo os pontos favoráveis incorporados ao projeto e os problemas identificados, corrigidos numa versão seguinte do protótipo. Este ciclo se repetiu até que todos os objetivos fossem atingidos.

3.2 SENSOR PARA A INTERFACE HUMANO-COMPUTADOR

Muitas pesquisas procuram desenvolver sistemas autônomos para reduzir a exigência de ações de controle por parte dos usuários com deficiências motoras, mas curiosamente os produtos de mercado mais sofisticados e desejados são, em sua maioria, aqueles em que o usuário tem maior controle. O consultor Marco Pellegrini esclarece que a pessoa com deficiência busca obter o máximo possível de controle do mundo ao seu redor, e não algo que irá tomar as decisões por ela.

Qualquer pessoa sente certo desconforto ao utilizar uma tecnologia que toma o poder de decisão dela, isto não é novidade, pois se trata de um dos princípios básicos da usabilidade¹ (MANDEL, 1997), ou seja, colocar o usuário no controle da interface.

O usuário deve ter o controle, sendo clara a importância de uma interface humano-computador que seja capaz de coletar com eficiência os comandos fornecidos pelo usuário com tetraplegia.

A interface de entrada para pessoas com deficiência deve estar adaptada às suas capacidades, também deve maximizar o controle e minimizar o esforço físico e cognitivo do usuário (ABASCAL, 2008).

¹ Usabilidade é muito utilizada na concepção de interfaces de software, mas seus princípios podem ser aplicados na interação humano computador em geral.

O *joystick* é um sensor amplamente utilizado em tecnologias assistivas (CALTENCO et al.,2012), pois seu uso é intuitivo, o movimento do bastão equivale ao movimento do cursor do *mouse* ou às direções de movimento de uma cadeira de rodas motorizada. O *joystick* é um dispositivo de entrada de dados com dois canais analógicos independentes (x e y) e por este motivo, é possível informar valores intermediários até nas diagonais. O *joystick* numa cadeira de rodas motorizada, se comparada a um carro, equivale ao volante, acelerador e freio no mesmo dispositivo.

Por outro lado, as interfaces com funções discretas com quatro direções não fornecem valores intermediários e os movimentos diagonais são mais complexos, logo são preteridas em relação ao *joystick*. Apesar dessas limitações, interfaces com funções discretas são utilizadas em muitas pesquisas, principalmente devido a: características do processo de interface entre o humano e o computador (por exemplo, uma interface de sopro que mapeia as quatro direções com sopro forte, sopro fraco, sucção forte e sucção fraca) e pela facilidade de utilizar quatro chaves quando se apresenta uma nova tecnologia.

De uma maneira geral, o monitoramento (por meio de infravermelho, ultrassom, câmeras, câmeras estéreo e câmeras de profundidade) na cadeira de rodas motorizada é usado para compensar a dificuldade da interface com o usuário. Por exemplo, interfaces por movimento dos olhos precisam monitorar a região próxima à cadeira de rodas motorizada para evitar colisões, devido ao processo de coleta de dados que aceita os falsos positivos. Isto significa que, quanto pior a interface com o usuário mais monitoramento será necessário. É claro que isto não desqualifica a interface por movimento dos olhos para outras aplicações como o controle do cursor do *mouse*.

O próprio autor tinha a expectativa de utilizar sua formação em processamento de imagens e reconstrução 3D para melhorar o processo de condução da cadeira de rodas motorizada por pessoas com tetraplegia. Porém, a pesquisa do estado da arte (nesta área) demonstrou que o cerne do problema não era a cadeira perceber o ambiente, mas o usuário poder atuar melhor no comando da cadeira. Tecnologias para facilitar a direção vêm depois do problema da interface humano-computador estar bem resolvido e não antes.

Dos sensores para Interfaces humano-computador existentes, o *joystick* é uma das melhores alternativas para o desenvolvimento de uma interface assistiva. Assim, ele foi escolhido para compor o LCS.

3.3 PROPOSTA DE INTERFACE DE CONTROLE PESSOAL

A cadeira de rodas motorizada é um instrumento de mobilidade para pessoas que perderam ou nasceram sem esta capacidade. Tecnologias foram adicionadas a um conjunto de motores para comandar o seu movimento. Além disso, é possível controlar computadores e aparelhos eletrônicos por meio dos sistemas de controle das cadeiras de rodas motorizadas mais sofisticadas, mas uma importante questão permanece sem resposta: quando o usuário não está na cadeira de rodas motorizada repleta de tecnologia, o que ele consegue controlar?

Figura 18 – Cadeira de rodas motorizada é o centro da tecnologia, em vez do ser humano. Fontes das imagens: cadeira: (CADEIRA DE RODAS MOTORIZADA, 2014), computador: (COMPUTADOR, 2014), celular: (CELULAR, 2014) e TV: (TV, 2014).

De fato, o processo evolutivo da tecnologia deixou o usuário em segundo plano, ou seja, a tecnologia é da cadeira e não do usuário.

Neste trabalho, é proposto que o controle deve ser do usuário e não da cadeira. Parece uma conclusão óbvia, mas que traz problemas.

Quando uma interface de entrada está montada para ser controlada pela mão, existe um suporte (braço da cadeira) para apoiar devidamente o braço do usuário ou até fixá-lo. Se uma interface de entrada está montada para ser controlada

pelo queixo, o usuário é fixado na cadeira e existe um suporte para a interface na cadeira.

Ao imaginar um controle fora da cadeira de rodas motorizada é necessário imaginar que ele deve se fixar no usuário sem ser invasivo (como os exemplos do tópico de interfaces de controle pela língua descritas na seção 2.8 - Interface pelo movimento da língua, que utilizam um *piercing* de língua).

Idealizou-se então um dispositivo fixado à cabeça como um *headset* com um micro *joystick* próximo à boca para o controle pelos lábios, que preferencialmente seja controlado pelo lábio inferior (região seca do lábio) para que a boca fique livre para falar, para o uso de respirador (quando necessário) e por questões de higiene. Uma interface fixada à cabeça por meio de um *headset* reduz o risco de comandos involuntários com a vibração (numa cadeira de rodas motorizada) e em caso de espasmos, pois o *joystick* se move com a cabeça.

Uma interface pessoal tem desdobramentos importantes, pois o usuário fica no comando dos dispositivos controlados por esta interface, independentemente da cadeira de rodas motorizada. Isto é, a tecnologia é do usuário, não da cadeira, Figura 19. Esta interface pessoal controlando um *smartphone* ou *tablet* ajudará a ampliar a autonomia e capacidade de interação da pessoa com deficiência motora com o mundo ao seu redor, uma vez que a produção de aplicações para estas plataformas é muito ativa, incluindo o controle de aparelhos eletrônicos (TVs, *home theaters*, etc), domótica, navegação GPS, aplicativos de comunicação, entre outros.

Sendo assim, o LCS deve ser um *headset* e possuir tecnologias com capacidade de controlar *smartphones* e *tablets*.

Figura 19 – Proposta deste trabalho, o usuário é o centro com assistente pessoal que o acompanha.

Fontes das imagens: cadeira: (CADEIRA DE RODAS MOTORIZADA, 2014), computador: (COMPUTADOR, 2014), celular: (CELULAR, 2014) e TV: (TV, 2014).

3.4 REQUISITOS GERAIS

Com base no que foi apresentado nas seções anteriores, chegou-se à conclusão de que o LCS teria os seguintes requisitos:

- interface pessoal,
 - leve e fixado na cabeça do usuário como um *headset*,
 - Bluetooth para controle de *smartphones* e PCs,
- controle pelo lábio inferior,
- controle por *joystick* analógico,
- sistema não invasivo (sem *piercings*).

3.5 COMPONENTES BÁSICOS

O desenvolvimento do LCS foi realizado por etapas. A plataforma para o desenvolvimento das diferentes versões de protótipos utilizou alguns componentes básicos, apresentados na Figura 20.

Figura 20 – (a) Placa de desenvolvimento Arduino ADK (ARDUINO ADK, 2014), (b) *Shield* customizada, (c) Módulo Bluetooth Bluegiga WT12 (WT12, 2014), (d) Módulo Bluetooth Roving RN-42 HID (RN-42-HID), 2014), (e) *Joystick* de polegar (THUMB JOYSTICK, 2014).

A placa de desenvolvimento Arduino (especificamente a Mega ADK, mas poderia ser uma UNO) foi escolhida por possuir capacidade de processamento e quantidades de portas de entrada e saída suficientes para a complexidade e desempenho necessários em um projeto como este. Outras placas de desenvolvimento poderiam ser utilizadas, mas a Arduino se destaca pela quantidade de informações e projetos disponibilizados pela comunidade de *hardware* livre

Foi utilizada uma *shield* customizada para facilitar a conexão do módulo Bluetooth com a Arduino. A Figura 21 apresenta um diagrama simplificado das conexões. Esta *shield* ainda traz alguns recursos como *leds* e chaves que facilitam o *debug*, mas não são essenciais para os protótipos aqui desenvolvidos.

Os módulos Bluetooth Bluegiga WT12 (*firmware* iWRAP4) e Roving RN-42HID foram escolhidos por terem alta qualidade de fabricação e *firmware* para tratamento de HID (*Human Interface Device*) interfaces como *mouse*, teclado, etc. Mais detalhes sobre a pinagem dos mesmos no APÊNDICE C – Detalhes de Conexão do Módulos Bluetooth.

O *Joystick* de polegar (*thumb joystick*) foi escolhido por sua qualidade e alta resistência física, visto que é o mesmo utilizado em vídeo games. Usa tecnologia de contato, sendo composto por dois potenciômetros (horizontal e vertical), cujos

extremos recebem 5 V e GND, sendo o pino central de cada um conectado a uma porta analógica da Arduino que mede valores de 0 a 1023 (onde zero equivale a 0 volts e 1023 equivale a 5 volts). Adicionalmente, possui um botão de pressão que é acionado ao empurrar o *joystick* à 90° de sua placa de circuito impresso. Ao circuito do botão, foi conectado um resistor de 10 K Ω como *pull-up* para 5 V. Suas medidas são realizadas por meio de porta digital da Arduino. Este tipo de *joystick* pode ser utilizado em ambientes fechados e aplicações não críticas (como controlar o cursor do *mouse* que é o objetivo dos protótipos). Para controlar uma cadeira de rodas motorizada (que é uma aplicação crítica), é adequado utilizar *joysticks* de qualidade industrial que suportem variações de temperatura, umidade e trabalhem com tecnologias sem contato (como sensores de efeito Hall).

Figura 21 – Esquemático da conexão feita pela *Shield* entre a Arduino, o *joystick* e o Módulo Bluetooth.

3.6 ARQUITETURA

O *hardware* do LCS consiste em uma placa de desenvolvimento microcontrolada que recebe os dados do *joystick*, interpretando-os e convertendo-os em valores compatíveis com o movimento desejado do cursor do *mouse*. Os dados

interpretados são transmitidos por meio do módulo Bluetooth que é configurado como HID (especificamente como *mouse*), pois desta forma o computador, *smartphone* ou *tablet* reconhece o LCS como um *mouse* padrão, não se exigindo nenhuma configuração especial. A arquitetura básica do LCS numa conexão com um computador para o controle do cursor do *mouse* é apresentada na Figura 22.

Figura 22 – Arquitetura básica do LCS para controle do cursor do *mouse*.

3.7 PROTÓTIPOS

Dentro do processo de desenvolvimento iterativo foram produzidos dez protótipos envolvendo *hardware*, *software* e a estrutura do *headset*. A Tabela 1 apresenta uma descrição de cada protótipo e o objetivo de seu desenvolvimento.

Tabela 1 - Descrição dos protótipos.

Protótipo	Descrição	Objetivo
1	Circuito eletrônico e <i>software</i> embarcado para controlar o cursor do <i>mouse</i> por meio do Bluetooth, usando o polegar.	Realizar teste inicial do controle do cursor do <i>mouse</i> por meio de um <i>joystick</i> de polegar.
2	Protótipo anterior montado em um <i>headset</i> .	Avaliar o <i>hardware</i> e o <i>software</i> desenvolvido com o <i>joystick</i> montado em um <i>headset</i> .
3	Protótipo anterior com dois <i>joysticks</i> (um para controlar o cursor do <i>mouse</i> e outro que atua como quatro chaves).	Avaliar o <i>headset</i> com dois <i>joysticks</i> .
4	Protótipo anterior com novo <i>headset</i> (cinta de fixação e suporte duplo).	Avaliar o funcionamento do <i>headset</i> 03
5	Protótipo anterior com os dois <i>joysticks</i> mais próximos.	Avaliar o funcionamento do <i>Headset</i> 04 com os dois <i>joysticks</i> localizados mais próximos um do outro.
6	Protótipo anterior com uma quinta função no <i>joystick</i> que atua como chaves.	Avaliar o funcionamento da função click lock, para implementar o “clica-e-arrasta” acionado na diagonal acima e à direita do <i>joystick</i> (situado à esquerda) que funciona como chaves.
7	Protótipo anterior com um novo módulo Bluetooth que permite a função de <i>wheel</i> do <i>mouse</i> .	Ativar a função <i>Wheel</i> do <i>mouse</i> para a rolagem de telas em vez de utilizar cursor <i>up</i> / cursor <i>down</i> .
8	Protótipo anterior com uma curva de resposta mais eficiente.	Escolher uma curva mais eficiente, isto é, que produza uma taxa de transferência melhor.
9	Protótipo anterior ajustado para testes com usuários, o <i>joystick</i> que atua como chaves foi removido, o outro foi centralizado.	Realizar os ajustes finais no LCS para o teste com os usuários.
10	Protótipo específico para controlar a cadeira de rodas motorizadas, utilizando-se o <i>Headset</i> do protótipo 9.	Provar a viabilidade de uso da interface pelo lábio para controlar uma cadeira de rodas motorizada.

