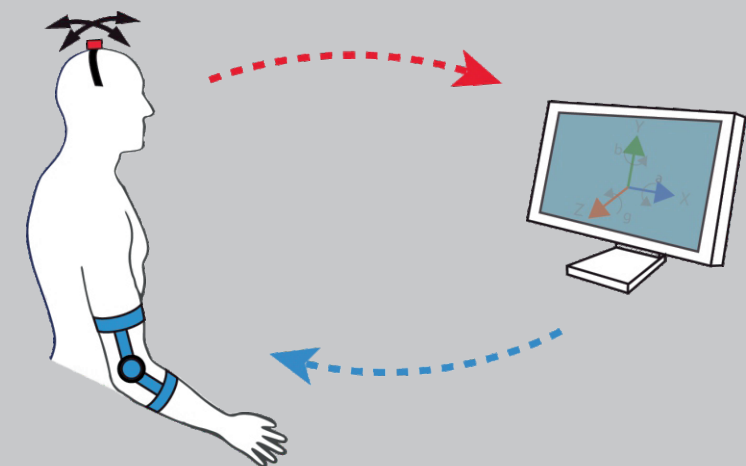


A Interação de Pessoas com Deficiência com o Computador

Experiências e Possibilidades em Ibero-América



Editores:
José María Azorín
Ramón Ceres
Anselmo Frizera
Teodiano Freire

<http://iberada.umh.es>

ISBN-10: 84-15413-28-9
ISBN-13: 978-84-15413-28-8

Rede Temática IBERADA "Red Iberoamericana para el Estudio y Desarrollo de Aplicaciones TIC Basadas en Interfaces Adaptadas a Personas con Discapacidad"
Programa Iberoamericano de Ciencia y Tecnología para el Desarrollo (CYTED)



**A Interação de Pessoas com Deficiência
com o Computador: Experiências e
Possibilidades em Ibero-América**

A Interação de Pessoas com Deficiência com o Computador: Experiências e Possibilidades em Ibero-América

Editores:

José M. Azorín

Universidad Miguel Hernández de Elche (Espanha)

E-mail: jm.azorin@umh.es

Ramón Ceres

Agencia Estatal Consejo Superior de Investigaciones Científicas (Espanha)

E-mail: ramon.ceres@csic.es

Anselmo Frizera

Universidade Federal do Espírito Santo (Brasil)

E-mail: anselmo@ele.ufes.br

Teodiano Freire Bastos

Universidade Federal do Espírito Santo (Brasil)

E-mail: tfbastos@ele.ufes.br

Editorial:

Programa Iberoamericano de Ciencia y Tecnología para el Desarrollo (CYTED)

Editores:

José M. Azorín

Ramón Ceres

Anselmo Frizera

Teodiano Freire Bastos

Tradução:

Teodiano Freire Bastos

Design da capa:

Anselmo Frizera e Fernando Delgado

Editorial:

Programa Iberoamericano de Ciencia y Tecnología para el Desarrollo (CYTED)

Impresso na Espanha**Data edição:**

Abril 2014

ISBN-10: 84-15413-28-9

ISBN-13: 978-84-15413-28-8

Con um agradecimento especial ao Programa Iberoamericano de Ciencia y Tecnología para el Desarrollo (CYTED), aos pesquisadores da Rede IBERADA (Red Iberoamericana para el Estudio y Desarrollo de Aplicaciones TIC basadas en Interfaces Adaptadas a Personas con Discapacidad), aos autores que participaram na elaboração de cada capítulo, aos organismos que permitiram realizar estas pesquisas e aos usuários e centros que participaram nos experimentos.

*“Ninguém sabe do que é capaz até que tenta”
Publio Siro (85 a.C - 43 a.C.) Escritor da antiga Roma.*

Conteúdo

Índice de Tabelas	xi
Índice de Figuras	xii
Introdução e orientação do livro	1
1 Interfaces alternativas para pessoas com deficiência. A Rede IBERADA	3
1.1 Classificação de interfaces. Vias e possibilidades de interação e modos de captação	3
1.2 A Rede IBERADA	5
1.3 Panorâmica das Interfaces em Ibero-América	8
1.4 Conclusões	16
2 Periféricos de computador adaptados	19
2.1 Introducción	19
2.2 Tecnologias Assistivas / Métodos de seleção	20
2.3 Interfaces de acesso - Produtos de apoio para seleção direta	21
2.4 Interfaces de acesso - Produtos de apoio para seleção por varredura	30
3 Interfaces baseadas em posturas e movimentos corporais	37
3.1 Introdução	37
3.2 Manifestações biomecânicas humanas como meio de expressão pessoal	38
3.3 Enfoques para captação e processamento de sinais	45
3.4 Aplicações e estudos de caso	55
3.5 Conclusões	76
4 Interfaces baseadas em sinais mioelétricos	83
4.1 Introdução	83
4.2 Sinais mioelétricos	84
4.3 Antecedentes no uso de sinais mioelétricos como interfaces humano-máquina (HMI)	86
4.4 Dispositivos comerciais: sistemas de aquisição e interfaces	87
4.5 Técnicas de processamentos para sinais mioelétricos	88
4.6 Aplicações e estudos de caso	96

4.7	Conclusões	100
5	Interfaces baseadas em movimentos oculares: eletrooculografia e videooculografia	107
5.1	Introdução	107
5.2	Natureza e origem dos sinais	110
5.3	Enfoques para aquisição e processamento de sinais EOG	111
5.4	Aplicações e estudos de caso	113
5.5	Seguimento do globo ocular por câmeras de vídeo (VOG)	113
5.6	Conclusões	120
6	Interfaces baseadas na atividade cerebral	125
6.1	Introdução	125
6.2	Natureza e origem dos sinais	126
6.3	Aplicações e estudos de caso	131
6.4	Conclusões	139
7	Interfaces multimodais	147
7.1	Introdução	147
7.2	Aplicações e estudos de caso	149
7.3	Conclusões	167
8	Dispositivos de saída do computador para pessoas com deficiência	173
8.1	Introdução	173
8.2	A comunicação aumentativa	174
8.3	Dispositivos visuais	175
8.4	Dispositivos auditivos	177
8.5	Dispositivos táteis	178
8.6	Dispositivos vibrotáteis (TVSS)	180
8.7	Dispositivos eletrotáteis	180
8.8	Experiências de pesquisa	181
	Conclusões gerais	184

Índice de Tabelas

1.1	Expressões de interação humano-máquina	6
1.2	Ordem de apresentação no livro de interfaces adaptadas a pessoas com deficiência, de acordo com a fonte de informação e sistema de captação.	7
3.1	Caracterização dos usuários participantes.	69
3.2	Descrição dos resultados por usuário, modo e exercício.	70
4.1	Características de alguns dispositivos comerciais para aquisição de sinais mioelétricos.	89
6.1	Características de dispositivos utilizados para o monitoramento de sinais cerebrais	127
6.2	Propriedades dos classificadores empregados em ICCs de pesquisa. .	132
7.1	Vantagens e desvantagens das interfaces IRISCOM e ENLAZA. . .	153

Índice de Figuras

1.1	Esquema completo de interação humano-máquina.	4
2.1	Teclado expandido	22
2.2	Mini-teclado	22
2.3	Teclado ergonômico	22
2.4	Proteção de teclas	23
2.5	Teclado de conceitos	23
2.6	Exemplos de teclados para comunicação/escrita elaborados com o GRID2.	24
2.7	Exemplos de quadros dinâmicos para comunicação elaborados com SPD/BM.	25
2.8	Mouse tipo Trackball	26
2.9	Diferentes tipos de mouse	26
2.10	Joystick para controlar com o queixo	27
2.11	Sistema de seguimento de segmento corporal.	27
2.12	Exemplos de tela tátil.	28
2.13	Sistema <i>Tobii l-series</i>	29
2.14	Sistema <i>Tobii EyeMobile</i>	29
2.15	Exemplo de um interruptor	30
2.16	Exemplo de um interruptor <i>Wobble</i>	31
2.17	Exemplo de um interruptor tátil (Papoo Switch).	31
2.18	Braço articulado para posicionamento de interruptores	32
2.19	Interface de acesso ao computador baseada em sinal eletrofisiológico	32
2.20	Exemplo de dispositivo utilizado para interface cérebro-computador	33
3.1	Características locais espaço-temporais 4D para reconhecimento de atividades humanas	46
3.2	Sistemas de análise visual biomecânica.	47

3.3	Unidade de Medida Inercial (IMU) de três eixos, com comunicação USB	48
3.4	Diagrama de blocos do processo da IMU.	51
3.5	Sistema de referência de um segmento do corpo com respeito à referência global (esq.). Distribuição das IMUs para a análise da cinemática do corpo humano (dir.).	52
3.6	Sistema de captura de movimento inercial de 16 IMUs da empresa Technaid S.L. (esq.); distribuição típica de uma rede de IMUs no corpo humano (centro); fixação das IMUs às extremidades superior e inferior (dir.).	53
3.7	Vista da luva com o sensor inercial.	55
3.8	Esquema básico dos sensores piezoresistivos.	55
3.9	Momentos Hu2, Hu3 e Hu4 durante o movimento de levantar braço esquerdo e realizar movimento circular com o direito.	57
3.10	Janelas de movimento (esq.) e valores normalizados (dir.), extraídos durante a realização de uma expressão corporal.	58
3.11	a) Captura de tela durante o reconhecimento de movimentos; b) Captura de tela durante a realização de um gesto indicativo. . . .	60
3.12	a) Padrões de quatro movimentos mapeados usando kernel t-student; b) Resultado da classificação dos padrões em função da quantidade de repetições por movimento.	61
3.13	Testes realizados em ASPACE Cantabria com a interface inercial. . . .	62
3.14	Aplicação informática para configuração e uso do sistema ENLAZA. . . .	63
3.15	Faixa de movimento para um usuário sem deficiência (acima) e um usuário com PC (abaixo), medido enquanto ambos realizavam uma tarefa de alcance de objetivos na tela do computador.	65
3.16	Faixa de movimento para um usuário sem deficiência (acima) e um usuário com PC (abaixo) medido enquanto ambos realizam uma tarefa de alcance de objetivos na tela do computador.	66
3.17	Veículo robótico PALMIBER com distintas interfaces para sua condução.	67
3.18	Painel de interruptores de direção para condução do veículo e painel do educador para estabelecer parâmetros de configuração. . .	68
3.19	Criança com PC dirigindo o veículo PALMIBER com a interface ENLAZA (por movimentos de cabeça).	68
3.20	Exemplo da trajetória realizada ao conduzir o veículo PALMIBER com a interface ENLAZA.	72
3.21	Esquema da plataforma desenvolvida.	74
3.22	Exemplo de uma sessão de reabilitação com a plataforma desenvolvida.	76

4.1	(a) Eletrodos sEMG de Delsys e sinais característicos; (b) Possível localização de eletrodos (biceps) e circuito de aquisição típico de sinais (adaptação de imagens de Delsys).	85
4.2	Diferentes localizações de eletrodos sEMG	88
4.3	Esquema construtivo e de componentes da prótese de mão.	97
4.4	Sistema eletrônico de medida e controle.	97
4.5	Oscilograma de geração de comando 1-2-1.	99
4.6	Testes de manipulação com a prótese MANUS-HAND.	100
4.7	Prótese multisensorial de membro superior da UFES/Brasil.	101
5.1	Dipolo ocular	111
5.2	Posição dos eletrodos na face	111
5.3	Imagem do dispositivo para registrar sinais EOG	112
5.4	Exemplo de movimentos realizados pelo robô controlado por movimentos oculares	113
5.5	Arquitetura da interface ocular baseada em visão artificial	115
5.6	Algoritmo de detecção	116
5.7	Limiarização e detecção do centro do olho	117
5.8	Óculos utilizados para o seguimento do globo ocular	117
5.9	Estrutura geral da interface humano-máquina baseada no seguimento do globo ocular	118
5.10	(a) imagem original; (b) imagem binarizada com a aplicação do limiar de detecção.	118
5.11	Imagem original e imagem binarizada com a aplicação do Filtro de Canny.	119
5.12	Imagem da íris obtida a partir da aplicação do Filtro de Canny.	119
5.13	Diagrama geral da interface desenvolvida.	119
5.14	Ícones que representam o movimento desejado para a cadeira	120
5.15	Uso da interface acionada por movimentos do globo ocular	120
5.16	Cadeira de rodas robotizada da UFES/Brasil.	121
5.17	Opções de comunicação e movimento da interface de comunicação	121
6.1	Mapa conceitual das Interfaces Cérebro-Computador (ICCs)	128
6.2	Esquema geral de uma Interface Cérebro Computador (ICC).	129
6.3	Sistema internacional 10-20, sobre a disposição dos eletrodos.	130
6.4	Interface cérebro-computador baseada em potenciais evocados.	133
6.5	Teclado virtual.	134

6.6	Exemplo de rendimento do classificador durante 140 s de função contínua	136
6.7	Aquisição de sinais de EEG da região occipital.	137
6.8	Opções de comando de movimento da cadeira de rodas robotizada. 138	
6.9	Comando da cadeira de rodas robotizada da UFES/Brasil a partir de padrões ERD/ERS.	138
6.10	Cadeira de rodas robotizada da UFES/Brasil comandada por SSVEP.	139
7.1	Representações gráficas das métricas que medem as componentes espectrais dos movimentos da íris	151
7.2	Faixa de movimento frontal, sagital e transversal para sujeito sem deficiência (a, b e c) e para sujeito com PC (d, e e f).	152
7.3	Diagrama de blocos da arquitetura proposta para a fusão de dados das interfaces IRISCOM e ENLAZA.	154
7.4	Diagrama geral do sistema (esquerda). Imagem do ambiente de testes usando a interface gráfica (direita).	156
7.5	Máquina de estados para o controle do ponto na interface gráfica. 158	
7.6	Interface gráfica de usuário (esquerda). Representação 3D de uma trajetória realizada por um usuário (direita).	158
7.7	Esquemático da interface multimodal de controle de uma neuro-prótese de supressão do tremor.	160
7.8	Diagrama de blocos do algoritmo de duas etapas para estimar as características instantâneas do tremor	161
7.9	Exemplo de execução do algoritmo de duas etapas para o cancelamento do tremor	162
7.10	Exemplo de caracterização do tremor durante uma tarefa voluntária164	
7.11	Diagrama de blocos do nó sensor ZIMUED.	165
7.12	a) Exemplo de utilização em membro inferior; b) Placa Sensora IMU e sEMG; c) Dispositivo ZIMUED.	166
7.13	Captura de dois nós sensores no gesto de alcançar e agarrar com membro superior.	167
8.1	Lupa eletrônica.	176
8.2	Magnificador de tela Zoomtext.	176
8.3	Regras básicas do sistema Braille.	178
8.4	Linha e teclado Braille combinados.	179
8.5	Impressora braille PORTATHIEL.	179
8.6	Sistema retina-frontal (FRS) de H. Kajimoto.	181

8.7	Dispositivo PTD.	182
8.8	Uso do PTD em processo de diagnóstico por imagem fMRI e PET. 182	

Introdução e orientação do livro

As novas Tecnologias da Informação e Comunicação (TIC) embora abram um amplo campo de possibilidades nas atividades profissionais, sociais e pessoais, geram graves dificuldades às pessoas com deficiência que possuem limitações severas de percepção, motoras ou intelectuais. Assim, o que deveria ser um elemento de desenvolvimento da atividade humana, na verdade impõe novas barreiras a estes grupos, aumentando a exclusão dos mesmos. Este problema é de grande importância para a sociedade atual, levando-se em conta que, segundo a Organização Mundial da Saúde (OMS), no início do século XXI existiam quase 55 milhões de pessoas com distintos tipos de deficiência vivendo na Ibero-América (Espanha, Portugal e todos os países da América de língua espanhola e portuguesa). Além disso, o número de pessoas com deficiência está crescendo, devido ao envelhecimento da população e ao incremento global dos problemas crônicos de saúde que originam outros tipos de deficiência, como a diabetes, as doenças cardiovasculares e os transtornos mentais.

Para amenizar estas dificuldades no uso das TICs, e mais concretamente do computador por estes grupos de pessoas com deficiência, estão sendo realizados trabalhos para desenvolver diferentes tipos de interfaces adaptadas ou dispositivos alternativos de interação, em lugar dos dispositivos convencionais (mouse, teclado, tela tátil, etc.) que, com frequência, não podem ser usados por estas pessoas. Dentro destas novas interfaces encontramos dispositivos como, por exemplo, linhas braille eletrônicas, mouses com apontador laser, mouses oculares, ou interfaces cérebro-computador. A finalidade, em todos os casos, é a de abrir novas vias de diálogo entre a pessoa com deficiência e o computador, reduzindo assim a chamada “barreira digital” existente, e permitindo a este grupo de pessoas realizar todas as tarefas intrínsecas ao computador, além do acesso à Internet e a todo o conhecimento que a esta rede possibilita.

Este livro surge como uma iniciativa da Rede Temática IBERADA “Red Iberoamericana para el Estudio y Desarrollo de Aplicaciones TIC Basadas en Interfaces Adaptadas a Personas con Discapacidad” (<http://iberada.umh.es>), financiada pelo Programa Ibero-Americano de Ciencia y Tecnología para el Desarrollo (CYTED), de número 512RT0466. Esta Rede é apresentada com mais detalhes no primeiro capítulo.

O propósito principal deste livro é apresentar, sem a finalidade de ser exaustivo, as interfaces disponíveis ou em desenvolvimento para pessoas com deficiência, especialmente no âmbito da Ibero-América, para facilitar a interação com as

novas Tecnologias da Informação e Comunicação (TIC) no sentido anteriormente comentado. O livro é estruturado em um total de 9 capítulos. O primeiro capítulo apresenta aspectos gerais das interfaces, realizando uma classificação das mesmas. Os Capítulos 2 a 6 abrangem diferentes tipos de interfaces de entrada: periféricos de computador adaptados (Cap. 2), interfaces baseadas em posturas e movimentos corporais (Cap. 3), interfaces baseadas na atividade muscular (Cap. 4), interfaces baseadas em movimentos oculares (Cap. 5) e interfaces baseadas na atividade cerebral (Cap. 6). O Capítulo 7 se concentra nas interfaces multimodais de entrada com mais de um sistema de captação, e o Capítulo 8 descreve os principais dispositivos de saída do computador. Finalmente, ao final do livro são resumidas as principais conclusões.

Abril, 2014.

Os editores:

José Maria Azorín, *Universidad Miguel Hernández de Elche, Espanha.*
Ramón Ceres, *Consejo Superior de Investigaciones Científicas, Espanha.*
Anselmo Frizera, *Universidade Federal do Espírito Santo, Brasil.*
Teodiano Freire Bastos, *Universidade Federal do Espírito Santo, Brasil.*

Capítulo 1

Interfaces alternativas para pessoas com deficiência. A Rede IBERADA

Ramón Ceres[‡], José Maria Azorín[§], Anselmo Frizera[†], Teodiano Freire Bastos[†]

[‡]*Consejo Superior de Investigaciones Científicas, Espanha.*

[§]*Universidad Miguel Hernández de Elche, Espanha.*

[†]*Universidade Federal do Espírito Santo, Brasil.*

Neste primeiro capítulo são apresentados aspectos gerais das interfaces, antes de entrar na análise de cada uma delas, o que será tratado nos capítulos posteriores.

1.1 Classificação de interfaces. Vias e possibilidades de interação e modos de captação

Esta seção tem como objetivo estabelecer uma classificação global das interfaces adaptadas a pessoas com deficiência para facilitar a interação com as novas Tecnologias da Informação e Comunicação (TICs), e também indicar os canais utilizados nessa interação e os meios físicos e estratégias que são necessários.

A base, e um dos elementos chave, das interfaces avançadas é constituída pelo uso de canais diversos da expressão humana e das técnicas de captação necessárias para sua implementação no diálogo da pessoa com a máquina, de uma forma geral e de forma específica com o computador. No mundo da deficiência este ponto é ainda mais crítico na medida em que, por uma parte devem ser buscados canais naturais e simples de expressão e, por outra, deve-se abrir a possibilidade de utilizar modos alternativos ou melhorados com respeito aos usados tradicionalmente (mouse, teclado e outros).

Em um esquema completo de interação, a pessoa com deficiência gera uma informação com um conteúdo codificado com base em gestos, movimentos, palavras, etc., que devem ser captados e interpretados adequadamente como dados e comandos de entrada para computador. Posteriormente, este deverá realizar a tarefa encomendada por esse comando gerado pelo usuário dentro do contexto

correspondente ao programa previamente selecionado ou conjunto de tarefas que definem a atividade a ser realizada. Assim, esta tarefa consiste na seleção de uma letra no processo de composição de um texto, na realização de um movimento de uma prótese ou de uma cadeira de rodas ou a emissão de um comando de diminuição da temperatura de um ar condicionado, por exemplo. De modo complementar e fechando o laço da interação, o computador gera para o usuário como saída o resultado da execução desse comando mediante o laço de realimentação e empregando justamente uma fonte de informação perceptível pelo usuário, tal como é mostrado na Figura 1.1 [2]. É preciso indicar que, dada à alta capacidade de processamento e a versatilidade dos computadores atuais, estes realizam na maior parte dos casos não somente a tarefa encomendada, mas também todo o processamento da informação da própria interface de entrada e de saída.

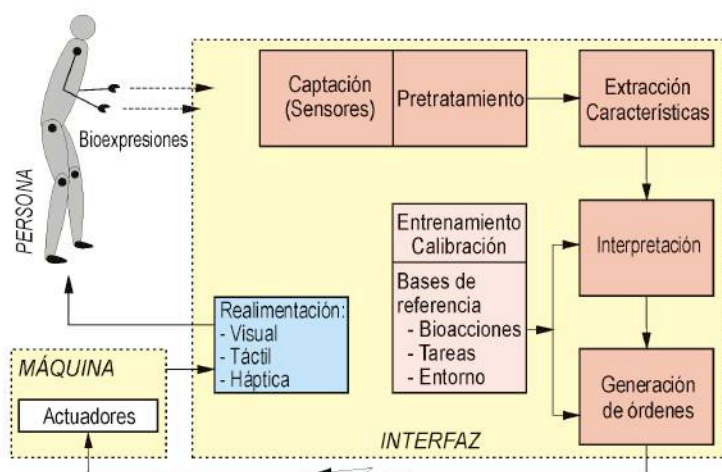


Figura 1.1. Esquema completo de interação humano-máquina.

Com vista a apresentar o conjunto global de interfaces existentes no mercado e na literatura, na Tabela 1.1 são indicados os diferentes aspectos que definem as manifestações humanas ou bioexpressões de comunicação, tanto na sua natureza como no tipo de ação externa gerada na origem, nos elementos orgânicos geradores e na fonte de informação. Adicionalmente, são indicados alguns dos meios artificiais de captação adequados para os distintos canais.

Com relação aos comandos para estabelecer a comunicação, nos casos mais simples os comandos são enviados à máquina mediante dispositivos elementares de geração de informação simbólica, tais como interruptores binários, joysticks e mouses de ação proporcional, além de outros dispositivos de tipo principalmente mecânico. Estes efeitos poderiam igualmente ser conseguidos de modo alternativo mediante interfaces baseadas na atividade muscular ou cerebral da pessoa. Em um degrau superior se encontrariam as interfaces capazes de gerar uma maior densidade de informação, como é o caso dos teclados de introdução de texto e os

de tipo gráfico com símbolos e representações conceituais por via interativa com extensão à realidade virtual. A Tabela 1.1 serve de base para classificar as interfaces adaptadas a pessoas com deficiência que são apresentadas neste livro para facilitar a interação com as novas Tecnologias de Informação e Comunicação.

Desta forma, nos capítulos seguintes são apresentadas as diferentes interfaces, de acordo com a fonte de informação, relacionada com o canal de interação mediante elementos orgânicos humanos correspondentes. A Tabela 1.2 mostra esta classificação que será seguida em sua essência nos diferentes capítulos deste livro, junto com estudos de casos como exemplos de interfaces, que se enquadram dentro de cada sessão. Como pode-se observar na última linha da Tabela de interfaces de entrada, é feita referência a interfaces multimodais que combinam diferentes sistemas de captação com duas ou mais fontes de informação que eventualmente podem ser utilizadas de modo conjunto para potencializar cada uma das mesmas. Da mesma forma, em sua parte inferior é destacado o conjunto de interfaces de realimentação com o qual se estabelece a comunicação de saída, ou seja, da máquina à pessoa.

Com vista a unificar estes e outros sistemas, a “*International Organization for Standardization*” (ISO) propôs a norma ISO/FDIS 9999 para classificação de produtos de apoio para pessoas com deficiência [6]. Entretanto, ao ser esta classificação mais genérica, não estando centralizada somente em interfaces humano-máquina, considerou-se oportuno realizar a classificação anteriormente referida com mais detalhes em sua definição.

1.2 A Rede IBERADA

A Rede IBERADA tem sua origem em diversas iniciativas do CYTED, realizadas na forma de diversos projetos e redes desde o ano 1992 até hoje, e de modo especial na rede anterior “RIBERDISCAP”. Também é preciso mencionar o papel importante na configuração e no conteúdo desta rede da *Asociación Iberoamericana de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad* (AITADIS), criada em 2006 e que abrange os congressos “IBERDISCAP” e as “Jornadas AITADIS”.

A Rede Temática IBERADA tem como principal objetivo estabelecer um amplo fórum de trabalho para possibilitar e facilitar a cooperação e o intercâmbio de conhecimento entre diferentes grupos de pesquisa ibero-americanos cuja função se concentra nas Tecnologias Assistivas e no desenvolvimento de aplicações baseadas em interfaces adaptadas a pessoas com deficiência, reunindo os esforços isolados destes grupos. Com isso, a rede pretende coordenar ações de estudo, formação, desenvolvimentos paralelos (designs, realização e experimentação), mobilidade e interação científica. O objetivo, a médio prazo, é o fortalecimento deste importante setor emergente na Ibero-América, lançando ao mercado soluções tecnológicas, com a finalidade de conseguir, mediante o acesso ao computador para as pessoas com graves deficiências, uma maior autonomia em suas atividades diárias nos aspectos de manipulação, mobilidade, interação-comunicação e cognição, para uma maior qualidade de vida e mais plena integração na sociedade.

Natureza	Órgão / Canal de Interação	Ação-Origem	Dispositivos de Captação	Fonte de Informação
Biomecânica	Movimentos lineares e angulares (Osteoarticulares e musculares)	Membros inferiores e superiores Cabeça Olhos e rasgos faciais Tronco	Interruptor, teclado, joystick, bola, mouse, pedal, ... Luva antropométrica Sensores IMUs Câmeras (com / sem marcadores)	Deslocamento / pressão de dispositivos Posturas, gestos e evoluções Eletrooculografia (EOG)
Biomecânica	Voz	Órgão fonador	Microfone	Ondas de pressão
Biomecânica	Movimentos de sopro / aspiração de ar	Boca / Cavidade respiratória	Pressão / Depressão de ar	Sensor de pressão
Bioelétrica	Contração-Distensão	Grupos Neuromusculares	Eletromiografia (EMG)	Eletrodos (superfície/ subcutâneos)
	Atividade cerebral	Sist. Nervoso Central	Eletroencefalografia (EEG)	Gorro multieletrodo
Bioquímica	Atividade cerebral	Sist. Nervoso Central	Mapas de atividade	Neuroimagem

Tabela 1.1. Expressões de interação humano-máquina [2]

INTERFACES DE ENTRADA:

Fonte de Informação	Capítulo do Livro	Sistema de Captação
Deslocamento-Pressão		Interruptores
Deslocamento 2D	Capítulo 2	Mouses
Sons-linguagem		Microfone
Posturas / movimentos	Capítulo 3	Sensores inerciais Câmeras
Interfaces baseadas em atividade muscular	Capítulo 4	Eletrodos superficiais de sEMG
Interfaces oculares	Capítulo 5	Elet. superficiais de EOG Câmeras IR / visíveis
Interfaces baseadas em atividade cerebral (espontânea/evocada)	Capítulo 6	Eletrodos superficiais de EEG
Duas ou mais fontes de informação	Capítulo 7	Diferentes sist. de captação (Interfaces multimodais)

INTERFACES DE SAÍDA:

Fonte de Informação	Capítulo do Livro	Sistema de Captação
Imagem / Som / Pressão / Movimento	Capítulo 8	Sentidos Humanos: vista / ouvido / tato / Sent. Cinestésicos

Tabela 1.2. Ordem de apresentação no livro de interfaces adaptadas a pessoas com deficiência, de acordo com a fonte de informação e sistema de captação.

A Rede IBERADA está composta por 11 grupos, dos quais 8 correspondem a organismos de pesquisa, 2 correspondem a empresas e 1 corresponde a um centro de reabilitação de paralisia cerebral. A seguir são listados os grupos integrantes da Rede, detalhando o organismo a que pertencem, a pessoa responsável do grupo e a web do grupo onde constam mais informações sobre o mesmo:

- Grupo de Neuroingeniería Biomédica. Organismo: Universidad Miguel Hernández de Elche (Espanha). Responsável: José María Azorín Poveda (Coordenador da Rede Temática). Web: nbio.umh.es.
- Grupo de Bioingeniería. Organismo: Agencia Estatal Consejo Superior de Investigaciones Científicas (Espanha). Responsável: Ramón Ceres Ruiz. Web: <http://www.car.upm-csic.es/bioingenieria>.
- Technaid S.L. (Espanha). Responsável: Javier Orlando Roa Romero. Web: www.technaid.com.
- Grupo de Robótica de Reabilitação. Organismo: Universidade Federal do Espírito Santo (Brasil). Responsável: Teodiano Freire Bastos. Web: www2.

`ele.ufes.br/~tfbastos`.

- Grupo de Percepción y Sistemas Inteligentes. Organismo: Universidad del Valle (Colômbia). Responsável: Eduardo Caicedo Bravo. Web: `paginasweb.univalle.edu.co/~psi/`.
- Grupo de Cognición, Estrategias de Aprendizaje y Tecnología. Organismo: Universidad Pedagógica Nacional (Colômbia). Responsável: Carlos Alberto Merchán Base. Web: `www.pedagogica.edu.co`.
- Grupo de Instrumentación y Control. Organismo: Instituto Nacional de Tecnología Industrial (Argentina). Responsável: Sergio N. Gwirc. Web: `www.inti.gob.ar/electronicaeinformatica/instrumentacion/`.
- Laboratorio Abierto de la Carrera de Ingeniería Electrónica. Organismo: Universidad Nacional da Matanza (Argentina). Responsável: Diego J. Brengi. Web: `www.lacie-unlam.org`.
- Departamento de Ingeniería Electrónica e Informática. Organismo: Universidade Católica “Nuestra Señora de la Asunción” (Paraguai). Responsável: Fernando Javier Brunetti Fernández. Web: `www.dei.uc.edu.py`.
- Anditec - Tecnologias de Reabilitação Lda. (Portugal). Responsável: Luis Manuel de Faria Azevedo. Web: `www.anditec.pt`.
- Centro de Reabilitação de Paralisia Cerebral Calouste Gulbenkian. Organismo: Santa Casa da Misericórdia de Lisboa (Portugal). Responsável: Margarida Nunes da Ponte. Web: `www.scml.pt`.

1.3 Panorâmica das Interfaces em Ibero-América

Realizar um levantamento do estado da arte em Tecnologias Assistivas e mais concretamente em TICs e tecnologias de acesso ao computador em Ibero-américa por parte de pessoas com deficiência não é uma tarefa fácil, já que não se dispõem de dados confiáveis, e é um campo escassamente estruturado nesta comunidade geográfica e, em muitos casos, no próprio âmbito do país.

A importância do tema é evidente, como demonstra a preocupação e as medidas adotadas pela UNESCO na Cimeira Mundial sobre a Sociedade da Informação (CMSI), organizada em Genebra, em 2003, e posteriormente na Tunísia, em 2005, as quais foram focadas no potencial das TICs e nos desafios enfrentados em escala mundial. O principal objetivo dessas Cimeiras foi estimular a colaboração e o diálogo em todo o mundo com vista a “construir uma Sociedade da Informação focada na pessoa, com capacidade integradora e orientada ao desenvolvimento, em que todos possam criar, consultar, utilizar e compartilhar a informação e o conhecimento”, tal como prega a Declaração de Princípios de Genebra [4].

Apesar das importantes diferenças existentes entre uns países e outros nesta área geográfica, quanto a desenvolvimento, população e estruturas sociais, todos

eles compartilham um déficit de desenvolvimento geral no uso de dispositivos tecnológicos com vista a aumentar a participação das pessoas com necessidades especiais, e diferentes tipos de deficiências. A potencialidade desta comunidade ibero-americana baseia-se no fato de compartilhar necessidades e características culturais e históricas comuns, aproveitando o grande potencial humano dos profissionais e a possibilidade de projetar e implementar ações conjuntas e colaborações multilaterais neste campo, operando de um modo global.

A importância e urgência de reunir esforços no sentido comentado são necessárias, devido ao aumento destes grupos excluídos, cujas deficiências têm origens muito diversas, pois aliada às etiologias congênitas tradicionais, deve-se incluir nesse grupo um índice importante de traumatismos, desnutrição e abandono infantil, assim como consequências em morbidade e em deficiência de uma escassa atenção na gravidez e partos. Outro fator importante a destacar é o progressivo envelhecimento da população, devido ao incremento da expectativa de vida (71 anos) e à baixa taxa de natalidade (2,8 filhos/mulher) nas últimas décadas nesta área geográfica.

Como se indica na introdução deste livro, a Organização Mundial da Saúde (OMS) cifra o número de pessoas com deficiência em Ibero-América em uns 55 milhões, mas a este número deve-se somar uma porcentagem entre 30 a 40% da população maior que 60 anos (uns 90 dos 500 milhões de pessoas da população total) que apresenta algum tipo de deficiência, pelo que se poderia estimar a população com deficiência na atualidade entre 70 e 80 milhões de pessoas em Ibero-América. Outras fontes bibliográficas gerais podem ser consultadas em [5, 7, 3].

1.3.1 Entidades e iniciativas ibero-americanas relacionadas com a tecnologia e a deficiência

Existem várias associações e entidades nacionais e transnacionais com certas políticas para pessoas com deficiência. Nesta seção são apresentadas algumas delas, importantes na Comunidade Ibero-Americana, relacionadas com a Tecnologia e a Deficiência.

RICOTEC. Red Intergubernamental Iberoamericana de Cooperación Técnica

A RICOTEC (<http://www.riicotec.org/>) é uma estrutura de cooperação para o desenvolvimento de políticas de atenção às pessoas idosas e pessoas com deficiência, que favorece o intercâmbio de experiências e a colaboração mútua entre os países da Comunidade Ibero-Americana.

A RICOTEC foi criada em 1993 com a Declaração de Santiago de Chile, tendo como objetivo geral o de favorecer o desenvolvimento das políticas integrais para pessoas idosas e pessoas com deficiência nos países ibero-americanos, mediante a cooperação e o intercâmbio de experiências entre os próprios países, com a participação de grupos de ação regional e Organismos Internacionais.

A RICOTEC desenvolve atividades com vista ao estabelecimento e manutenção de um sistema ibero-americano de informação sobre programas e serviços para pessoas idosas, assim como sobre a prevenção, atenção integral e equiparação de oportunidades para pessoas com deficiência, à programação e desenvolvimento de ações dirigidas à capacitação de recursos humanos, à prestação de assistência técnica, mediante o intercâmbio de profissionais especializados, ao lançamento da revista «Enlace», com a finalidade de proporcionar a comunicação e difusão de experiências inovadoras e à prospecção, identificação e canalização de projetos relacionados com a melhoria das condições de vida de ambos os grupos, assim como de fontes de financiamento e apoio técnico para os projetos apresentados que cumpram as condições de factibilidade, adequação técnica e coerência com os objetivos da Rede.

São membros da Rede todos os países ibero-americanos: Argentina, Bolívia, Brasil, Colômbia, Costa Rica, Cuba, Chile, Equador, El Salvador, Espanha, Guatemala, Honduras, México, Nicarágua, Panamá, Paraguai, Peru, Portugal, República Dominicana, Uruguai e Venezuela. Estes países estão representados por instituições responsáveis por políticas de atenção às pessoas idosas e pessoas com deficiência, com representação na Secretaria Executiva da Rede.

Fundação SIDAR

Esta Fundação desenvolve diferentes atividades e, especialmente, tudo o que está relacionado com o “Seminario Iberoamericano sobre Discapacidad y Accesibilidad em la Red (SIDAR)”, ou seja, a Comunidade Ibero-americana de Desenvolvedores de Páginas Web interessados na acessibilidade e no design universal, em diferentes ações: informação e recursos para o desenvolvimento e design de páginas web acessíveis, e atividades como cursos, campanhas, etc. Mais informações em <http://www.sidar.org/>.

Fundação para as Américas da Organização dos Estados Americanos OEA/UNESCO

A Fundação para as Américas da Organização dos Estados Americanos (OEA) junto com a UNESCO, através de sua oficina em Quito, financiaram conjuntamente a elaboração de um diagnóstico e levantamento de boas práticas no “Relatório Sobre o Uso das Tecnologias da Informação e Comunicação na Educação de Pessoas com Deficiência na América Latina e Caribe” (<http://unesdoc.unesco.org/images/0021/002163/216382s.pdf>).

Ambas as organizações uniram esforços com o objetivo de gerar um ponto de referência para a planificação de projetos e a adoção de políticas públicas inclusivas que garantam o livre acesso às TICs por parte de pessoas com deficiência.

O estudo, realizado país por país na América do Sul, América Central, México e Caribe, ressalta os logros alcançados e as carências nesse âmbito, e demonstra, por sua vez, que democratizar o acesso livre às TICs por parte das pessoas com deficiência no campo da educação é uma meta alcançável. Entretanto, também se identificou que não existem, em nenhuma das três regiões, termos regulatórios ou

políticas específicas sobre inclusão digital, menos ainda sobre o uso de TIC para a educação de pessoas com deficiência, ou seja, acessibilidade, direito à educação e uso de tecnologias por pessoas com deficiência não estão integrados.

O relatório inclui também os desafios a destacar no âmbito latino-americano, conclusões e uma série de recomendações sobre como realizar atividades de promoção da Convenção sobre os Direitos das Pessoas com Deficiência, articular os termos normativos, incluindo a participação de pessoas com deficiência e, sobretudo, concentrar esforços na capacitação docente.

Outra iniciativa da Organização dos Estados Americanos sobre ciência e aspectos sociais da Comunidade gerou a publicação do estudo “Ciencia, Tecnología, Ingeniería e Innovación para el Desarrollo. Una Visión para las Américas en el Siglo XXI” (http://www.oest.oas.org/engineering/espanol/documentos/esp_web_ok.pdf).