Protótipo 01

O primeiro protótipo deveria exercer as funções mínimas de *mouse* utilizando o *joystick de polegar*. Neste primeiro ensaio, o controle do *joystick* foi feito com os dedos da mão e serviram para avaliar o controle do cursor do *mouse* por meio do *joystick*: A Figura 23 apresenta o primeiro protótipo.

Figura 23 – Primeiro protótipo.

Para avaliar o movimento do cursor, foi realizado um teste básico de movimentação pela tela (movimentos amplos) e ao mesmo tempo seleção de pequenos objetos (movimentos precisos). Este foi um critério simples de uso para uma versão inicial.

A primeira curva testada é apresentada na Figura 24, a posição do bastão do *joystick* é representada no eixo x do gráfico. Se o *joystick* estiver pressionado ao máximo em uma direção, o valor medido é 0; em repouso o valor medido é próximo a 512 e se estiver pressionado ao máximo na direção oposta, o valor lido é 1023. Sendo assim com o *joystick* em repouso, não ocorre movimento do cursor (zona morta). Caso a medida seja inferior a 400, o cursor se desloca -10 *pixels* (indicado no eixo y do gráfico), caso a medida seja superior a 600, o cursor se desloca 10 *pixels*. O deslocamento do cursor do *mouse* ocorre na mesma direção aplicada ao bastão do *joystick*.

Figura 24 – Curva 01 com o deslocamento do cursor do *mouse* de maneira simplificada.

Com a curva 01, o *joystick* praticamente funciona como uma chave com quatro direções, isto é, em repouso a chave está desligada e cada uma das quatro direções proporciona o acionamento do deslocamento do cursor do *mouse* na direção correspondente, mas ela não possui precisão suficiente para acionar pequenos botões virtuais, pois o deslocamento de 10 *pixels* é muito grande.

Visando a corrigir esse comportamento, foi necessário escalonar o movimento do cursor do *mouse* de acordo com a posição do bastão do *joystick*. A curva 02 foi elaborada de forma que a variação da quantidade de *pixels* seja proporcional em relação à posição do bastão do *joystick*. A curva 02 é apresentada na Figura 25.

Figura 25 – Curva 02 com o deslocamento do cursor do *mouse* proporcional à posição do bastão do *joystick*.

A curva 02 apresenta um comportamento mais adequado para o movimento do cursor do *mouse*, devido ao fato de que ângulos pequenos no bastão do *joystick* produzem movimentos na ordem de 1 pixel e quando o ângulo é maior, este movimento aumenta para valores entre 7 e 8 *pixels*. Esta curva permite a seleção de pequenos objetos na tela, mas a resposta proporcional gera desconforto no uso.

Para eliminar este desconforto, foi elaborada a curva 03 que responde de maneira diferente em relação ao ângulo do bastão do *joystick*. Se o ângulo é pequeno, o deslocamento do cursor do *mouse* é pequeno, se o ângulo é grande, o salto de deslocamento é maior deixando a resposta mais intuitiva, a Figura 26 apresenta a curva 03.

Figura 26 – Curva 03 com respostas diferentes de acordo com a posição do bastão do *joystick*.

Como a curva 03 realizou as funções básicas de maneira adequada, ela será utilizada até surgir a necessidade de uma avaliação mais precisa.

Neste protótipo também foi configurado o clique, o duplo clique e o “clica-e-arrasta” do botão 1 do *mouse* por meio do acionamento do botão integrado ao *joystick*.

Protótipo 02

O segundo protótipo passou a incorporar o *headset*. Para isso, foi feita uma construção física em poliestireno de alto impacto que foi cortado e moldado com calor para formar o arco e suporte. Este protótipo possibilitou avaliar o movimento do cursor do *mouse* por meio do *joystick* controlado pelo lábio inferior, por este motivo foi necessária a montagem do *headset*. A Figura 27 mostra o *hardware* já utilizado, agora montado no *headset* 01.

Figura 27 – Segundo protótipo, *headset* 01.

Os ensaios realizados com este protótipo mostraram um controle surpreendente do cursor do *mouse* pelo lábio inferior. O uso foi muito intuitivo com uma resposta similar ao controle pelos dedos, apesar da região motora (lábios) ser outra. Aparentemente, o aprendizado anterior (utilizando-se o polegar) foi útil para garantir uma boa utilização. O *joystick* fica posicionado de forma a tocar suavemente o lábio inferior, quando se deseja mover o cursor do *mouse* basta mover o *joystick* em caso contrário (como para falar) é possível mover o lábio sem obrigatoriamente mover o joystick.

O botão 1 do *mouse* foi completamente perdido, pois o lábio inferior não conseguiu imprimir força suficiente para acionar tal botão no *joystick*. Além da questão da força, o próprio *headset* se movimenta, em razão da flexibilidade dos materiais e porque o conjunto inteiro se afasta da região da boca no momento da pressão.

Protótipo 03

Uma possível solução para o problema do botão 1 do *mouse* exigiu modificação do *headset*, do *hardware* e do *software*, gerando o protótipo 03 que é apresentado na Figura 28: o segundo *headset*, agora com dois *joysticks* (um configurado como *mouse* e o outro como quatro chaves nas direções básicas: acima, abaixo, esquerda e direita).

Figura 28 – Terceiro protótipo, *headset 02*.

De forma geral, apesar da dificuldade de uso de dois *joysticks*, o segundo (que atua como chaves) resolveu o problema do botão não funcionar com o lábio. Por outro lado, ainda forneceu três novas possibilidades, como tratar o botão 2 do *mouse* e o uso do *cursor up* e *cursor down* (que ajuda na navegação de páginas web e textos diversos). O clique e o duplo clique funcionaram perfeitamente, mas o “clica-e-arrasta” não funciona, pois com o lábio inferior, não foi possível acionar um *joystick* e mover o outro. O que ainda se apresentava como problema é o fato de que o *headset 02* não se mantinha firme na cabeça, o que dificultava seu uso continuado.

Protótipo 04

Para atuar no problema de fixação do *headset*, foi necessário criar um novo, o terceiro *headset* que compôs o protótipo 04. Quanto ao *hardware* e ao *software*, estes podem permanecer os mesmos. Um dispositivo que possui uma boa fixação da cabeça são as lupas de pala. A Figura 29 apresenta o modelo que foi adquirido para ser desmontado e retirar a cinta de fixação na cabeça.

Figura 29 – Lupa de Pala CSR MG81001. Fonte: (LUPA DE PALA, 2012).

De posse da cinta, foram construídas peças em poliestireno de alto impacto para fazer o suporte duplo dos *joysticks*. A Figura 30 mostra os detalhes da nova construção que visa a uma maior firmeza da estrutura enquanto utiliza os *joysticks*. Também foi feita uma furação (cinco furos de calibração) que permite ajustar a distância dos *joysticks* em relação aos lábios.

Figura 30 – Detalhes do headset 03.

A Figura 31 apresenta headset 03 montado com o hardware usado anteriormente.

Figura 31 – Quarto protótipo montado com o *headset* 03.

Esta nova configuração com a cinta de fixação e suporte duplo permitiu a utilização adequada do *mouse* como dos botões (botão 1, botão2, *cursor up* e *cursor down*). Com a firmeza da estrutura, ficou evidenciada uma melhoria importante: aproximar os *joysticks* para facilitar o seu uso.

Protótipo 05

O protótipo 5 foi feito visando a aproximar ao máximo os *joysticks* para facilitar seu uso. Para atingir este objetivo, foi necessário reduzir o tamanho da capa do *joystick*. A Figura 32 mostra o quinto protótipo com os dois *joysticks* mais próximos, mas de forma que o movimento de um não seja interferido pela presença do outro.

Figura 32 – Quinto protótipo, *joysticks* juntos.

Este ajuste permitiu melhor controle dos *joysticks* em relação ao protótipo 4, mesmo assim ainda existe alguma dificuldade no controle de dois *joysticks*.

Protótipo 06

Visando a implementar a capacidade de clicar e arrastar, foi desenvolvida uma função na diagonal do *joystick* que atua como chaves,. A Figura 33 apresenta as novas regiões de acionamento, bem como uma região de segurança entre a zona morta e estas regiões. Esta região de segurança estabelece uma histerese, de forma que ao acionar uma das chaves ela permanece acionada mesmo nesta região de segurança e somente é liberada chegando à zona morta. A Figura 34 ilustra a histerese no acionamento do botão 1.

As regiões de acionamento do botão 1 e 2 não são simétricas para facilitar o acionamento do botão 2, uma vez que permanece difícil controlar dois *joysticks*. O *joystick* que atua como chaves fica à esquerda daquele que atua como *mouse*, durante o uso é mais fácil empurrá-lo para a direita (botão 1) do que para a esquerda (botão 2), logo o acionamento do botão 2 deve ser facilitado (região mais próxima à zona morta).

Figura 33 – Regiões de acionamento do *joystick* que atua como quatro chaves.

Figura 34 – Histerese no acionamento das chaves.

Com a quinta chave na diagonal superior direita, foi possível implementar o *click-lock* do botão 1. Ao mover o *joystick* nesta região, o botão 1 é ativado, quando retorna para a zona morta continua ativado e somente é desativado quando *joystick* for movido para esta diagonal novamente. Isto permite ativar o botão 1 liberar o *joystick* que atua como chaves e mover o *joystick* que atua como *mouse*, exatamente o que é necessário para o “clica-e-arrasta”.

Protótipo 07

A utilização do *cursor up* e *cursor down* não é a maneira mais adequada para realizar a rolagem das telas, pois o seu comportamento varia de acordo com o programa que estiver em uso. A forma correta de atuar é utilizar o recurso *mouse wheel*, que realiza a rolagem da tela da mesma forma nos diferentes programas e sistemas operacionais. O módulo Bluetooth Bluegiga WT12 com iWrap4, iWrap5 Beta e RC1 não possui em sua documentação, orientações específicas de como utilizar este recurso, por este motivo foram realizados testes com outro módulo Bluetooth, o Roving RN-42 HID (*firmware* Ver 6.03 HID 06/06/11), que apresenta o tratamento do *mouse wheel* de maneira bem clara em sua documentação.

Foi desenvolvida uma nova versão do *software* que utiliza todos os recursos da anterior, mas usando o módulo Bluetooth Roving RN-42 HID e com o *mouse wheel* substituindo o *cursor up* e *cursor down*.

Protótipo 08

Considerando que o LCS já está fisicamente preparado para realização de testes com usuários, é necessário rever se a curva de resposta do cursor do *mouse* em relação ao movimento do *joystick* está adequada. A curva 03 (Figura 26) foi ajustada e testada, gerando a Curva 04 que foi submetida aos testes da lei de Fitts (FITTS, 1954; SOUKOREFF; MACKENZIE, 2004; MACKENZIE; KAUPPINEN; SILFVERBERG, 2001) (mais detalhes no 4- Materiais e Métodos).

Figura 35 – Curva 04 com respostas ajustadas em relação à Curva 03.

A curva 03 produz movimentos amplos mais velozes que a curva 04, devido a incrementos maiores (o passo máximo da curva 03 é de 13 *pixels* e o da curva 04 é de 5 *pixels*), mas justamente esta característica é problemática no teste, pois provoca um efeito de reentrada no alvo, isto é, a aproximação do cursor é tão rápida que passa do alvo, sendo necessário retornar. Isso explica porque a curva 04, apesar de parecer mais lenta, conseguiu melhores resultados em todas as tarefas, se comparada com a curva 03.

Protótipo 09

O protótipo 09 incorpora os ajustes finais para os testes com os usuários. Foi retirado um dos *joysticks*, permanecendo somente aquele que é responsável pelo movimento do cursor (montado centralizado, *headset* 05). Nos testes com usuários, não foi utilizado o clique do *mouse* no LCS, pois o objetivo é avaliar a capacidade do lábio de controlar o cursor do *mouse*. Assim, o *joystick* que atua como chaves foi desativado e retirado, sendo que o *joystick* que controla o cursor do *mouse* ficou centralizado. Dessa forma, a dificuldade de controle dos dois *joysticks* é eliminada.

Uma pesquisa adicional é necessária, no sentido de encontrar uma forma eficiente de realizar o clique do *mouse* com apenas um *joystick*. Durante os testes, o clique do *mouse* foi realizado por meio do tempo de permanência (*dwell*). Este método está definido pela norma ISO/TS 9241-411:2012. (INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 2012).

Para reduzir o risco de movimento involuntário do cursor do *mouse*, a zona morta foi ampliada de 63 *pixels* para 89 *pixels*. A Figura 36 mostra a curva 4 com esta alteração.

Figura 36 – Curva 04 com zona morta de 89 *pixels*.

Protótipo 10

Este protótipo visou somente a avaliar se era possível controlar a cadeira de rodas motorizada. Após os testes com os usuários, foi realizado um ensaio como o próprio autor controlando uma cadeira de rodas motorizada com o LCS.

O ensaio provou que é possível controlar a cadeira de rodas motorizada com o LCS. Um estudo adicional com uma metodologia específica é necessário, mas não faz parte deste trabalho. O objetivo desta tese é a análise da viabilidade do lábio

inferior para controlar uma interface humano-computador. A Figura 37 mostra fotos deste ensaio.

Figura 37 – Autor com o protótipo 10, controlando a cadeira de rodas motorizada.

3.8 CONSIDERAÇÕES

O processo iterativo foi fundamental para adequar o LCS ao nível de estabilidade, confiabilidade e precisão necessários ao rigor dos testes da lei de Fitts (FITTS, 1954; SOUKOREFF; MACKENZIE, 2004; MACKENZIE; KAUPPINEN; SILFVERBERG, 2001; INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 2012), o que tornou possível verificar se a hipótese de que é possível criar uma nova interface humano-computador controlada pelo lábio inferior é verdadeira ou não.

O relatório detalhado dos testes com os protótipos pode ser encontrado em: <https://drive.google.com/file/d/0ByBDjAJu4l-IR2Fpck82dFBGMDA/edit?usp=sharing>.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo, são apresentados os materiais e métodos utilizados no processo de avaliação da interface humano-computador controlada pelo lábio, tanto seguindo os processos técnicos, quanto de análise de conforto da ISO/TS 9241-411 (INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 2012).

4.1 INTRODUÇÃO

Interfaces humano-computador que funcionam como *mouse* possuem normas que permitem sua avaliação, especificamente a ISO9241-9 “*Ergonomic requirements for office work with visual display terminals (VDTs). Requirements for non-keyboard input devices*”. Esta é a norma que descreve os testes da lei de Fitts (FITTs, 1954), mais informações em: (SOUKOREFF; MACKENZIE, 2004; MACKENZIE; KAUPPINEN; SILFVERBERG, 2001). Em 2012, esta norma foi atualizada para ISO/TS 9241 “*Ergonomics of human-system interaction – Part 411: Evaluation methods for the design of physical input devices*” (INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 2012).

Fitts descreve a capacidade de transmitir informações do sistema motor humano controlando a amplitude e a precisão dos movimentos (FITTs, 1954). Basicamente, envolve testes que variam a distância entre alvos, bem como sua largura, sendo que a tarefa deve ser realizada da maneira mais rápida e precisa possível.

Figura 38 – Aparato de teste: a tarefa é tocar na faixa alvo central, sem tocar nas regiões laterais (o toque nas laterais indica um erro). Fonte: (FITTs, 1954).

A medida da capacidade de transmitir informações é baseada no teorema 17 de Shannon (SHANNON, 1948; MACKENZIE, 2013). A equação da capacidade de informação C (bit/s) de um canal com largura de banda B (em 1/s ou Hz), sendo S a potência do sinal e R a potência do ruído, é apresentada abaixo:

$$C = B \log_2 \left(\frac{S}{R} + 1 \right) \quad (1)$$

Fitts (FITTS, 1954; FITTS; PETERSON, 1964) propôs quantificar a dificuldade de movimento da tarefa por meio do ID (índice de dificuldade), baseado na teoria da informação. O cálculo leva em conta a distância D entre os alvos e a largura L dos mesmos, Figura 38.

$$ID = \log_2 \left(\frac{2D}{L} \right) \quad (2)$$

É fácil intuir que pequenos alvos distantes (grande D e pequeno L) apresentem maior índice de dificuldade do que grandes alvos próximos (pequeno D e grande L).

Posteriormente, uma nova formulação que foi proposta por Welford (WELFORD, 1960), passou a ser adotada:

$$ID = \log_2 \left(\frac{D}{L} + 1 \right) \quad (3)$$

Esta formulação se tornou preferida (MACKENZIE, 1992), pois apresenta melhor encaixe em relação aos resultados observados, porque se aproxima mais do teorema 17 de Shannon (SHANNON, 1948) e sempre apresenta resultados positivos, o que faz mais sentido, quando se trata de um índice de dificuldade.

D e L são unidades de distância, logo a parte dentro dos parênteses não tem unidade. Segundo Mackenzie (MACKENZIE, 1992; MACKENZIE, 2013), o uso da unidade “bits” vem da escolha da base 2 no logaritmo.

Considerando o índice de dificuldade (ID) de uma tarefa e o tempo em que a mesma é realizada, se o ID (bits) for dividido pelo tempo (s), obtém-se a taxa de transferência de informações entre o ser humano e o computador em bits/s (FITTS,

1954; FITTS; PETERSON, 1964). Segundo Mackenzie (MACKENZIE, 2013), esta é uma ideia provocativa, pois é baseada puramente numa analogia, sem base no comportamento psicomotor humano. Apesar disso, a medida da taxa de transferência tem sido amplamente utilizada para analisar e comparar dispositivos de apontamento (como o *mouse*).

$$Tt = \frac{IDe}{Tm} \quad (4)$$

Sendo Tt - taxa de transferência (*throughput*) em bits/s, Tm - tempo de movimento em segundos e o IDe - índice de dificuldade efetivo em bits. Aqui, é apresentado um pequeno detalhe que possui muita importância, o termo efetivo, que se refere às efetivas medidas obtidas nos testes (SOUKOREFF; MACKENZIE, 2004), para distância De e largura dos alvos Le .

$$IDe = \log_2 \left(\frac{De}{Le} + 1 \right) \quad (5)$$

Durante os testes, são apresentadas telas, como a da Figura 39, sendo a largura dos retângulos (L) e a distância entre os centros dos retângulos (D). O participante pode efetuar o clique do *mouse* em qualquer ponto dentro do retângulo que possui um sinal + vermelho. Quando isso ocorrer, o sinal muda para o outro retângulo e o participante precisa efetuar o clique neste outro retângulo (se efetuar o clique fora do retângulo é contabilizado um erro). O ponto exato (x,y) de cada clique é registrado, cada par de cliques estabelece uma distância. A média simples (SOUKOREFF; MACKENZIE, 2004) de todas as distâncias produz a distância efetiva De .

Figura 39 – Tela do teste unidirecional horizontal.

A largura efetiva também utiliza os pontos (x,y) dos cliques. Como ocorre uma distribuição de pontos gaussiana, é utilizado o desvio padrão DP multiplicado pela constante 4,133 que é originária do cálculo da entropia $\sqrt{2\pi e}$ numa distribuição gaussiana. Mais informações em (MACKENZIE, 1992).

$$Le = 4,133 * DP \quad (6)$$

4.2 TESTES COM HUMANOS

O desenho de estudo com humanos, descrito na sequência, foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário da Universidade de São Paulo – HU/USP, sob o Certificado de Apresentação para Apreciação Ética (CAAE) nº 10813612.5.0000.0076 na Plataforma Brasil e com parecer de aprovação nº 219.927 em 15/03/2013. O parecer é apresentado no ANEXO A – Parecer consubstanciado do CEP.

4.2.1 Sujeitos de pesquisa

Foram selecionados 12 sujeitos de pesquisa (também chamados participantes) sem deficiências motoras, sendo 8 homens e 4 mulheres. Todos foram

recrutados entre alunos de graduação e pós-graduação, cujas idades variam entre 20 e 37 anos (média = 28 anos), suas massas variam de 43 a 145 Kg (média=78 Kg), suas alturas variam de 1,50 a 1,89 m (média 1,75 m), sendo que todos usam computador por mais de 6 horas por dia, mas não têm experiência com o LCS. Antes do início do teste, o *joystick* e o *headset* do LCS foram limpos na frente de cada participante.

Esta quantidade de sujeitos de pesquisa¹ é suficiente para realizar testes seguindo a lei de Fitts, haja vista que pesquisas similares usaram: 12 participantes (9 homens e 3 mulheres) (MACKENZIE; KAUPPINEN; SILFVERBERG, 2001), 9 participantes (4 homens e 5 mulheres) (YOUSEFI et al., 2011), 16 participantes (11 homens e 5 mulheres) (ZHANG; MACKENZIE, 2007). Definir a quantidade de sujeitos de pesquisa baseado em pesquisas similares é uma recomendação (MACKENZIE, 2013), pois evita tanto o número pequeno de sujeitos de pesquisa que não tem significância estatística, quanto um número excessivo que pode introduzir ruído devido a dificuldade de acompanhar com o devido cuidado os testes com todos eles.

Cada um dos sujeitos de pesquisa assinou os seguintes documentos: Termo de Autorização Para Registro de Imagens, Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) – Elaborado do conforme resolução 196/96 e Questionário de Conforto - Elaborado de acordo com a norma ISO/TS 9241 “*Ergonomics of human-system interaction – Part 411: Evaluation methods for the design of physical input devices*” (INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 2012).

Todos os formulários estão no APÊNDICE A – Documentos utilizados nos testes.

¹ Em publicações em inglês o termo “*subjects*” é considerado obsoleto, sendo usado “*participants*”. No Brasil o termo “sujeitos de pesquisa” é amplamente utilizado.

4.2.2 Aparato de testes

O aparato de testes foi constituído de um notebook HP Pavilion Dv7 (AMD Turion™ II Dual-Core Mobile M600 2,40GHz, 4GB de RAM, tela LCD de 17,3, Resolução 1600 *pixels* x 900 *pixels*", Windows 7 64 bits), *mouse* USB óptico padrão da marca Bright e o LCS. A Figura 40 mostra a mesa com o aparato de teste.

Figura 40 – a) Mesa com o aparato de teste, b) Destaque do LCS.

Especificamente sobre o *mouse* USB Bright, foi utilizado o modelo 0106, chip PAN3511, sem *mouse* pad e com configuração de velocidade padrão do Windows, Figura 41.

Figura 41 – a) *Mouse* utilizado nos testes, b) Configuração de velocidade padrão do Windows.

O software utilizado para realizar os testes foi desenvolvido em Java (código das tarefas unidirecionais horizontais e tarefas multidirecionais fornecido por Scott Mackenzie (<http://www.yorku.ca/mack/>). Tarefas unidirecionais verticais foram desenvolvidas por Marcelo Archanjo).

Também foi desenvolvido um gerenciador dos testes, para registrar a identificação dos sujeitos de pesquisa, lançar os testes e organizar os resultados. O gerenciador dos testes foi desenvolvido em Python por Marcelo Archanjo.

Durantes os testes, somente estes dois programas estavam executando em primeiro plano. O acesso de rede do computador não estava disponível, para evitar que alguma rotina interna (como atualização do Windows) interferisse no desempenho do computador.

4.2.3 Procedimento

Os testes ocorreram em uma sala silenciosa¹, somente com o participante e o pesquisador. Três formas de interação (veja a Figura 42) foram usadas:

- a) *mouse*,
- b) LCS controlado pelo polegar,
- c) LCS controlado pelo lábio.

(a) (b) (c)
Figura 42 – a) *Mouse*, b) LCS controlado pelo polegar, c) LCS controlado pelo lábio.

¹ É considerada silenciosa uma sala fechada que não está sujeita a ruídos externos, ruídos de máquinas e nem ruídos de público intenso.

À primeira vista, avaliar o LCS controlado pelo lábio seria a única medida necessária, mas ao obter os resultados, não seria possível identificar se os valores obtidos foram limitados pela capacidade do lábio ou pela capacidade do LCS. Por esse motivo, também foi avaliado o LCS controlado pelo polegar (que pode ser considerada uma das melhores condições de uso) uma vez que o uso das mãos é a nossa referência geral no uso de Interfaces humano-computador. Dessa forma, podemos considerar que os resultados do LCS controlado pelo polegar estão bem próximos de sua capacidade máxima. Essa condição exigiu que os testes fossem feitos somente por pessoas sem deficiência motora.

O *mouse* foi escolhido como padrão ouro, pois a sua taxa de transferência é bem conhecida: valores de 3,7 bits/s a 4,9 bits/s (SOUKOREFF; MACKENZIE, 2004) (MACKENZIE; KAUPPINEN; SILFVERBERG, 2001; YOUSEFI et al., 2011). Sendo assim, se o resultado obtido pelo *mouse* estiver próximo destes valores, indica que o aparato de testes não provoca distorção grave nos resultados, dessa forma os resultados com o *mouse* funcionam como amostra de controle.

Cada participante, em todas as sessões de testes, seguiu a seguinte sequência: primeiro o *mouse*, depois o LCS controlado pelo polegar e, por último, o LCS controlado pelo lábio. Esta ordem foi escolhida do dispositivo mais conhecido (o *mouse*) para o dispositivo não conhecido (o LCS), mas utilizado de uma forma conhecida, ou seja, usando o polegar (que controla *joysticks* de jogos, por exemplo) e, ao final, o dispositivo não conhecido (LCS) utilizado de uma nova maneira, o lábio. Com isto, eram esperados os efeitos de aprendizagem (MACKENZIE, 2013), isto é, o participante aprenderia o funcionamento do aplicativo de teste com o *mouse*, depois aprenderia o funcionamento do LCS com o polegar. Dessa forma, seria evitado o choque de usar primeiro um novo dispositivo (LCS), de uma maneira diferente (lábio) e realizando um teste desconhecido.

Outras pesquisas que comparam dispositivos equivalentes (como *mouse*, *touch pad*, *trackball*) trocam a ordem de uso, normalmente uma distribuição quadrado latino (*latin square*), para que o último dispositivo não seja beneficiado pelos efeitos de aprendizagem (MACKENZIE, 2013). Isto não se aplica aqui, pois é avaliado um único dispositivo: o LCS (o *mouse* é testado somente para avaliar se o aparato de testes é adequado) e como a principal análise envolve seu controle pelo lábio (que é uma forma muito diferente de interação para os participantes), os efeitos de aprendizagem são bem vindos para que os resultados sejam mais realistas.

Para cada um dos dispositivos, serão realizadas três tarefas: unidirecional horizontal, unidirecional vertical e multidirecional, Figura 43.

Figura 43 – a) Tarefa unidirecional horizontal, b) Tarefa unidirecional vertical, c) Tarefa multidirecional.

As tarefas unidirecionais apresentam retângulos (alvos) com um sinal + vermelho. Nestas o usuário seleciona este retângulo e o sinal troca para o outro retângulo indicando que deve ser selecionado. No caso da tarefa multidirecional, o círculo (alvo) inteiro fica vermelho, ao ser selecionado, outro círculo na diagonal oposta fica vermelho indicando que deve ser selecionado.