CYTED. Programa Iberoamericano de Ciencia y Tecnología para el Desarrollo

O Programa CYTED foi criado em 1984 mediante um Acordo Interinstitucional assinado por 19 países da América Latina, Espanha e Portugal. Trata-se de um programa intergovernamental de cooperação multilateral em Ciência e Tecnologia, que contempla diferentes perspectivas e visões para estimular a cooperação em Pesquisa e Inovação para o Desenvolvimento da Região Ibero-Americana.

O Programa CYTED tem como objetivo principal contribuir para o desenvolvimento harmônico da Região Ibero-Americana mediante o estabelecimento de mecanismos de cooperação entre grupos de pesquisa de Universidades, Centros de Pesquisa e Desenvolvimento, e Empresas inovadoras dos países ibero-americanos que pretendem obter resultados científicos e tecnológicos transferíveis aos sistemas produtivos e às políticas sociais. Desde 1995, o Programa CYTED encontra-se formalmente incluído entre os Programas de Cooperação das Cimeiras Ibero-Americanas de Chefes de Estado e de Governo. É também vocação do Programa CYTED atuar de ponte para a cooperação inter-regional em Ciência e Tecnologia entre a União Europeia e a América Latina.

O programa CYTED é um instrumento comum dos Sistemas de Ciência e Tecnologia nacionais da Região Ibero-Americana, gerando uma plataforma que promove e dá suporte à cooperação multilateral orientada à transferência de conhecimentos, experiências, informação, resultados e tecnologias. O CYTED promove a Pesquisa e Inovação como ferramentas essenciais para o Desenvolvimento Tecnológico e Social, assim como para a modernização produtiva e aumento da competitividade para o desenvolvimento econômico.

O Programa CYTED financiou até o momento 210 Redes Temáticas, 197 Ações de Coordenação, 4 Projetos de Pesquisa em Consórcios e 633 Projetos de Inovação IBEROEKA, com uma participação anual de mais de 10.000 cientistas e tecnólogos.

No âmbito funcional intervêm grupos de pesquisa e desenvolvimento de Universidades, Centros de I+D e de Empresas inovadoras dos países associados que participam de acordos com distintas modalidades: Redes Temáticas, Ações de

Coordenação de Projetos de Pesquisa, Projetos Consorciados, Ações Transversais e Projetos de Inovação.

O Programa CYTED apresenta diversas áreas temáticas de atividades, sendo que as que estão relacionadas com a deficiência são as da área de Ciência e Sociedade e de Tecnologias da Informação e Comunicação. Os objetivos dessas redes se concentram em reduzir a barreira digital existente entre os diferentes países da Região Ibero-Americana, com a finalidade de melhorar o nível de formação e capacitação, apoiando-se nas infraestruturas nacionais de cada um dos países associados. Por sua parte, o dia a dia vem demonstrando que, apesar do sentido de igualdade social que poderia ingenuamente esperar-se destas novas tecnologias, o domínio das mesmas por parte dos países desenvolvidos e a rapidez das mudanças contribuem para aumentar decisivamente a distância entre países desenvolvidos e aqueles em vias de desenvolvimento.

Algumas atuações do CYTED em relação à tecnologia e à deficiência se concretizam nas seguintes ações:

- Projetos de Pesquisa:
 - “Novas tecnologias da informação para a autonomia pessoal das pessoas com deficiência”, 1992-1995.
 - PALMA. “Potencialização dos processos de mobilidade e orientação de pessoas com deficiência mediante sensores de proximidade”, 1996-2000.
- Rede Temática: “RIBERDISCAP, Red Iberoamericana de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad”, 2002-2007.
- Projetos de Inovação IBEROEKA:
 - “Desenvolvimento e construção de um veículo elétrico especial configurável para apoio à mobilidade aumentativa de crianças com deficiências neuromotoras graves - PALMIBER- FIT350300-2005-67”, 2005-2006.
 - “Desenvolvimento e construção de um veículo elétrico especial configurável para apoio à mobilidade aumentativa de crianças com deficiências neuromotoras graves -PALMIBER- FIT350305-2007”, 2007-2008.

AITADIS. Asociación Iberoamericana de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad

A AITADIS é uma associação de âmbito internacional, principalmente ibero-americano, constituída em novembro de 2006 com base em atuações anteriores do Programa CYTED já mencionadas, para a promoção da pesquisa e desenvolvimento das Tecnologias Assistivas, suas aplicações, sua difusão geral e seu uso para lograr uma maior autonomia e participação social das pessoas com deficiência e pessoas idosas. A AITADIS constitui um fórum integrador dos diferentes agentes envolvidos neste campo, desde o conhecimento do mercado ao uso destas tecnologias.

Os objetivos desta associação se concentram no desenvolvimento, difusão, uso e promoção geral de dispositivos e serviços de natureza tecnológica com a finalidade

de amenizar as limitações funcionais inerentes aos diferentes tipos de deficiência, com o objetivo de lograr uma melhor qualidade de vida para pessoas com estas necessidades especiais.

Neste sentido, os objetivos da AITADIS são:

- Promover a pesquisa científica e tecnológica, suas aplicações e o uso das Tecnologias Assistivas para Pessoas com Deficiência. Estão incluídas a avaliação e valorização, compensação e reabilitação dos diferentes tipos de deficiência, seja de natureza física, sensorial, neurológica ou cognitiva. Tudo isso focado no aumento da autonomia e participação social das pessoas com deficiência e idosas sob risco de exclusão e de dependência.
- Promover a colaboração e coordenação das atividades ibero-americanas nas áreas indicadas.
- Promover a cooperação entre Universidade, centros de pesquisa, centros de formação e reabilitação de usuários e Indústrias nas atividades próprias da área.
- Promover as relações e a cooperação entre os países ibero-americanos, de modo especial com os de menor desenvolvimento, e igualmente com entidades internacionais em geral relacionadas com as Tecnologias Assistivas.
- Organizar e desenvolver cursos, oficinas, conferências, congressos, reuniões de estudos, comissões de trabalho e elaboração de normas.
- Editar e divulgar publicações, normas, relatórios e monografias.
- Estimular a criação de equipes, laboratórios e centros de pesquisa e desenvolvimento e a divulgação das Tecnologias Assistivas.

As atividades principais da AITADIS se concentram na organização dos congressos IBERDISCAP, anteriormente instituídos em caráter bienal, e das Jornadas AITADIS, igualmente de caráter bienal, alternando-se um e outro em anos sucessivos e realizando-se em diferentes sedes dos países ibero-americanos.

O congresso IBERDISCAP tem como objetivo difundir conhecimentos e experiências sobre inovações científico-tecnológicas que permitam a melhoria da qualidade de vida, e processos de inclusão educativa, social e trabalhista de pessoas com deficiência. Possui uma duração de 2 a 3 dias, e está dirigido a pesquisadores, profissionais e estudantes de engenharia, tecnologia, humanidades, saúde, educação, universidades ou centros de pesquisa, e instituições de reabilitação comprometidas com a atenção a pessoas com deficiência. As áreas tradicionais do congresso são as seguintes: interação, cognição, comunicação aumentativa e alternativa, manipulação, mobilidade e orientação, e ações horizontais, com apresentações de trabalhos de forma oral, pôsteres, mesas redondas, demonstrações, visitas a centros de reabilitação, prêmios e outras atividades. O congresso IBERDISCAP já foi realizado em Madri (Espanha, 2000), Mar del Plata (Argentina, 2002), San José (Costa Rica, 2004), Vitória (Brasil, 2006), Cartagena de Índias (Colômbia, 2008),

Palma de Mallorca (Espanha, 2011) e Santo Domingo (República Dominicana, 2013), reunindo uma média superior a 200 pessoas por congresso, com cerca de 100 trabalhos apresentados por congresso.

Os anais destes congressos podem ser consultados na seção de atividades da web www.aitadis.org [1]. As Jornadas AITADIS são configuradas em uma escala menor, concentrando-se em temas de maior especificidade. Destacam-se as Jornadas de Cartagena de Índias (Colômbia), Natal (Brasil), Lisboa (Portugal), Madri (Espanha) e Vitoria (Brasil).

A seguir são citados outros organismos que realizam algumas atividades sociais e tecnológicas na comunidade ibero-americana:

- UNESCO-OREALC: www.unesco.cl
- UNESCO: http://www.unesco.org/education/efa/ed_for_all/background/background_documents.shtml
- OEA/Sistema de Informação das Cimeiras das Américas: <http://www.summit-americas.org/esp/procumbres.htm>
- ALCA: Cimeiras das Américas: www.ftaa-alca.org/alca_s.asp. Aliança Social Continental/Cimeira dos Povos: <http://www.asc-hsa.org/>
- Organização de Estados Ibero-Americanos (OEI): <http://www.oei.es/cumbres.htm>
- CEPAL-ONU, Comissão Econômica para América Latina e Caribe.
- RIESDIS, Red Iberoamericana de Estudios Sociales sobre Discapacidad, <http://www.um.es/discatif/RIESDIS.htm>

1.3.2 Exemplos de trabalhos e equipes de desenvolvimento de diferentes modalidades de interfaces em Ibero-América

Devido à grande dificuldade de apresentar um panorama completo de todas as entidades e dos vários trabalhos em andamento nestes temas em Ibero-América, apresentam-se a seguir, somente como exemplos, alguns trabalhos executados por outros grupos não integrados à Rede IBERADA, a fim de mostrar e de dar uma ideia das possibilidades de desenvolvimento desta Comunidade.

- Sistemas diversos de CAA (Comunicação Aumentativa e Alternativa) com o uso do computador:
 - Centro de Microelectrónica de la Universidad de Los Andes- CMUA-Colômbia
 - Departamento de Matemática Aplicada. Universidad de Extremadura-Espanha
-

- Universidade Federal de Campina Grande. Brasil
 - Patronato Peruano de Rehabilitación e Educación Especial. Perú
 - Recinto de Ciencias Médicas. Universidad de Puerto Rico
 - Centro de Ingeniería y Tecnología de Rehabilitación. Universidad Iberoamericana. México.
 - Sistemas de reconhecimento de voz
 - DEE-FEIS-UNESP-Brasil
 - Recinto de Ciencias Médicas. Universidad de Puerto Rico
 - Telefones de textos:
 - Dpto. de Electrónica. Universidad de Alcalá. Espanha.
 - Interfaces táteis e acústicas para cegos:
 - Dpto. Ciencias de la Computación. Univ. de Chile. Santiago. Chile
 - FUCAPI. Manaus. Brasil
 - Unidad de Mecánica. Labein. Espanha.
 - Interface Cérebro-Computador (ICC):
 - Instituto de Automática, Facultad de Ingeniería, San Juan. Argentina
 - Dpto. de Electrónica. Universidad de Alcalá. Espanha
 - CPGEI-DELN. Espanha.
 - Universidade Federal do Espírito Santo (UFES). Brasil
 - Sistemas de acesso por movimento ocular:
 - Universidad Mar del Plata. Argentina
 - Dpto. Ing. E. E. Universidad de Navarra. Espanha
 - Universidade Federal do Espírito Santo (UFES). Brasil
 - Acesso por movimentos de cabeça:
 - Instituto de Automática. Facultad de Ingeniería, San Juan. Argentina
 - Univ. Tecnológica Federal do Paraná. Brasil
 - Universidade Federal do Espírito Santo (UFES). Brasil
 - Acesso por movimentos/ gesto de mãos:
 - CARTIF. Espanha
-

1.4 Conclusões

Com base no exposto nestas seções, conclui-se que existam em Ibero-América numerosos grupos, associações e entidades realizando grandes esforços para o desenvolvimento de dispositivos de acesso ao computador e outras ferramentas de interação com o mundo exterior por parte de pessoas com deficiência. Entretanto, estes esforços, normalmente, são feitos de forma isolada, e embora possibilitem obter resultados homologáveis a grupos de primeiro nível mundial, o esforço global e conjunto é escasso nesta comunidade ibero-americana.

Com relação ao uso de dispositivos de acesso ao computador, sua difusão mostra importantes diferenças entre os distintos países. Assim, estes meios tecnológicos são muito escassos em países de menor desenvolvimento, especialmente na área da América Central e Caribe, enquanto que em países de maior índice de desenvolvimento, tais como Brasil, Chile, Argentina, Colômbia e México existem numerosos centros educativos e de reabilitação nos quais essas ferramentas são conhecidas e começam a ser utilizadas como meios habituais nos programas de educação especial.

Dada a grande importância destas tecnologias, não somente para o desenvolvimento pessoal, mas também como meio de integração e participação social, seria preciso atuar de forma transnacional desenvolvendo normativas e recomendações comuns, divulgando, compartilhando e colaborando nas diferentes iniciativas nacionais. Seria preciso atuar não somente em colaboração transnacional, mas também integrando os diferentes agentes, desde o design específico para o usuário, passando pelo educador, terapeuta, reabilitador, e tecnólogo. É importante, neste sentido, aumentar a formação de docentes e profissionais nesse campo, transferindo à sociedade o grande desafio do desenvolvimento digital como meio de inclusão de pessoas excluídas e como fonte de desenvolvimento econômico e social de toda a comunidade ibero-americana.

Tudo isso deveria ser objeto de um novo programa global conjunto liderado por organismos intergovernamentais (OEA, OEI, Cimeira de Chefes de Estado, etc.), sendo implementado com a participação de entidades como as apresentadas neste capítulo, além de outras nacionais, aproveitando os meios eletrônicos e a Internet para que seja técnica e economicamente viável.

Referências

- [1] AITADIS. *Actas de las Jornadas AITADIS y de los Congresos IBERDISCAP 2000, 2002, 2004, 2006, 2008, 2011*. 2000-2011. URL: www.aitadis.org.
- [2] R. Ceres et al. “Nuevos interfaces de cooperación hombre-máquina en soluciones de apoyo a la discapacidad”. Em: *Actas del IV Congreso Iberoamericano sobre Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad*. 2006.
- [3] J. Chackiel. *La dinámica demográfica en América Latina Unidas ISSN impreso 1680-8991*, <http://www.eclac.org/publicaciones/xml/0/14860/lcl2127-p.pdf>. Ed. por Naciones Unidas. Centro Latinoamericano y Caribeño de Demografía (CELADE) División de Población, 2004.
- [4] R. A. Koon e M. E. de la Vega. *El impacto tecnológico en las personas con discapacidad*. 2000. URL: <http://diversidad.murciaeduca.es/tecnoneet/docs/2000/14-2000.pdf>.
- [5] ONU. *Objetivos de desarrollo del milenio: una mirada desde América Latina y el Caribe*. Naciones Unidas, 2005. ISBN: 9213227418. URL: <http://www.eclac.org/publicaciones/xml/1/21541/lcg2331e.pdf>.
- [6] *Technical aids for persons with disabilities: Classification and terminology*. International Organization for Standardization, 2002.
- [7] A. Vásquez. *La discapacidad en América Latina*. Ed. por Organización Mundial de la Salud. OMS, 2009. URL: <http://www.paho.org/spanish/dd/pub/discapacidad-spa.pdf>.

Capítulo 2

Periféricos de computador adaptados

Luis Azevedo[†], Margarida Nunes da Ponte[‡]

[†]*Anditec - Tecnologias de Reabilitação, Portugal.*

[‡]*Santa Casa da Misericórdia de Lisboa, Portugal.*

2.1 Introdução

As Tecnologias da Informação e da Comunicação (TIC) constituem um elemento preponderante para lograr a “comunicação global” que não conhece fronteiras reais nem virtuais. São exemplos de ferramentas neste contexto os diversos tipos de equipamentos informáticos disponíveis no mercado: computadores, laptops, tablets, smart phones, etc., somente para mencionar algumas das Tecnologias de Informação e Comunicação que vêm contribuindo de forma eficaz para que os seres humanos estabeleçam conexões que tanta influência têm nas sociedades modernas. Entretanto, para pessoas com deficiências neuromotoras graves (por exemplo, pessoas com paralisia cerebral, doenças neurológicas progressivas, sequelas de traumatismos crânio-encefálicos, etc.) o acesso a tais desenvolvimentos tecnológicos pode ser muito difícil ou inclusive impossível, devido à impossibilidade prática dos potenciais usuários para ter acesso a esses equipamentos através de periféricos convencionais. Na realidade, dispositivos de acesso a equipamentos informáticos que consideramos “normais” (por exemplo, mouse e teclado), podem constituir barreiras quase insuperáveis para pessoas com deficiências neuromotoras, uma vez que suas limitações motoras (ou cognitivas, ou sensoriais) podem impedir o uso de tais periféricos como interface normal de acesso.

É necessário, portanto, encontrar soluções tecnológicas que constituam interfaces de acesso alternativas, as quais podem ser adaptações das já existentes (caso dos mouses e joysticks adaptados) ou desenvolvidas especificamente para estas pessoas com necessidades especiais (caso dos teclados de conceitos, telas táteis, sistemas de acesso através do movimento dos olhos, etc.). Tais soluções permitirão superar muitas das barreiras existentes ao pleno acesso às TIC por parte das pessoas

com deficiência, sendo determinantes em sua inclusão plena na sociedade digital, ajudando, desta forma, a vencer a batalha da info-exclusão.

O objetivo principal deste capítulo é o de apresentar exemplos de produtos de apoio para acesso ao computador por pessoas com deficiência. Esses produtos estão disponíveis nos mercados europeu, norte-americano e ibero-americano, ou então são produtos desenvolvidos em centros de pesquisa dos membros integrantes da Rede IBERADA que estejam industrializados ou em vias de sê-los. Além disso, serão apresentados também outros exemplos de produtos que se encontram em fase de pesquisa e desenvolvimento em centros de pesquisa da Comunidade Ibero-Americana.

2.2 Tecnologias Assistivas / Métodos de seleção

As Tecnologias Assistivas constituem, de acordo com [1], “Uma ampla gama de dispositivos, ajudas técnicas, serviços e práticas que são concebidos e aplicados para promover a melhoria de qualidade de vida das pessoas com deficiência e idosas”. As interfaces pessoa-computador que serão descritas mais adiante são parte integrante dessas Tecnologias Assistivas, constituindo produtos de apoio específicos, mas que somente cumprem de forma adequada sua função para usuários finais, seus familiares ou cuidadores e, sobretudo, para aqueles profissionais de educação especial e reabilitação que estão capacitados para avaliar que tipo de interface é mais adequada, tornando-a disponível para o usuário final e promovendo sua adequação aos contextos significativos nos quais a pessoa com deficiência a pretende utilizar.

Um exemplo significativo do comentado anteriormente são as “Tecnologias Assistivas à Comunicação” que podem, por exemplo, consistir em uma solução integrada constituída por um “tablet” (hardware) dotado de programa específico para a comunicação (software). Entretanto, tal solução deverá incluir a interface mais adequada às eventuais limitações motoras do usuário, aos conteúdos dos quadros de comunicação apropriados aos contextos em que o usuário final as pretende utilizar (ou método de acesso-seleção à tecnologia adequada) e, finalmente, ao correspondente treinamento ao usuário. De outra forma, nem a mais sofisticada tecnologia para comunicação permitirá estabelecer um aumento significativo da interação-comunicação em contextos tão diversos como o social, o laboral ou o educativo.

Outro ponto importante que é necessário destacar é o papel fundamental que o “método de acesso” ao produto de apoio desempenha na seleção da interface a ser designada ao usuário final. Define-se aqui o “método de seleção” como a forma como o usuário escolhe entre os elementos apresentados pela Tecnologia de Apoio (por exemplo, as células de um quadro de comunicação em um tablet), com a finalidade de validar tal escolha, executando assim as funções atribuídas a tal elemento. Existem dois métodos de seleção: seleção direta e seleção indireta.

Na seleção direta, o usuário escolhe diretamente um elemento entre os disponíveis, utilizando, por exemplo, um segmento corporal para indicar-escolher

em uma tela tátil uma determinada célula a ser ativada. A manipulação de um mouse para selecionar e escolher, ou a utilização do movimento dos olhos para escolher determinados elementos entre os disponíveis em uma tela de um computador através de um sistema de acesso e controle pela direção do olhar são também exemplos de seleção direta utilizando Tecnologias Assistivas. Normalmente, a seleção direta requer um bom controle motor, o que em muitos casos não se consegue facilmente pelo usuário final, sendo necessário, portanto, utilizar um método de seleção indireta.

A seleção indireta implica em uma série de ações para escolher um determinado elemento, que pode ser efetuada por varredura ou por codificação. A seleção por varredura é a mais usual: o usuário utiliza uma interface de controle (por exemplo um interruptor-acionador conectado à porta USB do computador) que gera um sinal que permite que os elementos disponíveis para seleção (por exemplo os mostrados na tela do computador) sejam sucessivamente destacados, normalmente por sobreiluminação, e o elemento que se pretende escolher seja selecionado e “ativado” por outro sinal de controle da própria interface. A seleção por varredura requer menor controle motor, sendo portanto, adequada em situações mais graves em termos de deficiência motora, mas requerendo por parte do usuário uma adequada coordenação dos movimentos do globo ocular. É um processo de seleção necessariamente mais lento do que o da seleção direta, mas muitas vezes o único possível em situações de deficiência motora grave. O processo de seleção por varredura pode ser acelerado através do aumento da velocidade de varredura, utilizando varredura por blocos de elementos, alterando a ordem em que as opções são apresentadas ao usuário, etc., ou seja, utilizando estratégias que permitam o aumento da velocidade de comunicação com a Tecnologia de Apoio.

Nas seções seguintes são apresentados exemplos de interfaces para seleção direta e para seleção por varredura. Tais interfaces podem ser definidas como periféricos específicos para uso por pessoas com deficiência neuromotoras severas, constituindo produtos de apoio que podem ajudar a melhorar de uma forma determinante a qualidade de vida dos usuários finais.

2.3 Interfaces de acesso - Produtos de apoio para seleção direta

2.3.1 Teclados (hardware)

Os teclados padrão dos computadores não permitem muitas vezes o acesso completo por usuários com deficiência neuromotoras e/ou com problemas cognitivos e sensoriais. Por tal razão, encontra-se disponível no mercado das Tecnologias Assistivas uma série de teclados especificamente desenvolvidos para permitir superar algumas dessas barreiras de acesso, as quais são apresentadas a seguir.

Existem diversos tamanhos de teclados, com diferentes disposições de teclas ou com diferentes tipos de teclas. Os teclados para escrever podem ter dimensões superiores à normal (teclados expandidos, como o da Figura 2.1), para facilitar

a seleção das diversas teclas por parte de pessoas que apresentam dificuldades de controle fino dos movimentos ou de pessoas com deficiência visual; ou então dimensões inferiores, para aqueles usuários que têm escassa amplitude de movimentos e, portanto, não são capazes de alcançar todas as teclas de um teclado padrão (Figura 2.2).



Figura 2.1. Teclado expandido (LifeTech®, <http://www.lifetech-world.com>).



Figura 2.2. Mini-teclado (www.magicwandkeyboard.com).

Outros teclados apresentam uma disposição de teclas mais ergonômica, com a finalidade de diminuir o risco de lesões por esforço repetitivo (Figura 2.3).



Figura 2.3. Teclado ergonômico (www.maltron.com).

Além disso, é possível colocar sobre o teclado um molde (Figura 2.4) para que as teclas fiquem em baixo relevo, ajudando a isolar cada tecla e guiando os movimentos da pessoa com deficiência. Entretanto, tal solução de “molde” acrílico sobre o teclado possui o problema da necessidade de ser projetado individualmente para cada teclado (uma vez que esses não são padronizados) e, por essa razão, eles vêm sendo progressivamente abandonados, estando atualmente praticamente em desuso.



Figura 2.4. Proteção de teclas através de molde (www.bigkeys.com).

Finalmente, existem os chamados “Teclados de Conceitos” que se baseiam em uma combinação de hardware (por exemplo teclado com 128 células, todas programáveis individualmente ou em blocos de células) com software específico que permite a produção de “moldes” de teclados totalmente reconfiguráveis, permitindo acesso pleno ao computador por todos os usuários com deficiência motora que podem fazer seleção direta e, eventualmente, por usuários com déficit cognitivo e/ou sensorial. Um exemplo desse tipo de teclado é o “Intellikeys”, produzido nos Estados Unidos, com versões em português e espanhol (Figura 2.5).



Figura 2.5. Teclado de conceitos (<http://www.intellitools.com/intellikeys.html>).

2.3.2 Teclados virtuais

Os “Teclados Virtuais” constituem uma solução cada vez mais utilizada como método de acesso ao computador. Tais teclados virtuais são produto de software específico, sendo programados de acordo com as necessidades do usuário final. Estes são mostrados na tela dos computadores e podem emular todo tipo de funções e comandos do sistema operacional do computador ou de programas específicos existentes. A seleção das teclas pode ser feita através do mouse, tela tátil ou outro dispositivo de seleção (seleção direta) ou de controle (por exemplo seleção por varredura).

Normalmente, os sistemas operacionais (caso do sistema Windows em todas suas versões - opções de acessibilidade) dispõem de teclados deste tipo que permitem o acesso às funções básicas (www.microsoft.com/enable/guides). Possuem opções tais como definir um tempo de atraso de tecla para evitar ativações indesejadas,

aumentar o tempo de aceitação para que uma ativação de tecla mais prolongada não tenha como consequência a repetição da ação, ou eliminar a necessidade de pressionar simultaneamente uma tecla modificadora e outra tecla, tornando-a sequencial, com grande utilidade para pessoas que escrevem apenas com um dedo.

Entretanto, a maior parte dos usuários necessita de “teclados emulados” específicos e dinâmicos, os quais são comercializados por empresas especializadas, citando como exemplos o programa *GRID2* e o programa *Speaking Dynamically* (com BoardMaker), ambos com versões em português (de Portugal e do Brasil) e também em espanhol (da Espanha e de outros países da América Latina). Tais programas têm ampla difusão entre os usuários com deficiências neuromotoras graves, praticamente em toda a Europa, América do Norte e muitos países da América Latina, por sua potencialidade e flexibilidade para adaptá-los às necessidades específicas de qualquer usuário final.

Programa GRID2

O programa *Grid 2*, além de mostrar o teclado na tela para a comunicação e acesso ao computador, inclui “áreas de trabalho” específicas, como é o caso de um navegador de Internet, ou acesso direto a envio e recepção de emails e SMS, e também o acesso ao Skype, Media Player e DVD. Com o GRID2, o usuário pode trabalhar no computador utilizando quaisquer das interfaces existentes no mercado, tanto por seleção direta como por seleção por varredura. Os teclados virtuais do *GRID2* (ver exemplos na Figura 2.6) podem ser acessados através do mouse ou por qualquer outro dispositivo seletor – *tracker*, *trackball*, sistema de controle pelo movimento dos olhos – ou através de um ou mais interruptores/acionadores por um processo de varredura totalmente controlado pelo usuário.

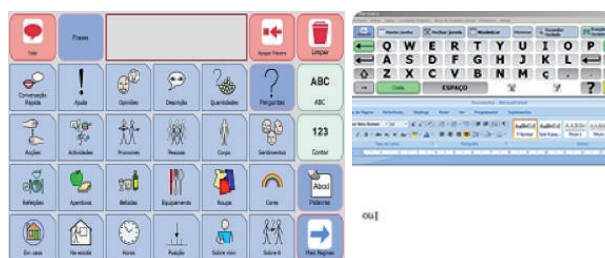


Figura 2.6. Exemplos de teclados para comunicação/escrita elaborados com o GRID2.

O programa conta também com um sintetizador de voz de elevada qualidade (para português de Portugal e do Brasil, espanhol e vários idiomas mais), que possibilita a seus usuários expressar-se através deste sistema de conversão texto-voz. Tal solução permite ao usuário comunicar-se de forma autônoma, utilizar o computador e os programas instalados e também controlar totalmente seu ambiente físico (abertura e fechamento de portas e janelas, acesso autônomo ao telefone, TV, equipamentos de áudio e vídeo, etc.) através do uso de hardware específico totalmente controlado e configurado por

software. Alguns exemplos de uso desse programa podem ser encontrados em <http://www.bj-adaptaciones.com/catalogo/Tecnología-para-el-hogar/control-de-entorno/bj-control-usb>, e exemplos de quadros de comunicação criados com o *GRID2* podem ser obtidos em <http://www.anditec.pt>.

Uma versão de demonstração com todas as funcionalidades do programa e com sintetizador de voz (disponível para avaliação gratuita por 60 dias) pode ser obtida da web do fabricante, em quaisquer dos muitos idiomas disponíveis para este software: <http://installers.sensorysoftware.com/the-grid-2>.

Programa “Speaking Dynamically” com “BoardMaker”

O “Speaking Dynamically Pro” (SDP) com “BoardMaker” (BM) (que é uma biblioteca de símbolos com possibilidade de criar tabelas de comunicação) são partes separadas do mesmo programa que compartilham a mesma janela do programa e ferramentas de criação de quadros. O Speaking Dynamically Pro permite atribuir uma variedade de ações a marcadores/símbolos de qualquer quadro criado para que se possa utilizar o computador como um potente equipamento de comunicação. Podem ser criadas atividades interativas para uso no contexto escolar ou terapêutico. O Speaking Dynamically Pro permite criar quadros de comunicação interconectados com funções programáveis em suas células. Possui mais de 100 funções programáveis que permitem escrever e editar textos de emails, abrir programas, exibir filmes e reproduzir arquivos de som, voz e música.



Figura 2.7. Exemplos de quadros dinâmicos para comunicação elaborados com SPD/BM.

O Boardmaker possui bibliotecas com mais de 5000 Símbolos Pictográficos para a Comunicação (SPC) que são usados para criar quadros de comunicação impressos, moldes para equipamentos de comunicação, fichas de trabalho, etc.

Uma versão de demonstração em português desse programa pode ser obtida em: <http://www.mayer-johnson.com/downloads/trials/details/id/283>. Exemplos de quadros executados com este programa podem ser vistos em <http://www.anditec.pt/>.

2.3.3 Dispositivos seletores

O mouse é um exemplo de dispositivo para seleção direta, já que o usuário controla um cursor (flecha) na tela, movendo-o em direção ao elemento a ser selecionado. Uma vez posicionado o cursor, a seleção do elemento é feita por um comando, normalmente através do acionamento do botão do mouse, ou simplesmente permanecendo sobre o símbolo por um tempo predeterminado (*dwell time* ou tempo de aceitação). Os sistemas operacionais disponíveis no mercado incluem diversas opções relacionadas com a configuração do mouse, tais como a cor e tamanho do cursor e sua velocidade de deslocamento, que podem tornar mais fácil seu uso por pessoas com deficiência. A opção de teclas do mouse é outra alternativa na qual as teclas direcionais do teclado podem ser utilizadas para deslocar o cursor (útil, por exemplo, para pessoas com movimentos involuntários, que acessam eficazmente um teclado com proteção de teclas, mas têm dificuldade em controlar um mouse).

Para pessoas com limitada amplitude de movimentos dos membros superiores existem mouses esféricos (trackball), nos quais o deslocamento do cursor é feito pela rotação de uma esfera estacionária. Este tipo de mouse requer somente que o usuário tenha controle sobre movimentos de pequena amplitude, na mão ou nos dedos, para deslocar a esfera (Figura 2.8). Por software, é possível configurar o mouse para que a seleção seja feita, tal como comentado no parágrafo anterior, quando o cursor se mantém sobre o elemento a ser selecionado durante um tempo determinado, evitando a necessidade de acionar um botão.



Figura 2.8. Mouse tipo Trackball (www.clearlysuperiortech.com).

Entre muitos outros existentes no mercado, a Figura 2.9 apresenta alguns mouses diferentes para acesso ao computador utilizando a seleção direta.



Figura 2.9. Diferentes tipos de mouse: BigTrack (<http://www.bigtrack.co.uk/>), Orbitrack (<http://www.pretorianuk.com/orbitrack>) e mouse adaptado (www.bj-adaptaciones.com).

Um *joystick* também pode ser utilizado para controlar o cursor do mouse. Na Figura 2.10 é mostrado um joystick controlado pelo movimento do queixo (BjoyChin, <http://www.bj-adaptaciones.com/en/products/bjoy-chin>), o qual facilita o acesso ao computador por pessoas com deficiências motoras diversas. É um *joystick* automaticamente reconhecido pelos diversos sistemas operacionais e facilmente reconfigurável (velocidade, sensibilidade, realimentação auditiva, reconfiguração das funções de seleção e arrasto, etc.) através do software que acompanha o dispositivo.



Figura 2.10. Joystick para controlar com o queixo, destinado, por exemplo, a pessoas tetraplégicas (<http://www.bj-adaptaciones.com>).

Usuários cuja funcionalidade motora não permite controlar um mouse ou um joystick podem utilizar outros dispositivos seletores mais específicos, tais como sistemas que seguem o movimento de um segmento corporal (por exemplo, cabeça ou olhos) ou interfaces baseadas em sensores eletrofisiológicos.

Os dispositivos seletores por deslocamento de um segmento corporal baseiam-se normalmente em uma câmera de alta resolução capaz de seguir um movimento específico. Por exemplo, para seguir o movimento da cabeça, o usuário deve colar uma etiqueta refletora em sua testa, e a câmera determina a posição da etiqueta em cada momento, tornando possível realizar comandos por movimentos de cabeça. O sistema *TrackerPro* apresentado na Figura 2.11 é um exemplo de dispositivo seletor por movimento de cabeça (também chamado mouse de cabeça).

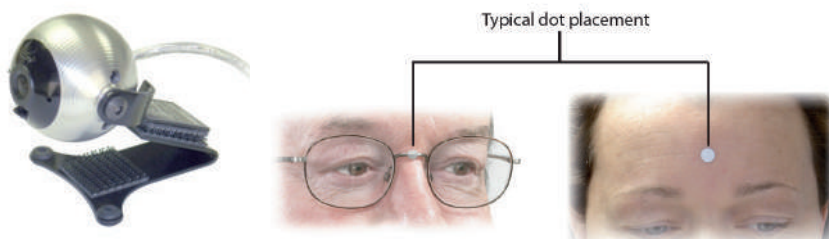


Figura 2.11. Sistema de seguimento de segmento corporal (www.madentec.com). Tais sistemas são normalmente projetados para controle do mouse por movimentos de cabeça, sendo denominados mouse de cabeça (*headmouse*).

O *TrackerPro* permite que uma pessoa sem controle dos membros inferiores ou

superiores possa mover o cursor do mouse na tela do computador com movimentos de cabeça. A câmera é instalada sobre o monitor do computador (ou laptop) e “segue” o movimento de uma pequena etiqueta refletora colada na testa, ou os óculos do usuário (ver Figura 2.11). Desta forma, quando o usuário move a cabeça, o *TrackerPro* converte este movimento em um movimento do cursor do computador. Normalmente, este dispositivo é utilizado com um programa de emulação de teclados para possibilitar, por exemplo, a redação de textos ou o controle de outros programas do sistema operacional.

As telas táteis são dispositivos seletores que podem ser usados como interface de seleção direta para acesso ao computador. Podem incorporar uma membrana tátil no próprio monitor, o que facilita o processo de acesso e calibração do sistema, ou podem ter uma “janela” formada por uma película tátil colocada sobre a tela do computador (www.magictouch.com). Tal janela pode ser ativada com a pressão do dedo ou por um apontador específico, emulando todas as funções do mouse (click, duplo click, arrasto e movimento do cursor).



Figura 2.12. Exemplos de tela tátil.

Os sistemas de detecção e controle através do movimento dos olhos são Tecnologias Assistivas que podem ser utilizadas em situações de deficiências motoras muito graves. Inclusive nos casos de patologias mais graves, o controle através do movimento do globo ocular é normalmente preservado. Por tal razão, os sistemas capazes de seguir o movimento do globo ocular vêm recebendo cada vez mais a atenção por parte dos profissionais de reabilitação, e existem várias soluções no mercado. Nos dispositivos seletores, a seleção dos elementos (equivalente ao “click” do mouse) pode ser feita de duas formas diferentes: 1) o usuário mantém o cursor sobre a opção durante um tempo predefinido (tempo de aceitação); 2) através de um sinal de controle adicional (por exemplo utilizando um interruptor ou, no caso dos dispositivos de controle, pelo movimento do globo ocular ou, piscando os olhos). Tais sistemas requerem uma calibração prévia antes de seu uso. Os sistemas mais robustos funcionam bem em diferentes condições de iluminação e são capazes de seguir o movimento dos olhos, mesmo quando o usuário tenha movimentos involuntários de cabeça de grande amplitude (por exemplo, usuários com paralisia cerebral espástica). Dois exemplos de sistemas deste tipo usados como Tecnologia Assistiva para comunicação, em acesso ao computador, etc., encontram-se ilustrados nas figuras seguintes. Ambos são do fabricante sueco *Tobii*

(www.tobii.com). O dispositivo *Tobii l-series* (Figura 2.13) constitui um sistema totalmente integrado, dotado de computador próprio com tela tátil e sistema de controle do ambiente. O sistema *Tobii Eye Mobile* (Figura 2.14) pode ser integrado em qualquer computador tipo tablet.



Figura 2.13. Sistema *Tobii l-series* (<http://www.tobii.com/en/asistive-technology/global/products/hardware/>).



Figura 2.14. Sistema *Tobii EyeMobile* (<http://www.tobii.com/en/asistive-technology/global/products/hardware/tobii-eyemobile/>).

Segundo [1], qualquer que seja a solução adotada para sistemas seletores, é necessário levar em conta os seguintes fatores: i) o usuário deve conseguir alcançar todos os elementos usando o dispositivo seletor; ii) o tamanho e o espaço entre os elementos seja adequado; iii) o usuário deve ser capaz de completar a ação necessária para efetuar a seleção e realizar outras opções requeridas pelo produto de apoio (por exemplo arrastar uma seleção); iv) as características sensoriais da interface e do dispositivo seletor são adequadas; v) a disposição dos elementos no dispositivo seletor favorece a utilização do sistema.

Outros dispositivos de controle para seleção direta, em forma de software específico, são os sistemas de reconhecimento de voz, capazes de identificar os comandos gerados oralmente pelo usuário. Tais sistemas podem ser dependentes do usuário, necessitando ser treinados pelo próprio usuário para obter um modelo acústico pessoal, ou independentes do usuário, utilizando um modelo acústico geral para reconhecer comandos de voz sem treinamento específico. Os sistemas

de reconhecimento de voz são atualmente utilizados para acesso a computadores, controle de cadeiras de rodas, ou controle do ambiente (acender/apagar as luzes, por exemplo). Alguns desses sistemas não são suficientemente robustos para integrar soluções comerciais que possam solucionar problemas específicos de pessoas com deficiências neuromotoras, podendo gerar falsas expectativas em usuários finais com deficiências motoras graves. Um exemplo interessante desse tipo de sistema é o Sistema AUDIMUS – desenvolvido como produto final de um Projeto de Pesquisa e Desenvolvimento em Portugal –, Projeto TECNOVOZ (<http://www.inov.pt/pages/comunicacoes/tecnovoz.php>) da empresa *VoiceInteraction* (<http://www.voiceinteraction.pt/>). Esta empresa é uma *spin-off* criada como resultado de tal Projeto, e que atualmente pesquisa, desenvolve e comercializa diversas soluções na área de reconhecimento de voz, incluindo soluções de reconhecimento de voz nos mais diversos contextos. Uma interessante descrição de tais soluções está disponível em: <http://www.voiceinteraction.pt/>.

2.4 Interfaces de acesso - Produtos de apoio para seleção por varredura

2.4.1 Interruptores/Acionadores

Os interruptores¹ são dispositivos de controle usados tipicamente para seleção indireta por varredura (Figura 2.15). Com eles, o usuário consegue gerar sinais binários (ativado/não ativado), permitindo controlar os processos de varredura e efetuar a seleção do elemento pretendido. Existem diversos tipos de interruptores que podem ser acionados por diferentes funções do corpo. Por exemplo, existem interruptores com ativação mecânica, eletromagnética, elétrica, pneumática ou por sons, e com diversas formas e tamanhos, com a finalidade de adaptá-los à região anatômica que os aciona². Os mais comuns são os interruptores de pressão.



Figura 2.15. Exemplo de um interruptor (Jelly Bean®, www.ablenetinc.com).

Outro exemplo de interruptor/acionador é mostrado na Figura 2.16, o qual tem o nome comercial de *Wobble Switch*. A saída desse dispositivo é obtida através de movimentos similares ao joystick, em qualquer direção, por pressão sobre o

¹Switches.

²Ver diferentes exemplos de interruptores na página web da empresa (www.ablenetinc.com).

dispositivo. Esse dispositivo pode ser ativado por qualquer parte do corpo e gera uma realimentação auditiva que indica ao usuário que o acionador foi ativado. Quando se deixa de exercer pressão sobre o dispositivo, este volta ao seu estado inicial.



Figura 2.16. Exemplo de um interruptor *Wobble*.

Outro interruptor com características técnicas que podem ser muito úteis no acesso por seleção indireta a uma ajuda técnica é o *PapooSwitch* mostrado na Figura 2.17.



Figura 2.17. Exemplo de um interruptor tátil (*Papoo Switch* <http://www.papoo.fr/en/produits/papooswitch/>).

O dispositivo *PapooSwitch* incorpora um sensor ultra-sensível de aproximação, o que permite ativar o interruptor por aproximação de qualquer segmento corporal, sem necessidade de tocar em sua superfície. A sensibilidade é ajustável e possui realimentação auditiva e visual que permite ao usuário saber se o interruptor foi efetivamente ativado.

Os interruptores de pressão são, com frequência, montados em braços articulados que facilitam seu posicionamento junto à zona anatômica usada para sua ativação, por exemplo, quando se pretende acioná-lo com movimentos laterais de cabeça. Tais sistemas de posicionamento, capazes de adaptar-se às necessidades do usuário, em diferentes contextos, têm particular importância no contexto de instituições que recebem muitos usuários. Tal flexibilidade, entretanto, tem como desvantagem a necessidade de ajustes, sempre que o sistema de posicionamento é utilizado.

Uma vez más, de acordo com [1], para a seleção de um interruptor adequado para seleção indireta por varredura, deve-se responder às seguintes perguntas: i) A pessoa consegue ativar o interruptor?; ii) A pessoa consegue associar pela apresentação o elemento a selecionar?; iii) A pessoa consegue ativar o interruptor no instante necessário?; iv) A pessoa consegue manter a ativação do interruptor?; v) A pessoa consegue liberar o interruptor?; e vi) A pessoa consegue repetidamente



Figura 2.18. Braço articulado para posicionamento adequado de interruptores (www.ablenetinc.com).

realizar os passos necessários para uma seleção?

2.4.2 Dispositivos de controle baseados em sinais eletrofisiológicos

O corpo humano gera sinais elétricos que podem ser captados, de forma não invasiva, na superfície da pele, e ser utilizados como sinais de controle. São exemplos os sinais provenientes da atividade muscular (sinais eletromiográficos ou mioelétricos de superfície - sEMG), que permitem identificar pequenos movimentos musculares, sinais provenientes do movimento do globo ocular (sinais eletrooculográficos - EOG) ou da atividade cerebral (sinais eletroencefalográficos - EEG). (Ver também capítulos seguintes).

As interfaces baseadas em sinais eletrofisiológicos têm como principal clientela as pessoas com graves limitações motoras. Tais interfaces dependem do desenvolvimento de sensores biomédicos capazes de captar eficazmente os sinais eletrofisiológicos, e de técnicas de processamento de sinais adequadas para o acesso a produtos de apoio [2]. Os produtos disponíveis atualmente no mercado requerem normalmente uma etapa de treinamento, usando técnicas de bio-realimentação, na qual o usuário vai adaptando sua ação em função do efeito mostrado em uma tela. Como exemplo, na Figura 2.19 é mostrado um produto desenvolvido em Portugal (BioAcces Plux).

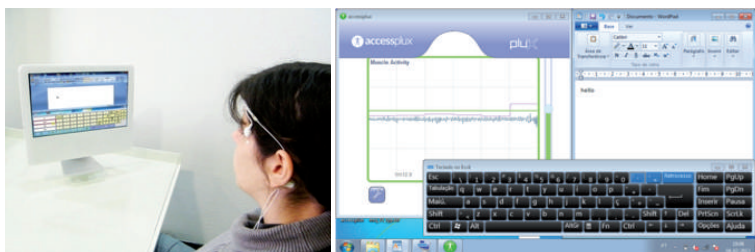


Figura 2.19. Interface de acesso ao computador baseada em sinal eletrofisiológico (accesPlux, www.acces.plux.info).

Neste produto mostra-se ao usuário, simultâneamente, o teclado virtual para redação de textos e uma janela com o sinal eletrofisiológico utilizado para controlar o acesso por varredura. Esta solução tecnológica pode também ser usada como interface de acesso ao Programa GRID2 anteriormente referido (<http://www.acces.plux.info/accesplux.pdf>).

A atividade elétrica do cérebro pode ser captada por uma interface cérebro-computador (ICC)³, através das quais é possível gerar sinais de controle, por exemplo, para detecção da intenção de realizar um movimento. Embora uma pessoa não seja capaz de realizar determinados movimentos, como é o caso de uma pessoa tetraplégica, o ato de pensar em um movimento implica uma alteração do sinal EEG que pode ser identificado, gerando assim um sinal de ativação da interface. Tais interfaces cérebro-computador encontram-se ainda em fase de pesquisa, entretanto, já existem no mercado alguns produtos como o mostrado na Figura 2.20, o qual permite o controle de equipamentos por parte do usuário.



Figura 2.20. Exemplo de dispositivo utilizado para interface cérebro-computador (<http://www.emotiv.com>).

³BCI, Brain Computer Interface.

Referências

- [1] A. M. Cook e J. M. Polgar. *Cook and Husey's Asistive Technologies: Principles and practice*. 3rd. Philadelphia, PA: Elsevier Inc., 2008.
- [2] A. Londral et al. “Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation, Biosystems and Biorobotics”. Em: ed. por J. L. Pons, D. Torricelli e M. Pajaro. Vol. 1. Springer, 2013. Cap. Enhancing Communication Through Biosignals in Severe Neuromuscular Conditions, pp. 885–890.

Capítulo 3

Interfaces baseadas em posturas e movimentos corporais

Anselmo Frizera[†], Dennis Romero[†], Javier Roa[‡], Ramón Ceres[§], Rafael Raya[§], Arlindo Elias[†] e Teodiano Freire Bastos[†]

[†] *Universidade Federal do Espírito Santo, Brasil.*

[‡] *Technaid S.L., Espanha.*

[§] *Consejo Superior de Investigaciones Científicas, Espanha.*

3.1 Introdução

Os movimentos do corpo humano constituem um importante canal de comunicação, definindo, além do contexto da comunicação verbal, o mesmo conteúdo a ser comunicado. O uso de gestos ou posturas para a comunicação entre pessoas transcende o uso da língua de sinais, utilizada em comunicação entre pessoas com deficiência auditiva, sendo muito utilizada em diversos contextos de interação e em atividades do cotidiano.

Nos últimos anos, a integração de diferentes tipos de sensores em dispositivos, especialmente em dispositivos portáteis (telefones celulares, *tablets*, etc.) e o aumento da capacidade computacional de microprocessadores de baixo consumo permitiram utilizar este importante canal de comunicação em sistemas eletrônicos muito populares. É possível controlar toda uma diversidade de dispositivos (jogos eletrônicos, televisores, telefones celulares, entre outros) somente utilizando os movimentos ou posturas do corpo.

Sistemas com avançadas interfaces são cada vez mais comuns e de baixo custo, permitindo o desenvolvimento de aplicações mais interativas e aumentando o uso de canais não verbais de comunicação para o controle de dispositivos.

No âmbito da pesquisa em soluções de apoio à deficiência, sistemas de telerreabilitação e outras aplicações em telemedicina são cada vez mais comuns. Em Ibero-América, foram desenvolvidas algumas soluções, como é o caso do dispositivo PALMIBER (seção 3.4.3), um veículo especial para crianças com paralisia cerebral

e controlado por diversos tipos de interface, incluindo movimento de cabeça, ou o sistema ENLAZA (seção 3.4.2) que utiliza o mesmo tipo de interface para implementar um mouse com movimentos da cabeça.

Este Capítulo está organizado da seguinte maneira: inicialmente apresenta-se na seção 3.2 o movimento humano, desde sua origem, em processos cognitivos no sistema nervoso central, até a execução e controle do mesmo. Em seguida, na seção 3.3, são apresentados os principais enfoques para a aquisição e processamento dos movimentos humanos. Na seção 3.4 são apresentados quatro estudos de casos de interfaces baseadas em movimentos corporais desenvolvidos por grupos de pesquisa e empresas membros da Rede IBERADA. Finalmente, a seção 3.5 descreve as conclusões do trabalho apresentado neste Capítulo.

3.2 Manifestações biomecânicas humanas como meio de expressão pessoal

3.2.1 Origem do sinal

O movimento humano é produto da complexa interação entre as diversas estruturas cerebrais. Evidências recentes sugerem que os sinais podem ser processados de forma hierárquica, dentro do Sistema Nervoso Central (SNC) e, ao mesmo tempo, podem ser regulados através de um processamento paralelo. Tais processamentos ocorrem tanto nos sistemas sensoriais como em regiões do cérebro ocupadas da ação e controle do movimento

O sistema de ação inclui o córtex motor, o cerebelo e os gânglios basais, que participam no planejamento, formulação, regulação e na coordenação do movimento. Em uma situação hipotética na qual um indivíduo necessita agarrar um livro situado acima de uma mesa, as estruturas sensoriais que constituem o sistema de percepção sensorial lhe ajudam a formar o mapa corporal no espaço e a localizar o objeto de interesse (o livro) em relação ao membro superior. A próxima etapa é produzir movimentos adequados que permitam ao indivíduo alcançar e levantar o livro de forma harmônica e coordenada.

A execução da tarefa motora pretendida requer a elaboração de um plano de movimento no qual, inicialmente, os músculos envolvidos são definidos e suas características de tempo de ativação, coordenação e força são especificados. A segunda parte da ação é igualmente complexa, envolvendo mecanismos de regulação e refinamento do movimento previamente planejado.

Nesta seção, serão abordadas as principais estruturas do sistema nervoso que participam no planejamento, produção e regulação do movimento humano. O texto aqui apresentado baseia-se em duas referências clássicas deste campo da ciência [14, 35].

O córtex motor

O córtex motor consta de diversas áreas de processamento neural, destacando-se o córtex motor primário, a área motora suplementar e o córtex pré-motor. Os sinais originados destas áreas interagem com regiões de processamento sensorial do lóbulo parietal e informações de refinamento motor provenientes dos gânglios basais e do cerebelo, para identificar o espaço no qual a ação será executada, além de planejar e executar o movimento pretendido.

O córtex motor primário corresponde à área 4 de Brodmann e contém um mapa complexo do corpo. Nesta região, o padrão de ativação neural se caracteriza pela correspondência unitária entre as células estimuladas e a ativação dos motoneurônios α da medula espinhal. Em contraposição, as áreas pré-emotora e motora suplementar (área 6 de Brodmann) apresentam um complexo padrão de ativação neural, ativando grupos musculares distintos em diversas articulações e contribuindo para o desenvolvimento de ações harmônicas e coordenadas.

Existem evidências que sugerem que as principais funções do córtex motor primário são referentes ao controle da força e da velocidade utilizadas para mover um segmento corporal. Entretanto, a geração do movimento nesta região pode envolver diferentes trajetórias motoras paralelas para a execução de uma sequência de movimento.

As áreas pré-motoras e suplementares se comunicam com o córtex motor primário, mas recebem informações corticais distintas, o que implica uma diferença funcional entre elas, referentes ao desenvolvimento de uma tarefa motora sequencial. Entretanto, evidências sugerem que os neurônios localizados nestas duas áreas apresentam atividades distintas, dependendo de como o movimento é concebido.

Sinais gerados na área pré-motora causam padrões mais complexos de movimento em comparação com sinais discretos gerados no córtex motor primário. A parte anterior desta área, inicialmente, constrói uma “imagem” completa do movimento a ser realizado. Na região posterior ocorrem excitações de padrões sucessivos de atividade muscular, necessários para que a “imagem motora” seja efetivamente concebida. Os sinais da região posterior podem ser enviados diretamente ao córtex motor primário para a ativação de músculos específicos, ou podem ser enviados inicialmente os sinais para os gânglios basais e tálamo, antes de alcançar o córtex motor primário. Desta maneira, todas estas regiões trabalham em conjunto para o controle de formas complexas de atividade muscular coordenada.

A área motora suplementar atua em conjunto com a região pré-motora para compor movimentos globais, estabilização de diferentes segmentos e posicionamento da cabeça e olhos. Em outras palavras, os movimentos gerados nesta região atuam em um segundo plano para que estratégias de controle motor mais refinadas sejam implementadas pela área pré-motora e pelo córtex motor primário.

Os sinais motores são transmitidos diretamente pelo córtex cerebral à medula espinhal através do trato cortico-espinhal (sistema piramidal), enquanto as informações provenientes dos gânglios basais, cerebelo e núcleos do tronco cerebral são transmitidas indiretamente através de múltiplas vias acessórias.

O cerebelo

O cerebelo contribui de forma significativa para a coordenação do movimento, em conjunto com o córtex motor e os gânglios basais. Lesões nesta área comprometem a capacidade de execução de movimentos, desde os mais simples até os mais complexos. O cerebelo ajuda a sequenciar as atividades motoras e, também, monitoriza e realiza ajustes corretivos do movimento enquanto estes ainda se encontram em execução. Isto se faz de forma que a tarefa ocorra em conformidade com as diretrizes de planejamento determinadas pelo córtex motor e outras partes do cérebro.

Esta região recebe continuamente informações atualizadas da sequência de contrações musculares geradas no córtex motor e informação sensorial contínua das regiões corporais periféricas acerca da posição dos segmentos corporais, taxas de movimentos, forças externas e outros estímulos do ambiente. O cerebelo, então, compara o movimento que está sendo efetivamente realizado com os movimentos pretendidos e planejados pelo córtex motor. No caso em que estes padrões sejam distintos, o cerebelo envia sinais corretores de volta ao sistema motor para aumentar ou diminuir os níveis de ativação muscular específicos, promovendo, desta maneira, o ajuste necessário para a realização da tarefa motora previamente especificada.

Além disso, o cerebelo atua em conjunto com o córtex motor no planejamento da próxima sequência de movimentos, segundos antes do termo da tarefa motora atual, ajudando o indivíduo a avançar de forma suave entre padrões complexos de movimento.

Os gânglios basais

Os gânglios basais, assim como o cerebelo, constituem outro sistema motor acessório que atua em conjunto com o córtex motor e sistemas córtico-espinhais de modulação.

Uma das principais funções destas estruturas é o controle de padrões complexos de atividade motora como, por exemplo, escrever letras do alfabeto, lançamentos de balões, entre outras. Esta região participa, também, de movimentos precisos dos olhos, vocalização e outros movimentos especializados realizados de forma subconsciente.

Os gânglios basais estão envolvidos também no controle motor cognitivo e podem cumprir a função de ativação seletiva de determinados movimentos ou a supressão de outros.

O tronco cerebral

O tronco cerebral é constituído pela medula oblonga, ponte tronco-encefálica e mesencéfalo. Pode ser considerado uma extensão da medula espinhal no interior da cavidade cranial. Esta estrutura apresenta núcleos motores e sensoriais que contribuem para a função motora da cabeça e do rosto, de maneira similar às funções que a medula espinhal desenvolve do pescoço para baixo.

Adicionalmente, o tronco cerebral também desenvolve funções singulares especiais como, por exemplo:

- O controle da respiração
- O controle do sistema cardiovascular
- O controle parcial de funções gastrointestinais
- O controle do equilíbrio
- O controle de movimentos estereotipados
- O controle de movimentos oculares
- etc.

A função do tronco cerebral para o controle de movimentos globais do corpo e do equilíbrio é especialmente importante, destacando-se os processamentos realizados nos núcleos vestibular e reticular.

A transmissão neuromuscular

As fibras dos músculos esqueléticos são enervadas por grandes fibras nervosas mielinizadas, originadas de motoneurônios do corno anterior da medula vertebral. Cada fibra nervosa, após entrar no ventre muscular, se ramifica e é responsável por estimular aproximadamente centenas de fibras musculares. Cada terminação nervosa constitui uma união denominada união neuromuscular, próxima ao ponto médio da fibra muscular. O potencial de ação iniciado na fibra muscular pelo estímulo nervoso é transmitido em ambos os sentidos da fibra, causando a contração muscular e, como consequência, o movimento. O Capítulo 4 deste livro aborda a temática das interfaces baseadas na atividade muscular.

Terminado este breve resumo, no qual se apresenta a origem do movimento humano, a próxima seção trata dos modelos e parâmetros característicos do movimento humano.

3.2.2 Modelos e parâmetros característicos

Alguns termos e conceitos são definidos no campo das interfaces inteligentes e, de forma geral, podem ser abordados no âmbito deste Capítulo. *Dados, informação, evento, características*, entre outros, são alguns destes termos que são abordados nos parágrafos seguintes.

Dado é o que se obtém da observação de um fenômeno e contém uma série de descritores correlacionados temporalmente com o mesmo. Por exemplo, os sinais que se obtém de um sensor, antes de qualquer processamento, é uma forma de dado. Entretanto, entende-se por *informação* o conteúdo de interesse extraído dos dados mediante diferentes técnicas de transformação ou processamento de sinais.

As manifestações biomecânicas humanas podem ser estáticas ou dinâmicas. Neste contexto, uma *postura* é definida por uma configuração estática dos segmentos corporais e é interpretada como uma forma de informação. Por outro lado, um *gesto* é definido por uma sequência temporal de posturas ou transições entre posições.

Em ambos os casos existe informação semântica contida nestas manifestações corporais de um indivíduo, e a interpretação da mesma define o que muitos autores chamam de *intenção* do usuário. Estas intenções podem ser obtidas de diferentes canais de comunicação, desde o processamento da atividade cerebral (ver Capítulo 6) ou da ativação muscular (Capítulo 4), até o próprio movimento do usuário. De uma forma mais natural, estas intenções podem ser obtidas da combinação destes canais de comunicação, definindo o que se denomina interface multimodal. O Capítulo 7 apresenta uma série de aplicações relacionadas com este tema.

Em todos os casos, trata-se de buscar *características*, *padrões* ou *eventos* que definem estas intenções. Entende-se por *característica* a informação extraída de dados sensoriais após a aplicação de técnicas de processamento. Isto permite a classificação de um conjunto de dados em diferentes grupos. Um *evento* é a ocorrência temporal de uma ação particular, detectada pela mudança nas características de entrada ou saída de um sistema. Uma sequência ordenada de valores ou eventos que descrevem o comportamento de um sistema ou processo é chamada *padrão*. Bueno et al. apresenta em [6] uma série de definições e aplicações relacionadas com as apresentadas neste Capítulo.

Um caso especial e muito estudado de modelo baseado em estudo do movimento é a marcha humana. A marcha é o processo natural que permite aos seres humanos a locomoção utilizando principalmente as extremidades inferiores. Este processo pode ser descrito como uma série de movimentos alternados, rítmicos, das extremidades e do tronco, que determinam um deslocamento do centro de gravidade. Em termos gerais, a marcha humana se entende como um processo no qual o peso do corpo vai se deslocando para a frente, enquanto é suportado de maneira alternada pelas pernas [18]. Mais especificamente, a locomoção humana pode ser descrita através de uma série de características.

A execução de um movimento envolve processos cognitivos [6], desde funções de alto nível relacionadas com a planificação de tarefas até o controle motor, evidenciando a interação de vários sistemas do corpo humano, partindo do sistema nervoso central e alcançando o sistema músculo-esquelético. De forma complementar, Duxbury define a marcha como a habilidade do sistema nervoso central em gerar um número de movimentos neuromusculares complexos e sincronizados pelo cérebro, de maneira que o corpo humano seja capaz de mover-se para frente [10]. Assim, a marcha humana é gerada no lóbulo frontal do cérebro por um gerador rítmico de impulsos que, por sua vez, sofre modificações devido a entradas sensoriais dos sistemas visual e vestibular, além do cerebelo.

No caso da marcha, devido às características cíclicas do processo de caminhar, a sequência de acontecimentos que ocorre entre duas repetições consecutivas de qualquer um dos momentos da marcha se define como *ciclo de marcha* [18]. Por conveniência, normalmente define-se que o ciclo da marcha começa quando o pé

toca o solo e termina quando se desfaz o contato do mesmo pé com o solo.

Concretamente, este ciclo se compõe de duas fases denominadas comumente *fase de apoio* e *fase de oscilação*. Uma perna está na fase de apoio quando está em contato com o solo, e está na fase de oscilação na evolução, sem contato com o solo, no apoio seguinte. O apoio pode ser monopodal, quando somente um pé está em contato com o solo, ou duplo (ou bipodal) quando ambos os pés estão simultaneamente em contato com o solo. A ausência da fase de duplo apoio distingue o correr do andar. Para fins de estudo, as fases da marcha são divididas em subfases, tal como descrito por [23]. Do mesmo modo, são definidos os tempos de apoio (total, monopodal e bipodal) e o tempo de oscilação.

Adicionalmente, são definidos parâmetros espaço-temporais relacionados com o ciclo da marcha humana, como o *comprimento do passo longo*, *comprimento do passo*, *cadência*, *velocidade da marcha*, entre outros [18].

O estudo da marcha humana implica a caracterização dos movimentos dos distintos segmentos do corpo humano, desde o ponto de vista da cinemática e cinética (forças e momentos), até o conhecimento quanto ao trabalho, energia e potência envolvidos no processo. Uma melhor compreensão do fenômeno requer o conhecimento dos fundamentos do controle motor humano, desde o ponto de vista de entender os mecanismos neurológicos, sistemas sensoriais e sistema músculo-esquelético [22].

Para o estudo completo do processo da marcha humana, deveria ser considerada a aquisição de parâmetros de todos os sistemas envolvidos no processo, desde as etapas de geração e planificação do movimento originado no sistema nervoso central, até a execução do mesmo pelo sistema músculo-esquelético. Os avanços nas tecnologias de aquisição, tratamento e interpretação dos dados eletrobiológicos e biomecânicos permitem aproximar-se a esta situação.

Entretanto, classicamente o estudo e a modelagem da marcha humana (normal e patológica) são feitos de acordo com alguns parâmetros biomecânicos. David A. Winter apresenta em [40] os padrões típicos que caracterizam a biomecânica das articulações obtidos a partir de dados medidos em experimentos realizados com sujeitos saudáveis.

Levando-se em conta que a Cinemática é a parte da mecânica clássica que estuda as leis do movimento dos corpos sem levar em conta as causas que o produzem, limitando-se essencialmente, ao estudo da trajetória em função do tempo, então, no estudo da marcha humana, os parâmetros analisados são normalmente deslocamentos lineares e angulares, além de velocidades e acelerações das distintas articulações e dos distintos segmentos corporais. Assim, a descrição cinemática completa de qualquer segmento do corpo humano requer a aquisição de quinze variáveis [40]:

- Posição (x, y, z) do centro de massa do segmento.
- Velocidade linear $(\dot{x}, \dot{y}, \dot{z})$ do centro de massa do segmento.
- Aceleração linear $(\ddot{x}, \ddot{y}, \ddot{z})$ do centro de massa do segmento.
- Ângulo do segmento em dois planos, θ_{xy} , θ_{yz} .

- Velocidade angular do segmento em dois planos, ω_{xy} , ω_{yz} .
- Aceleração angular do segmento em dois planos, α_{xy} , α_{yz} .

A obtenção das forças e momentos em cada articulação do corpo humano é um problema complicado, já que não existe uma maneira simples e direta de obtê-los. Assim, para a estimação de tais parâmetros é necessário utilizar um modelo biomecânico baseado em estudos antropométricos. O modelo mais usado é o conhecido como *Link-Segment Model* [40]. Este modelo parte de algumas aproximações, a saber:

- Cada segmento tem uma massa fixa pontual situada no centro de massa do mesmo.
- A localização do centro de massa de cada segmento se mantém fixa durante o movimento.
- As articulações são consideradas do tipo rótula.
- O momento de inércia de cada segmento sobre o centro de massa é constante durante o movimento.
- O comprimento de cada segmento permanece constante durante o movimento.

Neste contexto, o cálculo dinâmico inverso é um método muito potente para a compreensão do movimento. Obviamente, a medição direta de forças e momentos transmitidos pelas articulações humanas, a tensão nos grupos musculares e a ativação dos sistemas nervosos periféricos e centrais são tarefas complexas, devido às limitações metodológicas [38]. Desta maneira, o cálculo dinâmico inverso é considerado a solução possível para a caracterização dinâmica do movimento humano. Entretanto, devem-se conhecer as limitações inerentes das considerações tomadas anteriormente. Por exemplo, sabe-se que existem atritos nas articulações, além de uma distribuição de massas não uniforme por segmento. A simplificação de considerar a massa do segmento concentrada em um ponto fixo introduz erros na estimação dos parâmetros cinéticos nas articulações. Além disso, existem erros ao considerar as articulações como simples rótulas, especialmente no caso do joelho, no qual o centro de rotação se desloca consideravelmente durante o movimento [4]. A estes erros se somam os possíveis erros de medida dos parâmetros cinemáticos que se acumulam nos cálculos cinéticos.

No caso dos membros superiores, devido à maior diversidade de tarefas e funções realizadas, os modelos e parâmetros são definidos de acordo com as aplicações específicas. Em terapias de reabilitação, podem-se observar exemplos de tarefas específicas nas quais são analisados parâmetros angulares articulares e espaço-temporais (amplitudes e tempos de execução) como forma de quantificar a evolução do paciente. A tarefa de alcance e agarre é uma aplicação normalmente observada em exercícios de reabilitação.

Da mesma forma, em aplicações em que se busca uma análise completa do corpo humano, os modelos e parâmetros são definidos de acordo com as

aplicações específicas. Como exemplo, apresenta-se na seção 3.4.1 um estudo para o reconhecimento de ações humanas para a interação não verbal com o computador, onde é considerada uma metodologia para a identificação de tarefas realizadas com todos os segmentos corporais.

3.3 Enfoques para captação e processamento de sinais

3.3.1 Interfaces baseadas em sistemas instalados em infra-estruturas

Uma tendência amplamente aceita é que as interfaces de usuário sejam cada vez mais adaptáveis às características humanas, tomando como base de conhecimento nosso próprio espaço de vivências cotidianas. O espaço mencionado estaria representado, por exemplo, em ambientes inteligentes sensíveis ao contexto, baseados em redes de sensores. Entretanto, o uso generalizado deste tipo de ambientes deveria considerar variações de infraestrutura. Neste sentido, os usuários poderiam encontrar-se em ambientes altamente instrumentados, ou em outros com pouca distribuição de sensores. Adicionalmente, como acontece na atualidade, os usuários utilizam um conjunto de dispositivos com capacidade de sensoriamento, tais como telefones celulares com detectores de movimento e GPS, relógios (também incluindo sensores), auriculares, entre outros. Este tipo de equipamentos de uso pessoal são geralmente substituídos de forma periódica, fazendo com que o ambiente inteligente se encontraria constantemente sujeito a mudanças. Isto destaca a importância do uso de dispositivos não-portáteis que permitam complementar a captura de informação para o incremento de precisão no processamento e melhora na adaptação às características do usuário. Entre estes dispositivos, existem os sistemas de captura baseados em matrizes de pontos de luz infravermelha (IR - Infrared), ultrassom e métodos multimodais que fusionam diferentes canais de informação.

Atualmente encontram-se disponíveis no mercado dispositivos de captura de imagens e informação adicional de profundidade, tais como os dispositivos Microsoft Kinect e Asus Xtion-pro. Estes dispositivos estão compostos de uma câmera regular RGB, um projetor de luz infravermelha (IR), uma câmera infravermelha e microfones. Com o objetivo de adquirir informação de profundidade, são projetados padrões de luz infravermelha, podendo-se calcular a distância por píxel utilizando a deformação desses padrões na cena capturada com a câmera IR.

Devido ao uso de luz infravermelha, o dispositivo Kinect, assim como o Xtion-pro possuem bom desempenho apenas em ambientes internos, incluindo ambientes com total ausência de iluminação. Este é um fator importante para determinadas aplicações que usam técnicas baseadas em câmeras convencionais, pois estas são sensíveis a certas condições de iluminação [34]. Um exemplo de aplicação deste dispositivo é seu uso na Universidade de Tennessee para o reconhecimento de atividades humanas mediante a extração de características locais espaço-temporais

4D (Figura 3.1).



Figura 3.1. Características locais espaço-temporais 4D para reconhecimento de atividades humanas (DILab, Universidade de Tennessee).

Dispositivos que fusionam imagens com informação de profundidade têm cada vez mais aceitação, devido à ampla gama de aplicações que o utilizam, como é o caso de interfaces de usuários baseadas em comunicação humana não-verbal. Algumas técnicas existentes na literatura sobre análise de expressões humanas utilizam enfoques de reconhecimento de padrões baseados em características espaço-temporais [41]. As características extraídas podem ser também geométricas, tais como forma, componentes faciais (olhos, boca, etc.), seleção de pontos predominantes e características de aparência, tais como textura ou cor da pele [39] [1].

Por outro lado, uma análise qualitativa e quantitativa de padrões de movimento é essencial para monitorar a recuperação funcional de pacientes durante a reabilitação. Assim, os métodos utilizados devem ser suficientemente flexíveis para permitir uma ampla diversidade de aplicações clínicas [31]. Neste contexto, um sistema que permita a extração de padrões de movimento durante um exercício de reabilitação seria capaz de proporcionar uma retroalimentação, tanto para o paciente como para o fisioterapeuta sobre o progresso obtido com os exercícios realizados. Adicionalmente, é possível comparar um movimento realizado com um dos selecionados, como objetivo a ser alcançado. A análise quantitativa de movimentos permitiria então uma avaliação de novas técnicas de fisioterapia, assim como a inclusão de novas tecnologias assistivas (Figura 3.2).

Outros estudos demonstraram melhorias no reconhecimento de expressões mediante a fusão de informação de movimento, como o proposto por [2] [13], nos quais são utilizadas expressões faciais e gestos do corpo como dados de entrada do sistema. Em [16] são considerados gestos faciais e sensores inerciais para melhorar o reconhecimento de expressões.

Desde uma perspectiva mais profunda, o desenvolvimento de sistemas automáticos de análise de movimento humano permite realizar avaliações mais precisas sobre a atividade muscular relacionada. Atualmente, a avaliação muscular durante a análise de movimento é geralmente realizada por meio de eletromiografia de

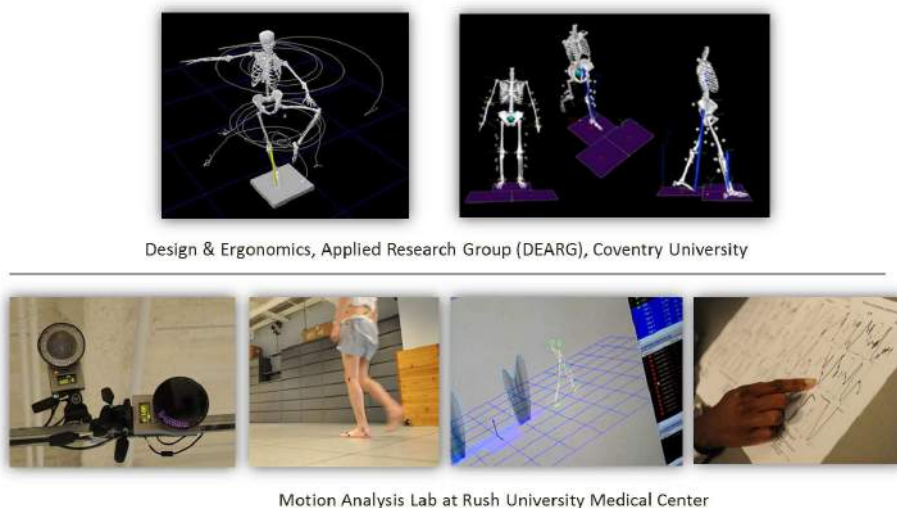


Figura 3.2. Sistemas de análise visual biomecânica.

superfície (sEMG). Entretanto, sEMG não pode ser aplicada na medição completa dos parâmetros musculares, devido a que o acesso às camadas mais profundas é limitado, restringindo suas aplicações.

Para superar algumas das limitações do sEMG, uma alternativa é a sonomiografia (SMG), a qual representa em tempo-real variações nos parâmetros da arquitetura muscular, obtidos usando imagens de ultrassom. Este método representa uma alternativa não-invasiva para quantificar a dinâmica muscular durante o movimento humano, sendo esta uma importante ferramenta clínica e de pesquisa, a qual está adquirindo uma maior relevância na avaliação funcional dos músculos. O estudo realizado em [42] propõe um sistema baseado em sonomiografia, o qual proporciona, em tempo real, informação sobre a arquitetura muscular e suas variações durante a contração.

3.3.2 Interfaces baseadas em sistemas instalados sobre o corpo do usuário

De forma complementar ao apresentado na seção anterior, existem outras interfaces que se baseiam em sensores instalados sobre o corpo do usuário. Os eletrogoniômetros, por exemplo, são amplamente utilizados no ambiente médico com o objetivo de obter a evolução angular das articulações de pacientes com um tipo de déficit neuromotor. Nas seções a seguir duas tecnologias serão abordadas: os sensores inerciais e as interfaces baseadas em luvas.

Sensores inerciais

Os sensores inerciais, também chamados Unidades de Medida Inercial ou IMUs (*Inertial Measurement Units*), são dispositivos eletrônicos que permitem estimar a orientação de um corpo, solidário a este, a partir das forças inerciais que experimenta tal corpo. Seu princípio de funcionamento se baseia na medida da aceleração e velocidade angular produzida independentemente sobre pequenas massas localizadas internamente.

A tecnologia inercial está fundamentada nas duas primeiras leis de Newton. A primeira estabelece que o movimento de um corpo é uniforme e retilíneo a não ser que exista uma força externa que atue sobre ele. A segunda define que esta força exercida sobre esta massa produz na mesma uma aceleração proporcional a ela. Estas relações representam um princípio de medida, podendo, portanto, desenvolver dispositivos sensores que meçam o movimento dos corpos. Assim, se conhecemos a magnitude e a direção da força aplicada a um corpo e a massa do mesmo, podemos conhecer sua aceleração e, conseqüentemente, sua velocidade e posição mediante a primeira e segunda integração matemática da aceleração com respeito ao tempo.

Uma IMU convencional tem em seu interior um acelerômetro triaxial e um giroscópio triaxial para estimar sua orientação no espaço euclidiano tridimensional (3D). A Figura 3.3 mostra uma IMU 3D convencional.



Figura 3.3. Unidade de Medida Inercial (IMU) de três eixos, com comunicação USB, fabricada pela empresa Technaid S.L.

Um acelerômetro uniaxial consiste em uma massa suspensa por uma mola em um receptáculo. A massa pode mover-se em uma direção, que é a direção de medida do acelerômetro. O deslocamento desta massa é uma medida da diferença da aceleração e gravidade sobre a direção de medida. Portanto, um acelerômetro triaxial está formado por três elementos uniaxiais montados ortogonalmente para proporcionar informação de aceleração no espaço 3D.

Por outra parte, a velocidade angular de rotação do corpo com respeito ao sistema de referência inercial pode ser medida com um dispositivo chamado giroscópio. A construção do giroscópio pode estar baseada em diferentes designs. Os giroscópios MEMS (*Micro-machined EletroMechanical System*) empregam o princípio da aceleração de Coriolis baseado na vibração de uma massa para a

detecção de uma rotação angular inercial. Se o receptáculo gira com uma velocidade angular perpendicular ao plano, a massa experimentará uma força de Coriolis na direção perpendicular à velocidade angular. Portanto, o deslocamento causado pela força de Coriolis é proporcional à velocidade angular. Do mesmo modo, por integração desta velocidade angular podemos obter o ângulo de rotação do corpo sobre um eixo. Utilizando três giroscópios uniaxiais perpendiculares entre si obteremos um giroscópio triaxial, o qual permite medir a rotação de um corpo no espaço 3D.

Adicionalmente, as IMUs atuais podem incorporar um magnetômetro triaxial. O magnetômetro é um elemento sensível ao campo magnético que permite obter informação da orientação do corpo com respeito ao norte magnético terrestre, tal como uma bússola. Dado que a informação deste elemento sensor é de tipo absoluto, ele é normalmente utilizado para reduzir os erros de medida dos acelerômetros e giroscópios, aumentando a precisão da estimação da orientação.

As novas aplicações demandaram o desenvolvimento de sensores de baixo custo e altamente miniaturizados. Entretanto, a redução no tamanho do dispositivo implica em uma série de desafios tecnológicos adicionais para alcançar uma precisão e resolução adequadas. Geralmente, a miniaturização implica em uma redução da sensibilidade, um aumento do ruído e uma maior dependência da temperatura. Para diminuir estas limitações tecnológicas, surgiram algoritmos de processamento que realizam uma fusão sensorial, empregando informação redundante para proporcionar uma maior robustez à estimação. Os avanços no conhecimento desta tecnologia e as estratégias para compensar suas limitações incrementaram de forma notável sua precisão.

A miniaturização e disponibilidade atual das IMUs tornou possível dispor de sistemas estáticos ou ambulatórios de medida para ser colocados sobre órgãos corporais (cabeça, extremidades, tronco) e assim poder conhecer sua posição e movimento em qualquer âmbito, e fora das condições controladas de laboratório [19]. Atualmente, esses dispositivos são empregados em numerosas aplicações, entre as quais cabe destacar o monitoramento das atividades da vida diária, a pesquisa do controle motor de órgãos corporais com diversas patologias e, especialmente, em interfaces. Assim, esta tecnologia permite extrair padrões cinemáticos do movimento humano, com a vantagem de não necessitar da execução de algoritmos complexos de reconstrução do movimento, como no caso de outras interfaces baseadas em visão por computador, onde a obtenção de padrões cinemáticos requer tanto o processamento de imagens quanto a modelagem tridimensional, exigindo também certas condições de iluminação para seu correto funcionamento. Entretanto, estes sistemas de visão não requerem a colocação de elementos físicos ativos, como no caso dos IMUs.