Apesar da ISO/TS 9241-411 (INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 2012) definir que a tarefa unidirecional pode ser tanto horizontal quanto vertical, são raras as pesquisas que utilizam a tarefa unidirecional vertical. A maioria usa a tarefa multidirecional (também definida da ISO), algumas outras usam a tarefa unidirecional horizontal (SOUKOREFF; MACKENZIE, 2004). Como não foram encontrados estudos anteriores que usassem a lei de Fitts para avaliar o lábio inferior controlando uma interface humano-computador e o LCS é uma interface totalmente nova, é muito importante investigar e documentar o comportamento de ambos em movimentos verticais e horizontais separadamente, além das múltiplas direções. Esse foi o motivo de incluir a tarefa unidirecional vertical junto com a unidirecional horizontal e a multidirecional.

Tempo de permanência

O processo de seleção de alvos ocorreu de duas maneiras:

- clique do *mouse* - com o *mouse*, é utilizado o botão da esquerda padrão;

- tempo de permanência – com o LCS (lábio ou polegar), basta deixar o cursor parado sobre o alvo por um período de 500ms.

Outras pesquisas também adotaram esta abordagem dupla (ZHANG; MACKENZIE, 2007; YOUSEFI et al., 2011): clique para o *mouse* (padrão ouro) e permanência para o dispositivo avaliado.

O uso da permanência (*dwell*) tem por objetivo isolar somente o processo de movimento, pois a seleção dos alvos acontece de forma automática. Atuar desta forma está previsto na norma ISO/TS 9241-411:2012 (INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 2012). Na literatura a permanência é comumente utilizada: em (MACKENZIE; TEATHER, 2012) foi usada uma permanência de 500ms, em (ZHANG; MACKENZIE, 2007) foram utilizadas permanências de 500ms e 750ms, em (YOUSEFI et al., 2011) foi usada uma permanência de 560ms.

Sendo assim, foi adotada a permanência de 500ms para que a pesquisa seja comparável a outras. É importante salientar que este tempo de permanência não é necessariamente o melhor para o LCS, para determinar isso, seria necessária uma pesquisa específica.

Tempo de movimento

O tempo de movimento é uma variável dependente (definida pelos resultados dos testes) de suma importância para o cálculo da taxa de transferência dos dispositivos.

Para o caso do *mouse*, no qual a seleção do alvo ocorre por meio do clique (*button release*), o tempo de movimento é considerado entre um clique e o outro.

Nos testes que usam a permanência para selecionar o alvo, o tempo de movimento é considerado do momento da ativação do próximo alvo até a entrada do cursor na sua área. A Figura 44 apresenta um diagrama com os tempos de movimento e de permanência. Tecnicamente, o tempo de movimento é contabilizado somente ao final de uma permanência completa (500ms), caso o cursor entre e saia do alvo o tempo de movimento continua sendo contabilizado como se não tivesse entrado no alvo. Reforçando, o tempo de movimento não inclui o tempo de permanência (SOUKOREFF; MACKENZIE, 2004; YOUSEFI et al., 2011).

A posição (x,y) é registrada para o cálculo da distância efetiva De e da largura efetiva Le , em ambos os casos (clique ou permanência) no início e no fim do tempo de movimento.

Figura 44 – Diagrama dos tempos de movimento e permanência para testes com o LCS.

4.2.4 Tarefas

O procedimento para as tarefas unidirecionais (horizontal e vertical) é apontar e selecionar um retângulo, uma vez selecionado o outro é indicado (por meio de um sinal + vermelho) e assim por diante. Este procedimento se repete 25 vezes (INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 2012) para cada bloco, sendo que o bloco é definido como uma combinação de largura L (*pixels*) e distância D (*pixels*) que definem o índice de dificuldade ID (bits) do bloco, equação (3).

Foram escolhidos quatro blocos para as tarefas unidirecionais. A Tabela 2 mostra as combinações de D e L , bem como o ID resultante, sendo que durante os testes os blocos são apresentados aleatoriamente.

Tabela 2 – IDs para tarefas unidirecionais.

D (pixels)	L (pixels)	ID (bits)
122	61	1,59
244	61	2,32
244	30	3,19
488	30	4,11

As combinações escolhidas são as mesmas usadas no teste unidirecional do TDS (YOUSEFI et al., 2011), porém foram escolhidas as quatro que possuíam *IDs* distintos.

O procedimento para a tarefa multidirecional é apontar e selecionar o círculo indicado em vermelho; uma vez selecionado, outro na diagonal oposta é indicado (em vermelho) como o próximo alvo. Este processo se repete até que os quinze círculos tenham sido selecionados (Figura 43 c). Aqui são consideradas quatorze seleções, pois a primeira somente é completada ao selecionar o segundo alvo ((x,y) início - no primeiro alvo e (x,y) fim – no segundo alvo).

Também são definidos quatros blocos com as combinações *D L* para formar os *IDs*, Tabela 3. Durante os testes os blocos são apresentados aleatoriamente.

Tabela 3 – *IDs* para tarefa multidirecional.

D (pixels)	L (pixels)	ID (bits)
305	76	2,33
305	57	2,67
534	76	3,00
534	57	3,37

Estes valores de *ID* também são os mesmo usados no teste multidirecional do TDS (YOUSEFI et al., 2011), exceto a combinação *D=305 L=76 (ID=2,33)* que lá foi descartada. Aqui, esta combinação foi utilizada, pois produz um *ID* bem distinto e adequado para a avaliação.

Os participantes foram instruídos para equilibrar velocidade e precisão para realizar as todas as tarefas.

4.2.5 Desenho de estudo com humanos

Cada um dos doze sujeitos de pesquisa realizaram três tarefas (unidirecional horizontal, unidirecional vertical e multidirecional) com cada um dos três dispositivos (*mouse*, LCS controlado pelo polegar e LCS controlado pelo lábio). Cada tarefa unidirecional tem vinte e cinco repetições e a multidirecional, quatorze repetições. Quatro blocos de combinações *D L* foram utilizadas para cada tarefa. Todo este conjunto constitui uma sessão, cada participante realizou cinco sessões (as duas primeiras em um dia e as três últimas em um dia diferente). A Tabela 4 apresenta o resumo do teste, sendo as variáveis independentes:

- tarefas: unidirecional horizontal, unidirecional vertical, multidirecional;
- repetições: 25, 25, 14;
- blocos: 1,2,3,4;
- sessões: 1,2,3,4,5;
- dispositivos: *mouse*, LCS polegar, LCS lábio.

Tabela 4 – Resumo do desenho de estudo.

	Unidirecional Hor.	Unidirecional Vert.	Multidirecional	Total
Repetições	25	25	14	
Blocos	4	4	4	
Sessões	5	5	5	
Dispositivos	3	3	3	
Participantes	12	12	12	
Número de repetições	18000	18000	10080	46080

As variáveis dependentes são distância efetiva *De*, largura efetiva *Le* (ambas baseadas na posição *x,y* das seleções) e tempo de movimento *Tm* (ms), todas necessárias para a obtenção da taxa de transferência *Tt* (bits/s). Existe também a medida de erro, quando ocorre um clique do *mouse* fora do alvo indicado. Quando o participante usa o LCS não ocorrem erros, devido ao processo de permanência (ZHANG; MACKENZIE, 2007; MACKENZIE; TEATHER, 2012).

Antes da primeira sessão, cada participante teve um período de treinamento de aproximadamente 30 minutos, no qual recebeu todas as instruções necessárias para usar todos os dispositivos e executar todas as tarefas, sem que os dados fossem contabilizados nos resultados. Nesse treinamento, o número de repetições

nos testes unidirecionais era somente de dez (em vez de vinte e cinco da tarefa real). A tarefa multidirecional teve o mesmo número de repetições do teste real. No segundo dia de teste, antes de iniciar a terceira sessão, os participantes treinaram somente com o LCS controlado pelo lábio por aproximadamente cinco minutos, com o objetivo de relembrar a operação.

Cada sessão de teste levou aproximadamente 30 minutos, sendo assim no primeiro dia, cada participante consumiu aproximadamente 30 minutos de treinamento e 1 hora com as duas primeiras sessões. No segundo dia, cada participante consumiu aproximadamente 1 hora e 30 minutos para realizar as três últimas sessões.

A separação do teste em dois dias distintos foi feita para reduzir a fadiga física e mental provocada pela realização das tarefas, reduzindo desta forma os efeitos de fadiga (MACKENZIE, 2013). Todos os testes com todos participantes foram realizados num período de quatro semanas.

4.2.6 Avaliação de conforto

Foi aplicada uma avaliação de conforto. Ao final dos testes, os sujeitos de pesquisa responderam um questionário que visa a identificar sua percepção no uso do dispositivo. Para cada um dos itens há uma escala de 1 a 7, sendo o 1 a condição mais inadequada e 7 a mais adequada. Este questionário aborda os seguintes doze tópicos:

- força exigida para movimentar o cursor,
- suavidade durante a operação,
- esforço requerido para a operação,
- precisão,
- velocidade de operação,
- conforto geral,
- operação do dispositivo de entrada como um todo,
- fadiga do lábio,
- fadiga do maxilar,
- fadiga da cabeça,
- fadiga do ombro,

- fadiga do pescoço.

A norma ISO/TS 9241-411 (INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 2012) tem, no Anexo C, definido o *Assessment of confort*, o qual serviu de referência para o questionário de conforto utilizado para avaliar o uso do LCS controlado pelo lábio. Os itens 8, 9 e 10 do questionário foram adaptados da norma para conter as informações pertinentes ao controle pelo lábio (antes envolvia dedo, pulso e braço e foi modificado para lábio, maxilar e cabeça). O questionário de conforto utilizado está disponível no APÊNDICE A – Documentos utilizados nos testes.

4.2.7 Considerações

Neste capítulo, foram apresentados os materiais e métodos utilizados para os testes com os sujeitos de pesquisa. Os testes aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa envolveram tarefas e avaliações descritas pela ISO/TS 9241-411 (INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 2012).

5. ANÁLISE DOS RESULTADOS

Neste capítulo, são apresentados os resultados das avaliações, bem como a análise comparativa e crítica.

5.1 INTRODUÇÃO

Na análise do LCS, o principal resultado é a taxa de transferência, obtida por meio das tarefas unidirecional horizontal, unidirecional vertical e multidirecional. Os resultados do LCS controlado pelo lábio são dados importantes, pois estabelecem referências das taxas de transferência, permitindo sua comparação com outras Interfaces humano-computador. Os resultados obtidos pelo LCS controlado pelo polegar servem como indicativo da provável capacidade máxima do dispositivo. Os resultados obtidos pelo *mouse* servem para validar que todo o aparato de testes apresentou valores coerentes durante todas as sessões.

Os resultados do LCS controlado pelo lábio comparados com aqueles do LCS controlado pelo polegar indicam o percentual da capacidade do lábio em relação ao polegar, mostrando a viabilidade do lábio inferior como parte do corpo capaz de controlar uma interface humano-computador.

Os resultados da avaliação de conforto indicam as percepções dos sujeitos de pesquisa quanto ao uso do LCS controlado pelo lábio.

5.2 TAXA DE TRANSFERÊNCIA

Com o objetivo de comparar as taxas de transferência, foi utilizada a média das médias (SOUKOREFF; MACKENZIE, 2004) para cada tipo de tarefa (unidirecional horizontal, unidirecional vertical e multidirecional):

$$Tt = \frac{1}{y} \sum_{i=1}^y \left(\frac{1}{x} \sum_{j=1}^x \frac{IDe_{ij}}{Tm_{ij}} \right) \quad (6)$$

Onde y é o número de participantes (12) e x o número de blocos (combinações $D L$) que o participante foi submetido para a tarefa correspondente (são 4 blocos em 5 sessões totalizando 20).

As taxas de transferência médias e o desvio padrão são apresentados na Figura 45. O *mouse* atingiu 4,70 bits/s na tarefa unidirecional horizontal, 4,78 bits/s na unidirecional vertical e 4,95 bits/s na multidirecional; estes valores são compatíveis com aqueles esperados para o padrão ouro (3,7 bits/s a 4,9 bits/s) (SOUKOREFF; MACKENZIE, 2004; MACKENZIE; KAUPPINEN; SILFVERBERG, 2001; YOUSEFI et al., 2011) comprovando que o aparato de testes não provoca interferências significativas nos resultados.

Figura 45 – Taxas de transferência média e desvio padrão.

No teste do *mouse*, o clique fora do alvo foi computado como erro, sendo que os resultados foram 1,4%, 1,18% e 1,37%, o percentual de erro para as tarefas unidirecional horizontal, unidirecional vertical e multidirecional, respectivamente.

O LCS controlado pelo polegar atingiu 4,19 bits/s, 3,97bits/s e 1,8 bits/s, para as tarefas unidirecional horizontal, unidirecional vertical e multidirecional, respectivamente.

O LCS controlado pelo lábio atingiu 2,59 bits/s, 2,60 bits/s e 1,06 bits/s, para as tarefas unidirecional horizontal, unidirecional vertical e multidirecional, respectivamente.

Nesse ponto, podemos notar um fato interessante (porque não era esperado), o LCS controlado pelo lábio produziu resultados muito próximos para as tarefas unidirecionais horizontal e vertical (apenas uma diferença de 0,01 bits/s (2,60-2,59)).

Para avaliar se estes resultados são realmente próximos, não basta examinar somente as médias, mas sim realizar a análise de variância (ANOVA - *analysis of variance*) com os resultados da taxa de transferência por participante, com o LCS controlado pelo lábio, apresentados na Tabela 5.