Cálculo da orientação com sensores inerciais Os sinais obtidos do acelerômetro, giroscópio e magnetômetro são fusionados para obter a orientação da IMU, representado pela Matriz de Cossenos Diretores (DCM), também denominada matriz de rotação. A DCM expressa a orientação da IMU com respeito a um sistema de coordenadas fixo no qual a direção do eixo X aponta para o norte magnético, e

a direção do eixo Z aponta na mesma direção que a força de gravitação terrestre. O processo pelo qual consegue-se estimar a orientação da IMU pode ser dividido em dois passos principais. O primeiro consiste na estimação da orientação inicial através das medidas do acelerômetro 3D (3D Acc) e do magnetômetro 3D (3D Mag). Este processo é realizado uma única vez, quando a IMU está imóvel e antes que o usuário comece seu movimento. O processo é mostrado de forma esquemática nas equações (3.1) a (3.5).

$$3DAcc = \vec{W}_{(z)} \approx [0 \ 0 \ 9.8] \quad (3.1)$$

$$3DMag = \vec{M} = [M_x \ M_y \ M_z] \quad (3.2)$$

$$\vec{U}_{(x)} = \left| \vec{W}_{(z)} \times \vec{M} \right| \quad (3.3)$$

$$\vec{V}_{(y)} = \left| \vec{W}_{(z)} \times \vec{U}_{(x)} \right| \quad (3.4)$$

$$DCM = [\vec{U}_{(x)} \ \vec{V}_{(y)} \ \vec{W}_{(z)}] = \begin{bmatrix} \hat{u}_x & \hat{v}_x & \hat{w}_x \\ \hat{u}_y & \hat{v}_y & \hat{w}_y \\ \hat{u}_z & \hat{v}_z & \hat{w}_z \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

O segundo passo consiste na estimação da orientação da IMU ou sensor inercial quando começa seu movimento. O giroscópio 3D é o sensor envolvido neste processo. A partir da integração dos sinais de velocidade angular obtidos do giroscópio 3D (3D Gyro), é possível conhecer o ângulo de rotação de cada eixo da IMU. A DCM prévia ($DCM_{(t-1)}$) é atualizada adicionando a nova rotação calculada. O processo se resume nas equações (3.6) e (3.7).

$$3DGyro = \vec{\omega} = [\omega_x \ \omega_y \ \omega_z] \quad (3.6)$$

$$DCM_{(t)} = DCM_{(t-1)} + \int \vec{\omega}_{(t)} \quad (3.7)$$

Os dois passos descritos são utilizados em um processo de fusão sensorial para obter a estimação da orientação a partir da informação inercial. Este processo é realizado por um Filtro de Kalman Estendido (EKF) que se executa na IMU. A Figura 3.4 mostra um diagrama de blocos do processo seguido pela IMU.

Os sensores inerciais como base de interfaces baseadas no movimento corporal. Em aplicações onde a interface requer somente um ponto de medida de orientação, basta com o uso de uma só IMU. Entretanto, existe outro tipo de aplicações onde se requer que a interface meça a orientação em vários pontos simultaneamente (multi-elo). Nesses casos, uma solução baseada em tecnologia inercial resulta atrativa por seu baixo custo, rápida instalação e fácil uso. Portanto, o objetivo destas interfaces é capturar o movimento das diferentes partes do corpo,

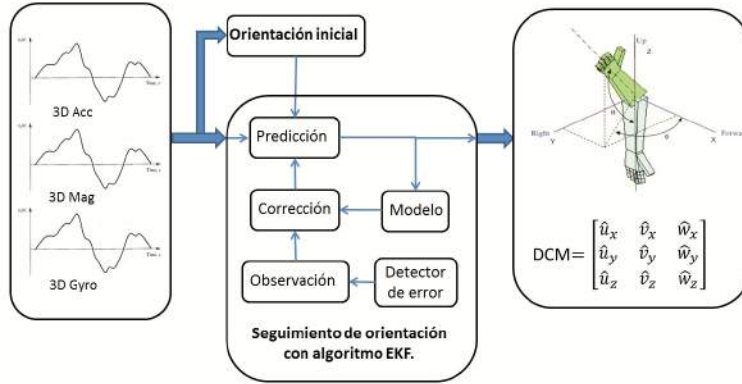


Figura 3.4. Diagrama de blocos do processo da IMU.

sejam extremidades superiores, inferiores ou ambas, utilizando uma rede de IMUs e, a partir destes movimentos, acessar o computador e gerar ações de comunicação e interação com o mundo exterior.

Fundamentalmente, o processo consiste em fixar uma IMU em cada elemento corporal para determinar sua orientação, e mediante uma adequada representação cinemática multi-elo do corpo humano (ou da extremidade considerada) [20, 43], conhecer sua posição no espaço e interpretar os gestos que a extremidade realize (ou seja, o movimento do indivíduo), para gerar a ordem a executar pelo computador.

O modelo cinemático do corpo humano pode ser desenvolvido conhecendo o comprimento e orientação de cada um dos segmentos do corpo. A Figura 3.5 (esq.) mostra um segmento que representa a parte superior do braço, onde p_1 e p_2 representam as posições do ombro e do cotovelo, respectivamente.

De acordo com [20] [43] a posição do cotovelo pode ser calculada usando o ombro como referência, e a equação (3.8).

$$G_{p2} = G_{p1} + GB_{q1} \cdot B_{s1} \cdot GB_{q1*} \quad (3.8)$$

onde:

G_{p1} = Posição do cotovelo com respeito ao sistema de referência global

G_{p2} = Posição do ombro com respeito ao sistema de referência global

GB_{q1} = Quatérnio que representa a orientação da parte superior do braço

GB_{q1*} = Quatérnio conjugado que representa a orientação da parte superior do braço

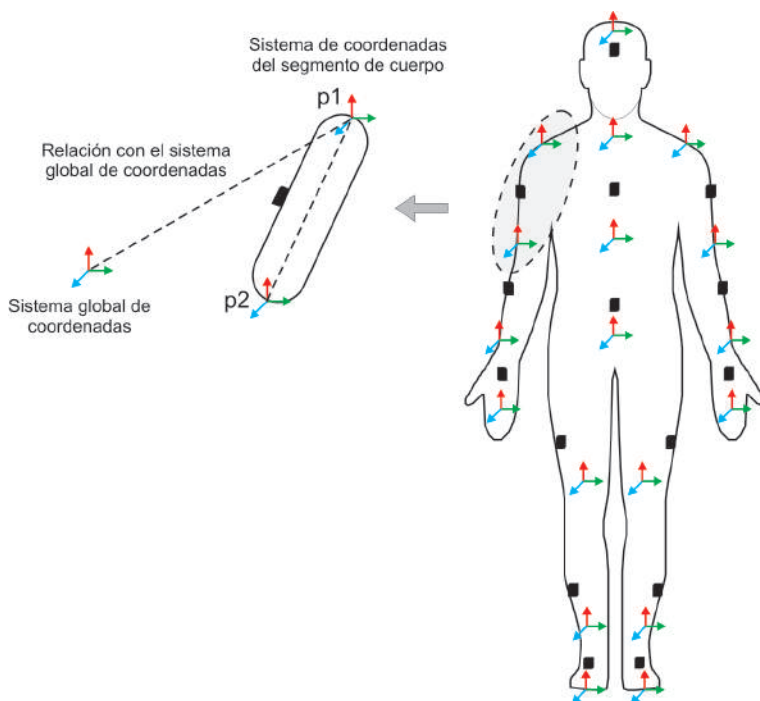


Figura 3.5. Sistema de referência de um segmento do corpo com respeito à referência global (esq.). Distribuição das IMUs para a análise da cinemática do corpo humano (dir.).

B_{s1} = Comprimento da parte superior do braço em coordenadas locais

Desta forma, uma vez conhecida a posição de uma articulação, pode-se calcular a posição da seguinte articulação conhecendo a orientação e comprimento do segmento existente entre elas. Portanto, fixando uma IMU em cada segmento do corpo, e medindo o comprimento de cada segmento, é possível reconstruir a posição dos segmentos do corpo e sua evolução espacial, ou seja, o movimento de todo o corpo humano (Figura 3.5, dir.). Entretanto, é necessário ressaltar que as orientações medidas pela IMU não se correspondem de forma exata com a orientação real do segmento do corpo, já que o sensor e o segmento poderiam não estar perfeitamente alinhados. Para estabelecer uma orientação relativa entre o segmento do corpo e o sensor, é necessário realizar uma calibração. A seguinte expressão relaciona a orientação do sensor (GS_q) com a orientação do segmento do corpo (GB_q):

$$BS_q = (GB_q)^{-1} \cdot GS_q \quad (3.9)$$

No processo de calibração, calcula-se o desalinhamento entre os segmentos do sensor e do corpo (BS_q) realizando um conjunto de posturas do corpo a partir de posturas previamente definidas (GB_q) através das medidas dos sensores (GS_q).

Uma vez finalizada a calibração, calcula-se a orientação dos segmentos do corpo com respeito ao sistema de referência global, utilizando a equação (3.10), a qual também pode ser utilizada para calcular a posição dos segmentos do corpo mediante um algoritmo de processamento iterativo para o movimento humano ou reconstrução cinemática em tempo real.

$$GB_q = GS_q \cdot BS_{q*}, \quad (3.10)$$

A tecnologia inercial representa uma alternativa útil para registrar e analisar o movimento humano, identificando posturas e movimentos estabelecidos anteriormente como padrões. Estes diferentes gestos ou padrões de movimento podem ser utilizados para definir um conjunto de comandos de controle para interagir com um computador, tornando possível construir uma interface humano-computador (HCI) que permita a interação com um computador ou com dispositivos externos, tais como meios de transporte, orto-prótese, controle domótico, internet, etc. [25].

A Figura 3.6 mostra o sistema de captura de movimento Tech-MCS, baseado em tecnologia inercial, fabricado pela empresa Technaid S.L. Mostra-se um esquema da distribuição de uma rede de 16 IMUs no corpo humano para interfaces de extremidades superiores e inferiores. Pode-se observar também a rede de IMUs colocada no corpo mediante fixações têxteis.

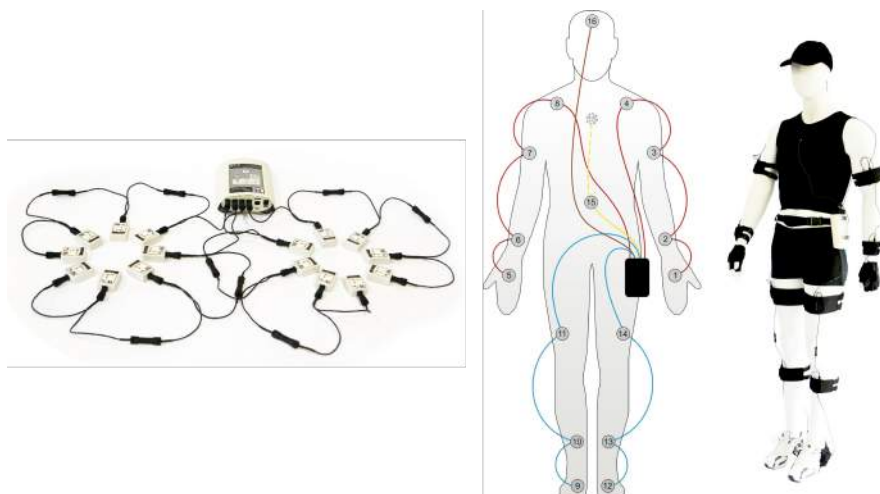


Figura 3.6. Sistema de captura de movimento inercial de 16 IMUs da empresa Technaid S.L. (esq.); distribuição típica de uma rede de IMUs no corpo humano (centro); fixação das IMUs às extremidades superior e inferior (dir.).

Interface de luva

Uma interface de luva é um dispositivo que colocado na mão do usuário é capaz de gerar informação da posição angular dos dedos. Este tipo de dispositivos

está constituído por estruturas mecânicas ou têxteis sobre as quais se integram diversos tipos de sensores para gerar informação principalmente relativa à flexo-extensão das falanges dos dedos das mãos [37]. Desta forma, estes sistemas, de modo alternativo às câmeras de visão, captam posturas e gestos das mãos, representando um canal eficaz de entrada de dados ao computador e constituindo uma interface com interessantes perspectivas de futuro, já que por uma parte apresentam uma grande afinidade às formas naturais de expressão e por outra parte possui um amplo repertório de expressões e comandos que podem ser estabelecidos, tendo, também, a vantagem de poder ser de uso complementar e simultâneo à linguagem verbal. De forma adicional, este canal pode ser dotado de realimentação (biofeedback), incorporando elementos hápticos de atuação [7] sobre os dedos (vibradores, estimuladores elétricos ou térmicos) para conseguir uma interação bidirecional. Atualmente, este tipo de luvas já está sendo comercializada de forma massiva para uso em videogames.

Um dos exemplos mais relevantes destas luvas é o CyberGlove, produzido pela empresa Immersion, que foi desenvolvida em versão sem fios (por Bluetooth), incorporando até 22 sensores com um ciclo de leitura de aproximadamente 10 ms. Os primeiros protótipos desenvolvidos na década de 80 foram o Digital Data Entry Glove, e o VPL Dataglove, o qual possui sensores de flexão nos dedos, por modulação de feixes de luz nos movimentos das articulações, captados por fibras ópticas e fotodiodos. O Mattel Power Glove surgiu como dispositivo associado ao videogame Nintendo. Outro dos modelos mais avançados é o Exos Dextrous Hand Master, o qual é realmente um exoesqueleto de mão que incorpora sensores de efeito Hall. De uma forma geral, utilizam-se diferentes tecnologias para medir a posição angular dos dedos, recorrendo a movimentos de flexão que são medidos pelos sensores mencionados de tipo optoeletrónico, de efeito Hall e também mediante tecnologia inercial, extensômetros e elementos piezelétricos (PVDF) e piezoresistivos.

Um dos últimos desenvolvimentos deste tipo de dispositivo é a luva desenvolvida no Grupo de Bioengenharia do CSIC por [17], a qual inclui, além de sensores nos dedos, outros dispositivos inerciais para medida dos movimentos globais da mão com respeito à articulação do punho. Para isso, foram colocados dois destes sensores, um na parte dorsal da mão (Figura 3.7) e outro no antebraço, realizando uma aquisição de dados a uma frequência de 50 Hz. Desta forma, tem-se informação dos movimentos de prono-supinação do punho. Estes sensores, de tecnologia inercial, incluem acelerômetros tridimensionais, os quais medem a aceleração no espaço do corpo, considerando de forma composta a aceleração da gravidade. Adicionalmente, incluem giroscópios, baseados na medida de aceleração de Coriolis, para medir a velocidade angular, permitindo, por integração, obter o ângulo de rotação do corpo sobre um eixo. Estes sensores também incorporam um magnetômetro, o qual proporciona informação da orientação do corpo.

Com relação à medida dos movimentos dos dedos, já se comentou anteriormente que existem diversas tecnologias para este propósito. No desenvolvimento desta luva, que se utiliza fundamentalmente para conhecer o efeito nos dedos da estimulação elétrica funcional, utilizam-se sensores piezoresistivos que são sensíveis



Figura 3.7. Vista da luva com o sensor inercial.

à flexão, variando sua resistência. Estes sensores, em forma de lâminas delgadas, são fixados internamente às articulações das falanges para obter informação do ângulo de rotação de cada articulação (Figura 3.8).

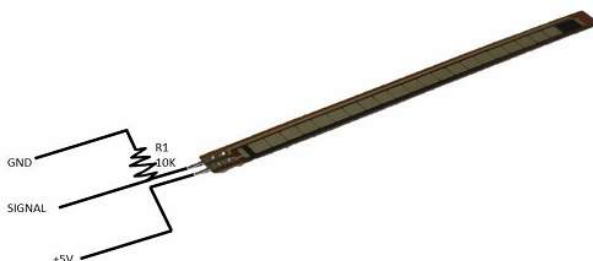


Figura 3.8. Esquema básico dos sensores piezoresistivos.

3.4 Aplicações e estudos de caso

3.4.1 Reconhecimento de ações humanas para interação não-verbal com visão por computador

Esta seção apresenta uma metodologia para o reconhecimento on-line de ações humanas em sequências de vídeo. O presente trabalho forma parte de estudos orientados ao entendimento da dinâmica humana com enfoque na interação humano-máquina, ou mais especificamente humano-robô. Levando em consideração principalmente a interação desde um ponto de vista natural, a metodologia a seguir aborda a identificação automática de movimentos como um processo posterior à localização/segmentação da pessoa, pelo qual busca-se contribuir dentro dos seguintes propósitos específicos:

- Extração em tempo real de características em cada imagem, que permita, com posterior processamento, a identificação de expressões corporais do cotidiano, gestos, sinais universais e outros movimentos não comuns, mediante aprendizagem por repetição.
- Identificação do início e fim de um movimento relevante durante uma expressão corporal complexa, mediante a detecção rápida (usando uma mínima quantidade de imagens) de parada e movimento.
- Extração de padrões que permitam não somente o reconhecimento de gestos ou expressões aprendidas, mas também a medição e comparação com outros movimentos de interesse, úteis em diferentes áreas de aplicação, como, por exemplo, robótica de reabilitação, entre outras.

Em função dos objetivos mencionados, a metodologia a seguir descreve inicialmente o conjunto de dados de entrada, representado por mapas de profundidade capturados utilizando um dispositivo Kinect, para a posterior geração de silhuetas. Destas silhuetas obtêm-se descritores globais, os quais são mencionados a seguir. Nesta seção é detalhado o enfoque usado para a detecção on-line do estado de parada/movimento e a subsequente extração de janelas dinâmicas. Adicionalmente, apresenta-se o critério utilizado para a extração de padrões de movimento e, finalmente, são apresentados os resultados experimentais e conclusões.

Características invariantes de silhueta por imagem

Para a identificação de padrões de movimento de cada uma das imagens, são obtidos o segundo, terceiro e quarto momento invariante de Hu. O primeiro momento de Hu é descartado por apresentar redundâncias com outros momentos, e por ser mais sensível a ruídos na imagem, enquanto que os últimos (quinto, sexto e sétimo momentos) não foram considerados por apresentar valores de ordem muito inferior em certas condições de movimento.

Com o objetivo de utilizar os sete momentos de Hu como características da imagem, alguns autores normalizam as potências dos valores obtidos das silhuetas, como feito em [21]. Entretanto, neste estudo de caso, além da informação relevante de movimento, leva-se em conta também o processamento on-line dos sinais resultantes (detecção de parada/movimento, extração de características a partir das janelas dinâmicas e reconhecimento de padrões). Por tal motivo, propõe-se o uso de somente três momentos invariantes (Hu2, Hu3 e Hu4) com potências unificadas, realizando uma normalização somente nas janelas dinâmicas, anterior à extração dos padrões Wavelet, como mostrado na Figura 3.9.

Identificação do estado de parada/movimento

Os momentos invariantes extraídos para cada imagem permitem representar posturas de uma pessoa em distintos instantes de tempo de seu movimento. Cada postura encontra-se representada por $Pos_{\delta t}$ e é descrita em um espaço de três dimensões $Pos_{\delta t} = [\phi_2, \phi_3, \phi_4]$, onde ϕ_i corresponde aos momentos de Hu 2, 3 e

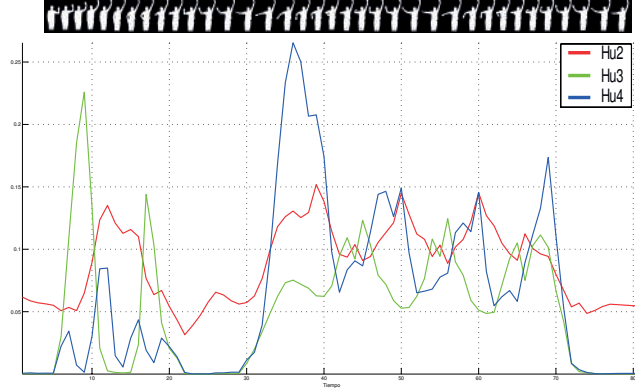


Figura 3.9. Momentos Hu2, Hu3 e Hu4 durante o movimento de levantar braço esquerdo e realizar movimento circular com o direito.

4. Para um intervalo de tempo τ , considera-se cada dimensão como um sinal (S) unidimensional, onde $S_i = [\phi_{i0}, \phi_{i1}, \phi_{i2}, \phi_{i3}, \dots, \phi_{i\tau-1}]$, para $i = \{2, 3, 4\}$. O critério de análise unidimensional é usado para identificar o estado de parada/movimento, onde S_4 é considerado para detectar instantes de início e final do movimento da pessoa, por apresentar maior sensibilidade na presença de movimentos. A Figura 3.9 mostra os três momentos selecionados durante a realização de um gesto de levantar o braço esquerdo e realizar movimento circular com o direito.

Dado que as sequências de momentos invariantes são atualizadas a uma taxa aproximada à capacidade da câmera de capturar imagens (30 fps), foi considerada a análise de janelas temporais para identificar o início e final de uma ação ou movimento da pessoa. O tamanho da janela foi definido mediante a otimização da distância de Mahalanobis (3.11), a qual pode ser definida como uma medida de semelhança entre dois vetores aleatórios $\vec{W}_{i-1}$ e $\vec{W}_i$ com a mesma distribuição, e com matriz de covariância Σ .

$$d(\vec{W}_{i-1}, \vec{W}_i) = \sqrt{(\vec{W}_{i-1} - \vec{W}_i)^T \Sigma^{-1} (\vec{W}_{i-1} - \vec{W}_i)} \quad (3.11)$$

Em testes realizados em ambiente interno foi estabelecido o valor de distância como um limiar constante de 0.009. Janelas de tamanho 4 foram suficientes para estabelecer medições de distância, mesmo na presença de ruídos do processo de captura e binarização, proporcionando uma marca significativa de início e final do movimento. O método de distância de Mahalanobis foi comparado em estudos prévios com o critério de autocorrelação entre janelas, obtendo medições mais estáveis com o método de Mahalanobis. As janelas de tamanho 4 permitem identificar um estado de parada/movimento em $tam_{vent}/fps \approx 0.2s$, sendo tam_{vent} o tamanho da janela temporal.

Janelas dinâmicas de movimento

Uma vez identificado o início do movimento (o qual foi determinado com sequências do quarto momento de H_u), os novos vetores de momentos são armazenados temporalmente em janelas de crescimento dinâmico, entre a marca de início e final do movimento $t_{act} - tam_{vent}$, como mostra a Figura 3.10. Isto permite incluir na janela de movimento as imagens que foram capturadas durante a detecção de início do movimento.

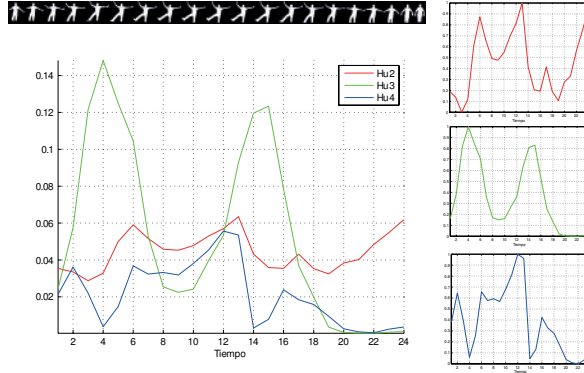


Figura 3.10. Janelas de movimento (esq.) e valores normalizados (dir.), extraídos durante a realização de uma expressão corporal.

Padrões de movimento

Devido à natureza periódica de certos movimentos humanos (caminhar, correr, saltar, etc.), em estudos iniciais foi considerada a análise frequencial mediante Transformada Rápida de Fourier (FFT), após a aplicação da primeira derivada às sequências de momentos invariantes. Entretanto, a Transformada Wavelet Discreta (DWT) especificamente permite a discriminação de sinais não-estacionários com diferentes características de frequência.

Dado que a transformada Wavelet $\psi(t)$ representa uma base ortogonal, o conceito de energia está relacionado com as notações usuais derivadas da teoria de Fourier. Então, os coeficientes Wavelet estão definidos por $C_j(k) = \langle Vent_{mov}, \psi_{j,k} \rangle$, os quais podem ser interpretados como erros locais residuais entre sinais de aproximação sucessiva nas escalas j e $j + 1$, sendo a energia em cada nível de decomposição $j = -1, \dots, -N$ a energia do sinal de detalhe [30], definido em (3.12).

$$E_j = \|r_j\|^2 = \sum_k |C_j(k)|^2, \quad (3.12)$$

onde $r_j(t)$ é o sinal residual na escala j , sendo que a energia no instante k é dada por (3.13).

$$E(k) = \sum_{j=-N}^{-1} |C_j(k)|^2 \quad (3.13)$$

Como consequência, a energia total pode ser obtida por (3.14).

$$E_{total} = \|Vent_{mov}\|^2 = \sum_{j<0} \sum_k |C_j(k)|^2 = \sum_{j<0} E_j \quad (3.14)$$

Finalmente, são definidos os valores p_j normalizados (3.15), os quais representam a energia relativa Wavelet, onde $\sum_j p_j = 1$, e a distribuição p_j pode ser considerada como uma densidade tempo-escala, pelo que o método constitui uma ferramenta adequada para a detecção e caracterização de fenômenos específicos em tempo e frequência.

$$p_j = \frac{E_j}{E_{total}} \quad (3.15)$$

A energia relativa dos três níveis de decomposição é calculada para cada janela de movimento, o que resulta em um padrão 9-dimensional, sobre os quais são adicionados 2 padrões baseados em *Slope Sign Change* (SSC), com um fator adicional de escala correspondente à variância do sinal de movimento capturada. Esta técnica representa informação de frequência do sinal e número de mudanças entre picos positivos e negativos ao longo de cada um dos três sinais de movimento capturados.

O uso de mapas de profundidade ajudou a resolver vários problemas relacionados ao pré-processamento e segmentação de imagem. A informação de profundidade provida pelo sensor utilizado permitiu a criação de silhuetas limpas (sem ruídos de fundo), tolerantes à presença de objetos dinâmicos na cena. Embora o uso de emissores de infravermelho (IR) apresente desvantagens em ambientes externos com alto iluminamento, os resultados obtidos em ambientes internos demonstram o potencial dos dispositivos que fusionam informação de câmeras de vídeo com outros sensores. Um estudo comparativo de diferentes enfoques baseados na fusão de sensores foi realizado por Sappa e outros em [12], orientado a sistemas de proteção de pedestres.

Vale ressaltar que o surgimento de novos dispositivos que combinam visão estéreo e informação de profundidade ajudará a reduzir as limitações de iluminação e distância dos sensores atuais. Estes dispositivos também demonstraram ser úteis em aplicações de visão por computador. Nesta proposta, momentos de Hu foram utilizados, aproveitando a qualidade favorável das silhuetas obtidas mediante o uso de informação adicional de profundidade, o que permitiu aproveitar suas propriedades de invariância e eficiência computacional. Entretanto, existem diversos métodos para a extração de características invariantes, pelo que o enfoque proposto poderia ser aplicado a sequências de outro tipo de características no tempo.

A análise temporal baseada em distância de Mahalanobis permitiu a detecção rápida do estado de parada/movimento (aprox. 0.2 s), possibilitando a obtenção de janelas de crescimento dinâmico contendo somente informação de movimento. Estas janelas de movimento são diretamente processadas para a extração posterior de características, mediante a avaliação de Energia Relativa Wavelet. O método de extração de características baseado em transformada Wavelet Haar teve um significativo rendimento computacional, considerando que o tempo de processamento para movimentos curtos (gestos, ou expressões corporais de curta duração) é de aproximadamente 2 ms (computador multi-core de 2GHz). A Figura 3.11 (a) e Figura 3.11 (b) mostram uma captura de tela da aplicação desenvolvida, a qual implementa os métodos propostos para a identificação on-line de movimentos de diferente duração.

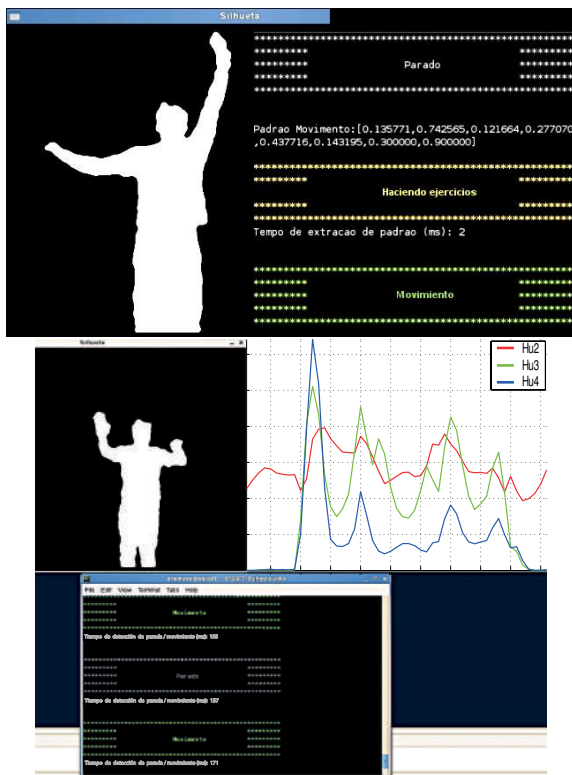


Figura 3.11. a) Captura de tela durante o reconhecimento de movimentos; b) Captura de tela durante a realização de um gesto indicativo.

A Figura 3.12 (b) apresenta a evolução dos resultados de classificação de um total de 240 padrões (60 para cada movimento). Pode-se notar que para 5 e 10 repetições existe uma certa carência de generalidade, o que implica em taxas pouco robustas, devido à falta de informação, especialmente com classificadores baseados

em vetores de suporte. Dadas às circunstancias mencionadas para o processo de treinamento, foi limitado em 10 o número mínimo de repetições por movimento. Cabe mencionar que tanto o processo de treinamento como o de avaliação são realizados on-line, sendo a segmentação de movimento um dos principais fatores de inclusão de ruído, o qual se incrementa conforme aumenta a incorporação de padrões sem um processo posterior de depuração, como pode-se apreciar na Figura 3.12 (a). Os melhores resultados foram obtidos utilizando um classificador Quadrático Gaussiano e uma rede com função de base radial.

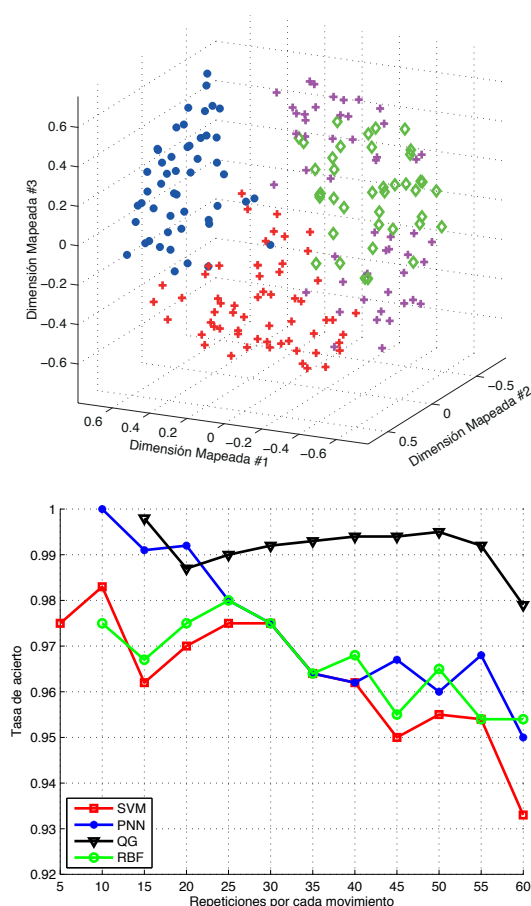


Figura 3.12. a) Padrões de quatro movimentos mapeados usando kernel t-student; b) Resultado da classificação dos padrões em função da quantidade de repetições por movimento.

3.4.2 O sistema ENLAZA como comunicador geral

Outra forma de interação com o computador através de gestos é utilizando o sistema ENLAZA (Figura 3.13 b). Tal sistema é uma interface pessoa-computador baseada em tecnologia inercial. Esta tecnologia permite medir o movimento do corpo humano mediante uma série de Unidades de Medida Inerciais (IMUs). A IMU é um dispositivo que integra um acelerômetro tridimensional (3D), que mede aceleração, um giroscópio 3D, que mede a velocidade angular, e um magnetômetro 3D, que mede o campo magnético terrestre. A fusão destes sinais sensoriais permite a medida precisa da orientação angular da IMU e, portanto, da parte do corpo onde a mesma está localizada.

A interface inercial ENLAZA é composta (Figura 3.13 b) de uma IMU e de um suporte para sua fixação na cabeça do usuário (Figura 3.13 b), que é o órgão que controlará a interface. Este design da interface supõe que pessoas com deficiência severa nas extremidades superiores conservam, na maioria dos casos, um controle voluntário residual da cabeça.

Através deste design, pretende-se que o usuário possa controlar o cursor do mouse do computador através de movimentos de cabeça, podendo acessar aplicações informáticas para aprendizagem de habilidades físico-cognitivas, tarefas de comunicação ou à interação com o ambiente.

Na fase inicial do desenvolvimento, dentro do projeto ENLAZA (IMERSO), no qual o Grupo de Bioengenharia do CSIC colaborou com ASPACE Cantabria, foi criado um equipamento eletrônico da interface, assim como a integração de algoritmos de filtragem de movimentos involuntários que facilitam a interação com o computador. Nesta fase foi demonstrado, com o primeiro protótipo da interface inercial, que o conceito e o desenvolvimento cumprem com os critérios padrão de usabilidade de dispositivos de entrada ao computador, e que reduz as barreiras entre a pessoa com paralisia cerebral e o computador.

Finalizada a primeira fase de protótipo, a seguinte fase corresponde ao design de um sistema pré-industrial, o que implica cumprir certos critérios de robustez e ergonomia. Nesta fase começou-se a melhorar a interface, no âmbito do projeto IVANPACE (Obra Social Caja Cantabria e ASPACE Cantabria) e do projeto europeu ABC (Augmented BNCI Communication).



Figura 3.13. Testes realizados em ASPACE Cantabria com a interface inercial.

A aplicação informática

A Figura 3.14 mostra a aplicação informática através da qual o sistema ENLAZA pode ser configurado. O primeiro protótipo do sistema foi melhorado criando uma aplicação instalável que cumpre com os critérios de robustez. A aplicação pode operar nos sistemas operacionais Windows XP/Vista/7/8 e 32/64bits. A instalação requer um espaço de memória de 80 MB.



Figura 3.14. Aplicação informática para configuração e uso do sistema ENLAZA.

No início da operação da interface é necessário realizar uma calibração, que tem uma duração de 5 segundos. Através da mesma, mede-se a orientação da cabeça do usuário em relação à posição da tela. Nesta fase, são calculadas também as faixas vertical e horizontal de movimento. A tarefa de calibração é simples, aspecto que foi considerado especialmente relevante, já que os usuários com paralisia cerebral têm, em geral, uma deficiência motora severa, podendo apresentar também deficiência cognitiva. Após esta fase, o sistema está pronto para ser usado e o movimento do cursor do mouse pode ser controlado realizando movimentos de cabeça.

Modos de controle em relação à deficiência motora do usuário

Cabe destacar que o modo de controle do cursor pode variar entre: absoluto, relativo e incremental. Para o sistema ENLAZA, a entrada é a atividade humana, concretamente, o movimento da cabeça, e a saída é o comando transmitido ao computador, ou seja, a posição do cursor do mouse na tela. Uma vez definida a entrada e a saída, é necessário projetar o modo no qual os sinais de entrada geram os sinais de saída, o que se denomina função de transferência ou mapeamento (mapping). Nas interfaces humano-computador existem diversas formas de fazer isto, sendo que o mapeamento pode ser dividido em mapeamento absoluto ou relativo. Como exemplo, o controle de um tablet utiliza um mapeamento absoluto,

já que cada posição do dedo corresponde a uma posição na tela. O mouse convencional, entretanto, utiliza um mapeamento relativo, já que a distância percorrida pelo cursor depende da velocidade do movimento da mão e não de sua posição.

Esta decisão pode condicionar a usabilidade do sistema. Na primeira fase de protótipo, o mapeamento empregado para o sistema ENLAZA foi absoluto, já que cada orientação da cabeça correspondia a uma posição do cursor na tela, de forma unívoca. Este modo de mapeamento foi selecionado ao assumir que as pessoas com paralisia cerebral (PC) poderiam ter dificuldades para controlar a velocidade do movimento e, portanto, o direcionamento relativo resultaria demasiado complexo. Por outro lado, a postura poderia estar menos afetada que o movimento.

Após os testes realizados, o mapeamento absoluto demonstrou suas vantagens e inconvenientes. Por um lado, ao tomar como entrada a orientação da cabeça, os movimentos de alta velocidade, mas de reduzido percurso não têm um grande efeito sobre a saída (por exemplo, espasmos), tal e como era esperado. Entretanto, este método requer calibrar o sistema em uma posição central, que deve corresponder com o centro da tela. Se o usuário tem dificuldades para controlar a postura e esta se degrada ao longo da tarefa, resulta demasiado complexo alcançar objetivos, já que é necessário recuperar uma postura próxima à posição de calibração.

Após uma revisão bibliográfica da classificação de PC, foi observado que além da divisão clássica de PCs nos tipos espástica, discinética e atáxica, existem outras divisões que podem resultar mais úteis para nossa aplicação. Considera-se muito útil a que divide os sinais motores da pessoa com PC em positivos e negativos, [33] [32], entendendo como positivos aqueles que são causados por uma atividade muscular incrementada involuntariamente (por exemplo, tremor, hipertonia, tics nervosos, corea), e como negativos aqueles provocados por uma atividade muscular insuficiente (por exemplo, debilidade, controle motor seletivo debilitado, ataxia ou apraxia).

Neste ponto, considera-se interessante estabelecer uma analogia entre os modos de mapeamento absoluto e relativo e os sinais motores positivos e negativos, respectivamente. Ou seja, estabelecemos a hipótese de que quando existem sinais motores positivos, o posicionamento absoluto será mais recomendável, já que existirá uma limitação para controlar a velocidade do movimento. Por outro lado, quando predominam os sinais motores negativos, haverá uma dificuldade para manter a postura, devido à hipotonia, com o qual o posicionamento relativo será mais recomendável.

Na seguinte fase deste estudo de caso pretende-se contrastar esta hipótese. Para isso, estão sendo projetadas duas estratégias de controle: relativa e incremental. No modo de controle relativo, o movimento do cursor dependerá da velocidade do movimento da cabeça, não de sua orientação. No modo incremental, a posição do cursor incrementará/decrecerá a intervalos fixos e na direção que indique a postura da cabeça. Este modo facilitará a detenção do cursor para realizar a ação do “clic”, já que não é necessário manter uma orientação angular fixa se não for mantida a posição dentro de uma faixa determinada. Ambos os métodos de controle, relativo e incremental, buscam eliminar as restrições que impõem o modo absoluto quanto

à manutenção precisa da postura, algo que resulta de extrema dificuldade para pessoas com reduzido controle postural, como é o caso de pessoas com hipotonia.

Experimentos com a interface ENLAZA

A interface ENLAZA foi utilizada para realizar distintos experimentos, desde sua fase de protótipo. Em um primeiro estudo, foi realizada a avaliação de sua usabilidade com pessoas sem deficiência e utilizando como métrica de avaliação a chamada Throughput [15]. Trata-se de uma métrica incluída no padrão ISO-9241 e aceita internacionalmente na comunidade científica. Durante a avaliação, a interface ENLAZA foi comparada com outras interfaces de acesso ao computador, convencionais e alternativos, validando finalmente seu funcionamento [28].

Uma vez validada com pessoas sem deficiência, a interface inercial foi utilizada para caracterizar os padrões de postura e movimento voluntários e involuntários das pessoas com PC. Este estudo demonstrou que o dispositivo permitia quantificar as limitações dos usuários em termos de tempo, frequência e espaço (postura) [27]. A Figura 3.15 mostra a faixa de movimento cervical medido para uma pessoa sem deficiência e um usuário com PC, enquanto controlam o cursor do mouse com movimentos de cabeça. Pode-se verificar como o primeiro é mais equilibrado, o que demonstra uma maior capacidade de controle postural.

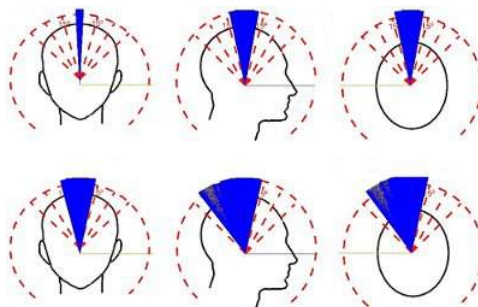


Figura 3.15. Faixa de movimento para um usuário sem deficiência (acima) e um usuário com PC (abaixo), medido enquanto ambos realizavam uma tarefa de alcance de objetivos na tela do computador.

Uma vez realizada a caracterização, estes dados foram utilizados para projetar uma estratégia de filtragem para reduzir os efeitos do movimento involuntário no controle do dispositivo. A técnica foi validada com quatro usuários com PC, demonstrando que é possível reduzir o tempo de alcance de objetivos na tela em até dez vezes, melhorando, portanto, drasticamente, a usabilidade do dispositivo [26]. A Figura 3.16 mostra um exemplo da técnica de filtragem. Pode-se verificar a trajetória do cursor para ir desde um objetivo a outro na tela. A linha de cor azul é a trajetória sem a ação de filtragem, e a linha de cor vermelha, com a filtragem. Pode-se observar como melhora a diretividade do movimento, o que tem como consequência a diminuição do tempo de alcance de objetivos.

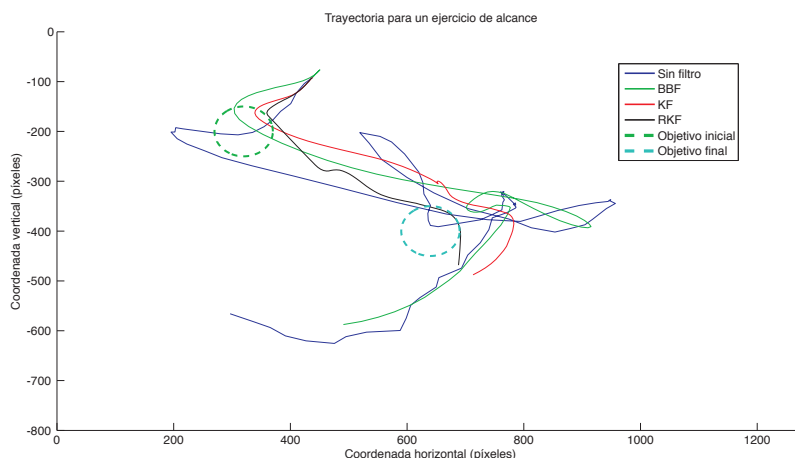


Figura 3.16. Faixa de movimento para um usuário sem deficiência (acima) e um usuário com PC (abaixo) medido enquanto ambos realizam uma tarefa de alcance de objetivos na tela do computador.

Finalmente, observou-se que embora a interface ENLAZA era útil para certos usuários, aqueles com graves problemas de controle cervical tinham importantes limitações de acessibilidade. A partir desta problemática, avaliou-se a possibilidade de implementar diferentes modos de controle (relativo e incremental), buscando reduzir as restrições que impõem o modo de controle absoluto, que requer um controle postural mínimo.

Atualmente está sendo realizada uma caracterização dos níveis de velocidade e aceleração considerados voluntários, com a finalidade de projetar a função de transferência entre a entrada e a saída do sistema ENLAZA que siga o modelo de controle motor voluntário. Foi iniciado um experimento com os três modos de controle, e será utilizada a métrica de *Throughput* para avaliar a idoneidade de cada um dos mesmos em relação ao perfil de deficiência motora de cada usuário com PC.

Com esta pesquisa, busca-se criar uma ferramenta de acesso ao computador que quantifique e identifique a limitação específica do usuário (hipertonia, hipotonia, etc.) com a finalidade de adaptar-se à mesma e maximizar a usabilidade do dispositivo. Todos os resultados obtidos nesta linha de pesquisa foram validados com pessoas com paralisia cerebral no Centro ASpace Cantabria, cuja colaboração foi imprescindível para a realização deste trabalho.

3.4.3 Veículo robótico PALMIBER e interface ENLAZA

A paralisia cerebral (PC) é uma desordem permanente, mas não imutável, da postura e do movimento, provocada por uma lesão no cérebro imaturo [3]. Precisamente, devido ao seu carácter não imutável, é essencial proporcionar às crianças com PC a oportunidade para interagir com seu ambiente, motivá-las

e reduzir as barreiras para jogar um papel ativo no mesmo. Esta atuação é especialmente importante no início da infância, quando o cérebro apresenta maior plasticidade e, portanto, as intervenções terapêuticas têm um maior impacto no desenvolvimento da criança.

A autonomia na locomoção é essencial para a aprendizagem da criança. A mobilidade joga um papel protagonista na exploração do ambiente e na aquisição de, não somente, conceitos espaciais, mas também de aptidões cognitivas e de relação social. Ao ser a PC uma alteração da postura e do movimento, existem numerosas crianças com PC que não podem caminhar, necessitando de apoio técnico para fazê-lo, desde bastões ou muletas até cadeira de rodas, dependendo do nível funcional da pessoa [11] [9].

Neste estudo de caso, apresentamos o veículo robótico PALMIBER. Trata-se de um veículo com o objetivo de promover o desenvolvimento integral da criança com PC, através de experiências de mobilidade. O veículo está focado para uso por crianças do nível V da classificação GMFCS, ou seja, crianças que não podem deslocar-se por elas mesmas ou com apoios técnicos distintos a uma cadeira de rodas.

O veículo PALMIBER

O veículo PALMIBER (Figura 3.17) é um dispositivo pré-industrial que oferece à criança com PC a oportunidade de explorar seu ambiente por elas mesmas e adquirir conceitos espaciais, cognitivos e sociais, seguindo um programa de treinamento progressivo e adaptativo ao nível funcional (físico-cognitivo) do usuário [8].



Figura 3.17. Veículo robótico PALMIBER com distintas interfaces para sua condução.

A característica fundamental do veículo é que conta com distintos níveis de assistência na condução:

- Modo automático. O veículo passeia a criança, detectando e evitando obstáculos, sem necessitar de nenhuma ação por parte do usuário.
- Modo Causa-Efeito. O veículo começa o movimento com a pulsação de qualquer tecla, parando após transcorrido um tempo, para motivar a criança a pulsar a tecla de novo.
- Modo Treinamento Direção. O veículo propõe uma tecla de direção, de forma luminosa, e a criança deve pulsar essa tecla; caso contrário, o veículo não se movimenta. Neste modo, a criança já começa a adquirir conceitos espaciais.

- Modo Decisão Direção. A criança planifica e executa as ações para chegar a um ponto indicado da sala. O veículo somente realiza a detecção e desvio de obstáculos. Nesta fase a criança não somente executa as ações, mas também deve planificá-las, o que requer um maior grau de abstração.
- Modo Guiagem Completa. A criança tem o controle total do veículo sem nenhum tipo de ajuda.

Com a finalidade de adaptar o veículo aos distintos níveis de manipulação do usuário, foram projetadas diversas interfaces de condução.

- Painel de interruptores. Painel que integra um conjunto de interruptores de direção (Figura 3.18).
- Técnica de varredura e interruptor. Utiliza-se um único interruptor que, unido a sequências de varredura no painel de interruptores, permite a condução do veículo.
- Interface ENLAZA. Dispositivo que permite a condução do veículo, de acordo com os movimentos de cabeça do usuário (Figura 3.19).

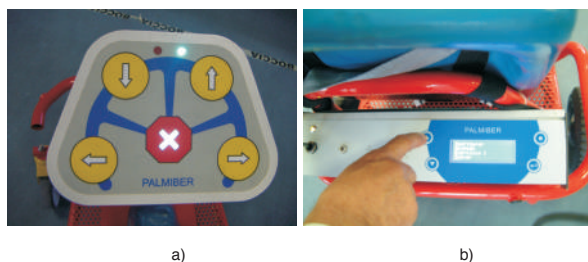


Figura 3.18. Painel de interruptores de direção para condução do veículo e painel do educador para estabelecer parâmetros de configuração.



Figura 3.19. Criança com PC dirigindo o veículo PALMIBER com a interface ENLAZA (por movimentos de cabeça).

Experimentos com o veículo PALMIBER e interfaces projetadas para sua condução

O objetivo do experimento foi avaliar as distintas interfaces do veículo: painel de interruptores, único interruptor e interface ENLAZA. A metodologia incluiu diversos perfis de usuários com PC, controlando o veículo em distintos modos de condução, segundo seu nível funcional [26].

Neste estudo de caso destacamos dois usuários principais, por ser considerados os mais significativos e paradigmáticos da necessidade da adaptação da interface, e da tecnologia em geral, ao perfil do usuário em concreto.

A Tabela 3.1 mostra o perfil de cada usuário. No primeiro caso (U1), a deficiência nas extremidades superiores é moderada, o que permite um certo controle do painel de interruptores. No segundo caso (U2), existe uma deficiência motora superior, o que representa uma importante limitação no controle do painel de interruptores. Ambos os usuários realizaram um total de 4 sessões, com uma duração média de 10 a 15 minutos.

Tabela 3.1. Caracterização dos usuários participantes.

Usuário	Descrição da desordem motora
U1	Tetraplegia espástica e atetóide com hipertonía extensora. Deficiência intelectual moderada.
U2	Tetraplegia atetóide com hipertonía flexora. Deficiência intelectual média.

O usuário U1 mostrou capacidade para executar correções na direção, enquanto o veículo estava em movimento, o que lhe permitiu acessar o modo mais complexo (“Decisão direção”). Entretanto, estas correções estiveram condicionadas por um certo atraso entre a planificação da ação e sua execução. Cabe destacar que este atraso é um aspecto crítico, já que limita a condução do veículo para pessoas com deficiência motora severa.

No caso de U2, observou-se um rápido entendimento do funcionamento do veículo, entretanto, o sucesso da tarefa ficou condicionado pela funcionalidade da extremidade com maior controle que, para este caso, foi o braço esquerdo, além das alterações na postura, as quais condicionaram a faixa de movimento e inclusive o campo de visão. Este fato observado fica contrastado com a medida do tempo de reação para cada pulsação de tecla, cuja média foi de 9 segundos para a direção esquerda, e 16 segundos para a direita, no modo “Treinamento Direção“, no qual U2 devia pulsar as teclas de esquerda e direita, alternativamente. Neste caso, as alterações motoras e posturais produzem um grande atraso entre a planificação e a execução, pelo que não é possível realizar a condução do veículo em modos mais avançados, como o “Decisão Direção“. O caso do usuário U2 é um caso paradigmático porque mesmo existindo capacidade cognitiva adequada para executar a tarefa, isto não lhe é possível, devido a que suas limitações motoras lhe impedem. É um caso, portanto, onde as interfaces humano-máquina devem ser incluídas para reduzir ao máximo a distância entre usuário e a tarefa. Este fato foi

Tabela 3.2. Descrição dos resultados por usuário, modo e exercício.

Usuário	Modo	Interface	Exercício	Tempo de reação	Análise funcional
U1	Treinamento direção	Painel	Pulsar a tecla proposta pelo veículo	3.5	O usuário superou a tarefa em uma sessão.
U1	Decisão direção	Painel	Chegar a um ponto da sala	-	O usuário logrou o objetivo em um número reduzido de manobras
U1	Causa-Efeito	Painel	Pulsar uma tecla	3	-
U2	Treinamento esquerda-direita	Painel	Pulsar a tecla proposta pelo veículo	9 (esq.) 16 (dir.)	O usuário logrou o objetivo com uma maior facilidade de controle em seu lado esquerdo
U2	Decisão direção	Painel	Chegar a um ponto da sala	-	O usuário não pôde realizar a tarefa devido a que suas limitações impedem o controle do painel
U2	Decisão direção	ENLAZA	Chegar a um ponto da sala	-	O usuário realizou com sucesso a tarefa ao controlar o veículo com movimentos de cabeça

motivador para integrar a interface ENLAZA como dispositivo para a condução do veículo PALMIBER.

Experimentos com o veículo PALMIBER e a interface ENLAZA

O usuário U2 apresenta uma hipertonia flexora com movimentos atetósicos associados com deficiência intelectual de grau médio. Nos experimentos apresentados na seção anterior observou-se que o usuário teve dificuldades para controlar o veículo além do modo “Causa-Efeito”. Entretanto, segundo as considerações da equipe de ASpace Cantabria, onde foram realizados os experimentos, sua capacidade cognitiva lhe permitiria avançar no controle das direções de movimento. Portanto, na seção anterior concluiu-se que a interação com o veículo poderia ser melhorada, devido aos problemas apresentados para a seleção das direções.

Uma vez integrada a interface ENLAZA no veículo, foi proposta uma série de tarefas para avaliar a seleção de direções para chegar a um objetivo determinado. A tarefa proposta consistiu em chegar a distintos pontos da sala, para o qual era necessário realizar um percurso relativamente simples. Esta tarefa é a mais complexa proposta pelo veículo PALMIBER, já que requer suficiente capacidade cognitiva para a planificação da ação e suficiente capacidade motora para sua execução. O experimento mostrou que o usuário U2 tem maior controle sobre os movimentos de cabeça do que sobre suas extremidades, o que permitiu acessar o modo mais complexo de condução.

O resultado mais significativo é que a interface ENLAZA proporciona ao usuário a capacidade de corrigir a trajetória no momento desejado, o que não foi possível conseguir utilizando o painel de direções ou o interruptor. O atraso entre planificação e execução da ação se reduz consideravelmente, o que permite a condução do veículo. Por outro lado, a condução mediante movimentos de cabeça resulta mais intuitiva do que a pulsação de teclas. Efetivamente, relacionar um símbolo de uma flecha de direção com o movimento do veículo requer uma certa abstração, o que pode apresentar alguma dificuldade para pessoas com PC. A Figura 3.20 mostra um exemplo de uma das capturas realizadas com a ferramenta de análise do exercício da condução e a trajetória que o usuário realizou para chegar ao ponto especificado. Se bem existem imprecisões durante a condução, a meta é finalmente alcançada em um reduzido número de manobras e com correções da trajetória durante a condução.

Com o emprego da interface inercial, o movimento do usuário se traduz em uma ação de controle, sem necessidade de acionar um dispositivo externo. A ação de controle pode configurar-se dependendo das particularidades do usuário, dependendo da faixa ou da velocidade do movimento e/ou postura. Isto proporciona uma versatilidade muito interessante para estes casos, nos quais existe uma capacidade de mobilidade e manipulação reduzida.

O maior controle voluntário do movimento da cabeça que das extremidades reduz consideravelmente o tempo de reação. O usuário apresentou uma maior satisfação e motivação com o uso da interface inercial, já que esta lhe demanda um menor esforço para conseguir o objetivo proposto. Neste caso, espera-se que

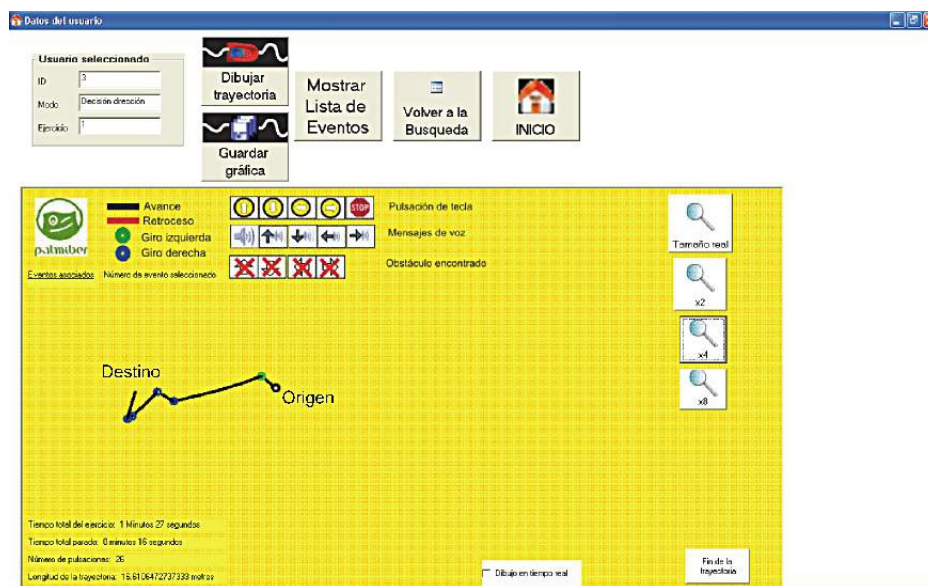


Figura 3.20. Exemplo da trajetória realizada ao conduzir o veículo PALMIBER com a interface ENLAZA.

o treinamento no uso da interface melhore os resultados e inclusive possa ter um impacto no controle postural do usuário.

Após esta avaliação funcional, pode-se concluir que a interface inercial ENLAZA é um dispositivo apto para estabelecer a interação entre uma pessoa com PC e o veículo PALMIBER. A Tabela 3.2 ilustra os resultados obtidos para as interfaces por painel e ENLAZA.

3.4.4 Plataforma de imersão 3D para reabilitação de pessoas com deficiência cognitiva

No desenvolvimento da Plataforma de imersão 3D para reabilitação de pessoas com deficiência cognitiva foram definidos três objetivos, que são:

- **Objetivo Tecnológico.** Desenvolver uma inovadora plataforma tecnológica que integre interfaces e dispositivos de interação natural e cenários virtuais, tecnologias para a representação e personalização de *avatar*, filtro de tremores e algoritmos para simular e avaliar exercícios em 3D.
- **Objetivo Social.** Atender às necessidades de um grupo muito vulnerável como é o caso das pessoas com deficiência cognitiva que também sofrem de problemas de tremores, equilíbrio e psicomotricidade.
- **Objetivo Econômico.** Ser os pioneiros em desenvolver e validar um sistema específico para a avaliação e reabilitação de transtornos na função executiva

e psicomotores.

Atualmente existe no setor sócio-sanitário uma falta de instrumentos que levem em conta os transtornos motores para a avaliação e reabilitação de doenças cognitivas prolongadas. Muitos doentes neurológicos e neuropsicológicos padecem eventualmente de transtornos motores ou deficiências em funções cognitivas que dificultam enormemente a avaliação e tratamento. Um sistema deste tipo deve filtrar os movimentos de tremor presentes em pessoas com transtornos motores.

Embora existam no mercado produtos simples que facilitam a interação de usuários com problemas psicomotores com computadores ou outros dispositivos eletrônicos [5], como os comercializados por IRDATA, IBM, Montrose-Secam, e Technaid S.L., entretanto, estes sistemas não consideram a reabilitação destes usuários.

No que se refere às tecnologias de Realidade Virtual, existem muitos sistemas que simulam cenários e permitem a personalização de avatares em uma infinidade de âmbitos de aplicação, incluído setores da medicina [24]. Entretanto, é recente o interesse no desenvolvimento de soluções tecnológicas orientadas a avaliar e reabilitar pessoas com deficiência cognitiva com transtornos motores adicionais que integrem interfaces e dispositivos de interação natural. Portanto, não se conhece um sistema com estas características que esteja disponível comercialmente.

Na área de sistemas de interação natural, as tecnologias mais conhecidas são as baseadas em câmeras de vídeo [36]. Estes sistemas são de elevado custo, mas possuem importantes limitações, necessitando de uma adequação do ambiente em diversos parâmetros, tais como iluminação, localização do usuário e câmeras, calibração, etc. [29]. Outra tecnologia que surgiu nos últimos anos são os sistemas de captura de movimento baseados em sensores inerciais (IMUs). Cada IMU incorpora um acelerômetro 3D, um giroscópio 3D e um magnetômetro 3D, os quais são usados para estimar sua orientação 3D. Nesta área, a empresa Technaid S.L. desenvolveu um sistema, chamado Tech-MCS, com o qual se pode capturar o movimento de uma pessoa. O Tech-MCS pode ser utilizado em aplicações médicas, reabilitação, ergonomia, assim como animação de avatares em ambientes virtuais 3D. Esta solução não tem as limitações dos sistemas baseados em câmeras, e seu custo é 10 vezes menor.

A seguir descreve-se a plataforma desenvolvida, para ser usada em reabilitação de pessoas que sofrem problemas de tremores, equilíbrio e psicomotricidade, devido a doenças cognitivas, a qual integra um Tech-MCS como sistema de interação natural, algoritmos de filtragem de tremores, ambientes de realidade virtual, e animação de avatares em tempo real.

Plataforma desenvolvida

A Figura 3.21 mostra a plataforma desenvolvida, onde podem-se distinguir os seguintes elementos:

- O sistema de captura de movimento com sensores inerciais (Tech-MCS) consta de oito IMUs e um Tech-HUB (A). A localização das oito IMUs é:

2 para mãos, 2 para braços, 2 para antebraços, 1 para o peito e 1 para a cabeça.

- O Tech-HUB recebe a informação dos 8 IMUs e a envia ao computador central (B), via USB o Bluetooth. A frequência de amostragem mínima é de 30 Hz.
- A informação de orientação é processada por um filtro de tremores (C), o qual pode ser ativado ou desativado por um aplicativo de software de controle e análise (D). Este aplicativo está alojado no computador central.
- A orientação obtida na saída do filtro é enviada ao Motor 3D (E) e ao sistema de modelagem e representação 3D (F).
- Na aplicação de controle e análise são definidos os exercícios, ambientes, medida do alcance dos logros e sua avaliação.
- O computador tem uma base de dados (G) na qual se armazena a informação dos usuários, resultados, e evolução na reabilitação. A base de dados dos pacientes suporta toda a informação do sistema.
- São conectadas duas telas ao computador: uma para mostrar ao paciente os ambientes 3D, com instruções e tarefas a realizar, e outra na qual o médico controla o sistema, monitora os exercícios, valida, avalia e guarda os resultados.

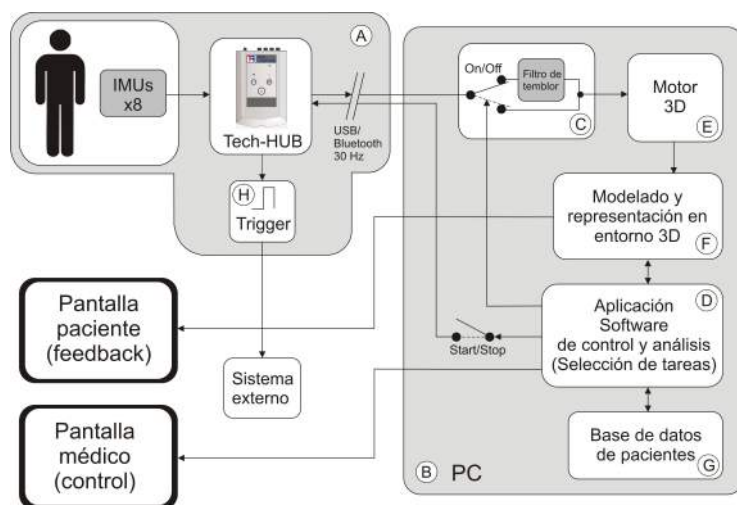


Figura 3.21. Esquema da plataforma desenvolvida.

Metodologia de avaliação

A metodologia de trabalho para a avaliação da plataforma desenvolvida é dividida em seis etapas:

1. Seleção da mostra. Primeiro contato com os participantes, desenvolvimento e análise das entrevistas, e formação e realização de experimentos com a tecnologia.
2. Redação de questionários para a avaliação da plataforma. Adaptação da tecnologia a partir de questionários iniciais e definição do protocolo de validação.
3. Desenvolvimento de sessões interativas prévias com assistência ao uso da plataforma.
4. Execução individualizada do programa pelos participantes sem a presença contínua de um profissional.
5. Aplicação de questionários preparados para analisar a experiência dos usuários.
6. Análise de dados compilados.

O estudo piloto foi realizado em um período de seis meses, compreendido entre janeiro e junho de 2012 nas salas tecnológicas do Centro Dia e Centro de Pesquisa da Fundação INTRAS, onde foram realizadas as avaliações prévias à intervenção, aplicação do programa, avaliação pós-intervenção e análise dos resultados. A amostra de participantes foi conformada por 10 pessoas com diagnósticos de doenças cognitivas (6 homens e 4 mulheres) com uma média de idade de 40,1 anos.

Foi designado um horário para cada participante, onde programou-se a assistência ao Centro duas vezes por semana para realizar sessões de 20 a 30 minutos com o programa de equilíbrio e motricidade. Na média, durante os meses de aplicação do programa, os voluntários assistiram entre 73 e 100% do tempo de cada sessão programada. O uso de cenários virtuais e aumentados gerou um alto interesse e motivação para assistir às sessões.

Após o desenvolvimento do programa, foram encontradas melhoras significativas no desenvolvimento das tarefas relacionadas com classificação e categorização. Na organização e planificação das tarefas, foram observadas melhoras, embora não muito significativas. Nas tarefas de atenção e memória de trabalho, as pontuações foram maiores na avaliação pós-intervenção, a qual se associa com uma melhoria na atenção dedicada e seletiva, e com melhor compreensão e seguimento de instruções.

Também foram observadas melhorias significativas na manipulação e aproveitamento do esquema espacial, temporal e corporal. Além disso, verificou-se que houve uma melhoria nos indicadores de tempos de reação e precisão de resposta, evidenciando o efeito positivo do treinamento realizado. 90% dos participantes



Figura 3.22. Exemplo de uma sessão de reabilitação com a plataforma desenvolvida.

declararam sentir-se mais seguros com os movimentos livres e espontâneos dentro de sua vida cotidiana.

Os resultados do estudo piloto indicam que a plataforma desenvolvida poderia constituir-se em uma alternativa efetiva de treinamento e estimulação de habilidades psicomotoras e cognitiva para pessoas com essas deficiências. Uma ferramenta como esta não somente gera resultados no âmbito específico em que foi projetada, mas também proporciona interesse e motivação por vincular-se com os dispositivos e profissionais que realizam este tipo de tarefa. A partir deste ponto de vista, seria interessante explorar o efeito placebo deste tipo de intervenções.

As análises de resultados indicam aspectos gerais positivos quanto à satisfação e eficácia por parte dos usuários após explorar e treinar continuamente com o programa. De uma forma geral, tanto as expectativas como a satisfação que produz foram altas.

A implementação de sistemas tecnológicos, interativos e inovadores nos programas de reabilitação em saúde mental aumentam a motivação e favorecem a continuidade nos tratamentos. Da mesma forma, este tipo de sistema gera interesse entre os profissionais da área, embora também lhes exija adaptar e aprender uma nova forma de trabalhar.

3.5 Conclusões

Este capítulo abordou interfaces baseadas em posturas e movimentos corporais, captados mediante diferentes tecnologias. Foi dada especial atenção aos sistemas baseados em câmeras e sensores inerciais, considerando sua ampla gama de aplicações encontradas na literatura. Pessoas com deficiências motrizes graves podem

beneficiar-se destas interfaces para controlar um computador ou outros sistemas eletrônicos e robóticos, tal como mostrado nos estudos de caso apresentados neste capítulo.

Referências

- [1] K. Anderson e P.W. McOwan. “A real-time automated system for the recognition of human facial expressions”. Em: *Systems, Man, and Cybernetics, Part B: Cybernetics, IEEE Transactions on* 36.1 (2006), pp. 96 –105. ISSN: 1083-4419. DOI: 10.1109/TSMCB.2005.854502.
- [2] Themis Balomenos et al. “Emotion analysis in man-machine interaction systems”. Em: *Machine learning for multimodal interaction* (2005), pp. 318–328.
- [3] Martin Bax et al. “Review Proposed definition and classification of cerebral palsy”, April 2005 Executive Committee for the Definition of Cerebral Palsy”. Em: *Neurology* 47.April (2005), pp. 571–576.
- [4] J.M. Bertomeu et al. “Development of a hinge compatible with the kinematics of the knee joint”. Em: *Prosthet Orthot Int.* 31.4 (2007), pp. 371–383.
- [5] GREAT BRITAIN. *Examples of self care devices and assistive technologies to support self care*. Ed. por Department of Health. London: Great Britain. Department of Health, 2005. 10p., 2005.
- [6] L. Bueno et al. “Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons”. Em: ed. por José Luis Pons. John Wiley e Sons, 2008. Cap. 4.
- [7] R Ceres et al. “La robótica en la discapacidad. desarrollo de la prótesis diestra de extremidad inferior manus-hand”. Em: *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial RIAI* 5.2 (2008), pp. 60–68. URL: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1697791208701456>.
- [8] Ramón Ceres et al. “A robotic vehicle for disabled children. Providing assisted mobility with the PALMA project.” Em: *IEEE engineering in medicine and biology magazine : the quarterly magazine of the Engineering in Medicine & Biology Society* 24.6 (), pp. 55–63. ISSN: 0739-5175.
- [9] James C. Cole Galloway, Ji-Chul Ryu e Sunil K. Agrawal. “Babies driving robots: self-generated mobility in very young infants”. Em: *Intelligent Service Robotics* 1.2 (jan. de 2008), pp. 123–134. ISSN: 1861-2776. DOI: 10.1007/s11370-007-0011-2.
- [10] A. S. Duxbury. “Gait Disorders and Fall Risk: Detection and Prevention”. Em: *COMP. THER.* 26.4 (2000), pp. 238–245.

-
- [11] Luis Manuel De Faria Azevedo. *A model based approach to provide augmentative mobility to severely disabled children through assistive technology*. Nov. de 2006.
- [12] D. Geronimo, A. Lopez e D. Sappa. “Survey of Pedestrian Detection for Advanced Driver Assistance Systems”. Em: *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on* 32.7 (2010), pp. 1239–1258. issn: 0162-8828.
- [13] H. Gunes e M. Piccardi. “Affect recognition from face and body: early fusion vs. late fusion”. Em: *Systems, Man and Cybernetics, 2005 IEEE International Conference on*. Vol. 4. 2005, pp. 3437–3443. DOI: 10.1109/ICSMC.2005.1571679.
- [14] A. Guyton e J. Hall. *Textbook of Medical Physiology*. 12th. London: Elsevier, 2010, p. 1116.
- [15] ISO. “ISO/DIS 9241-9, Ergonomic requirements for office work with visual display terminals”. Em: *Technical report* (2000).
- [16] Ashish Kapoor, Winslow Burleson e Rosalind W Picard. “Automatic prediction of frustration”. Em: *International Journal of Human-Computer Studies* 65.8 (2007), pp. 724–736.
- [17] Aikaterini D. Koutsou et al. “A Platform for studying muscle selectivity in FES”. Em: *Jornadas de Automática*. 2012.
- [18] J. Sánchez Lacuesta, J. M. P rat e J. V. Hoyos. *Biomecánica de la Marcha Humana y Patológica*. Publicaciones IBV. 1999.
- [19] Luinge. “Inertial Sensing of Human Movement”. Tese de doutoramento. University of Twente, 2002. ISBN: 9036518237.
- [20] H J Luinge, P H Veltink e C T M Baten. “Ambulatory measurement of arm orientation.” Em: *Journal of biomechanics* 40.1 (jan. de 2007), pp. 78–85. ISSN: 0021-9290. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2005.11.011. URL: [http://www.jbiomech.com/article/S0021-9290\(05\)00528-2/abstract](http://www.jbiomech.com/article/S0021-9290(05)00528-2/abstract).
- [21] M. Mercimek, K. Gulez e T.V. Mumcu. “Real object recognition using moment invariants”. Em: *Sadhna - Acad. Proc. Eng. Sci.* 30 (2005), pp. 765–775.
- [22] J. C. Moreno. “Exoesqueletos robóticos para valoración y compensación funcional de marcha patológica”. Tese de doutoramento. Universidad Politécnica De Madrid - Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales, 2006.
- [23] J. Perry. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. Slack Incorporated, 1992.
- [24] P. Prashun et al. “Investigating the Trend of Virtual Reality-Based Stroke Rehabilitation Systems. Information Visualisation (IV)”. Em: *14th International Conference*. 2010.
- [25] R. Raya. “Nuevas estrategias para la interacción y la movilidad de niños con parálisis cerebral según un modelo convergente”. Tese de doutoramento. Universidad de Alcalá de Henares. Departamento de Electrónica., 2011.
-

-
- [26] R. Raya et al. “A mobile robot controlled by an adaptive inertial interface for children with physical and cognitive disorders”. Em: *2012 IEEE International Conference on Technologies for Practical Robot Applications (TePRA)* (abr. de 2012), pp. 151–156. DOI: 10.1109/TePRA.2012.6215670.
- [27] R. Raya et al. “Characterizing head motor disorders to create novel interfaces for people with cerebral palsy: Creating an alternative communication channel by head motion”. Em: *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2011 IEEE International Conference on.* 2011, pp. 1–6. DOI: 10.1109/ICORR.2011.5975409.
- [28] Rafael Raya et al. “Assessment of the involuntary motion of children with motor impairments to improve the accessibility of an inertial interface”. Em: *Proceedings of the 9th International Conference on Interaction Design and Children.* IDC '10 Barcelona, (2010), pp. 128–137. DOI: 10.1145/1810543.1810558.
- [29] Erik Reinhard et al. *High Dynamic Range Imaging, Second Edition: Acquisition, Display, and Image-Based Lighting*. Ed. por Elsevier. Morgan Kaufmann, 2010.
- [30] Osvaldo A. Rosso et al. “Wavelet entropy: a new tool for analysis of short duration brain electrical signals”. Em: *Journal of Neuroscience Methods* 105.1 (2001), pp. 65–75. ISSN: 0165-0270.
- [31] Guadalupe Salas-Lopez et al. “Design and development of a planar robot for upper extremities rehabilitation with visuo-vibrotactile feedback”. Em: *Procedia Technology* 3 (2012), pp. 147–156.
- [32] Terence D Sanger et al. “Definition and classification of hyperkinetic movements in childhood.” Em: *Movement disorders : official journal of the Movement Disorder Society* 25.11 (ago. de 2010), pp. 1538–49. ISSN: 1531-8257. DOI: 10.1002/mds.23088.
- [33] Terence D Sanger et al. “Definition and classification of negative motor signs in childhood.” Em: *Pediatrics* 118.5 (nov. de 2006), pp. 2159–67. ISSN: 1098-4275. DOI: 10.1542/peds.2005-3016.
- [34] LorenArthur Schwarz, Ali Bigdelou e Nassir Navab. “Learning Gestures for Customizable Human-Computer Interaction in the Operating Room”. Em: *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2011*. Ed. por Gabor Fichtinger, Anne Martel e Terry Peters. Vol. 6891. Lecture Notes in Computer Science. Springer Berlin Heidelberg, 2011, pp. 129–136. ISBN: 978-3-642-23622-8. DOI: 10.1007/978-3-642-23623-5_17.
- [35] Anne Shumway-Cook e Marjorie Woolacott. *Controle Motor: Teoria e Aplicações Práticas*. 2nd. São Paulo: Manole, 2003, p. 592.
-

-
- [36] M. Spezialetti et al. “Movement Analysis Based on Virtual Reality and 3D Depth Sensing Camera for Whole Body rehabilitation”. Em: *In Computational Modelling of Objects Represented in Images*. Fundamentals, Methods and Applications (2012), pp. 367–372.
- [37] Arthur J. Vander, James H. Sherman e Dorothy S. Luciano. *Human physiology: The mechanism of body function*. 8th ed. McGraw-Hill, New York, 2001.
- [38] C. L. Vaughan, B. L. Davis e J. C. OConnor. *Dynamics of Human Gait*. Ed. por C. L. Vaughan. Kiboho Publishers, 1992.
- [39] J. Whitehill e C.W. Omlin. “Haar features for FACS AU recognition”. Em: *Automatic Face and Gesture Recognition, 2006. FGR 2006. 7th International Conference on*. 2006, 5 pp. –101. DOI: 10.1109/FGR.2006.61.
- [40] D.A. Winter. *Biomechanics and motor control of human movement*. 2nd ed. John Wiley & Sons, Inc., 1990.
- [41] Zhihong Zeng et al. “A Survey of Affect Recognition Methods: Audio, Visual, and Spontaneous Expressions”. Em: *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on* 31.1 (2009), pp. 39–58. ISSN: 0162-8828. DOI: 10.1109/TPAMI.2008.52.
- [42] Guangquan Zhou e Yong ping Zheng. “Human motion analysis with ultrasound and sonomyography”. Em: *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE*. 2012, pp. 6479–6482. DOI: 10.1109/EMBC.2012.6347478.
- [43] Huiyu Zhou et al. “Use of multiple wearable inertial sensors in upper limb motion tracking.” Em: *Medical engineering & physics* 30.1 (jan. de 2008), pp. 123–33. ISSN: 1350-4533. DOI: 10.1016/j.medengphy.2006.11.010. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17251049>.
-

Capítulo 4

Interfaces baseadas em sinais mioelétricos

**Fernando Brunetti^{†,‡}, Francisco Resquín^{†,‡}, Vicente González[†],
Ramón Ceres[‡], Leandro Bueno[§] e Teodiano Freire Bastos[§]**

[†] *Universidad Católica “Nuestra Señora de La Asunción”, Paraguai.*

[‡] *Consejo Superior de Investigaciones Científicas, Espanha.*

[§] *Universidade Federal do Espírito Santo, Brasil.*

4.1 Introdução

Existem vários tipos de interfaces de acesso ao computador. Nos últimos anos, os desenvolvimentos científicos e tecnológicos buscam obter interfaces cada vez mais naturais. Uma interface natural é aquela que emula o comportamento humano comunicativo, já seja mediante voz, posturas, ou gestos. Assim, surgiram várias interfaces alternativas comerciais ou em vias de comercialização, entre as quais podemos destacar a Kinect da Microsoft, o Leap Motion, a Wii Fit Balance Board e o MYO Gesture Control Arm Band.