Tabela 5 – Taxas de transferência (bits/s) por participante para as tarefas unidirecional horizontal e vertical com o LCS controlado pelo lábio.

Participante	Unidirecional Horizontal (bits/s)	Unidirecional Vertical (bits/s)
1	1,91	2,32
2	1,84	1,35
3	3,82	3,74
4	2,14	2,81
5	2,41	2,33
6	3,79	3,14
7	1,99	2,28
8	2,79	3,21
9	3,78	3,87
10	1,94	1,51
11	2,82	2,26
12	1,82	2,43
Média	2,59	2,60

O resultado da ANOVA mostrou que a diferença não é estatisticamente significativa ($F_{1,11}=0,015$, ns), o que significa que não se descarta a hipótese nula (é a igualdade na comparação). A alta probabilidade p (neste caso foi de 0,904) indica que as diferenças nas médias podem ter surgido aleatoriamente e num novo teste pode até haver a inversão dos resultados. Em suma, as médias são muito próximas e a análise de variância (dos dados por participante) não descarta que esta proximidade possa ser a igualdade no movimento horizontal e vertical com o LCS controlado pelo lábio.

Por outro lado, o LCS controlado pelo polegar produziu resultados um pouco diferentes para as tarefas unidirecionais horizontal e vertical, pois a diferença foi de 0,22 bits/s (4,19-3,97). Também foi realizada a análise de variância (ANOVA - *analysis of variance*) com os resultados da taxa de transferência por participante com o LCS controlado pelo polegar apresentados na Tabela 6.

Tabela 6 - Taxas de transferência (bits/s) por participante para as tarefas unidirecional horizontal e vertical com o LCS controlado pelo polegar.

Participante	Unidirecional Horizontal (bits/s)	Unidirecional Vertical (bits/s)
1	3,64	3,03
2	4,16	3,97
3	4,85	4,71
4	4,25	3,94
5	3,73	3,85
6	4,43	4,37
7	4,07	3,79
8	4,38	4,50
9	5,06	5,03
10	4,10	3,50
11	3,70	3,44
12	3,90	3,48
Média	4,19	3,97

A média da taxa de transferência do LCS controlado pelo polegar na tarefa vertical foi de 3,97 bits/s. Isso é apenas 5% a menos que a média de 4,19 bits/s para a tarefa horizontal, mesmo assim essa diferença foi estatisticamente significativa ($F_{1,11}=9,98$, $p<0,01$). Em suma, a análise de variância (dos dados por participante) descarta a igualdade (hipótese nula), logo o polegar é melhor na tarefa horizontal do que na vertical com o LCS.

Nenhuma das duas condições (lábio ter desempenho equivalente na horizontal e vertical e o polegar ter o desempenho melhor na horizontal do que na vertical) eram esperadas. Considerando que o *hardware* é equilibrado (muito provável), uma hipótese para o controle pelo lábio é não existir diferença significativa no comportamento psicomotor do lábio inferior para movimentos verticais e horizontais no uso do LCS. Para o controle pelo polegar, o movimento (horizontal e vertical do *joystick* do LCS) é muito diferente, porque envolve músculos muito distintos. Outra hipótese, considerando que o *hardware* não é equilibrado, é a de que o polegar atingiu taxas de transferência maiores que o lábio com o LCS (polegar: 4,19bits/s e 3,97bits/s, lábio: 2,59bits/s e 2,60bits/s, tarefa horizontal e vertical respectivamente para ambos), a diferença do *hardware* fica evidenciada pela maior velocidade de movimento do polegar, pois ele atingiria o limite do *hardware*, já o lábio não teria conseguido atingir o limite do *hardware* a ponto de expor esta diferença.

A Tabela 7 mostra os resultados dos testes por sessão.

Tabela 7 – Taxas de transferência (bits/s) por sessões, média e desvio padrão.

Sessão	1	2	3	4	5	Média	Desv. Padrão
Unidirecional Horizontal							
Lábio	2,26	2,37	2,70	2,74	2,88	2,59	0,26
Polegar	3,65	4,16	4,02	4,52	4,59	4,19	0,38
Mouse	4,70	4,49	4,60	4,83	4,86	4,70	0,15
Unidirecional Vertical							
Lábio	2,40	2,72	2,42	2,64	2,84	2,60	0,19
Polegar	3,70	3,78	4,02	4,14	4,20	3,97	0,22
Mouse	4,69	4,73	4,83	4,79	4,88	4,78	0,08
Multidirecional							
Lábio	1,00	1,01	1,03	1,10	1,18	1,06	0,08
Polegar	1,76	1,66	1,77	1,85	1,95	1,80	0,11
Mouse	4,93	4,89	4,89	5,01	5,00	4,95	0,06

O LCS controlado pelo lábio obteve resultados comparáveis com o *Tongue Drive System* (TDS) (YOUSEFI et al., 2011), onde não são apresentadas as médias gerais, mas apenas os resultados da primeira e da quinta sessão. Neste artigo, a tarefa unidirecional horizontal teve os seguintes resultados: 2,1 bits/s e 2,5 bits/s, na tarefa unidirecional vertical 2,2 bits/s e 2,7 bits/s e na tarefa multidirecional 0,4 e 1,0 bit/s, para todos os resultados respectivamente a primeira e a quinta sessão. A Figura 46 apresenta um gráfico comparativo dos resultados do LCS controlado pelo lábio e do TDS ambos em suas 1ª e 5ª sessões das respectivas tarefas: unidirecional horizontal, unidirecional vertical e multidirecional.

Figura 46 – Taxas de transferência da 1ª e 5ª sessões do LCS controlado pelo lábio e do TDS (YOUSEFI et al., 2011).

A comparação do LCS controlado pelo lábio com o TDS é fundamental, pois ambos são vestíveis, foram desenvolvidos para pessoas com tetraplegia, podem controlar tanto o cursor do *mouse* quanto cadeiras de rodas motorizadas. O próprio roteiro de teste do LCS foi baseado no do TDS.

Comparar somente a taxa de transferência com outros dispositivos pode não ser conclusivo, mas pode indicar o patamar onde uma interface humano-computador fica inserida. A Tabela 8 apresenta as taxas de transferência de diversas interfaces (assistivas ou não), com acionamento através de tempo de permanência e clique, em tarefas multidirecional e *center-out*. *Center-out* que é uma tarefa parecida com a multidirecional, mas não definida na ISO/TS 9241-411 (INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 2012), uma descrição sobre ela pode ser encontrada em (YOUSEFI et al., 2011).

Analisando a Tabela 8 a partir das maiores taxas de transferência para as interfaces assistivas, podemos notar que a interface pelo movimentos dos olhos atingiu a melhor taxa de transferência 3,06 bits/s, mas esta é um interface que exige muita atenção e por esse motivo é cansativa. A interface por vocalização de vogais atingiu 1,65 bits/s, mas este teste foi realizado somente com sujeitos de pesquisa experientes e esta interface tem sua operação difícil devido a necessidade de vocalização permanente. O LCS controlado pelo lábio atingiu a terceira maior taxa de transferência com 1,06 bits/s e sem as exigências e dificuldades dessa duas outras interfaces anteriores.

O resultado do LCS controlado pelo polegar na tarefa multidirecional mostrou taxa de transferência de 1,8 bits/s, o mesmo resultado obtido pelo *joystick* na pesquisa (MACKENZIE; KAUPPINEN; SILFVERBERG, 2001) para a mesma tarefa, indicando que este valor provavelmente é a taxa de transferência máxima do LCS.

Em (MACKENZIE; KAUPPINEN; SILFVERBERG, 2001), são avaliados *joystick* (1,8 bits/s), *trackball* (3,0bits/s), *touchpad* (2,9 bits/s) e *mouse* (4,9 bits/s) todos na tarefa multidirecional. Estes valores mostram que existe a possibilidade de controlar, por exemplo, o *trackball* com o lábio e possivelmente atingir taxas de transferência maiores (limite maior do dispositivo) do que aquelas obtidas com o *joystick*, apesar de todas as características positivas do *joystick*. Destacando que o *trackball* associado ao LCS pode ser uma opção no controle do cursor do *mouse*, mas precisaria de uma avaliação mais profunda no controle de uma cadeira de rodas

motorizada, o que não acontece com o *joystick* que já é amplamente utilizado em tecnologias assistivas.

Tabela 8– Taxas de transferência (bits/s) de diversas interfaces.

Interface humano-computador assistiva (para pessoas com tetraplegia)					
Parte do corpo	Dispositivo	Referência	Acionamento	Tarefa	Taxa de Transf. (bits/s)
Lábio Inferior	LCS	Esta tese	Perm. 500ms	Multidirecional	1,06
Olhos	Mov. Olhos proc.Imagens	(ZHANG; MACKENZIE, 2007)	Perm. 500ms	Multidirecional	3,06
Língua	TDS ¹	(YOUSEFI et al., 2011)	Perm. 560ms	Multidirecional	0,4 a 1,0
Pulmão e cordas vocais	Voc. Vogais ²	(HARADA et al., 2008)	Clique	* ³	1,65
Pulmão	Sopro-e-sucção	(KIM et al., 2013)	Perm. 500ms	Center-out	0,5
Musc. Pescoço	EMG	(WILLIAMS; KIRSCH, 2008)	Perm. 2s	Center-out	1,02
Interface humano-computador não assistiva					
Polegar	LCS	Esta tese	Perm. 500ms	Multidirecional	1,8
Mão	<i>Joystick</i>	(MACKENZIE; KAUPPINEN; SILFVERBERG,2001)	Clique	Multidirecional	1,8
Mão	<i>Mouse</i>	Esta tese	Clique	Multidirecional	4,95
Mão	<i>Mouse</i>	(MACKENZIE; KAUPPINEN; SILFVERBERG,2001)	Clique	Multidirecional	4,9
Mão	<i>Trackball</i>	(MACKENZIE; KAUPPINEN; SILFVERBERG,2001)	Clique	Multidirecional	3,0
Mão	<i>Touchpad</i>	(MACKENZIE; KAUPPINEN; SILFVERBERG,2001)	Clique	Multidirecional	2,9

¹ Artigo não apresenta a média geral dos resultados, somente a primeira sessão 0,4 bits/s e a quinta sessão 1,0 bits/s.

² Teste feito somente com sujeitos de pesquisas que são experientes no uso do dispositivo e o clique ocorre pressionando a barra de espaços.

³ Artigo não deixa claro se é multidirecional ou *center-out*.

5.3 COMPARAÇÃO COM O POLEGAR

Outro objetivo relevante é entender quanto o lábio é capaz de controlar o cursor do *mouse*. Foi justamente para avaliar isso, que os participantes testaram o LCS com o polegar sob as mesmas condições que o lábio.

A comparação dos resultados do LCS controlado pelo lábio com o LCS controlado pelo polegar fornece uma relação percentual entre o lábio e o polegar

para controlar o LCS, considerando que o controle pelo polegar é uma das melhores condições de uso, conclui-se que seu resultado está próximo à taxa de transferência limite do LCS. Na tarefa unidirecional horizontal, o LCS controlado pelo lábio atingiu taxa de transferência de 2,59 bits/s e o polegar 4,19 bits/s, ou seja, o lábio conseguir 61,8% do resultado do polegar. Na tarefa unidirecional vertical, o LCS controlado pelo lábio atingiu taxa de transferência de 2,60 bits/s e o polegar 3,97 bits/s, ou seja, o lábio conseguir 65,6% do resultado do polegar. E na tarefa multidirecional, o LCS controlado pelo lábio atingiu taxa de transferência de 1,06 bits/s e o polegar 1,80 bits/s, ou seja, o lábio conseguiu 59,2%¹ do resultado do polegar.

A Figura 47 apresenta um gráfico com os percentuais atingidos pelo lábio se comparado com o polegar no uso do LCS para as diferentes tarefas. Na média das três tarefas, o lábio inferior conseguiu atingir 62,2% (DP=3,2%) da taxa de transferência obtida pelo polegar, mostrando o potencial do lábio inferior no controle do LCS. O desvio padrão de apenas 3,2% mostra consistência nos resultados mesmo com tarefas diferentes.

Figura 47 – Percentuais atingidos pelo lábio se comparado com o polegar no uso do LCS.

¹ Para este resultado 59,2%, é necessário usar taxas de transferência com três casas decimais 1,064bits/s e 1,796bits/s, lábio e polegar, respectivamente.

5.4 TRAÇADO

Uma das expectativas na utilização do *joystick* no LCS era que fosse explorada sua capacidade de movimento suave e em qualquer direção, ao contrário do que acontece com os dispositivos que controlam o cursor do *mouse* em direções discretas. Outro aspecto é saber se os participantes explorariam estas características tanto com o polegar quanto com o lábio.

A Figura 48 apresenta os traçados:

- a) LCS controlado pelo lábio,
- b) LCS controlado pelo polegar,
- c) *mouse* no teste do LCS,
- d) TDS,
- e) *mouse* no teste do TDS.

Figura 48 – Traçados: LCS do participante #3 (melhor taxa de transferência com LCS – Lábio), TDS (YOUSEFI et al., 2011). a) LCS lábio, b) LCS polegar, c) *Mouse* no teste do LCS, d) TDS, e) *Mouse* no teste do TDS.

Das imagens da Figura 48 as três primeiras (a,b,c) mostram o traçado de um único bloco ($D=534$ e $W=76$) para que os traços ficassem bem visíveis, dados do participante #3 (que obteve a melhor taxa de transferência com o LCS cotrolado pelo

lábio), cuja a taxa de transferência específica para cada um destes traçados foram de: a) LCS lábio 2,28 bits/s, b) LCS polegar 2,71 bits/s e c) *mouse* 5,20 bits/s.