Estas quatro interfaces mencionadas estão tendo um grande impacto no mundo tecnológico. O desenvolvimento das mesmas muitas vezes vem motivado pelo desejo de melhorar a experiência do usuário na interação com o computador ou com os videogames. Ademais, espera-se que o controle, ao ser mais natural, permita uma interação mais acessível e fluída.

Apesar da maturidade e variedade das interfaces disponíveis, estas geralmente não são utilizáveis pelas pessoas com deficiência. Entre as principais causas, podemos mencionar: a) essas interfaces estão projetadas pensando na mobilidade de usuários saudáveis, sem problemas motores; b) as aplicações em sua maioria não estão adaptadas a usuários com deficiência e requerem vários graus de liberdade de controle motor; c) as técnicas de processamentos que utilizam as interfaces não contemplam o efeito das patologias motoras nos sinais dos sensores.

Apesar disto, muito pode-se aprender destes desenvolvimentos, que mostram uma maturidade tecnológica do setor. As tecnologias utilizadas nos quatro

exemplos mencionados anteriormente são variadas. A Kinect, por exemplo, utiliza câmeras e sensores infravermelhos para obter imagens com profundidade. O Leap Motion utiliza tecnologia capacitiva para identificar padrões de impedância correspondente a gestos. A Wii Fit Balance Board utiliza extensômetros para medir o centro de pressão ou apoio do usuário. Por último, o MYO Gesture Control Arm Band utiliza uma matriz de eletrodos de eletromiografia superficial (sEMG) para reconhecer gestos.

É justamente esta última tecnologia que trataremos neste capítulo. A eletromiografia vem sendo utilizada desde décadas atrás como uma possível interface alternativa de acesso ao computador. Podemos dizer que o dispositivo MYO Gesture Control Arm Band é uma evidência clara da maturidade tecnológica e sua viabilidade como interface humano-máquina (HMI - Human Machine Interface).

4.2 Sinais mioelétricos

A eletromiografia consiste no estudo da atividade elétrica dos músculos, sendo uma técnica de avaliação da atividade muscular. Com esta técnica pode-se medir a ativação elétrica dos músculos que dá origem aos sinais mioelétricos (SME). Esse sinal de ativação muscular é considerado um sinal de caráter aleatório que, de acordo com a forma como é adquirido pode ser considerado com média zero. Para compreender mais a fundo como estão compostos os sinais mioelétricos, descreveremos em grosso modo a anatomia dos músculos e sua fisiologia.

O músculo está composto por fibras e estas são contraídas por impulsos elétricos transmitidos a partir do sistema nervoso central. O conjunto de um neurônio que transmite o impulso elétrico de ativação e as fibras musculares inervadas denomina-se Unidade Motora (MU - Motor Unit). Na contração de um músculo ou grupo muscular, participam numerosas unidades motoras, as quais, mediante uma ativação coordenada, logram o efeito mecânico no músculo.

Existem vários tipos de eletromiografia, os quais classificaremos de acordo com o tipo de eletrodo utilizado para adquirir o sinal muscular. Existe a eletromiografia intra-muscular ou transcutânea (EMG), que utiliza agulhas para adquirir diretamente o potencial de uma ou poucas fibras musculares. Por outra parte está a eletromiografia superficial (sEMG), a qual utiliza eletrodos não invasivos que se colocam sobre um músculo para adquirir os sinais elétricos de ativação. A diferença entre estas duas técnicas é óbvia: na primeira o sinal mioelétrico corresponde praticamente a umas poucas unidades motoras, enquanto que no segundo caso, o sinal é uma composição de ativação de várias unidades motoras, ou melhor dito, da condução de várias ativações de fibras musculares até o eletrodo. Assim, podemos dizer que a eletromiografia superficial trabalha com sinais que são fruto da superposição de potenciais de ação das unidades motoras e dos fenômenos de condução do corpo. Cada tipo de eletromiografia tem suas vantagens e campos de aplicação, embora nos últimos anos os eletrodos matriciais superficiais venham ganhando bastante popularidade graças a que, mediante

técnicas avançadas de processamento e novos modelos, juntam as vantagens das eletromiografias intra-muscular e superficial. Na Figura 4.1 pode-se observar eletrodos EMG superficiais (sEMG) da marca Delsys, e os sinais característicos. Também se mostra uma possível localização de eletrodos (bíceps) e um circuito típico de aquisição destes sinais.

No campo das interfaces alternativas, normalmente é utilizada a eletromiografia superficial (sEMG), ao ser de mais fácil uso e menos invasiva que a eletromiografia intra-muscular. Podem-se encontrar interfaces que utilizam eletrodos passivos, eletrodos ativos, eletrodos ativos diferenciais ou duplo diferenciais.

De uma forma geral, os sinais mioelétricos são processados até detectar ativações musculares, e estas ativações, por sua vez, são associadas a sinais do tipo liga/desliga de controle ou então são utilizados como entradas de um classificador que identifica gestos ou posturas, e as traduz em sinais de controle. Generalizando, e tomando como referência a interação cognitiva entre homem e máquinas descrita por Pons [30], podemos classificar a informação extraída da eletromiografia superficial em:

- **Características.** Informação extraída dos dados do sensor após aplicar algoritmos de processamento, a qual pode ser utilizada para classificar o conjunto de dados em diferentes grupos.
- **Eventos.** Um evento é detectado por uma mudança na entrada de um sistema ou função de saída, definindo temporalmente o aparecimento de uma ação em particular (intencionalmente ou não) tomada pelo usuário.
- **Padrões.** Sequências ordenadas de valores ou eventos que descrevem o comportamento de um sistema ou processo. Podem ser utilizadas como referência para descrever um processo que normalmente se observa.

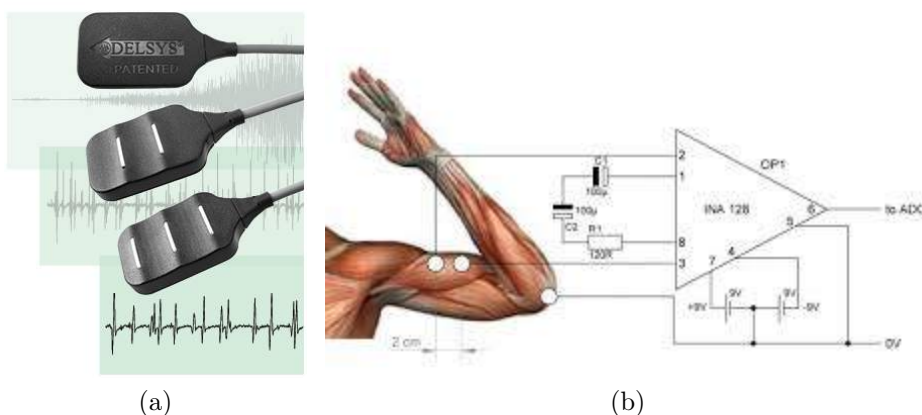


Figura 4.1. (a) Eletrodos sEMG de Delsys e sinais característicos; (b) Possível localização de eletrodos (bíceps) e circuito de aquisição típico de sinais (adaptação de imagens de Delsys).

4.3 Antecedentes no uso de sinais mioelétricos como interfaces humano-máquina (HMI)

Já em 1965, Costa et al. demonstraram que o uso de uma sinalização mecânica como resposta a um estímulo externo apresentava um maior atraso em comparação com uma medida de EMG de reação (ativação muscular). O uso da eletromiografia como interface humano-máquina, entretanto, se tornou mais popular a princípios dos anos 90. Na maioria dos casos começou a ser utilizada para o controle de prótese mediante sinais musculares [19, 26, 14].

As interfaces alternativas baseadas em eletromiografia podem ser muito simples. Por exemplo, uma simples contração muscular pode ser associada a um evento do computador como, por exemplo, um “click”. Nestes casos, geralmente o nível de ativação muscular é comparado com um limiar de detecção, e se o sinal sobrepassa este limiar, o evento é codificado para que o computador o entenda como um “click”.

Em 1998, Rosenberg aplicou os métodos descritos por Hiraiwa et al. [19] para o controle de uma prótese de dedos mediante sinais EMG, para a criação de uma interface adaptada de acesso ao computador [31].

Barreto, no ano 2000, identificou duas capacidades que devia proporcionar uma interface adaptada de acesso ao computador. A primeira delas era a tarefa de controlar o cursor de um mouse e a segunda era a de fazer “click” [2]. Para lograr estas capacidades, foi utilizada uma combinação de sinais sEMG, sinais de eletroencefalografia (EEG) e um interruptor. Com este conjunto conseguia-se controlar o cursor do mouse mediante contrações dos músculos da face (sEMG), e o “click” esquerdo mediante um interruptor. Os sinais de EEG eram utilizados para ativar ou desativar o sEMG e também eram utilizados filtros para atenuar ruídos de artefato nestes sinais. No ano 2006, Chin e Barreto melhoraram o sistema, eliminando o interruptor para a ação do “click”, e codificando-o novamente mediante contrações compostas de 4 músculos faciais [7].

Em 2001, Itou et al. utilizaram três canais de EMG no antebraço como interface alternativa [21]. Os sinais eram filtrados e retificados, novamente filtrados, e logo digitalizados. Uma vez digitalizados, eram aplicados a uma rede neural que decodificava 6 classes: as quatro direções e os dois “clicks”, direito e esquerdo. Nesse trabalho, não se mencionaram detalhes sobre os movimentos solicitados aos usuários para a associação das classes a priori. Esta seleção de movimentos é fundamental, já que devem ser levadas em conta as capacidades do usuário. É mencionado no trabalho o efeito da fadiga, que é um fator comum nas interfaces baseadas em ativação muscular.

Mais recentemente, em 2009, Choi propôs uma interface alternativa de controle do computador baseada em quatro canais de eletromiografia [8]. Cada canal era colocado sobre um músculo do antebraço. As variâncias dos sinais dos canais eram passadas a redes neurais artificiais que detectavam as classes associadas a ativações e aos posteriores comandos do computador. As classes correspondiam a movimentos em 2-D e ao “click” esquerdo. Para o “click” era associado um movimento de co-contratação, enquanto que as outras classes estavam associadas

a padrões de ativação musculares para movimentos do antebraço nas direções correspondentes: acima, abaixo, direita e esquerda.

Em 2010, Pérez et al. desenvolveram um sistema similar, onde a vantagem com respeito aos anteriores consistia no uso de somente dois eletrodos, ambos localizados sobre o mesmo músculo [29], havendo sido utilizado o músculo auricular superior. Técnicas espectrais foram utilizadas para associar estas contrações a movimentos 2-D. Diferentemente de outros sistemas, o relaxamento dos músculos retornava o cursor a uma posição de início ($x=0$ e $y=0$), o que não resulta natural a priori, e que indica, além disso, que comparado com outros sistemas, somente duas classes são identificadas mediante as contrações: acima e direita.

Na introdução a este capítulo havíamos mencionado o MYO Gesture Control Arm Band como uma das interfaces alternativas de acesso ao computador baseadas em sEMG mais prometedoras. Embora na literatura científica são escassas as referências a este dispositivo, um dispositivo similar foi desenvolvido por Scott Saponas em 2008 [32]. Em seu trabalho, Scott Saponas et al. mostram a viabilidade de utilizar uma faixa de sensores sEMG no antebraço (8 sensores) para detectar os movimentos naturais associados às ações de levantar objetos, pressão e golpe com as falanges dos dedos. Em 2010, foram publicadas melhorias no rendimento do sistema anteriormente proposto [33].

Na Figura 4.2 é mostrada a variedade de posições dos eletrodos e algumas opções da literatura para a criação de interfaces alternativas baseadas em sEMG.

4.4 Dispositivos comerciais: sistemas de aquisição e interfaces

Atualmente existem diversos dispositivos projetados para aquisição e processamento de sinais mioelétricos. A maioria destes equipamentos foi projetada com fins clínicos, ou seja, para estudar o estado fisiológico dos músculos. Muitos destes equipamentos também são utilizados em pesquisa, mas em geral podemos dizer que quase não existem equipamentos comerciais de sEMG genéricos, projetados para trabalhar como interfaces humano-máquina (HMI). Alguns dos equipamentos mais interessantes, considerando a portabilidade e número de canais, são mostrados na Tabela 4.1.

A interface alternativa de acesso ao computador baseada em sEMG mais popular é, sem dúvida, a inovadora “MYO Gesture Control Arm Band”, desenvolvida no Canadá pelos Laboratórios Thalmic. Embora ainda não esteja à venda, essa interface já pode ser pré-adquirida por US\$ 149.00 diretamente da página web da empresa.

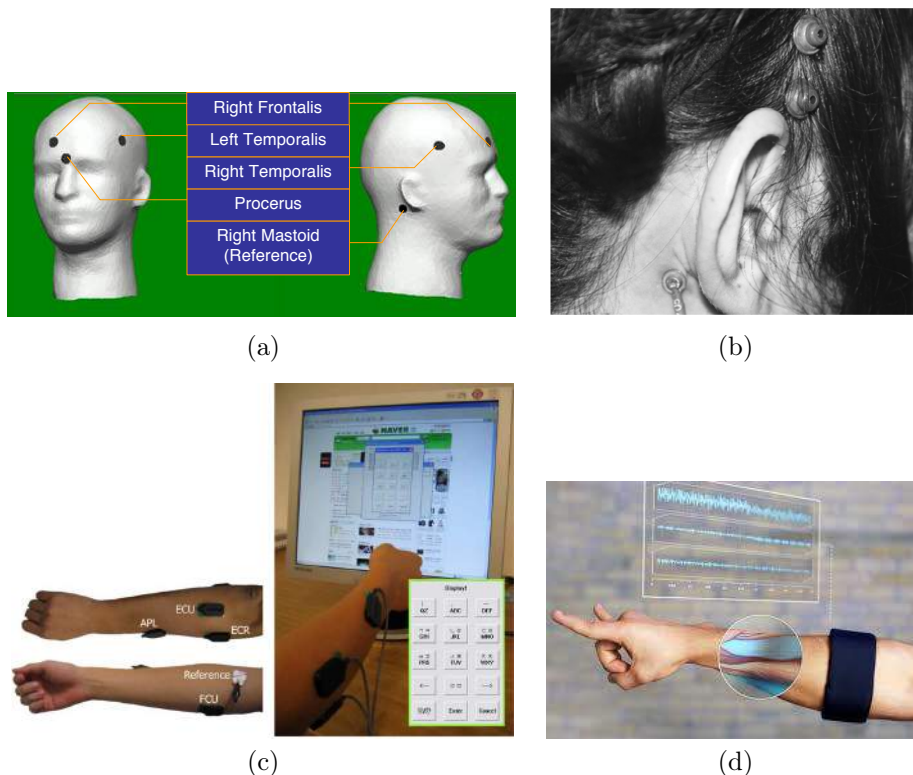


Figura 4.2. Diferentes localizações de eletrodos sEMG, segundo as propostas de (a) Chin et al.; (b) Peres et al.; e (c) Rosenberg. Na Figura (c) é mostrada a aplicação de controle da interface. A Figura (d) mostra a localização da faixa de eletrodos sEMG do sistema comercial MYO Gesture Control [7, 29, 8].

4.5 Técnicas de processamentos para sinais mioelétricos

A eletromiografia (EMG) é o estudo dos potenciais evocados gerados durante as contrações musculares. A atividade do músculo pode ser avaliada com diferentes tecnologias de detecção, e são amplamente utilizadas para avaliar o estado dos músculos e suas condições nervosas no campo clínico. Em termos gerais, como havíamos comentado, existem dois tipos de eletromiografia: eletromiografia de superfície (sEMG) e intramuscular (iEMG), sendo que as técnicas de processamento variam dependendo do tipo.

Durante as últimas décadas, muitos projetos de pesquisa utilizaram EMG no desenvolvimento de interfaces humano-máquina, especificamente para o controle de robôs [1, 13]. A maioria dos enfoques são baseados em sEMG, já que é uma técnica não-invasiva, diferentemente da iEMG.

	Delsys Bagnoli	g.MOBILAB	g.USBamp	MA300-XII
Tipo	Desktop	Portátil	Desktop	Portátil
Sinais	EMG-ECG	ECG-EMG-EEG	ECG-EMG-EEG	EMG-ECG-outras
Largura de Banda (Hz)	(20-450)	(0.5-100)	Config. por soft.	10-1000
Resolução (Bits)	16	16	24	Analógico
Sensibilidade (V)	100 μ -500 μ	500 μ	30n	(?)
Freq. de Amostragem (Hz)	-	256	38,4k	-
Canais (bipolares)	16	2	8	8
Alimentação	6V Adapt.	4 bat. AA	Bat. Recarregável 5V o CA	AC
Autonomia	-	25-100 horas	10 horas	-
Armazenamento em dispositivo	-	Mini SD 2GB.	-	-
Comunicação	NI A/D PCI	RS232-Bluetooth	USB 2.0	-

Tabela 4.1. Características de alguns dispositivos comerciais para aquisição de sinais mioelétricos.

Os sinais sEMG são considerados como a soma dos potenciais evocados de unidades motoras ativas, tal como mencionado anteriormente. O sinal sEMG adquirido é geralmente considerado como aleatório. A extração da informação que proporciona cada uma das unidades motoras não é trivial. Muitos modelos foram propostos para sinais sEMG, por exemplo, o modelo Anvolcon [3], o modelo EMGsim [12], o modelo RRDsim [18], o modelo de Simyo [10] e o modelo Fuglevand [15]. Todos estes modelos tentam explicar a geração e condução dos sinais sEMG, entretanto, os mesmos não incluem todos os fatores fisiológicos, anatômicos e tecnológicos que afetam os sinais sEMG, como são a configuração dos eletrodos e a sua localização, o tipo de fibra, o fluxo sanguíneo, o tecido subcutâneo, a pele, a preparação, a eletrônica de condicionamento de sinais, as técnicas de processamento, entre outros fatores. O projeto europeu SENIAM, desenvolvido a princípios do ano 2000, teve como objetivo consolidar o conhecimento existente sobre a eletromiografia de superfície. Conceituados cientistas da Europa dessa área de pesquisa reuniram-se e debateram sobre todos os aspectos relacionados com sEMG, desde sua fisiologia, até a aquisição e processamento [17]. Este esforço, sem dúvida, ajudou a consolidar a tecnologia.

Nos últimos anos, os trabalhos realizados com eletrodos matriciais, por Holobar e Farina[20], e por Nawab e DeLuca [25] com eletrodos diferenciais bipolares simples, permitiram a decomposição de sinais sEMG, ou seja, a partir destes sinais compostos são obtidos os padrões de ativação de unidades motoras individuais. Estes algoritmos de decomposição servem para estudar as ativações nervosas a um nível mais fisiológico, sendo que na atualidade não existem ainda interfaces alternativas que utilizem os mesmos, já que a maioria das interfaces utilizam informação de sinais sEMG referidas à ativação, à fadiga muscular e às estimações de força. Para obter esta informação, diferentes técnicas de processamento são utilizadas.

4.5.1 Extração de características de sinais sEMG

Os sinais capturados com eletrodos sEMG são primeiramente condicionados. A fase de condicionamento dos sinais sEMG geralmente consta de três etapas. A primeira amplifica o sinal sEMG utilizando amplificadores de baixo ruído, com alta impedância de entrada. Ganhos típicos são da ordem de 100, 1.000 e 10.000. A segunda etapa consiste em um filtro passa-banda. A frequência de corte superior depende da frequência de amostragem e é utilizada para reduzir os fenômenos de sobreposição. A frequência de corte inferior encontra-se geralmente entre 10 e 20 Hz e serve para eliminar os ruídos de artefatos e os offsets sobrepostos ao sinal. Dependendo da aplicação, estes sinais podem ser retificados posteriormente.

Uma vez digitalizado o sinal sEMG, podem-se extrair diferentes características do mesmo. A maioria dessas características está estreitamente relacionada com a ativação muscular, tais como níveis de contração, frequência de ativação, força exercida pelo músculo, e fadiga muscular. Os componentes espectrais dos movimentos humanos são de baixa frequência, de 1 a 4 Hz para contrações voluntárias, e de 3 a 20 Hz para movimentos involuntários. As flutuações rápidas de sinais sEMG costumam ser ignoradas. O sinal pode ser analisado no domínio do tempo ou no domínio da frequência.

Técnicas de processamento no domínio do tempo

O principal objetivo das técnicas no domínio do tempo é a detecção da ativação do músculo. As ativações musculares no sinal são vistas como lóbulos temporais similares aos observáveis em sinais sonoros ou ultrassônicos. Podem-se realizar várias operações com esses sinais para obter a informação desejada. Algumas das operações são descritas a seguir. Para mais detalhes sobre as mesmas, recomenda-se consultar [30].

- **Retificação de onda completa.** É a primeira e mais comum das operações realizadas no sinal de sEMG para detecção da ativação muscular [17]. Esta pode ser realizada de forma digital como

$$\text{sEMG}_{\text{rec}}(n) = |\text{sEMG}(n)| \quad (4.1)$$

onde $\text{sEMG}(n)$ é a n -ésima amostra do sinal de sEMG discreto.

- **Valor de Retificação Médio (ARV).** Este método é similar ao anterior. Utiliza-se o sinal retificado para calcular a média de um registro de sinal sEMG (época) da seguinte maneira:

$$\text{ARV}(n) = \frac{1}{N} \sum_{i=n-N+1}^n |\text{sEMG}(i)|. \quad (4.2)$$

- **Envoltória.** Uma vez retificado o sinal, pode-se aplicar um filtro passa-baixas para determinar a envoltória dos lóbulos de ativação. Por sua resposta,

recomendam-se filtros de Butterworth ou Bessel. O resultado, a envoltória da EMG (EEMG), pode ser considerado como uma medida da intensidade da contração do músculo. Para contrações isométricas voluntárias, uma frequência de corte de 2 Hz deveria ser suficiente. Para um detector mais geral, utilizam-se frequências de corte de 6 a 8 Hz. Um efeito indesejável destes filtros é o atraso introduzido no sinal. Um filtro de segunda ordem criticamente amortecido com esta frequência de corte poderia introduzir um atraso de aproximadamente 80 milissegundos. Entretanto, também pode haver um atraso natural similar entre os sinais elétricos e mecânicos dos músculos humanos. Uma das vantagens do método da envoltória é que pode ser utilizado em aplicações em tempo real.

- **Amplitude de Wilson (WAMP).** A WAMP é definida como o número de vezes que duas amostras consecutivas do sinal são maiores que um limiar pré-estabelecido [27]. É calculado da seguinte forma:

$$\text{WAMP}(n) = \sum_{i=n-N+1}^n f(\text{sEMG}(i) - \text{sEMG}(i+1)) \quad (4.3)$$

onde

$$f(\text{sEMG}(i) - \text{sEMG}(i+1)) = \begin{cases} 1 & \text{se } \text{sEMG}(i) > \text{limiar} \\ 0 & \text{outros casos.} \end{cases} \quad (4.4)$$

A WAMP é um indicador de atividade das unidades motoras e pode ser associado a níveis de contração muscular.

- **Valor Quadrático Médio (RMS).** É utilizado para calcular a amplitude do sinal sEMG e, portanto, poderia ser associado a uma medida de força. É definido por

$$\text{EMG}_{\text{RMS}}(n) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=n-N+1}^n \text{sEMG}(i)^2}. \quad (4.5)$$

O método não requer a operação prévia de retificação do sinal. Uma vez mais, um registro de sinal (época) de comprimento N tem que ser selecionado a priori. O algoritmo pode ser implementado utilizando janelas com deslizamento, com a finalidade de ter uma nova saída para cada nova amostra. A quantidade de memória selecionada no algoritmo pode afetar as aplicações em tempo real.

- **Coefficientes Autorregressivos.** Utiliza um modelo autorregressivo, onde as novas amostras são representadas como uma combinação linear de amostras anteriores. O modelo pode ser rerepresentado como

$$\hat{x}(n) = \sum_{k=1}^M c(k) x(n-k) + w(n) \quad (4.6)$$

onde x é o sinal de sEMG, $c(k)$ são os coeficientes do modelo, $w(n)$ é um ruído branco aleatório e M é a ordem do modelo. Os coeficientes do modelo podem ser utilizados para classificar a atividade do sinal sEMG. Foi demonstrado que $M = 4$ é um valor adequado para os sinais sEMG [16].

- **Coefficientes Cepstrais.** Este método está baseado em um modelo autorregressivo [22] [23]. É calculado, seguindo a mesma nomenclatura anterior, segundo a seguinte equação:

$$a_1 = c_1 \quad a_n = - \sum_{i=1}^M \left(1 - \frac{k}{n}\right) c_k a_{n-k} - c_n. \quad (4.7)$$

- **Coefficientes Wavelets.** É uma técnica muito utilizada em sEMG. Utiliza-se a transformada *wavelet* para obter os coeficientes da seguinte maneira:

$$c_i(n) = \sum_{k=-\infty}^{+\infty} w_i(n-k) sEMG(k). \quad (4.8)$$

As $c_i(n)$ representam os coeficientes correspondentes à wavelet w_i , os quais são descritos como um vetor de comprimento i . A sEMG(t) pode ser estimada como a soma dos

$$\hat{sEMG}(t) = \sum_{j=1}^Q \sum_{k=-\infty}^{+\infty} c_j(n) w_j(n-k), \quad (4.9)$$

onde Q é o número de ondas utilizadas para decompor o sinal. A transformada *wavelet* discreta utiliza um conjunto limitado de escalas e posições baseadas em potências de dois para otimizar a análise. Este conjunto de escalas e posições atua como um banco de filtros passa-baixas e passa-altas que decompõem o sinal original em vários sinais em diferentes bandas de frequência. A principal vantagem deste método é que é adequado para sinais não estacionários. Boostani e Moradi demonstraram as vantagens do uso da transformada wavelet (escala=9) e do método Cepstral para o controle de próteses [5]. Ambos os métodos apresentam um bom rendimento em termos de tempo de cálculo e separabilidade de classes (clusters) de classificação.

- **Outros métodos.** Existem outros métodos para o processamento de sinais sEMG, embora não sejam muito utilizados na atualidade. Por exemplo, cruzamentos por zero, picos, e comprimento de onda do sinal sEMG. Embora obsoletos, estes métodos podem ser utilizados para complementar os descritos anteriormente.

Técnicas de Processamento no Domínio da Frequência

A análise espectral pode ser utilizada para descrever um sinal de sEMG. Normalmente é utilizada em aplicações nas quais estão implicados osciladores ou

padrões repetitivos, por exemplo, no caso da ativação da unidade motora e tremor patológico [6]. Na área das interfaces adaptadas, são muito utilizadas, já que o conteúdo espectral de um sinal sEMG pode ajudar a diferenciar as contrações voluntárias das involuntárias, e também as contrações dos ruídos de artefatos. A análise espectral também pode descrever a fadiga muscular durante a execução de uma tarefa. Esta informação pode ser muito útil para avaliar o desempenho das interfaces. A base destes métodos é a transformada de Fourier discreta. Alguns dos métodos no domínio da frequência mais úteis são mencionados a seguir. Estes métodos são descritos de forma mais geral em [30].

- **Análise espectral de sinais aleatórios.** O sinal EMG de superfície (sEMG) é geralmente considerado como um sinal aleatório com distribuição Gaussiana. O periodograma médio é utilizado para calcular o espectro de um sinal aleatório, sendo definido por

$$\hat{P}_{xx}(\theta) = \frac{1}{L} \sum_{l=0}^{L-1} \left\{ \frac{1}{N} \left| \sum_{n=0}^{N-1} \text{sEMG}[n + lN] e^{-j\theta n} \right|^2 \right\}, \quad (4.10)$$

onde θ é a frequência discreta normalizada. Na prática, as janelas de tempo são utilizadas para trabalhar com funções mais suaves, pelo que a equação 4.10 se converte em

$$\hat{P}_{xx}(\theta) = \frac{1}{L} \sum_{l=0}^{L-1} \left\{ \frac{1}{N} \left| \sum_{n=0}^{N-1} w[n] \text{sEMG}[n + lN] e^{-j\theta n} \right|^2 \right\}, \quad (4.11)$$

onde $w(n)$ representa a janela. O uso de janelas é um método comum para suavizar o espectro de dados de comprimento finito no processamento de sinais discretos. A forma final da média do periodograma depende não somente da forma da janela, mas também de N e L . Em termos gerais, o aumento de N implica uma resolução de frequência mais alta, embora com um espectro mais agudo e mais aleatório, já que são usados menos segmentos de L para calcular a média [6]. Barreto [2] utiliza esta técnica em sua interface para o controle do cursor do mouse.

- **Frequência Média.** A fadiga está relacionada com a frequência da ativação das unidades motoras [24]. A evolução da frequência média, $\hat{f}$, é utilizada como um índice de fadiga. A frequência média é definida como:

$$\hat{f} = \frac{\sum_{\theta=0}^F \theta P_{xx}(\theta)}{\sum_{\theta=0}^F P_{xx}(\theta)} \quad (4.12)$$

onde F é a frequência de Nyquist.

4.5.2 Detecção da atividade sEMG

Na seção anterior descrevemos técnicas de processamento para obter diferentes características que permitem avaliar a atividade do sinal sEMG. Esta seção descreve

o uso destas características ou o uso destes sinais processados para identificar eventos (contração muscular) ou classificar padrões que posteriormente poderemos associar a ações no âmbito de interfaces adaptadas ou alternativas de acesso ao computador. Esta tarefa pode variar desde simples a complexos algoritmos. Isto, basicamente, depende da quantidade de características e do número de possíveis saídas ou classes do classificador. Uma vez mais, tomamos como referência os métodos descritos em [30].

- **Limiar Simples.** Este é o método mais simples. É utilizado para determinar a ativação (liga-desliga) do músculo. É um classificador binário, já que a saída é descrita pelo uso de somente duas classes [9] [13]. O estado de ativação muscular (MS) é calculado utilizando um limiar, $aMVC$, que expressa uma porcentagem da Máxima Contração Voluntária (MVC). A regra de classificação pode ser descrita da seguinte maneira:

$$MS(n) = \begin{cases} 1 \text{ (ON)} & \text{se } ENEMG(n) > aMVC \\ 0 \text{ (OFF)} & \text{outros casos,} \end{cases} \quad (4.13)$$

onde $ENEMG$ é o sinal sEMG normalizado e filtrado.

- **Limiar Duplo.** Esta é uma das técnicas mais utilizadas, já que o método anterior é muito sensível ao ruído, e pode ser melhorado com um segundo limiar mais baixo (d) para desativar a MS, em lugar de um único limiar liga/desliga. Portanto, o classificador pode ser descrito como:

$$MS(n) = \begin{cases} 1 \text{ (ON)} & \text{se } ENEMG(n) > aMVC \\ MS(n-1) & \text{se } aMVC > ENEMG(n) > dMVC \\ 0 \text{ (OFF)} & \text{se } ENEMG(n) < dMVC \\ & \text{sendo } a > d, \end{cases} \quad (4.14)$$

onde $aMVC$ é o limiar de ativação, e $dMVC$ é o de desativação. Outro enfoque diferente utiliza outros critérios de limiar duplo. Neste caso, o primeiro limiar (a) é utilizado para determinar o estado (liga/desliga) da ativação muscular, $MA(n)$. O segundo limiar (b) é utilizado para calcular o estado global do músculo (MS), contando o número de estados “liga” e “desliga” em uma janela de comprimento M [4]. Formalmente, isto pode ser expresso como:

$$MS(n) = \begin{cases} 1 \text{ (ON)} & \text{se } \sum_{i=0}^{M-1} MA(n-i) > b \\ 0 \text{ (OFF)} & \text{outros casos,} \end{cases} \quad (4.15)$$

onde

$$MA(n) = \begin{cases} 1 \text{ (ON)} & \text{se } sEMG(n) > a \\ 0 \text{ (OFF)} & \text{outros casos.} \end{cases} \quad (4.16)$$

Uma vantagem deste método é que utiliza o sinal $sEMG$ cru. Isto reduz o atraso e melhora a precisão quanto à temporização do detector.

- **Redes Neurais.** Este método não linear é utilizado normalmente como classificador [28]. O método consiste em um grupo interconectado de neurônios artificiais que responde a modelos matemáticos e transmite os valores de excitação através da rede. Ele pode ser organizado de diferentes formas. Geralmente, é configurada uma camada final de neurônios artificiais, onde cada uma representa uma classe específica. Uma vez mais, um conjunto de amostras etiquetadas é utilizado para treinar o modelo da Rede Neural Artificial (RNA). A interface desenvolvida por [8] utiliza este método.
- **Classificadores Gaussianos.** Baseiam-se na Teoria de Decisão Bayesiana. Esta teoria faz a suposição de que o problema de decisão pode ser expresso em termos estatísticos [11]. A fórmula dos estados de Bayes é a seguinte:

$$P(\omega_j|\mathbf{x}) = \frac{p(\mathbf{x}|\omega_j)P(\omega_j)}{p(\mathbf{x})}, \quad (4.17)$$

onde w_j representa a classe e $\vec{x}$ é o vetor de características. $P(\omega_j)$ representa a probabilidade a priori de que se produza a classe ω_j , e $p(\vec{x}|\omega_j)$ é a função de probabilidade condicional. A função de densidade de probabilidade $p(\vec{x})$ pode ser vista como um fator de escala que assegura que as probabilidades a posteriori somem um, e pode ser definida por

$$p(\mathbf{x}) = \sum_{i=1}^N p(\mathbf{x}|\omega_j)P(\omega_j), \quad (4.18)$$

onde N é o número total de classes. No caso dos classificadores de Gauss, supõe-se que

$$p(\mathbf{x}|\omega_j)P(\omega_j) \sim N(\mu, \sigma^2). \quad (4.19)$$

Os parâmetros da distribuição podem ser conhecidos *a priori* ou podem ser estimados dado um conjunto de amostras que pertencem a uma classe específica. Este último tipo de conjunto é conhecido geralmente como “conjunto etiquetado” ou “treinamento supervisionado”. Concentrando-nos em aplicações de interfaces adaptadas baseadas em sEMG, uma função de densidade de probabilidade gaussiana pode ser estimada dado um conjunto de vetores de características que descrevem uma entrada do usuário ou movimento, por exemplo, músculos do braço ou faciais.

- **Outros classificadores.** Existem outros métodos e algoritmos utilizados para o reconhecimento de padrões, por exemplo, Análise de Discriminantes Lineares (LDA), Algoritmo de Vizinhos Mais Próximos (k-NN) e Modelos Ocultos de Markov (HMM), entre outros. Uma boa referência para o estudo de classificadores pode ser encontrada em [11]. O controlador da interface adaptada pode utilizar qualquer um dos mesmos para obter um conjunto de características que descreve a atividade muscular. Os métodos podem ser classificados segundo sejam de aprendizagem supervisionada ou não supervisionada. Os métodos de aprendizagem supervisionada utilizam

um conjunto de entradas etiquetadas *a priori* para treinar o algoritmo. Os métodos não supervisionados estabelecem relações naturais sem conhecer a relação entre a entrada e uma classe específica.

4.6 Aplicações e estudos de caso

4.6.1 Uso de sinais sEMG no controle de uma prótese de mão

Este estudo de caso não se concentra em uma aplicação de interação com o computador em seu sentido mais amplo, mas em uma aplicação específica, como é o caso de controle em tempo real dos movimentos de um sistema artificial externo: uma prótese de mão. Entretanto, vale ressaltar que o problema básico de interação humano-computador é o mesmo, já que, como se verá mais adiante, trata-se de gerar sinais sEMG por parte do usuário para controlar dispositivos físicos, como motores, mas, da mesma forma, estes sinais poderiam servir para controlar um cursor ou selecionar ícones em uma tela de computador.

Este trabalho de pesquisa foi desenvolvido pelo Grupo de Bioengenharia do CSIC (Espanha) em colaboração com outras entidades europeias, no âmbito do projeto do Programa Europeu MANUS-HAND (DE-4205), de título “Modular Anthropomorphous User-Adaptable Hand Prosthesis with Enhanced Mobility and Force Feedback”. O objetivo do projeto consistiu no desenvolvimento de uma prótese de mão versátil, adaptável e de alta mobilidade, dotada de meios de realimentação de forças ao usuário para tentar compensar funcionalmente a amputação com este meio artificial e assim poder dispor de possibilidades de reintegração social e profissional de pessoas com amputações de membros superiores.

O projeto teve vários focos de interesse. Nos aspectos mecânicos, a prótese foi objeto de um processo de design completo, dando lugar à construção posterior de uma mão antropomorfa com três dedos ativos, polegar com sistema de movimento combinado para dotá-lo de dois graus de liberdade com ativação sequencial de um motor CC, e dedo indicador e médio movidos solidariamente mediante outro motor deste tipo (Figura 4.3). Os outros dois dedos, anular e mindinho são passivos, podendo conformar sua posição mediante materiais com memória de forma - SMAs (Shape Memory Alloys) em suas três falanges. As falanges dos três dedos ativos foram dotadas de sensores de força de prensão com elementos deformáveis e transdutores de efeito Hall. Um mecanismo associado na base da mão assegura o movimento de pronosupinação de punho graças a um motor piezoelétrico-ultrassônico de muito baixo ruído com centro livre para passagem dos cabos para os dedos. Em relação ao sistema de controle, este foi baseado no emprego de sinais mioelétricos gerados voluntariamente pelo usuário, podendo ser adaptados à capacidade residual existente, coordenando os movimentos dos dedos de acordo com cinco modos predefinidos para realizar as principais tarefas de agarre. Estes modos são estabelecidos para operações de agarre de precisão

(botão), lateral (chave), gancho (mala), ponta (lápiz) e global (bola).

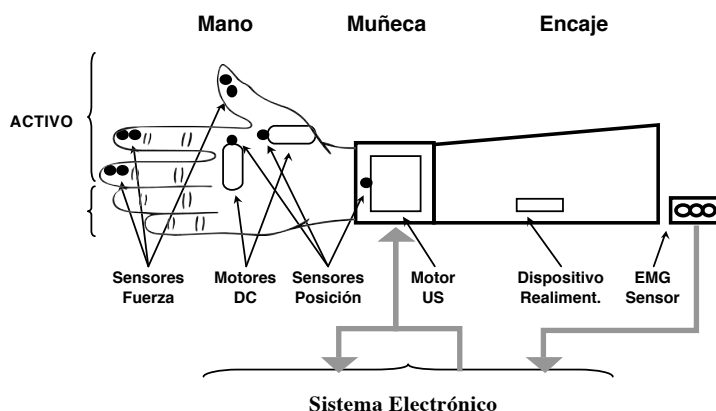


Figura 4.3. Esquema construtivo e de componentes da prótese de mão.

Deste modo, por uma parte cobre-se 90% aproximadamente das necessidades normais de preensão e ao mesmo tempo este enfoque permite definir uma coordenação dos movimentos dos dedos sob controle autônomo, ou seja, sem intervenção humana, com o objetivo de reduzir drasticamente o número de comandos necessários para controlar um sistema deste tipo, relativamente complexo. Para estas exigências de movimentos coordenados é preciso atender os requerimentos de modulação de forças que foram implementadas na mão mediante os sensores indicados. O sistema possui também um dispositivo de realimentação de forças ao usuário mediante um vibrador, adaptado à pele do usuário, cuja frequência é modulada em função da força de preensão exercida.

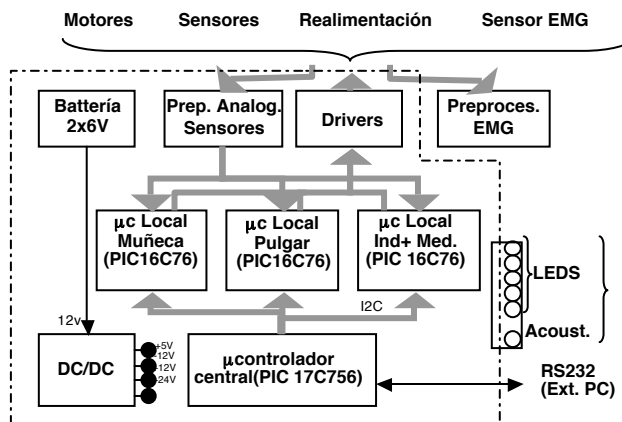


Figura 4.4. Sistema eletrônico de medida e controle.

Com relação ao sistema de medida e controle, por uma parte realiza-se o

processamento dos sinais sEMG como entrada do sistema e, por outra parte, são gerados os sinais de saída para o controle dos respectivos motores, tal como pode-se observar na Figura 4.4.

Interface de usuário

A interface de usuário, como já indicado anteriormente, baseia-se no uso de sinais sEMG gerados pela contração dos músculos do próprio coto do membro amputado ou de qualquer outro músculo do amputado.

O problema principal, como em todas as ortoprótese robóticas, radica em gerar todo um conjunto de ordens para comandar cada modo de agarre para controlar coordenadamente cada motor, variando inclusive a força de preensão. Em princípio, deve-se pensar em um número elevado de canais de sEMG, com os problemas operacionais que isso implica. Finalmente, optou-se por uma solução que resultou muito adequada para os usuários. Esta solução consistiu em estabelecer somente um canal de sEMG com três eletrodos aderidos à pele para realizar uma medida bipolar com uma lógica associada para codificar cada uma das 18 ordens de modo de agarre. Esta codificação, desenvolvida por Alormam Medical Tech., uma das entidades do projeto, estabelece palavras triades de sinais, correspondentes a três contrações musculares sucessivas e espaçadas, podendo adotar cada uma delas, por sua vez, três estados (0, 1 e 2), correspondentes a outros tantos níveis de amplitude, o que se conseguia através do controle da intensidade de cada uma destas contrações por parte do usuário.

Para realizar esta discriminação de estados, os potenciais captados pelos eletrodos (algumas dezenas de microvolts), são pré-processados por um amplificador e por filtros passa-banda (20-300 Hz), além de um filtro Notch sintonizado na frequência da rede (50 ou 60 Hz) para atenuar os ruídos induzidos. Posteriormente, o microcontrolador central aplica o algoritmo de identificação de comando através de critérios temporais e de amplitude, discriminando os três estados possíveis mediante dois limiares predefinidos na fase de calibração personalizada.

Na Figura 4.5 são apresentados os sinais sEMG gerados em testes com usuários identificados como comando 1-2-1 que, segundo o código definido, corresponde a “Fechar a mão em modo de agarre 2 (lateral) com uma força entre 250 e 500 g ou até Stop”.

Outro código seria, por exemplo, 2-1-0, correspondente a “Girar o punho à direita até a posição nominal ou até Stop”. Outros códigos de controle são 1-0-0 para Stop, 2-0-0 para Posição Nominal, ou 2-1-2 para realizar uma Calibração.

Para a aprendizagem e treinamento destes códigos, e para operação da prótese em geral, foi criada uma plataforma virtual que consiste por uma parte em um dispositivo de captação de sinais sEMG de um canal e um elemento de vibração de saída, ambos colocados sobre a pele do usuário e conectados a um computador (Figura 4.6). Por outra parte, na plataforma virtual do computador pode-se visualizar os sinais sEMG gerados, na forma de oscilograma, para permitir ao usuário observar o efeito e o nível das contrações musculares, ao mesmo tempo em que se apresentam vídeos sintéticos breves mostrando as diferentes operações

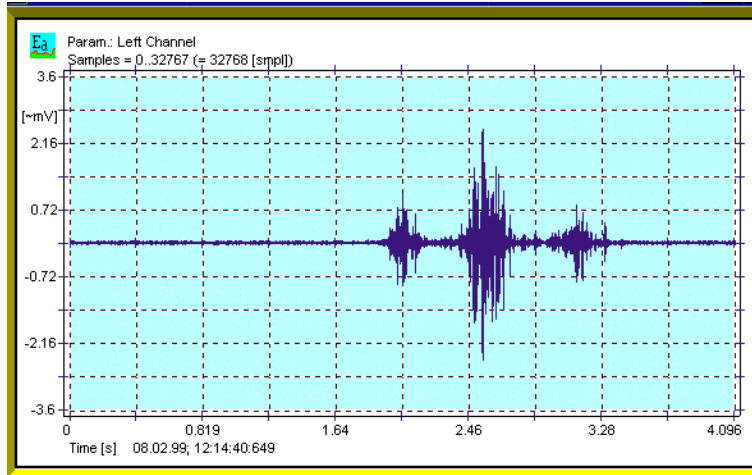


Figura 4.5. Oscilograma de geração de comando 1-2-1.

de agarre que foram comandadas. Com a operação de calibração, consegue-se personalizar os níveis de acordo com as características fisiológicas de cada usuário, podendo realizar esta operação a cada certo tempo para resolver os problemas de fadiga, sudoração, entre outros. Os testes realizados com quinze usuários amputados do CRMF-Albacete (Espanha) e do Fliemam Hospital (Israel) foram em geral muito positivos, com baixos períodos de aprendizagem (entre 1 e 2 horas), e conseguindo tempos de geração de comandos entre 1 e 3 segundos.

4.6.2 Prótese multisensorial de membro superior da UFES/Brasil

Na Universidade Federal do Espírito Santo (UFES/Brasil) foi desenvolvida uma prótese artificial de membro superior composta de um microcontrolador PIC, circuitos eletrônicos para comandar a mão artificial, e diferentes sensores: mioelétrico (sEMG), força e deslizamento (sensores FSR), temperatura (sensores KTY e rede de linearização) e sensor de nível de bateria (rede de resistores).

As contrações e distensões musculares geram a abertura e fechamento da mão artificial (capturadas por eletrodos de superfície, sEMG, aderidos à pele do membro superior). A força exercida sobre o objeto agarrado é medida com um sensor de força (FSR - Force Sensing Resistance), instalado na falange do dedo polegar, o que permitem agarrar objetos sem amassá-los e sem deixá-los cair, ou seja, se o objeto começa a deslizar ao ser agarrado, o controlador da prótese é comandado a aumentar a força sobre o objeto até que pare de deslizar. A relação entre a resistência elétrica (R), medida nos terminais do sensor FSR, e a Força (F) exercida sobre o objeto é dada por:

$$R = 1,3 \times 10^{-6} F^{-0,9} \quad [\Omega] \quad (4.20)$$

Por outro lado, um sensor de temperatura, instalado na falange do dedo



Figura 4.6. Testes de manipulação com a prótese MANUS-HAND.

indicador, indica a temperatura do objeto agarrado, de tal forma que se a temperatura do objeto é superior a 45°C , o usuário da prótese é alertado (por vibradores instalados dentro da prótese), e se a temperatura supera 60°C , o controlador impede o fechamento da mão artificial, gerando um ato-reflexo, com a finalidade de proteger a prótese e o usuário. A relação entre a temperatura (T) e a tensão elétrica (V) gerada nos terminais do sensor de temperatura é dada por:

$$T = 84V - 144 \quad [^{\circ}\text{C}] \quad (4.21)$$

Finalmente, um sensor de nível de bateria detecta o estado da mesma, informando, através de um LED, o momento de recarregar a bateria. A Figura 4.7 mostra a prótese desenvolvida na UFES/Brasil.

4.7 Conclusões

Neste capítulo foram revisadas as interfaces alternativas baseadas em eletromiografia. Foi feita uma revisão de alguns trabalhos científicos que ilustram o potencial da tecnologia e que servem como exemplo, tanto da arquitetura dos sistemas como dos algoritmos comumente utilizados. Além disso, foram apresentadas as principais técnicas de processamento para a extração de características e a posterior aplicação de algoritmos classificadores. Finalmente, foram apresentados dois casos de estudo ilustrativos, que mostram a utilização e a maturidade da eletromiografia de superfície como interface humano-máquina.

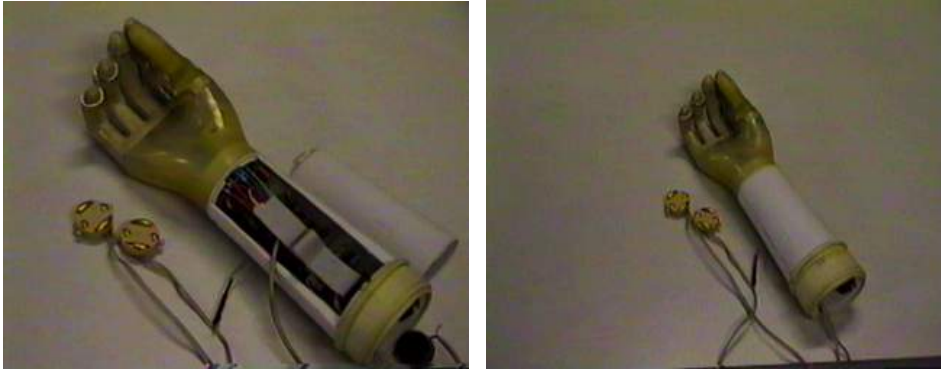


Figura 4.7. Prótese multisensorial de membro superior da UFES/Brasil.

Como foi comentado no capítulo, graças aos avanços tecnológicos, podem ser utilizados cada vez mais canais de sEMG, e isto permite o desenvolvimento de sistemas que identifiquem um maior número de classes, de forma mais inteligente e eficaz, como promete o MYO Gesture Control Arm Band. Mediante estas novas tecnologias, espera-se poder superar os inconvenientes ainda presentes nas interfaces baseadas em EMG, tais como a fadiga muscular e a escassa controlabilidade, já que não todos os movimentos gerados pelo usuário representam comandos para um computador ou máquina.

Referências

- [1] A. Hernandez Arieta et al. “Development of a multi-DOF electromyography prosthetic system using the adaptive joint mechanism”. Em: *Applied Bionics and Biomechanics* 3 (2006), pp. 101–112.
- [2] A.B. Barreto, S.D. Scargle e M. Adjouadi. “A practical EMG-based human-computer interface for users with motor disabilities”. Em: *Journal of Rehabilitation Research and Development* 37.1 (2000), pp. 53–64.
- [3] J. Blok et al. “The SENIAM model for surface electromyography”. Em: *SENIAM, European Recommendations for Surface Electromyography* 1 (1999), pp. 71–80.
- [4] P. Bonato, T. D’Alessio e Marco Knaflitz. “A Statistical Method for the Measurement of Muscle Activation Intervals from Surface Myoelectric Signal During Gait”. Em: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 45 (1998), pp. 287–299.
- [5] Reza Boostani e Mohammad Hassan Moradi. “Evaluation of the forearm EMG signal features for the control of a prosthetic hand”. Em: *Physiological measurement* 24 (2003), pp. 309–319.
- [6] F. Brunetti et al. “Instantaneous detection of neuro-oscillators using a portable tool”. Em: *2nd IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering*. 2005.
- [7] C. Chin e A. Barreto. “Performance Comparison of Electromyogram-based Computer Cursor Control Systems”. Em: *WSEAS Transactions on Biology and Biomedicine* 3.2 (2006), pp. 118–124.
- [8] C. Choi et al. “Development and Quantitative Performance Evaluation of a Noninvasive EMG Computer Interfaces”. Em: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 56.1 (2009), pp. 188–191.
- [9] Matthew DiCicco, Lenny Lucas e Yoky Matsuoka. “Comparison of Control Strategies for an EMG Controlled Orthotic Exoskeleton for the Hand”. Em: *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics & Automation*. 2004.
- [10] J. Duchene e J.-Y. Hogrel. “A model of EMG generation”. Em: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 47.2 (2000), pp. 192–201. DOI: 10.1109/10.821754.

-
- [11] R. Duda, P.E. Hart e D.G. Stork. *Pattern Classification*. Wiley Interscience, 2001.
 - [12] D. Farina, A. Crosetti e R. Merletti. “A model for the generation of synthetic intramuscular EMG signals to test decomposition algorithms”. Em: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 48.1 (2001), pp. 66–77.
 - [13] Daniel P. Ferris et al. “An improved powered ankle-foot orthosis using proportional myoelectric control”. Em: *Gait & Posture* 23 (2006), pp. 425–428.
 - [14] Jacob Rosen Moshe B. Fuchs e Mircea Arcan. “Performances of Hill-Type and Neural Network Muscle Models - Toward a Myosignal-Based Exoskeleton”. Em: *Computers and Biomedical Research* 32 (1999), pp. 415–439.
 - [15] A. Fuglevand, D.A. Winter e A.E. Patla. “Models of Recruitment and Rate Coding Organization in Motor-Unit Pools”. Em: *Journal of Neurophysiology* 70.6 (1993), pp. 2470–2488.
 - [16] D. Graupe e W.K. Cline. “Functional Separation of EMG Signals via ARMA Identification Methods for Prosthesis Control Purposes”. Em: *IEEE Transactions on Systems Man and Cybernetics* 5 (1975), pp. 252–258.
 - [17] H. Hermens et al. *European Recommendations for Surface Electromyography*. Ed. por SENIAM Project. Vol. 8. Roessingh Research e Development, 1999.
 - [18] H. J. Hermens et al. “The median frequency of the surface EMG power spectrum in relation to motor unit firing and action potential properties”. Em: *Journal of Electromyography and Kinesiology* 1 (1992), pp. 15–25.
 - [19] A. Hiraiwa, N. Uchida e K. Shimohara. “EMG pattern recognition by neural networks for prosthetic finger control”. Em: *Selected Papers from the IFAC/IFIP/IMACS Symposium 1993* 1 (1993), pp. 73–79.
 - [20] A. Holobar et al. “Estimating motor unit discharge patterns from high-density surface electromyogram”. Em: *Clinical Neurophysiology* 120 (2009), pp. 551–562.
 - [21] Tetsuya Itou et al. “Mouse cursor control system using EMG”. Em: *Proceedings of the 23rd Annual EMBS International Conference*. 2001.
 - [22] W.J. Kang et al. “Cepstral coefficients as the new features for electromyography (EMG) pattern recognition”. Em: *Proceedings of the 15th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 1993, pp. 1143–1144.
 - [23] W.J. Kang et al. “The application of cepstral coefficients and maximum likelihood method in EMG pattern recognition”. Em: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 42 (1995), pp. 777–785.
 - [24] C.J. De Luca. “Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation”. Em: ed. por John G. Webster. John Wiley & Sons, Inc, 2006. Cap. Electromyography, pp. 98–109.
 - [25] S.H. Nawab, S. Chang e C.J. De Luca. “High-yield decomposition of surface EMG signals”. Em: *Clinical Neurophysiology* 121 (2010), pp. 1602–1615.
-

-
- [26] E. Park e S.G. Meek. “Fatigue compensation of the electromyographic signal for prosthetic control and force estimation”. Em: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 40.10 (1993), pp. 1019–1023. DOI: 10.1109/10.247800.
 - [27] S.H. Park e S.P. Lee. “EMG pattern recognition based on artificial intelligence techniques”. Em: *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on [see also IEEE Trans. on Neural Systems and Rehabilitation]* 6.4 (1998), pp. 400–405. DOI: 10.1109/86.736154.
 - [28] C.S. Pattichis, C.N. Schizas e L.T. Middleton. “Neural network models in EMG diagnosis”. Em: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 42.5 (1995), pp. 486–496. DOI: 10.1109/10.376153.
 - [29] C. Perez-Maldonado, A.S. Wexler e S.S. Joshi. “Two-Dimensional Cursor-to-Target Control From Single Muscle Site sEMG Signals”. Em: *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 18.2 (2010), pp. 203–209.
 - [30] J.L. Pons et al. *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*. Ed. por J.L. Pons. Wiley & Sons, 2008.
 - [31] Robert Rosenberg. “The Biofeedback Pointer: EMG Control of a Two Dimensional Pointer”. Em: *Digest of Papers of the Second International Symposium on Wearable Computers*, 1998.
 - [32] T.S. Saponas et al. “Demonstrating the Feasibility of Using Forearm Electromyography for Muscle-Computer Interfaces”. Em: *Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems (CHI’08)*. 2008.
 - [33] T.S. Saponas et al. “Making Muscle-Computer Interfaces More Practical”. Em: *Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems (CHI’10)*. 2010.
-

Capítulo 5

Interfaces baseadas em movimentos oculares: eletrooculografia (EOG) e videooculografia (VOG)

Teodiano Freire Bastos[†], Daniel Cruz Cavalieri[†], Mário Sarcinelli Filho[†], José M. Azorín[‡], Eduardo Iáñez[‡] e Andrés Úbeda[‡]

[†]*Universidade Federal do Espírito Santo, Brasil.*

[‡]*Universidad Miguel Hernández de Elche, Espanha.*

5.1 Introdução

As interfaces baseadas em movimentos oculares utilizam a direção e o ângulo do olhar de uma pessoa, de forma que pessoas com deficiência severa ou idosas possam utilizar tal interface para controlar dispositivos que lhes ajudem a melhorar sua qualidade de vida como, por exemplo, um braço de robô, uma cadeira de rodas ou um sistema de comunicação. Tais interfaces são utilizadas para realizar o seguimento do globo ocular e se baseiam em três princípios distintos:

- Videoculografia (VOG: Video-OculoGraphy), que está baseada no registro, mediante uma câmera, da imagem do olho.
- Oculografia Infravermelha (IROG: InfraRed OculoGraphy), que está baseada em registrar o reflexo de luz infravermelha sobre o olho mediante uma câmera ou um detector de infravermelho.
- Eletrooculografia (EOG: EletroOculoGraphy), que está baseada em registrar, mediante eletrodos superficiais, a mudança de potencial produzido no olho ao realizar movimentos oculares.

Todas estas técnicas, de acordo com o registro das propriedades indicadas, devem processar os sinais para, finalmente, obter um comando válido do movimento ocular efetuado pela pessoa e poder utilizá-lo para controlar, desde um computador até dispositivos móveis como cadeiras de rodas e braços robóticos. Cada uma destas técnicas será descrita em mais detalhes a seguir.

As interfaces oculares baseadas em videooculografia (VOG) baseiam-se em utilizar uma câmera de vídeo e um software de processamento de imagens para avaliar a direção do olhar. A direção do olhar de uma pessoa está determinada por dois fatores: a orientação da face e a dos olhos. Considerando ambos os fatores, pode-se conhecer para aonde a pessoa está olhando com respeito à referência da câmera. Este sistema tem o inconveniente de ter uma baixa resolução e necessitar de software e hardware adequado para o reconhecimento de imagens. Além disso, no caso do usuário não estiver com os olhos completamente abertos, ou a iluminação não ser adequada, será difícil a detecção do movimento ocular realizado.

As interfaces oculares baseadas em VOG têm como objetivo projetar algoritmos que melhorem a detecção, os quais utilizam transformação 3D para a detecção do centro da íris, mesmo em condições de interferência. Estas interfaces também foram utilizadas em diversas aplicações na interação humano-computador, por exemplo, para verificar se as imagens podem ser identificadas mais rapidamente usando uma interface ocular do que um mouse convencional, ou sua viabilidade para controlar um braço robótico [5].

Outra técnica conhecida para o seguimento do globo ocular é a IROG, a qual utiliza uma câmera CCD como receptor, e LEDs como emissores de infravermelhos, utilizando a reflexão de luz para detectar a posição da íris. Nesta técnica, dirige-se a fonte de luz infravermelha contra o olho e mede-se a quantidade de luz refletida, detectando as mudanças de posição da íris. Também pode-se identificar se a pálpebra está aberta ou fechada para detectar piscadas de olhos. É utilizada luz infravermelha porque é invisível aos olhos, e assim não distrai o usuário. É um método bastante estável e linear na faixa de deslocamento de 20° , na horizontal, e 10° na vertical, podendo alcançar resoluções espaciais da ordem de $0,1^\circ$. A desvantagem desta técnica é a piscada de olhos, já que não somente cobre o olho, mas porque o olho se retrai ligeiramente após a piscada, modificando a quantidade de luz refletida por um período de tempo. Além disso, se os olhos não estiverem completamente abertos, isto também dificultará a detecção, já que impede que a fonte de luz infravermelha incida e se reflita corretamente sobre o olho. Embora seja uma técnica não-invasiva, são necessários cuidados especiais, já que os raios infravermelhos, ainda que sejam de baixa potencia, podem causar danos ao usuário. Além disso, é necessário calibrar o sistema sempre que seja utilizado.

Nas duas técnicas anteriores, VOG e IROG, existem duas configurações típicas: os sistemas chamados “mesa montada”, onde a câmera ou o detector encontram-se em uma posição fixa externa ao usuário, e os sistemas chamados “cabeça montada”, onde a câmera ou o detector estão situados em um suporte sobre a própria cabeça da pessoa. Nos sistemas “mesa montada” tem-se o inconveniente de que a pessoa deve situar-se em frente ao sistema de aquisição (câmera ou detector) para que a detecção possa ser realizada. Os sistemas “cabeça montada” têm o inconveniente de que normalmente são intrusivos e incômodos de ser usados.

Por último, a técnica de eletrooculografia (EOG) também é utilizada para detectar o movimento do globo ocular. Nesta técnica não é utilizada uma câmera para detectar a posição dos olhos, pois o EOG detecta o movimento dos olhos medindo, através de eletrodos, a diferença de potencial entre a córnea e a retina.

Esta técnica tem algumas importantes vantagens frente às técnicas que utilizam uma câmera. Com o EOG, a posição dos olhos pode ser detectada independentemente das condições de luz. Além disso, com EOG, o movimento dos olhos pode ser detectado mesmo com o olho parcialmente fechado, e não se requer uma visão direta do olho com o sistema de captura, já que os eletrodos são colocados diretamente ao redor dos olhos. Ao contrário, com VOG e IROG a câmera e o detector devem ter uma visão direta com olho aberto.

A técnica EOG é um sistema de “cabeça montada”, já que os eletrodos de registro devem situar-se sobre a face da pessoa, ao redor dos olhos. Estes eletrodos não são demasiado incômodos e o sistema de aquisição pode ser situado externamente. Além disso, a colocação dos eletrodos ao redor dos olhos é muito rápida e simples. Primeiro, deve-se limpar a pele e, em seguida, fixar os eletrodos sobre a face do usuário utilizando um pouco de gel condutor para melhorar a condutividade entre a pele e os eletrodos, de forma que o sinal registrado tenha maior qualidade. Esta preparação da pele deve ser realizada periodicamente, o que é uma desvantagem desta técnica. No caso de utilizar eletrodos secos, ao não necessitar de gel condutor, seu posicionamento é muito mais simples e rápido, além de ser mais confortável para a pessoa, embora sejam de alto custo.

Existem vários sistemas comerciais de detecção da posição ocular utilizando videooculografia, oculografia infravermelha ou eletrooculografia. Por exemplo, o desenvolvido pela empresa SensoMotoric Instruments [11], que apresenta vários modelos. O modelo 3D-VOG utiliza um sistema de “cabeça livre” para detectar a posição ocular. Este sistema permite ao usuário mover a cabeça e falar, durante seu uso. O sistema possui resolução de $0,05^\circ$ na horizontal e vertical. Por outro lado, o modelo HED (Head-Mounted Eye Tracking Device) realiza o seguimento do globo ocular através de uma lente localizada estrategicamente no usuário. Existe também o modelo RED (Remote Eye Tracking Device), no qual o sistema é montado em frente ao usuário, na configuração câmera fixa. Tal sistema possui resolução variável entre $0,1$ a $0,5^\circ$, dependendo do tipo de processamento de imagens utilizado. Outros exemplos de sistemas comerciais são o sistema de Eyelink II (cabeça montada), baseado em VOG, e os sistemas Tobii (mesa montada), que consistem em monitores com câmera integrada que combinam VOG com IROG. O Smart Eye também consiste em um monitor com detector de infravermelho integrado, e o Visiontrack (cabeça montada) consiste em uns óculos com detecção de infravermelho.

O sistema “Express Eye” [10], desenvolvido na University Freiburg, também utiliza IROG. Um emissor de infravermelho é fixado próximo ao olho (cerca de 2 cm de distância) e é utilizada uma câmera CCD para detecção da íris. A resolução máxima obtida com este sistema é de $0,1^\circ$, de acordo com a faixa de medida, que varia de 15° na horizontal e 8° na vertical.

O sistema “Metrovision” [8] incorpora diferentes técnicas para detecção do olho: EOG, IROG e VOG. O sistema “ERIC” (Eye Response Interface Computer Aid System) [3] é um sistema baseado em IROG com várias aplicações, tais como o Visual Keyboard, que é uma interface para redação de textos; o GazeTracker apresenta uma janela que mostra a direção do olhar; e o Video-Analysis, é um

software de processamento de sinais do movimento ocular.

Outros sistemas na mesma linha são o sistema “EyeTech”, desenvolvido pela empresa EyeTech Digital Systems, baseado em técnicas de VOG; o sistema “Vision-Key”, desenvolvido pela empresa H. K. EyeCam Ltd, baseado em IROG, que permite acesso a vários programas para ajuda à comunicação aumentativa; o sistema “NAC EMR-7”, desenvolvido pela empresa NAC Image Technology, que também utiliza técnicas baseadas em IROG; e o sistema “Eyetrace”, desenvolvido pela empresa Iota EyeTrace System AB, que permite detectar, através de técnicas de IROG, movimentos horizontais e verticais com resoluções de 15° e 10° , respectivamente [9]. O sistema “EagleEyes” [4] é um dos mais conhecidos sistemas de ajuda a pessoas com deficiência, o qual utiliza técnicas baseadas em EOG para captura do movimento dos olhos, aplicando-o para vários softwares de entretenimento e comunicação para pessoas com deficiência. Outros equipamentos comerciais que permitem registrar sinais EOG são o Viking IV D de Nicolet, o Synamps 2 de Neurocam ou o g.USBamp de g.tec. Também existem alternativas nas quais se realiza um desenvolvimento próprio da eletrônica de amplificação, filtragem e digitalização, fazendo com que o custo do produto seja muito menor, já que os equipamentos comerciais são muito caros e somente são válidos para um ambiente de pesquisa e não de aplicação final, como, por exemplo, para ser adquirido por um usuário final em seu domicílio [12].

Exemplos desses desenvolvimentos próprios serão comentados neste capítulo, tais como os desenvolvimentos da Universidad Miguel Hernández (UMH/Espanha), que utiliza EOG e VOG para comandar um braço robótico e um computador, e da Universidade Federal do Espírito Santo (UFES/Brasil) que utiliza VOG para guiar uma cadeira de rodas e comandar um sistema de comunicação.

5.2 Natureza e origem dos sinais

5.2.1 Eletrooculografia (EOG)

Tal como foi comentado anteriormente, a eletrooculografia é uma técnica que permite detectar movimentos oculares a partir da diferença de potencial entre a córnea e a retina. Em condições normais, a retina tem um potencial bioelétrico de caráter negativo com respeito à córnea. Assim, os giros do globo ocular produzem mudanças na direção do vetor correspondente a este dipolo elétrico (Figura 5.1). A eletrooculografia baseia-se precisamente no registro neurofisiológico de tais mudanças, e este método apresenta uma faixa linear que varia entre aproximadamente 50° no eixo horizontal e 30° no eixo vertical, desde a posição central dos olhos, e permite detectar movimentos oculares com precisões inferiores a 2° .

Para poder registrar tais mudanças, é necessário colocar uns pequenos eletrodos sobre a pele, próxima aos olhos (Figura 5.2). Para medir o deslocamento vertical, os eletrodos devem ser colocados um sobre um olho (VU) e o outro abaixo do olho (VL), conectando-os a posteriori de forma diferencial; e para medir o deslocamento

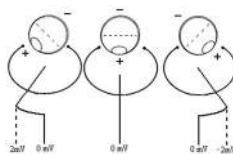


Figura 5.1. Dipolo ocular.

horizontal, os eletrodos devem ser colocados à direita de um olho (HL) e à esquerda do outro olho (HR), conectando-os também de forma diferencial, sendo que a referência (REF) deve ser colocada na testa.

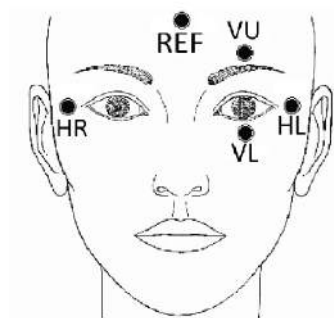


Figura 5.2. Posição dos eletrodos na face.

5.3 Enfoques para aquisição e processamento de sinais EOG

Uma interface ocular para aquisição e processamento baseada em eletrooculografia (EOG) permite interagir com dispositivos a partir do movimento ocular [12]. Um exemplo desse tipo de interface foi desenvolvido na Universidad Miguel Hernández de Elche (Espanha), o qual é portátil, opera com baterias AA, e tem comunicação sem fios. O dispositivo envia, através da porta USB, os sinais registrados, com uma frequência de 30 Hz. Na Figura 5.3 pode-se ver uma imagem do dispositivo desenvolvido.

Para obter a direção do olhar (acima, abaixo, esquerda e direita), foi desenvolvido um algoritmo de processamento de sinais EOG [1]. Para isso, o usuário deve realizar um movimento de olhos na direção desejada, regressando seu olhar para

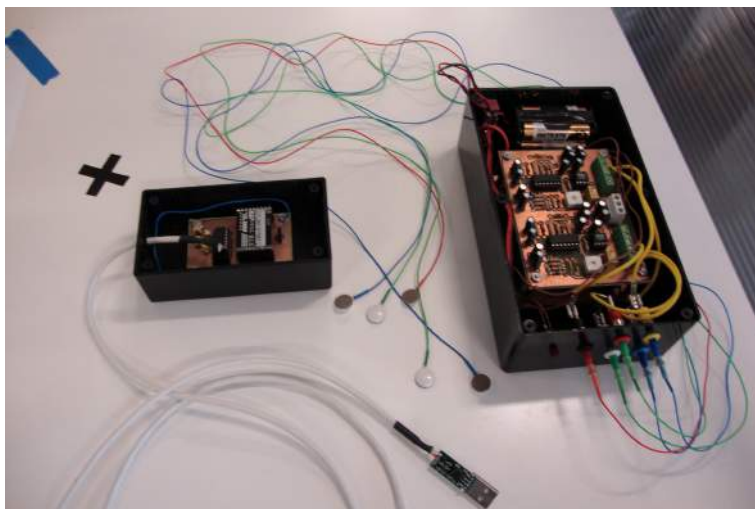


Figura 5.3. Imagem do dispositivo para registrar sinais EOG.

o centro. O processamento que se realiza sobre os sinais EOG para determinar o movimento ocular realizado consta dos seguintes passos:

1. Inicialmente calcula-se a média móvel para eliminar ruídos e ter um sinal mais limpo.
2. A seguir é realizada a derivada do sinal, já que quando a pessoa olha em uma direção, o sinal muda bruscamente. Esta mudança rápida seguida de uma queda suave é detectável mediante a derivada, obtendo um valor alto no instante em que se produz.
3. O seguinte passo é utilizar um limiar para eliminar os valores que não correspondam a estas mudanças.
4. A seguir comprova-se como a mudança foi produzida, buscando os máximos e os mínimos do sinal (sequências máx/mín/máx ou mín/máx/mín).
5. Uma vez detectadas as mudanças, decide-se qual movimento foi realizado.

Também foi desenvolvido outro algoritmo de processamento que também permite detectar a direção do olhar, quantificar o olhar da pessoa, assim como detectar se foi produzido uma piscada. Os detalhes deste algoritmo podem ser encontrados em [6].

5.4 Aplicações e estudos de caso

Foi desenvolvido na UMH/Espanha uma aplicação que permite a uma pessoa navegar através de Internet utilizando somente o movimento de seus olhos [7]. Por outra parte, foi desenvolvida uma aplicação que permite a uma pessoa controlar os movimentos do braço de um robô FANUC LR Mate 200iB no plano, a partir de seus movimentos oculares, de forma que realize movimentos diversos (Figura 5.4). Antes que o usuário utilize a aplicação, existe uma etapa de treinamento que permite ajustar os algoritmos de processamento para cada usuário.

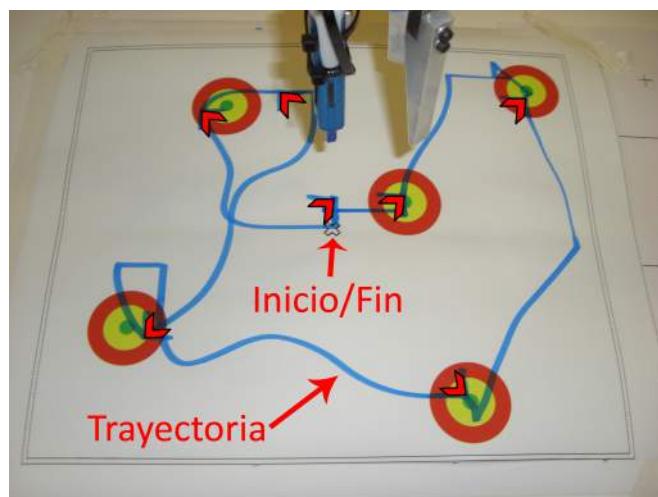


Figura 5.4. Exemplo de movimentos realizados pelo robô controlado por movimentos oculares.

5.5 Seguimento do globo ocular por câmeras de vídeo (VOG)

Tal como foi comentado anteriormente, a técnica de VOG consiste em utilizar câmeras de vídeo para calcular a direção do olhar. Normalmente é utilizada uma ou várias câmeras CCD de dimensões reduzidas, focalizadas continuamente em um ou ambos os olhos. Nesta técnica, digitaliza-se o sinal de vídeo e em seguida o vídeo é processado utilizando técnicas de visão artificial. Em função da posição da câmera, é possível distinguir diferentes configurações [9]:

1. Câmera solidária com a cabeça. Em tal configuração, a câmera é fixada em uns óculos ou suporte a uma pequena distância do olho. Para evitar perda do campo visual do olho onde está montada a câmera, pode-se utilizar uma estrutura composta de cristal semi-transparente ou espelho especial e câmera

estrategicamente localizada para tomar um primeiro plano do olho. O sistema é bastante preciso (precisão inferior a 1°), dentro de uma faixa de medida de 30° na horizontal e 25° na vertical. Normalmente, esta técnica requer iluminação adicional e podem aparecer problemas de reflexão em função da iluminação ambiente.

2. Câmera sobre suporte fixo. Nesta configuração, a câmera se localiza sobre um suporte fixo a uma pequena distância (menor que 1 m), com a finalidade de não incomodar o usuário. Este sistema também alcança grandes precisões (inferiores a 1°) em uma faixa de 30° na horizontal e 25° na vertical, em função da resolução da imagem capturada. Da mesma forma que na configuração anterior, é necessária iluminação adicional e é de difícil controle, já que este sistema pode ser influenciado por outros tipos de iluminação (ambiente, lâmpadas fluorescentes, etc). Além disso, para seu correto funcionamento, o usuário deve manter a cabeça estática, já que pequenos movimentos de cabeça produzem erros na detecção da direção do olhar. Por outro lado, o espaço entre a câmera e a cabeça do usuário deve estar livre de obstáculos. Normalmente, utiliza-se câmera com zoom ou duas câmeras, com a finalidade de obter o modelo 3D da cabeça e assim melhorar a precisão do sistema, tornando-o mais robusto.

5.5.1 Aplicações e Estudos de Caso

A seguir são descritos em detalhe duas interfaces oculares baseadas no seguimento do globo ocular por câmera de vídeo, desenvolvidas na Universidad Miguel Hernández de Elche (UMH/Espanha) e na Universidade Federal do Espírito Santo (UFES/Brasil). Tais interfaces utilizam uma câmera para, a partir da identificação efetiva da posição dos olhos, estabelecer a direção na qual o usuário está olhando.

Interface da UMH/Espanha

Foi desenvolvido na UMH/Espanha uma interface que utiliza a configuração de câmera sobre suporte fixo. Uma câmera CCD enfoca o rosto e, mediante o tratamento adequado da imagem captada, identifica-se a direção do olho. O sistema desenvolvido é um método não intrusivo de reconhecimento ocular de grande utilidade para pessoas com deficiência que somente possam mover os olhos ou que tenham movimentos da cabeça muito limitados [13].

O seguimento ocular mediante a câmera CCD consiste em tomar imagens do rosto humano e tratá-las com um computador para obter a direção do olhar. O sistema está formado pela câmera propriamente dita e todos os elementos necessários para a comunicação entre o dispositivo e o computador empregado (Figura 5.5). Foi utilizado o modelo de câmera Sony XC-56 com uma lente com distância focal de 8mm. Como placa de aquisição foi utilizada a placa Matrox Meteor II / MC (Multi-Channel). Além deste hardware, um dos elementos mais importantes do conjunto é a iluminação, a qual deve ser constante e adequada

durante o período de tempo no qual é utilizada a aplicação. foi utilizada a lâmpada fluorescente TL-D 18W/54-765 SLV da marca Philips.



Figura 5.5. Arquitetura da interface ocular baseada em visão artificial.

Para detectar o movimento dos olhos, foi desenvolvido um algoritmo baseado em visão artificial. O algoritmo permite detectar que o usuário moveu seus olhos para cima, baixo, esquerda e direita. Para isso, o usuário deve realizar um movimento rápido de seus olhos na direção desejada, retornando o olhar ao centro.

A imagem a ser processada é a de uma cara, portanto, é necessário conhecer quais são os elementos principais da mesma. Neste caso, o que se trata de obter é um movimento relativo do olho em relação à cabeça. Portanto, é imprescindível dispor de pontos fixos na face que sirvam de referência para medir os deslocamentos do globo ocular. A referência que foi utilizada é o próprio extremo do olho.