As duas últimas imagens, Figura 48 (d), (e), mostram a primeira sessão da tarefa *center-out tapping* (YOUSEFI et al., 2011) (parecida com a multidirecional, porém com uma distribuição diferente do alvos, esta tarefa não está definida na norma ISO/TS 9241-411 (INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 2012), também de um único participante, cuja a taxa de transferência média obtidas no traçado foi de: d) 0,91 bits/s e e) 3,88 bits/s. No artigo (YOUSEFI et al., 2011) não é apresentado o traçado de outra tarefa.

Analisando estas imagens, é evidente que o LCS, tanto controlado pelo lábio, Figura 48 (a), quanto pelo polegar, Figura 48 (b), permitiu que os participantes utilizassem diagonais, pois nota-se que ambas as imagens possuem características similares. Já a Figura 48 (c) mostra o traçado característico do *mouse* com curvas (parece mais tremido) e algumas vezes atravessa o alvo. Também é possível notar estas características na Figura 48 (e), apesar de se tratar de uma tarefa diferente. Quanto à Figura 48 (d), não é possível realizar uma comparação mais detalhada, porque envolve uma tarefa não padrão, mas o que pode ser notado é o traçado característico de um dispositivo com quatro direções discretas, onde não são exploradas as diagonais. Mais informações sobre medidas de precisão em tarefas de apontar, na avaliação de dispositivos de entrada, podem ser encontradas em: (MACKENZIE; KAUPPINEN; SILFVERBERG, 2001).

5.5 AVALIAÇÃO DE CONFORTO

Os participantes responderam o questionário de avaliação de conforto, sobre o uso do LCS controlado pelo lábio, que consta no APÊNDICE A – Documentos utilizados nos testes, baseado na norma ISO/TS 9241-411 (INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 2012) Anexo C. A Figura 49 apresenta o resultado da avaliação realizada ao final da quinta sessão de teste com todos os doze participantes, destacando-se que o número 7 indica a resposta mais favorável e o número 1, a resposta mais desfavorável, por exemplo, para questões que envolvem fadiga, o número 7 indica que não há fadiga e o 1 indica que a fadiga é muito alta.

Figura 49 – Resultados da avaliação de conforto.

Os resultados da avaliação corroboram os comentários dos participantes durante os testes em relação à fadiga dos lábios (4,17) e à fadiga do maxilar (4,17) que afetaram o conforto geral (3,83). As possíveis causas deste desconforto muscular podem ser: a falta de treino no uso do LCS controlado pelo lábio, a força necessária para mover o *joystick* (muito rígido) ou ainda o tipo de movimento. É possível que o uso regular do LCS provoque um fortalecimento dos músculos envolvidos, deixando o seu uso mais confortável.

Praticamente, não houve desconforto no pescoço e ombros.

Os participantes gostaram da velocidade de operação (5,25) que ajudou ao bom resultado no dispositivo de entrada como um todo (5,25).

5.6 CONSIDERAÇÕES

Os testes realizados com os participantes mostraram resultados animadores, demonstrando a viabilidade do lábio (e de acordo com a observação, também a mandíbula) como uma parte do corpo (disponível para pessoas com tetraplegia)

capaz de controlar o cursor do *mouse* por meio do LCS. O protótipo LCS atingiu taxas de transferências melhores do que as obtidas com o TDS (YOUSEFI et al., 2011) e comparáveis com aquelas obtidas pelo próprio LCS controlado pelo polegar.

Outro dado que os testes demonstraram foi que o lábio apresentou resultados equivalentes na comparação de movimentos horizontal e vertical, fato bastante curioso, uma vez que o lábio tem características diferentes para realizar estes dois movimentos, incluindo a ajuda da mandíbula no movimento vertical.

Algumas observações no uso do LCS controlado pelo lábio merecem destaque. Primeira, era esperado somente o uso do lábio inferior para controlá-lo, mas na prática, os participantes usaram a mandíbula (abrindo e fechando a boca) para ajudar nos movimentos para cima e para baixo no *joystick* do LCS. Segunda, uma participante com aparelho ortodôntico permanente não conseguiu utilizar o LCS, devido ao intenso movimento dos lábios sobre os dentes, por esta razão, foi substituída. Terceira, a cinta secundária do LCS, Figura 50 (b), tem um papel importante na estabilidade do conjunto, pois determinados tipos de cabelo não proporcionam a firmeza necessária para a operação e ainda é útil para mulheres, devido ao formato do crânio.

Figura 50 – Suporte da cabeça: a) Cinta principal, b) Cinta secundária.

Os resultados adicionais dos testes com os sujeitos de pesquisa são apresentados no APÊNDICE B – Resultados adicionais dos testes.

6. CONCLUSÕES

Neste capítulo, são sintetizadas as principais conclusões deste trabalho.

6.1 RETOMANDO AS PERGUNTAS NORTEADORAS

O lábio inferior é capaz de controlar uma interface humano-computador, de maneira comparável a interfaces desenvolvidas para pessoas com tetraplegia?

A resposta é sim, haja visto que todos os 12 sujeitos de pesquisa (8 homens e 4 mulheres, idade de 20 anos a 37 anos, massa de 43Kg a 145 Kg e altura de 1,50m a 1,89 m) conseguiram atingir taxas de transferência comparáveis à outras interfaces usadas como tecnologias assistiva. De fato, o roteiro do teste é grande e complexo e conseguir realizá-lo já indica um grande sinal da viabilidade do lábio inferior como parte do corpo capaz de controlar uma interface humano-computador.

Qual seria a capacidade (bits/s) do lábio inferior de controlar esta interface?

Com o LCS controlado pelo lábio, foi possível atingir 2,59 bits/s, 2,60 bits/s e 1,06 bits/s respectivamente, para as tarefas unidirecional horizontal, unidirecional vertical e multidirecional. Estes resultados se referem ao LCS controlado pelo lábio, mas não a capacidade do lábio em si. Provavelmente, futuras versões do LCS terão resultados ainda melhores, mas estes já são plenamente satisfatórios se comparados com a literatura, como visto no capítulo anterior.

Qual seria a capacidade (bits/s) desta interface?

Com o LCS controlado pelo polegar, foi possível atingir 4,19 bits/s, 3,97bits/s e 1,8 bits/s respectivamente, para as tarefas unidirecional horizontal, unidirecional vertical e multidirecional. Estes resultados mostram a capacidade da interface numa das melhores condições de uso (controle pelo polegar).

Comparando os resultados do lábio os do polegar, o lábio conseguiu atingir em média 62,2% dos valores obtidos pelo polegar.

6.2 RETOMANDO A HIPÓTESE E O OBJETIVO DA PESQUISA

A hipótese que se buscava verificar era: “É possível criar uma nova interface humano-computador controlada pelo lábio inferior e medir a capacidade humana de controlá-la”. Este trabalho mostrou que esta hipótese é verdadeira.

O objetivo desta pesquisa foi conceber uma interface humano-computador inovadora controlada pelo lábio inferior, medir a capacidade humana de controlá-la e ainda obter a taxa de transferência (bits/s) comparável às interfaces desenvolvidas para pessoas com tetraplegia.

Foi possível criar uma nova interface humano-computador, centrada nas necessidades das pessoas com tetraplegia, utilizando o lábio inferior que conseguir superar as taxas de transferência do TDS (interface humano-computador para pessoas com tetraplegia mais comparável ao LCS), mais informações são fornecidas em 5.2 Taxa de transferência.

6.3 CONTRIBUIÇÕES CIENTÍFICAS E TECNOLÓGICAS

A partir desta pesquisa, foi elaborado o artigo completo “*Human-Computer Interface Controlled by the Lip*” (JOSE; LOPES, 2014) aceito pelo *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics* (J-BHI), ISSN 2168-2194, com DOI: 10.1109/JBHI.2014.2305103. Este periódico tinha o nome *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine* (T-ITB), ISSN 1089-7771, em 2012 teve JCR 1.978 e é considerado pela Capes Qualis A1 em Engenharias IV.

Também como resultado desta pesquisa, foi depositado o pedido de patente junto ao INPI de Inovação sob o Título: “*SISTEMA DE CONTROLE PELO LÁBIO*” e número: BR 10 2014 011226 0.

6.4 CONCLUSÃO FINAL

Esta tese apresentou uma interface humano-computador inovadora, o LCS, que foi avaliada segundo a lei de Fitts (FITTS, 1954; SOUKOREFF; MACKENZIE, 2004; INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 2012) e estabeleceu a referência das taxas de transferência do lábio inferior (1,06 bits/s para a tarefa multidirecional e 2,6 bits/s para as tarefas unidirecionais). E o mais

importante, estabeleceu que o lábio inferior atinge 62,2% da taxa de transferência do polegar (controlando o LCS) o que demonstra sua capacidade para controlar Interfaces humano-computador.

6.5 TRABALHOS FUTUROS

Os resultados desta pesquisa mostraram a viabilidade do uso do lábio inferior no controle de interfaces humano-computador e abriram espaço para estudos e pesquisas derivadas, como por exemplo:

- realizar testes de usabilidade com usuários com tetraplegia, entender suas necessidades e depois realizar testes com o uso contínuo do LCS;
- avaliação do LCS no controle de cadeira de rodas seguindo o método usado em (HUO; GHOVANLOO, 2009);
- elaboração de metodologia de avaliação de interfaces humano-máquina no controle de cadeira de rodas motorizadas;
- avaliação com a lei de Fitts, do *joystick* de queixo comparado ao LCS;
- avaliação da mini trackball (do Blackberry) no lugar do *joystick* no LCS;
- investigação de algum controle que *utilize* o movimento da mandíbula com tecnologia assistiva. Atualmente existe o sensor de mordida que é usado por mergulhadores fotógrafos (SLYPER et al., 2011).

REFERÊNCIAS

ABASCAL, J. Users with Disabilities: Maximum Control with Minimum Effort. **Articulated Motion and Deformable Objects - Lecture Notes in Computer Science Volume 5098**. Mallorca: Springer Berlin Heidelberg, 2008. p.449–456. doi: 10.1007/978-3-540-70517-8_44. Disponível em: <http://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-540-70517-8_44>. Acesso em: 31 Mar. 2014.

AKCAKAYA, M. et al. Noninvasive Brain Computer Interfaces for Augmentative and Alternative Communication. **IEEE Reviews in Biomedical Engineering**, v. PP, n. 99, p. 1–1, 2013. doi: 10.1109/RBME.2013.2295097. No prelo. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/xpl/articleDetails.jsp?arnumber=6684304>>. Acesso em: 31 Mar. 2014.

ARDUINO ADK, Arduino Mega ADK. Disponível em: <http://arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardADK> . Acesso em 26 Jan. 2014.

ASIA, International Standards for Neurological Classification of Spinal Cord Injury. Disponível em: http://www.asia-spinalinjury.org/elearning/ISNCSCI_Exam_Sheet_r4.pdf . Acesso em 24 Dez. 2013.

CELULAR, Celular Smartphone. Disponível em: http://www.gsmarena.com/motorola_atrrix-pictures-3709.php . Acesso em 23 Jan. 2014.

CADEIRA DE RODAS MOTORIZADA, Cadeira de Rodas Motorizada Jaguar. Disponível em: <http://www.orthopinhais.com.br/CADEIRA-DE-RODAS-MOTORIZADA-JAGUAR/prod-105254> . Acesso em 23 Jan. 2014.

CALTENCO, H. A. et al. Understanding Computer Users With Tetraplegia: Survey of Assistive Technology Users. **International Journal of Human-Computer Interaction**, v. 28, n. 4, p. 258–268, 2012. Disponível em: <<http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/10447318.2011.586305>>. Acesso em: 2 Nov. 2013.

CENSO 2000, Censo Demográfico - 2000 : Características Gerais da População: Resultados da Amostragem – Deficiência. http://www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/censo2000/populacao/deficiencia_Censo2000.pdf . Acesso em 16 Fev 2014.

CENSO 2010, Censo Demográfico 2010: Características gerais da população, religião e pessoas com deficiência. ftp://ftp.ibge.gov.br/Censos/Censo_Demografico_2010/Caracteristicas_Gerais_Religiao_Deficiencia/tab1_3.pdf. Acesso em 16 Fev 2014

COMPUTADOR, Desktop Computer. Disponível em: <http://www.prabhucomputech.com/desktop-computer.htm> . Acesso em 23 Jan. 2014.

CORRÊA, A.G.D. **Realidade Aumentada Musical para Reabilitação Estudo de Caso em Musicoterapia**, Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) - Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2011. Disponível em: <<http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/3/3142/tde-09032012-131212>>, Acesso em: 31 Mar. 2014.

CHEN, S.-C.; CHIEN, C.-Y.; CHANG, W.-M. Lips-Control Assistive Communication System for The Serious Disabled. IEEE Conference on Electron Devices and Solid-State Circuits. **Proceedings...** Tainan: IEEE, 2007. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4450318>>

CHEN, H.-C. et al. Pointing device usage guidelines for people with quadriplegia: a simulation and validation study utilizing an integrated pointing device apparatus. **IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**, v. 17, n. 3, p. 279–86, 2009. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19423450>>. Acesso em: 5 Jan.2014.

CHEN, H.-C. et al. Design and feasibility study of an integrated pointing device apparatus for individuals with spinal cord injury. **Applied ergonomics**, v. 38, n. 3, p. 275–83, 2007. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16908006>>. Acesso em: 6 Nov. 2013.

CHIN, C. A.; BARRETO, A.; ADJOUADI, M. Integration of EMG and EGT modalities for the development of an enhanced cursor control system. **International Journal on Artificial Intelligence Tools**, v. 18, n. 03, p. 399–414, 2009. Disponível em: <<http://www.worldscientific.com/doi/abs/10.1142/S0218213009000202>>. Acesso em: 7 Nov. 2013.

CHRISTIENSEN, H. V.; GARCIA, J. C. Infrared Non-Contact Head Sensor , for Control of Wheelchair Movements. **Assistive Technology: From Virtuality to Reality AAATE 2005**, p. 336–340, IOS Press, 2005. ISBN:1-58603-543-6.

DEMING, W.E. **Out of the Crisis**. Cambridge: MIT Press, 1986. ISBN: 978-0262541152.

EPSTEIN, S.; MISSIMER, E.; BETKE, M. Using kernels for a video-based mouse-replacement interface. **Personal and Ubiquitous Computing**, v. 18, n. 1, p. 47–60, 2012.

FABIANI, G. E. et al. Conversion of EEG activity into cursor movement by a brain-computer interface (BCI). **IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**, v. 12, n. 3, p. 331–8, 2004. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15473195>>. Acesso em: 8 Nov. 2013.

FITTS, P. M. The Information Capacity of the Human Motor System in Controlling the Amplitude of Movement. **Journal of Experimental Psychology**, v. 47, p. 381–391, 1954. Disponível em: <<http://sing.stanford.edu/cs303-sp11/papers/1954-Fitts.pdf>>.

FITTS, P. M.; PETERSON, J. R. Information Capacity of Discrete Motor Responses. **Journal of experimental psychology**, v. 67, n. 2, p. 103–12, 1964. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14114905>>. Acesso em: 15 Nov. 2013.

GREVE, J.M.D. Reabilitação: conceito terapêutico. In: GREVE, J. M D. **Tratado de Medicina de Reabilitação**. São Paulo: Manole, p 8-9, 2007.

GUO, Y. et al. Transcription factor Sox11b is involved in spinal cord regeneration in adult zebrafish. **Neuroscience**, v. 172, p. 329–41, 2011. Disponível em: <<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3292217&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>>. Acesso em: 27 Jun. 2013.

HARADA, S. et al. The Vocal Joystick: evaluation of voice-based cursor control techniques for assistive technology. (ACM, Ed.) **Disability and rehabilitation: Assistive technology**, v. 3, n. 1, p. 22–34, 2008. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18416516>>. Acesso em: 21 Dez. 2013.

HEAD CONTROL, Assistivetech.net Alternative wheelchair control. Disponível em: http://atwiki.assistivetech.net/index.php/Alternative_wheelchair_control . Acesso em: 22 Dez. 2013.

HOCHBERG, L. R. et al. Reach and grasp by people with tetraplegia using a neurally controlled robotic arm. **Nature**, v. 485, n. 7398, p. 372–5, 2012.

HUO, X.; WANG, J.; GHOVANLOO, M. A magneto-inductive sensor based wireless tongue-computer interface. **IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**, v. 16, n. 5, p. 497–504, 2008. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18990653>>. Acesso em: 11 Nov. 2013.

HUO, X.; GHOVANLOO, M. Using unconstrained tongue motion as an alternative control mechanism for wheeled mobility. **IEEE transactions on bio-medical engineering**, v. 56, n. 6, p. 1719–26, 2009. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19362901>>. Acesso em: 5 Jan. 2014.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **Ergonomic requirements for office work with visual display terminals (VDTs) - Part 9: Requirements for non-keyboard input devices, ISO 9241-9:2000**, 2000.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **Ergonomics of human-system interaction - Part 411 – Evaluation methods for the design of physical input devices, ISO/TS 9241-411:2012**, 2012.

JC200, MULTI-AXIS INDUCTIVE JOYSTICK. Disponível em: <http://www.farnell.com/datasheets/22532.pdf> . Acesso em: 04 Jan. 2014.

JOSE, M. A.; LOPES, R. D. Human-Computer Interface Controlled by the Lip. **IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics**, v. 2194, n. c, p. 1–1, 2014. *Open access*. doi: 10.1109/JBHI.2014.2305103. No prelo. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6733317>>. Acesso em: 11 Fev. 2014.

JOYSTICK DE QUEIXO, Click to GO Light Touch Joystick. Disponível em: <http://www.click2go.ie/all-products/light-touch-joystick/> . Acesso em: 22 Dez. 2013.

KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSELL, T. M. in **Principles of Neural Science**. New York: McGraw-Hill, New York, ed. 5, 2000.

KIM, J. et al. The tongue enables computer and wheelchair control for people with spinal cord injury. **Science translational medicine**, v. 5, n. 213, p. 213ra166, 2013. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24285485>>. Acesso em: 1 Dez. 2013.

LIANZA, S.; KODA, L.C. Avaliação clínica da incapacidade. In: LIANZA, S. **Medicina de Reabilitação**. 3.ed. Rio de Janeiro: Guanabara, 2001.

LUND, M. E. et al. Inductive tongue control of powered wheelchairs. In: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference, v. 2010, n. Fig 1. **Proceedings...** Buenos Aires: IEEE, 2010. p. 3361–4. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21097235>>. Acesso em: 5 Jan. 2014.

LUPA DE PALA, Lupa de Pala CSR MG81001. Disponível em: <http://www.blucolor.com.br/imagem/300/01/012080/lupa-csr-mg81001> . Acesso em: 30 Mai. 2012.

MACKENZIE, I. S. Fitts' Law as a research and design tool in human-computer interaction. **Human-Computer Interaction**, v. 7, n. 1, p. 91–139, 1992. doi: 10.1207/s15327051hci0701_3. Disponível em: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1207/s15327051hci0701_3#.UzrXKvldXXU>. Acesso em: 1 Abr. 2014.

MACKENZIE, I. S.; KAUPPINEN, T.; SILFVERBERG, M. Accuracy measures for evaluating computer pointing devices. In: SIGCHI conference on Human factors in computing systems - CHI '01, 2001. **Proceedings...** Nova York: ACM Press, 2001, p. 9–16. Disponível em: <<http://portal.acm.org/citation.cfm?doid=365024.365028>>. Acesso em: 5 Jan. 2014.

MACKENZIE, I. S.; TEATHER, R. J. FittsTilt: The Application of Fitts ' Law To Tilt-based Interaction. In: 7th Nordic Conference on Human-Computer Interaction NordiCHI 2012. **Proceedings...** Copenhagen: ACM, 2012, pp. 568-577.

MACKENZIE, I. S. **Human-computer interaction: An Empirical Research Perspective**. 1.ed. Waltham: Elsevier Morgan Kaufmann, 2013. ISBN: 978-0-12-405865-1.

MANDEL, T. **The Elements of User Interface Design**. 1.ed. Nova York: John Wiley & Sons, 1997. ISBN: 978-0-471-16267-4

MAZO, M. An integral system for assisted mobility [automated wheelchair]. **IEEE Robotics & Automation Magazine**, v. 8, n. 1, p. 46–56, 2001. doi: 10.1109/100.924361. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/xpl/articleDetails.jsp?arnumber=924361>>. Acesso em: 1 Abr. 2014.

MCFARLAND, D. J.; LEFKOWICZ, A. T.; WOLPAW, J. R. Design and operation of an EEG-based brain-computer interface with digital signal processing technology. **Behavior Research Methods, Instruments, & Computers**, v. 29, n. 3, p. 337–345, 1997. Disponível em: <<http://www.springerlink.com/index/10.3758/BF03200585>>. Acesso em: 9 Nov. 2013.

MOTOR CORTEX, The Anatomy of Movement. Disponível em: <http://brainconnection.positscience.com/the-anatomy-of-movement> . Acesso em 26 Dez. 2013.

MOUTH CONTROL, Head, Mouth and Eye Controls - Jouse2 - Mouth Control. Disponível em: <http://www.oneswitch.org.uk/1/AGS/AGS-head.htm> . Acesso em: 22 Dez. 2013.

NETTER, Frank H. **Atlas de Anatomia Humana**. 2.ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.

NICOLELIS, M. A. L. Actions from thoughts. **Nature**, v. 409, n. 6818, p. 403–407, 2001. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11201755>>. Acesso em: 5 Jan. 2014.

OBERMAIER, B. et al. Information transfer rate in a five-classes brain-computer interface. **IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**, v. 9, n. 3, p. 283–8, 2001. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11561664>>. Acesso em: 5 Jan. 2014.

O'DOHERTY, J. E. et al. Active tactile exploration using a brain-machine-brain interface. **Nature**, v. 479, n. 7372, p. 228–31, 2011. Disponível em: <<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3236080&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>>. Acesso em: 31 Out. 2013.

PACNIK, G.; BENKIC, K.; BRECKO, B. Voice Operated Intelligent Wheelchair - VOIC. In: IEEE International Symposium on Industrial Electronics ISIE 2005, v. 3. **Proceedings...** Dubrovnik: IEEE, 2005. p.1221–1226. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=1529099>>. Acesso em: 2 Nov. 2013.

PELLEGRINI, N. et al. Optimization of power wheelchair control for patients with severe Duchenne muscular dystrophy. **Neuromuscular disorders: NMD**, v. 14, n. 5, p. 297–300, 2004. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15099587>>. Acesso em: 7 Nov. 2013.

PINHEIRO, C. G. et al. Alternative communication systems for people with severe motor disabilities: a survey. **Biomedical engineering online**, v. 10, n. 1, p. 31, 2011. Disponível em: <<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3103465&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>>. Acesso em: 8 Nov. 2013.

REBSAMEN, B. et al. A brain controlled wheelchair to navigate in familiar environments. **IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering**, v. 18, n. 6, p. 590–8, 2010. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20460212>>. Acesso em: 5 Jan. 2014.

RN-42-HID, Roving Networks Bluetooth SMD Module - RN-42. Disponível em: <https://www.sparkfun.com/products/10823>. Acesso em 26 Jan. 2014.

SHANNON, C. E. A Mathematical Theory of Communication. **The Bell System Technical Journal**, v. 27, n. July, p. 379–423, 623–656, 1948. Disponível em: <<http://cm.bell-labs.com/cm/ms/what/shannonday/shannon1948.pdf>>.

SLYPER, R. et al. A tongue input device for creating conversations. In: 24th annual ACM symposium on User interface software and technology - UIST '11 . **Proceedings...** Nova York: ACM Press, 2011 p. 117-126. Disponível em: <<http://dl.acm.org/citation.cfm?doid=2047196.2047210>>. Acesso em: 5 Jan. 2014.

SOUKOREFF, R. W.; MACKENZIE, I. S. Towards a standard for pointing device evaluation, perspectives on 27 years of Fitts' law research in HCI. **International Journal of Human-Computer Studies**, v. 61, n. 6, p. 751–789, 2004. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1071581904001016>>. Acesso em: 1 Mar. 2012.

SPINAL CORD INJURY, Northeast Rehabilitation Hospital Network. Disponível em: <http://www.northeastrehab.com/hospitals/spinal-cord-info.htm> . Acesso em 24 Dez. 2013.

THUMB JOYSTICK, Thumb Joystick Retail. Disponível em: <https://www.sparkfun.com/products/10433> . Acesso em 26 Jan. 2014.

THURET, S.; MOON, L. D. F.; GAGE, F. H. Therapeutic interventions after spinal cord injury. **Nature reviews Neuroscience**, v. 7, n. 8, p. 628–43, 2006. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16858391>>. Acesso em: 21 Mai. 2013.

TV, Linha de Televisores. Disponível em: <http://www.lge.com/br/tv/todos-os-televisores> . Acesso em 23 Jan. 2014.

WILLIAMS, M. R.; KIRSCH, R. F. Evaluation of head orientation and neck muscle EMG signals as command inputs to a human-computer interface for individuals with high tetraplegia. **IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**, v. 16, n. 5, p. 485–96, 2008. Disponível em: <<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3638244&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>>. Acesso em: 12 Nov. 2013.

WOLPAW, J. R. et al. Brain-computer interface technology: a review of the first international meeting. **IEEE transactions on rehabilitation engineering: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**, v. 8, n. 2, p. 164–73, 2000. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10896178>>. Acesso em: 5 Jan. 2014.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. **The International Classification of Impairments, Disabilities and Handicaps**. Geneva, Switzerland: World Health Organization, p. 1-6, 1993.

WT12, Bluegiga WT12 Bluetooth Class2 Module. Disponível em: <http://www.bluegiga.com/en-US/products/bluetooth-classic-modules/wt12-bluetooth--class-2-module/> . Acesso em 26 Jan. 2014.

YANCO, H. A. Wheellesley , a Robotic Wheelchair System: Indoor Navigation and User Interface. In: **Lecture notes in Artificial Intelligence: Assistive Technology and Artificial Intelligence**. London: Springer-Verlag, 1998. p. 256–268. ISBN: 3-540-64790-2. Disponível em: < <http://dl.acm.org/citation.cfm?id=696524>>. Acesso em: 1 Abr. 2014.

YANG, S.-W. et al. Design of virtual keyboard using blink control method for the severely disabled. **Computer methods and programs in biomedicine**, v. 111, n. 2, p. 410–8, 2013.

YOUSEFI, B. et al. Quantitative and comparative assessment of learning in a tongue-operated computer input device. **IEEE transactions on information technology in biomedicine: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**, v. 15, n. 5, p. 747–57, 2011. Disponível em: <<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3168682&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>>. Acesso em: 5 Jan. 2014.

ZHANG, L. et al. Human-Computer Interaction System Based on Nose Tracking. 12th International Conference, HCI International 2007. **Proceedings...** Beijing: Springer Berlin Heidelberg, 2007. Disponível em: <http://link.springer.com/chapter/10.1007%2F978-3-540-73110-8_84>.

ZHANG, X.; MACKENZIE, I. S. Evaluating Eye Tracking with ISO 9241 - Part 9. In: 12th International Conference, HCI International 2007. **Proceedings...** Beijing: Springer, 2007. p.779–788.

APÊNDICE A – DOCUMENTOS UTILIZADOS NOS TESTES

ESCOLA POLITÉCNICA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

Departamento de Engenharia de Sistemas Eletrônicos

Avenida Professor Luciano Gualberto, travessa 3, nº158 CEP: 05508-900 São Paulo SP
Telefone: (0xx-11) 3091.5728 Fax (0xx-11) 3091.5585

TERMO DE AUTORIZAÇÃO PARA REGISTRO DE IMAGENS

Eu, _____, autorizo o pesquisador Marcelo Archanjo José aluno devidamente matriculado na Escola Politécnica da Universidade de São Paulo (nºUSP 5222699) a filmar e fotografar minha participação nos testes de desempenho no uso de mouse, controle por polegar e controle por lábio, a fim de publicar em sua tese, apresentações, artigos, blogs e vídeos na internet.

São Paulo,//.....

Assinatura do voluntário ou seu responsável legal

Documento de identidade

Assinatura do pesquisador responsável

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)

Eu Marcelo Archanjo José, responsável pela pesquisa “Análise de Interface Humano-Computador (mouse) para Tetraplégicos”, estou fazendo um convite para você participar como voluntário deste estudo.

Esta pesquisa pretende avaliar o desempenho do mouse controlado pelo lábio. Acredito que ela seja importante porque pode se tornar uma opção de mouse para tetraplégicos. Para sua realização será feito o seguinte: no computador uma tela será apresentada com alguns símbolos você deve mover o cursor do mouse até o símbolo indicado na cor vermelha e clicar, outro símbolo será indicado, mova o cursor sobre ele e clique, e assim por diante. Procure fazer esta tarefa o mais rápido possível, sempre clicando sobre o símbolo. Caso você erre siga para o próximo símbolo. Este processo de teste será repetido 10 vezes com o mouse controlado pelo lábio e cinco vezes com um mouse que você já está acostumado. Ao final um questionário irá medir seu conforto na utilização do mouse.

Como se trata de controlar um mouse, não há riscos neste teste. Da mesma forma como o uso de qualquer outro mouse pode ocorrer alguma fadiga (cansaço) nos músculos envolvidos. Os intervalos entre as rodadas de teste servem para o descanso.

O principal benefício desta pesquisa é avaliar um mouse controlado pelo lábio para promover maior autonomia para pessoas com tetraplegia, melhorando sua interação como computadores e *smartphones*.

Durante todo o período de testes da pesquisa você tem o direito de tirar qualquer dúvida ou pedir qualquer outro esclarecimento, bastando para isso entrar em contato, com o pesquisador ou com o Conselho de Ética em Pesquisa.

Em caso de algum problema relacionado com a pesquisa você terá direito à assistência gratuita que será prestada.

Você tem garantido o seu direito de não aceitar participar ou de retirar sua permissão, a qualquer momento, sem nenhum tipo de prejuízo ou retaliação, pela sua decisão.

As informações desta pesquisa serão confidenciais, e serão divulgadas apenas em eventos ou publicações científicas, não havendo identificação dos voluntários, a não ser entre os responsáveis pelo estudo, sendo assegurado o sigilo sobre sua participação. Também serão utilizados imagens e vídeos feitos durante os testes.

Os gastos necessários para a sua participação na pesquisa serão assumidos pelo pesquisador. Fica também garantida indenização em casos de danos, comprovadamente decorrentes da participação na pesquisa, conforme decisão judicial ou extrajudicial.

Autorização:

Eu, _____ (RG: _____,

Sexo: _____, Data de Nascimento: ____/____/____, Endereço: _____

Rubrica Voluntário: _____

Rubrica Pesquisador: _____

Telefone: _____) declaro que, após convenientemente esclarecido pelo pesquisador e ter entendido o que me foi explicado, consinto em participar do presente Projeto de Pesquisa.

São Paulo, ____/____/____

Assinatura do voluntário ou de seu representante legal

Assinatura de uma testemunha

Declaro que obtive de forma apropriada e voluntária o Consentimento Livre e Esclarecido deste voluntário (ou de seu representante legal) para a participação neste estudo.

Pesquisador responsável Marcelo Archanjo José
Escola Politécnica da Universidade de São Paulo

Pesquisador: Marcelo Archanjo José: Endereço: _____

CEP-HU: Endereço: Av. Prof. Lineu Prestes, 2565 – Cidade Universitária – CEP: 05508-000 – São Paulo – SP - Telefone: 3091-9457 – Fax: 3091-9452 - E-mail: cep@hu.usp.br

Rubrica Voluntário: _____

Rubrica Pesquisador: _____

Avaliação de conforto (Questionário)

Nome: _____

Sexo: F () M ()

Idade: _____ anos

Avaliação de conforto (Questionário) ISO 9241-411 Anexo C

1. Força exigida para movimentar o cursor:						
1	2	3	4	5	6	7
Muito desconfortável				Muito confortável		
2. Suavidade durante a operação:						
1	2	3	4	5	6	7
Muito duro				Muito suave		
3. Esforço requerido para a operação:						
1	2	3	4	5	6	7
Muito grande				Muito baixo		
4. Precisão:						
1	2	3	4	5	6	7
Muito impreciso				Muito preciso		
5. Velocidade de operação:						
1	2	3	4	5	6	7
Inaceitável				Aceitável		
6. Conforto geral:						
1	2	3	4	5	6	7
Muito desconfortável				Muito confortável		
7. Operação do dispositivo de entrada como um todo:						
1	2	3	4	5	6	7
Muito difícil de usar				Muito fácil de usar		
8. Fadiga do lábio:						
1	2	3	4	5	6	7
Muito alta				Não há fadiga		

9. Fadiga do maxilar:						
1	2	3	4	5	6	7
Muito alta				Não há fadiga		
10. Fadiga da cabeça:						
1	2	3	4	5	6	7
Muito alta				Não há fadiga		
11. Fadiga do ombro:						
1	2	3	4	5	6	7
Muito alta				Não há fadiga		
12. Fadiga do pescoço:						
1	2	3	4	5	6	7
Muito alta				Não há fadiga		

APÊNDICE B – RESULTADOS ADICIONAIS DOS TESTES

Os testes produziram muita informação, mas o texto da tese deve manter o destaque nas informações mais conclusivas, a fim de garantir o melhor entendimento do conteúdo. Por outro lado, é importante apresentar os resultados detalhados contidos neste apêndice. A Figura 51, Figura 52 e Figura 53 apresentam a taxa de transferência das três tarefas (unidirecional horizontal, unidirecional vertical e multidirecional) obtidas em cada sessão pelo LCS controlado pelo lábio, polegar e pelo *mouse* respectivamente.

Figura 51 – Taxa de transferência obtida pelo LCS controlado pelo lábio em cada sessão.

Figura 52 – Taxa de transferência obtida pelo LCS controlado pelo polegar em cada sessão.

Figura 53 – Taxa de transferência obtida pelo *mouse* em cada sessão.

A Figura 54 apresenta o percentual da taxa de transferência, por sessão, obtida pelo LCS controlado pelo lábio em relação ao LCS controlado pelo polegar.

Figura 54 – Percentuais atingidos pelo lábio se comparado ao polegar no uso do LCS em cada tarefa por sessão.

A visão dos resultados do LCS controlado pelo lábio por participante é apresentado na Figura 55, para a tarefa unidirecional horizontal, na Figura 56, para a tarefa unidirecional vertical e na Figura 57, para a tarefa multidirecional. Além da taxa de transferência por participante, é apresentada a média (a mesma

apresentada na Figura 45), pois representa a média geral do LCS controlado pelo lábio: 2,59 bits/s, 2,60 bits/s e 1,06 bits/s para tarefa unidirecional horizontal, unidirecional vertical e multidirecional respectivamente.

Figura 55 – Taxa de transferência obtida pelo LCS controlado pelo lábio na tarefa unidirecional horizontal, por participante.

Figura 56 – Taxa de transferência obtida pelo LCS controlado pelo lábio na tarefa unidirecional vertical, por participante.

Figura 57 – Taxa de transferência obtida pelo LCS controlado pelo lábio na tarefa multidirecional, por participante.

A visão dos resultados do LCS controlado pelo polegar por participante é apresentado na Figura 58, para a tarefa unidirecional horizontal, na Figura 59, para a tarefa unidirecional vertical e na Figura 60, para a tarefa multidirecional. Além da taxa de transferência por participante, é apresentada a média (a mesma apresentada na Figura 45), pois representa a média geral do LCS controlado pelo polegar: 4,19 bits/s, 3,97 bits/s e 1,80 bits/s para tarefa unidirecional horizontal, unidirecional vertical e multidirecional respectivamente.

Figura 58 – Taxa de transferência obtida pelo LCS controlado pelo polegar na tarefa unidirecional horizontal, por participante.

Figura 59 – Taxa de transferência obtida pelo LCS controlado pelo polegar na tarefa unidirecional vertical, por participante.

Figura 60 – Taxa de transferência obtida pelo LCS controlado pelo polegar na tarefa multidirecional, por participante.

A visão dos resultados do *mouse* por participante é apresentado na Figura 61, para a tarefa unidirecional horizontal, na Figura 62, para a tarefa unidirecional vertical e na Figura 63, para a tarefa multidirecional. Além da taxa de transferência por participante é a apresentada a média (a mesma apresentada na Figura 45), pois representa a média geral do *mouse*: 4,70 bits/s, 4,78 bits/s e 4,95 bits/s para tarefa unidirecional horizontal, unidirecional vertical e multidirecional respectivamente.

Figura 61 – Taxa de transferência obtida pelo *mouse* na tarefa unidirecional horizontal, por participante.

Figura 62 – Taxa de transferência obtida pelo *mouse* na tarefa unidirecional vertical, por participante.

Figura 63 – Taxa de transferência obtida pelo *mouse* na tarefa multidirecional, por participante.

A Figura 64 apresenta o percentual da taxa de transferência do LCS controlado pelo lábio comparado com o LCS controlado pelo polegar, para cada tarefa e por participante. A média é a mesma apresentada na Figura 47: 61,8%, 65,6% e 59,2% tarefa unidirecional horizontal, unidirecional vertical e multidirecional respectivamente.

Figura 64 – Percentuais atingidos pelo lábio, se comparado com o polegar no uso do LCS em cada tarefa, por participante.

APÊNDICE C – DETALHES DE CONEXÃO DO MÓDULOS BLUETOOTH

Os módulos Bluetooth (tanto o WT12 da Bluegiga, quanto o Roving RN-42 HID) foram desenvolvidos para serem soldados na superfície de placas de circuito impresso. Para que fossem utilizados nos protótipos, foi necessária a adaptação de um conector, conforme apresentado na Figura 65 e na Figura 66. Do módulo WT12 foram utilizados os pinos identificados como 3,3v, RX, TX e GND. Os outros pinos (RES e PIO4) exibidos na Figura 65 possuem funções que não são aplicáveis aqui. O *firmware* original foi atualizado para versão iWRAP4, pois esta versão possui suporte a HID, que permite o tratamento do dispositivo Bluetooth como um *mouse*.

Figura 65 – Módulo Bluetooth WT12 adaptado a um conector.

Para que o módulo Bluetooth RN-42 HID da Roving fosse utilizado nestes ensaios, foi necessária a adaptação de um conector, conforme apresentado na Figura 66. Para os propósitos deste trabalho, somente foram utilizados os pinos identificados como 3,3v, RX, TX e GND. Para o funcionamento adequado do módulo, é necessário ligar dois pinos o CTS(16) ao RTS(15).

Figura 66 – Módulo Bluetooth RN-42 HID adaptado a um conector.

ANEXO A – PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

HOSPITAL UNIVERSITÁRIO DA
UNIVERSIDADE DE SÃO
PAULO - HU/USP

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Análise de Interface Humano-Computador (mouse) para Tetraplégicos

Pesquisador: Marcelo Archanjo José

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 10813612.5.0000.0076

Instituição Proponente: UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO (ESCOLA POLITECNICA)

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 219.927

Data da Relatoria: 15/03/2013

Apresentação do Projeto:

Análise de Interface Humano-Computador (mouse) para Tetraplégicos. projeto de grande importância pela possibilidade de desenvolvimento de uma interface computador/mouse útil em vários campos.

Objetivo da Pesquisa:

Captação de 12 participantes da pesquisas e submete-los a ciclos de teses para mensurar mensuração de

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Vai de encontro a política nacional de inclusão dos indivíduos tetraplégicos. Não existem riscos na pesquisa, mas esta poderá beneficiar outros usuários destes sistemas no futuro

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Desenho adequado ao objetivo, sendo que a emenda adéqua os testes a serem comparados com os padrões internacionais de publicação

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Mantido o TCLE conciso e preciso

Recomendações:

Não existem, pois a emenda não modifica o projeto em seu âmago.

Endereço: Av. Profº Lineu Prestes, 2565

Bairro: Cidade Universitária

CEP: 05.508-000

UF: SP

Município: SÃO PAULO

Telefone: (11-)3091-9457

Fax: (11-)3091-9452

E-mail: cep@hu.usp.br

HOSPITAL UNIVERSITÁRIO DA
UNIVERSIDADE DE SÃO
PAULO - HU/USP

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Não existem

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

Apresentado ao Colegiado hoje e APROVADO

SAO PAULO, 15 de Março de 2013

Assinador por:
Mauricio Seckler
(Coordenador)

Endereço: Av. Profº Lineu Prestes, 2565
Bairro: Cidade Universitária CEP: 05.508-000
UF: SP Município: SAO PAULO
Telefone: (11-)3091-9457 Fax: (11-)3091-9452 E-mail: cep@hu.usp.br