O algoritmo consta de duas partes: um pré-processamento, onde se prepara a imagem para detectar esses elementos, principalmente mediante uma limiarização (threshold), e um processamento onde se detectam as posições dos elementos na imagem. Na Figura 5.6 pode-se ver o algoritmo desenvolvido. O algoritmo foi programado em C++, utilizando a biblioteca MIL (Matrox Imaging Library). Por outra parte, na Figura 5.7 mostram-se os resultados obtidos para cada uma das posições do olho.

Foram realizados vários testes experimentais, comprovando que a confiabilidade do dispositivo é muito alta, pois obtém porcentagens de acerto na detecção entre 97 e 100 %. Cabe destacar que esta interface pode ser utilizada não somente para interagir com um computador, mas também para o controle de um robô [14].

Interface da UFES/Brasil

Na interface que foi desenvolvida na UFES/Brasil é utilizada a configuração de câmera solidária com a cabeça para o controle de uma cadeira de rodas robotizada e uma interface de comunicação [2]. Uma webcam é adaptada a uns óculos (Figura 5.8), e são aplicados algoritmos de processamento nas imagens obtidas para realizar o seguimento dos movimentos do globo ocular. A estrutura de tal interface é mostrada na Figura 5.9.

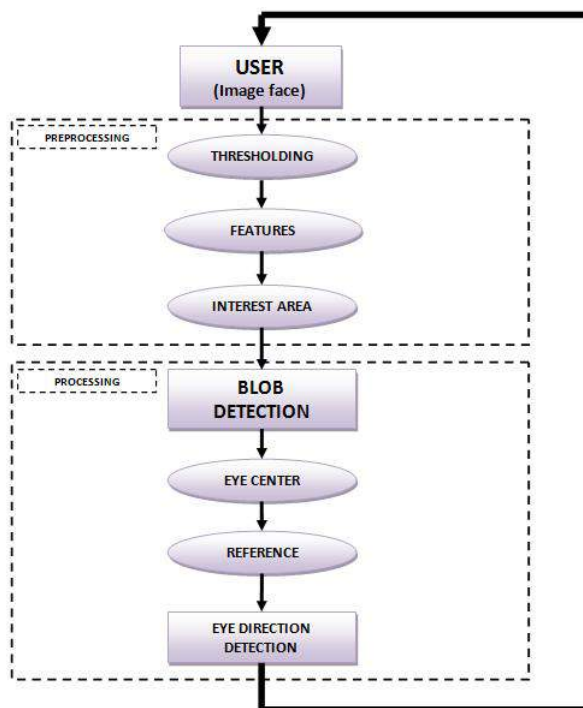


Figura 5.6. Algoritmo de detecção.

Para a detecção do globo ocular, inicialmente se aplica um limiar à imagem do olho (Figura 5.10), com a intenção de separar a íris de outras partes da face. Entretanto, esta técnica sofre interferência das pálpebras e cílios. Por tal razão, são aplicadas a Transformada Randômica Circular de Hough e o Filtro de Canny, com vista à detecção da íris (Figura 5.11). O passo seguinte é encontrar uma região do interesse ao redor do olho para possibilitar o seguimento de seus movimentos. Devido a influências da iluminação no processamento de imagem, é aplicado um Filtro de Kalman para reduzir o error cometido durante o cálculo do centro do olho (Figura 5.12). Desta forma, aumenta-se a resolução e a precisão do sistema de seguimento do movimento do globo ocular. No caso em que o usuário deseja selecionar um ícone na PDA, ele deve fixar o olhar na opção desejada. A Figura 5.13 mostra o diagrama geral da interface desenvolvida.

Esta interface foi utilizada para comandar a cadeira de rodas robotizada da UFES e também para uso em uma interface de comunicação. Para comandar a cadeira de rodas, o usuário da cadeira deve fixar o olhar no ícone que representa o movimento desejado para a cadeira (que pode ser uma flecha que indica o movimento discreto, ou um ícone que representa o destino desejado - Figura 5.14). Assim, após uns segundos, um sinal de controle será enviado pelo PDA à cadeira

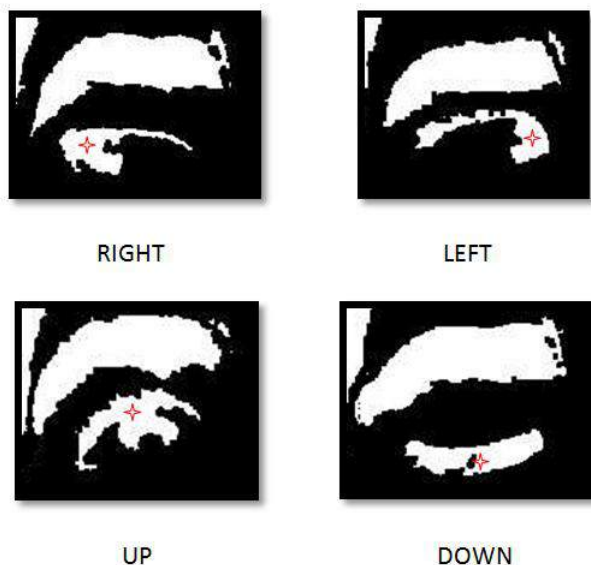


Figura 5.7. Limiarização e detecção do centro do olho.



Figura 5.8. Óculos utilizados para o seguimento do globo ocular da interface da UFES/Brasil.

de rodas, para que esta execute o movimento desejado pelo usuário. A Figura 5.15 mostra a interface adaptada à cadeira de rodas robotizada da UFES/Brasil.

A interface desenvolvida na UFES/Brasil também pode ser utilizada para comandar um sistema de comunicação (instalado no PDA a bordo da cadeira de

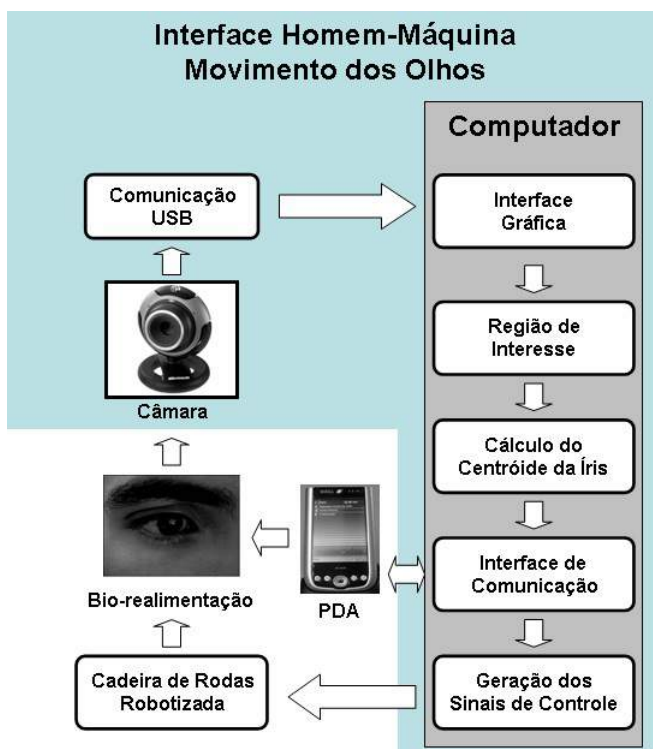


Figura 5.9. Estrutura geral da interface humano-máquina baseada no seguimento do globo ocular.

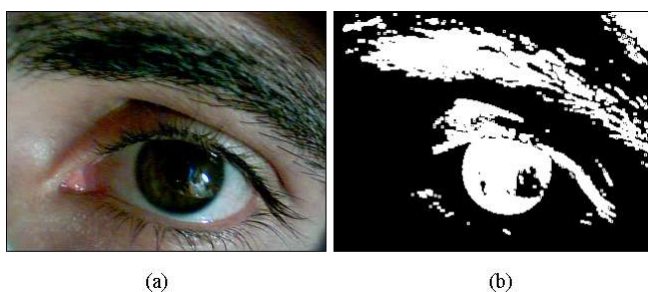


Figura 5.10. (a) imagem original; (b) imagem binarizada com a aplicação do limiar de detecção.

rodas - Figura 5.16). Em tal interface existem várias opções de comunicação, que podem ser através de seleção de letras para redação de textos, ou seleção de ícones representativos de necessidades ou sentimentos (ambas as opções têm saída acústica, de comandos de voz pré-gravados, através de alto-falantes (Figura 5.16).

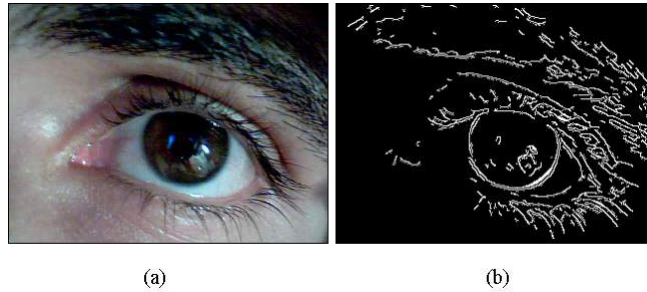


Figura 5.11. (a) imagem original; (b) imagem binarizada com a aplicação do Filtro de Canny.

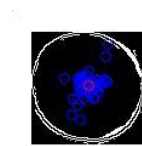


Figura 5.12. Imagem da íris obtida a partir da aplicação do Filtro de Canny. Em azul: centros do globo ocular calculados utilizando a Transformada Circular Randômica de Hough. Em vermelho: centro obtido a partir da média dos centros calculados.

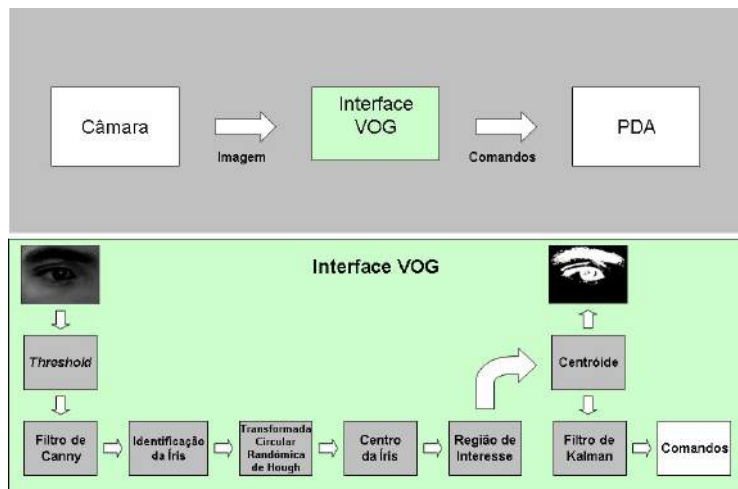


Figura 5.13. Diagrama geral da interface desenvolvida.

A interface possui um sistema de varredura automática que permite que todos os ícones, letras e caracteres sejam destacados. Uma vez reconhecida a seleção do usuário, gera-se um sinal acústico associado com o ícone de comunicação selecionado

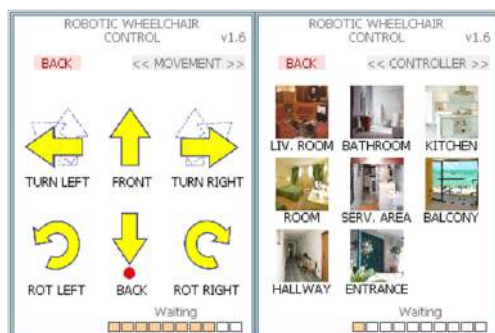


Figura 5.14. Ícones que representam o movimento desejado para a cadeira: (a) flechas que indicam o movimento discreto; (b) ícones que representam o destino desejado.



Figura 5.15. Uso da interface acionada por movimentos do globo ocular para comando da cadeira de rodas robotizada da UFES/Brasil.

ou com a palavra ou frase construída (Figura 5.17).

5.6 Conclusões

Este capítulo tratou de interfaces baseadas em movimentos oculares, os quais são captados utilizando a técnica de oculografia infravermelha (IROG), eletrooculografia (EOG) ou videooculografia (VOG). Foi dada especial atenção a estas últimas duas técnicas, devido a possíveis problemas de incidência de raios infravermelhos no olho humano. Pessoas com deficiências motrizes graves podem beneficiar-se destas interfaces para controlar um computador, uma cadeira de rodas, um braço de robô, um sistema de comunicação ou até mesmo equipamentos de sua residência



Figura 5.16. Cadeira de rodas robotizada da UFES/Brasil.

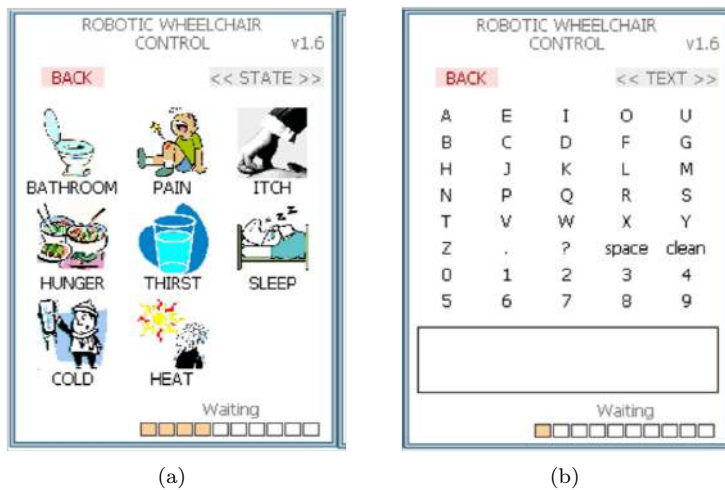


Figura 5.17. Opções de comunicação e movimento da interface de comunicação: (a) ícones representativos de necessidades ou sentimentos; (b) letras para redação de textos.

mediante um sistema domótico. Foram apresentados estudos de caso, onde foram mostradas aplicações concretas das técnicas mencionadas.

Referências

- [1] J M Azorín-Poveda et al. “Interacción ocular con Robots: Una ayuda para discapacitados”. Em: *Dyna* 85(9) (2010), pp. 768–776.
- [2] T. Bastos et al. “Towards a new modality-independent interface for a robotic wheelchair”. Em: *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 90 (2013), pp. 1–16.
- [3] Erica. *Eye Response Interface Computer Aid System*. 2013. URL: <http://www.dynavoxtech.com>.
- [4] J Gips e P Olivieri. “An eye control system for persons with disabilities”. Em: *Proc, International Conference on Technology and Persons with Disabilities*. Los Angeles, 1996.
- [5] E. Iáñez. “Interfaces Basadas en Señales de EEF y EOG para Control de Robots”. Tese de doutoramento. Universidad de Miguel Hernández. Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática. Instituto de Bioingeniería, 2012.
- [6] E Iáñez et al. “Interface based on electrooculography for velocity control of a robot arm”. Em: *Applied Bionics and Biomechanics* 7(3) (2010), pp. 199–207.
- [7] L D Lledo, A Úbeda e E Iáñez J M Azorín. “Internet Browsing Application on Electrooculography for Disabled People”. Em: *Expert Systems with Applications* 40(7) (2013), pp. 2640–2648.
- [8] Metrovision. *Metrovision, France*. 2013. URL: <http://www.metrovision.fr>.
- [9] R B Navarro. “Interfaz usuario-máquina basado en electrooculografía”. Tese de doutoramento. Universidad de Alcalá. Escuela Politécnica, 2001.
- [10] Optom. *Optom. Express Eye. Freiburg, Germany*. 2013. URL: <http://www.optom.de>.
- [11] SMI. *SensoMotoric Instruments GmbH*. 2013. URL: <http://www.smivision.com>.
- [12] A Úbeda, E Iáñez e J M Azorin. “Wireless and Portable EOG-Based Interface for Assisting Disabled People”. Em: *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* 16(5) (2011), pp. 870–873.
- [13] A. Úbeda et al. “Eye-Tracking Interface Based on Artificial Vision for Disabled People”. Em: *Proc. International Congress on Domotics, Robotics and Remote Assistance for All*. 2009.

- [14] A. Úbeda et al. “Eye-Tracking Interface based on Artificial Vision for Robot Controlling”. Em: *Proc. IASTED International Conference on Artificial Intelligence and Soft Computing*. 2009.
-

Capítulo 6

Interfaces baseadas na atividade cerebral

José M. Azorín[†], Eduardo Iáñez[†], Andrés Úbeda[†], Javier Castillo[‡], Eduardo Caicedo[‡], André Ferreira[§], Sandra Müller[§], Teodiano Freire Bastos[§], Mário Sarcinelli Filho[§] e Eduardo Rocon^ᵇ

[†]*Universidad Miguel Hernández de Elche, Espanha.*

[‡]*Universidade del Valle, Colômbia*

[§]*Universidade Federal do Espírito Santo, Brasil.*

^ᵇ*Consejo Superior de Investigaciones Científicas, Espanha.*

6.1 Introdução

O interesse pelo estudo de sinais cerebrais tem aumentado significativamente nos últimos anos, devido à possibilidade de extrair de tais sinais informação que pode expressar o desejo de uma pessoa que tenha perdido a capacidade de realizar qualquer ação motora voluntária, inclusive comunicar-se de forma convencional – através do movimento da boca ou de gestos –, mas que ainda preserva sua capacidade cognitiva. Isto ocorre, por exemplo, em pessoas com Esclerose Lateral Amiotrófica (ELA) em suas fases avançadas, ou com tumores na Medula Espinhal, ou no caso de padecer um tipo grave de distrofia muscular. Tal como foi apresentado no Capítulo 1, certas Interfaces Humano-Máquina (IHM) surgiram como canal válido de comunicação entre pessoas com deficiência e o mundo que as rodeia. Tais dispositivos utilizam sinais biológicos gerados de forma voluntária pelo indivíduo. As fontes de sinais utilizadas nas IHMs podem vir da ação dos músculos do corpo humano ou da atividade cerebral, sendo, neste último caso, denominadas ICC (Interface Cérebro Computador). Os sinais cerebrais são utilizados quando não é possível empregar nenhum tipo de sinal muscular. A ICC é capaz de buscar padrões associados ao sinal cerebral ou Eletroencefalográfico (EEG). Nos últimos anos foram utilizadas ICCs para comandar dispositivos diversos como computadores, robôs, cadeiras de rodas e braços robóticos. Para a aquisição dos sinais cerebrais (EEG),

os eletrodos devem ser colocados sobre as regiões do córtex cerebral onde os sinais possuem maior potência durante a realização da atividade cerebral. Neste capítulo são detalhadas a natureza do sinal cerebral, as formas de capturar os padrões cerebrais, a extração de características de interesse destes padrões, e seu posterior reconhecimento (classificação). Além disso, são apresentados exemplos de aplicação de dispositivos comandados por esse tipo de sinais.

6.2 Natureza e origem dos sinais

6.2.1 Origem do sinal. Técnicas invasivas/não invasivas

A eletroencefalografia (EEG) é o registro de mudanças de potencial sobre o escalpo, produzidas pela atividade elétrica de uma população de neurônios no cérebro.

A maioria das Interfaces Cérebro Computador - ICC (BCI - *Brain Computer Interface*) utilizam dispositivos não invasivos baseados em sinais eletroencefalográficos (EEG). Estes dispositivos registram a atividade neural usando eletrodos localizados no escalpo [54]. Como a atividade neural produz sinais magnéticos e metabólicos, ela também pode ser medida por outros métodos não invasivos que capturam os campos magnéticos, como é o caso de um magneto-encefalógrafo MEG [26, 31]. A atividade metabólica do cérebro também produz mudanças no fluxo sanguíneo que podem ser observados com um Tomógrafo de Emissão de Pósitrons (PET - *Positron Emission Tomography*) ou por Ressonância Magnética Funcional (fMRI - *Functional Magnetic Resonance Imaging*) [9]. Existem também técnicas invasivas que utilizam a captura de sinais EEG intracranianas, como é o caso do Eletrocorticograma - ECoG [14, 2] ou intracorticais, através da implantação cirúrgica de matrizes de microeletrodos [6, 55]. Entretanto, diferentemente do EEG, essas outras alternativas não invasivas são excessivamente pesadas e de grande volume, além de empregar equipamentos sofisticados e de alto custo. No caso das técnicas invasivas, ressalta-se o risco próprio de uma intervenção cirúrgica. Na Tabela 6.2.1 mostra-se uma classificação dos tipos de equipamentos usados nas ICCs.

6.2.2 Classificação dos sinais EEG

Na Figura 6.1 é mostrado o mapa conceitual das ICCs, com suas características gerais, a forma de obter a informação e sua classificação, de acordo com os padrões de ondas cerebrais e, por último, as estratégias de aplicação destas interfaces [19]. Existem dois grandes tipos de interfaces cérebro-computador: (a) as baseadas em uma resposta evocada a estímulos externos ou exógenas [11]; e (b) as que são controladas por modulação voluntária da atividade cerebral ou endógenas [57, 45].

ICCs exógenas

As ICCs baseadas em potenciais evocados ou exógenas também são denominadas síncronas, já que é a interface a que apresenta os estímulos, e a pessoa responde

	EEG	MEG	fMRI	PET	INTRACORTICAL
Nível de invasividade	Médio: necessita gel para melhorar a condutividade pele-eletrodos	Baixo: não existe contato entre os sensores e a cabeça	Baixo: não existe contato entre os sensores e a cabeça	Alto: são injetadas substâncias no sangue	Alto: são implantadas matrizes de microeletrodos no córtex mediante cirurgia
Resolução espacial	Vários centímetros, entretanto, em cada eletrodo existe superposição de sinais de potenciais gerados no córtex	Fontes elétricas podem ser localizadas com uma precisão de poucos milímetros, entretanto, não existe superposição	Comprimento do voxel de aproximadamente 3 mm	Comprimento do voxel de aproximadamente 2-5 mm	Atividade de pequenas populações neurais (inclusive de um só neurônio)
Resolução temporal	Da ordem de milissegundos	Da ordem de milissegundos	2-5 segundos	1 segundo	Da ordem de milissegundos
Parâmetro fisiológico monitorado	Atividade elétrica dos neurônios	Atividade elétrica dos neurônios	Concentração de hemoglobina oxigenada e desoxigenada	Fluxo de sangue	Atividade elétrica dos neurônios
Recurso requerido para a operação do dispositivo de monitoramento	Requer pouco espaço e energia, dispositivo de baixo custo	Enorme espaço, energia (para refrigeração). Alto custo de dispositivos de gravação	Enorme espaço, energia (para bobinas supercondutoras). Alto custo dos dispositivos de gravação.	Enorme espaço. Alto custo dos dispositivos de gravação e medicamento-radiológicos	Requer pouco espaço. Dispositivos de alto custo. Alta complexidade em humanos ao necessitar cirurgia intracortical.
Dispositivo portátil?	Sim	Não	Não	Não	Não

Tabela 6.1. Características de dispositivos utilizados para o monitoramento de sinais cerebrais

a estes estímulos de forma simultânea. O usuário concentra sua atenção em uma opção concreta entre todas as que aparecem em uma tela, logo, gera-se um estímulo (visual, auditivo ou somatosensorial) sobre todas as opções, e quando a opção desejada é estimulada, produz-se o potencial evocado associado ao evento concreto [5].

A redação de textos em um teclado virtual é um exemplo clássico desta categoria de ICCs. Nos últimos anos, foi utilizado o potencial P300 para implementar ICCs como redatores de texto [12], buscadores de Internet [25], sistemas de movimento de cadeiras de rodas [22, 23], e teleoperação de robôs [53], etc. Os potenciais de erro são outro exemplo de potencial associado a evento [17, 21]. Entre os demais potenciais evocados, também destacam-se os Potenciais Evocados de Estado Permanente (SSVEP, *Steady State Visual Evoked Potential*). Estes potenciais refletem no sinal EEG a frequência do estímulo visual observado em uma tela

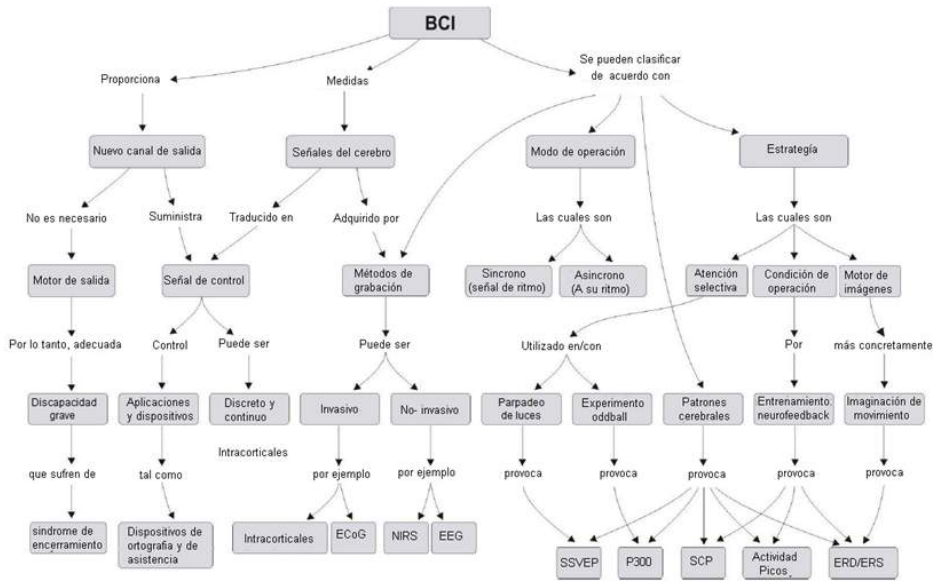


Figura 6.1. Mapa conceitual das Interfaces Cérebro-Computador (ICCs) [19].

de um tablet ou computador pelo usuário. Uma ICC baseada nesses potenciais denomina-se ICC-SSVEP [32].

ICCs endógenas

As ICCs endógenas estão baseadas em uma modulação voluntária da atividade cerebral e se denominam também assíncronas, já que o usuário decide quando enviar um comando voluntário, gerando padrões de atividade conhecidos ou que se podem medir e discriminar de todo o espectro do EEG. Uma das ICCs mais disseminadas baseia-se na imaginação motora [57]. O usuário se concentra imaginando o movimento de uma de suas extremidades, e este pensamento cria uma atividade no córtex motor que se reflete em uma dessincronização do EEG nessa região. Outros tipos de ICCs síncronas estão baseadas na imaginação de outras tarefas mentais [45]. Neste paradigma, o usuário se concentra em alguma das tarefas mentais predefinidas relacionadas com a linguagem, o cálculo, a rotação de figuras complexas, etc. As ICCs endógenas foram utilizadas para mover um cursor pela tela [57, 37], ativar sistemas de estimulação elétrica funcional [42] e em videogames [52], entre outros. Outras aplicações, amplamente estudadas são o controle de robôs [45] e de cadeiras de rodas robotizadas [43].

6.2.3 Enfoques para aquisição e processamento de sinais

En uma ICC podem-se distinguir pelo menos três partes bem diferenciadas (Figura 6.2):

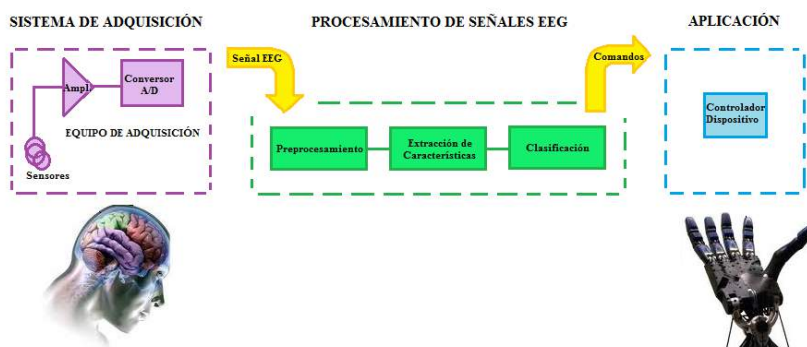


Figura 6.2. Esquema geral de uma Interface Cérebro Computador (ICC).

1. Sistema de aquisição: é o encarregado de registrar a atividade cerebral e melhorar a relação sinal/ruído. A saída deste bloco é um sinal com a mesma natureza que a entrada, mas amplificada e filtrada.
2. Processamento de sinais EEG: este módulo se encarrega de decodificar o processo neurofisiológico que reflete a intenção do usuário. A decodificação consiste basicamente em extrair um vetor de características dos sinais EEG e realizar uma classificação de tais características em diferentes estados mentais.
3. Aplicação: é o módulo de interação com o ambiente, entre os quais podemos citar: o controle de uma cadeira de rodas ou a redação de textos em um teclado virtual, etc.

6.2.4 Aquisição: Sistema Internacional 10-20

A amplitude, fase e frequência do EEG dependem da localização dos eletrodos. A cabeça está mapeada por quatro pontos: nasion,inion e pontos pré-auriculares direito e esquerdo. Os eletrodos são colocados medindo a distância *nasion-inion* e estabelecendo pontos em 10%, 20%, 20%, 20%, 20% e 10% ao longo de seu comprimento. Esta disposição é conhecida como Sistema Internacional ou Protocolo 10-20, Figura 6.3.

6.2.5 Técnicas de processamento e análise dos sinais

Toda ICC possui um módulo de processamento e análise de sinal associado. Este bloco funcional se divide em três etapas que atuam de forma sequencial:

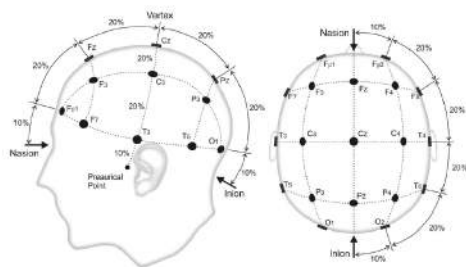


Figura 6.3. Sistema internacional 10-20, sobre a disposição dos eletrodos.

- Pré-processamento:** este bloco se encarrega de eliminar os artefatos (ruído devido a outro tipo de atividade bioelétrica, como por exemplo a que resulta do movimento ocular ou muscular) que contaminam o sinal de entrada.
- Extração de características:** converte o sinal cerebral de entrada em um vetor de características em correlação com o fenômeno neurológico associado ao sinal [10]. Este processo é totalmente dependente do sistema de aquisição e é a parte mais complexa do projeto, já que se busca melhorar a velocidade e precisão das ICCs existentes [27]. Entretanto, durante a obtenção de informação da atividade cerebral devem-se ter em conta vários aspectos. Em primeiro lugar, os artefatos, que são sinais elétricos presentes no EEG, mas que não têm sua origem na atividade cerebral [37, 8]. Em segundo lugar, a atividade medida no EEG tem uma natureza não estacionária [3, 49]. O terceiro aspecto está relacionado com as diferenças temporais, frequenciais e espaciais da atividade cerebral, as quais dependem da pessoa [44]. Este é possivelmente o passo mais crítico no processamento e análise de sinais em ICCs. O objetivo deste passo é criar uma representação manipulável e significativa do sinal original de EEG, com vistas a maximizar o potencial sucesso da fase de classificação e, por sua vez, o desempenho global do sistema. Um segundo objetivo da fase de extração de características é comprimir os dados sem perda de informação relevante, com o objetivo de reduzir o número de variáveis de entrada na fase de classificação e, assim, poder operar em tempo real. Uma grande variedade de características foi utilizada para projetar ICCs, tais como a amplitude dos sinais de EEG [24], Densidade Espectral de Potência (PSD, *Power Spectral Density*) [7], Parâmetros Autorregressivos (AR, *AutoRegressive*) e Adaptativos Autorregressivos (AAR, *Adaptive AutoRegressive*) [40] ou Características de tempo-frequência, e inversa baseado no modelo das características.
- Classificação:** durante este processo o vetor de características se transforma em um sinal de controle adequado ao dispositivo que se pretende controlar. Com a finalidade de selecionar o classificador mais adequado para uma determinada ICC, é essencial entender claramente quais características são

utilizadas, quais são suas propriedades e como são utilizadas. Na Tabela 6.2.5 são apresentados as propriedades mais relevantes dos diferentes tipos de técnicas de processamento para a implementação de um módulo de classificação.

6.3 Aplicações e estudos de caso

As ICCs têm uma grande variedade de aplicações. Uma das que mais tem fascinado os pesquisadores é a de interconectar o sistema nervoso humano com um sistema robótico, e usar este conceito para recuperar alguma função motora [30]. Alguns exemplos nesta linha incluem neuroprótese [34], controle de robôs [45, 16], controle de cadeiras de rodas [16, 22, 32, 1], ou sistemas de telepresença robótica. Atualmente, também estão sendo desenvolvidas outras aplicações relacionadas com o entretenimento [27] e controle de videogames [36, 35]. Além das já citadas, existe uma grande variedade de aplicações nas quais esta tecnologia pode ser utilizada [4]. A seguir são apresentados três casos concretos de aplicações baseadas em ICCs.

6.3.1 Interface baseada em potenciais evocados para navegar por Internet

Nesta seção descreve-se uma interface cérebro-computador baseada em potenciais evocados que permite navegar através de Internet a partir da atividade cerebral da pessoa [51]. Esta interface foi desenvolvida na Universidad Miguel Hernández de Elche (Espanha). A interface substitui o teclado e o mouse físicos de um computador por interfaces virtuais que são controladas pela atividade cerebral. Desta maneira, não é necessário um software específico para realizar tarefas como navegar por Internet ou enviar mensagens por correio eletrônico. O hardware usado para esta interface cérebro-computador está baseado no amplificador gUSBamp da empresa g.tec, o qual conta com 16 canais de entrada onde se conectam os eletrodos g.EEGeletrode. Estes eletrodos são colocados sobre a cabeça da pessoa utilizando um gorro especial de EEG com 64 posições baseadas no sistema internacional 10-20. O amplificador se conecta por USB a um computador, e o computador utiliza 2 telas (a tela do usuário e uma tela para controle). A Figura 6.4 mostra o equipamento empregado. A interface foi desenvolvida usando dois potenciais evocados visuais de sinais eletroencefalográficos (EEG) [51]. O primeiro paradigma utilizado é o P300, que se caracteriza por ser uma deflexão positiva no sinal EEG produzido aproximadamente 300 ms após receber um estímulo visual ou auditivo inesperado. O segundo paradigma utilizado é o N2PC, que se caracteriza por uma deflexão negativa do sinal EEG sobre o córtex visual, produzida aproximadamente 200 ms após o estímulo visual. Para evocar estas respostas no cérebro, utiliza-se a técnica chamada "odd-ball", onde se apresenta um estímulo alvo que deve ser atendido entre outros estímulos de fundo mais frequentes que devem ser ignorados.

Para o registro, processamento e posterior classificação do sinal foi empregado o software BCI2000 [50], e para registrar os sinais EEG foram colocados os eletrodos

DESCRIÇÃO	Linear	Não linear	Gerativo	Discriminativo	Dinâmico	Estático	Regularizado	Estável	Inestável	Alta dimensionalidade
FLDA	X			X		X		X		
RFLDA	X			X		X	X	X		
SVM-LINEAR	X			X		X	X	X		
SVM-RBF		X		X		X	X	X		X
MLP		X		X		X			X	X
BLR NN		X		X		X			X	
ALN NN		X		X		X			X	
PIRNN		X		X	X				X	
GDNN		X		X	X				X	
NN GAUSIANO		X		X		X			X	
LVQ NN		X		X		X			X	
PERCEPTRON	X			X		X		X		
RBF-NN		X		X		X			X	
PcGNC		X		X		X	X		X	
FUZZY ARTMAP NN		X		X			X		X	
HMM		X			X				X	
IOHMM		X	X	X	X				X	
BAYES QUADRÁTICO		X	X			X			X	
BAYES GRÁFICO		X	X			X			X	
KNN		X		X		X			X	
DISTÂNCIA MAHALANOBIS		X		X		X			X	

Tabela 6.2. Propriedades dos classificadores empregados em ICCs de pesquisa.

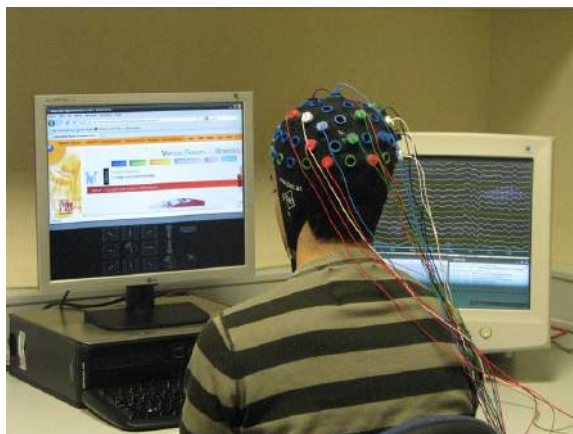


Figura 6.4. Interface cérebro-computador baseada em potenciais evocados.

nas seguintes posições: Fz, C3, Cz, C4, Cp3, Cp4, P5, P3, Pz, P4, P6, Po7, Po3, Po4, Po8, Oz, terra em Fpz e referência no lóbulo da orelha direita (sendo referência comum para todos os eletrodos). O sinal EEG foi amplificado e digitalizado, e depois processado e filtrado para obter as características de interesse, selecionando tão somente trechos de 600ms para seu estudo. O resultado do processamento destes sinais foi introduzido no classificador. O classificador é o responsável pela diferenciação entre a forma de onda produzida por um estímulo atendido e por outro não atendido. Neste caso, foi empregado o *Stepwise Linear Discriminant Analysis* (SWLDA) como classificador. Os coeficientes deste classificador devem ser ajustados mediante o treinamento de cada usuário. Para isso, é utilizada a aplicação P300 Classifier (uma contribuição de BCI2000). A aplicação desenvolvida sobre a plataforma BCI2000 permite controlar tanto o ambiente Windows como qualquer navegador de Internet. Esta aplicação consiste em vários menus de seleção, cujos símbolos piscam na tela de forma aleatória. Estes menus constam de interfaces virtuais (teclado e mouse) que realizam as mesmas ações que os dispositivos físicos. O usuário deve concentrar sua atenção na opção que deseja selecionar. Os menus de seleção são os seguintes: teclado virtual com todas as teclas básicas para números e letras, mouse virtual com 8 direções de movimento e todas as ações possíveis com o mouse, e finalmente controle de distância, para selecionar quanto se deve mover o cursor do mouse na direção solicitada. Na Figura 6.5 é mostrada uma imagem do teclado virtual. A interface foi validada com 4 usuários saudáveis entre 24 e 33 anos sem restrição de gênero. Após a fase de treinamento, os usuários realizaram diversos testes de redação de textos e movimentos de cursor, assim como testes complexos de busca em Google. O sistema oferece as seguintes velocidades de seleção: 3,5 seleções/minuto para o teclado e 6 seleções/minuto para o mouse. Em termos de precisão, o índice de acerto dos participantes é de 93%. O tempo médio para realizar a busca de Google foi de 4 min e 20 segundos, embora este tempo depende do comprimento da palavra a buscar.



Figura 6.5. Teclado virtual.

6.3.2 BCI assíncrona para controle de um dispositivo de supressão do tremor

As numerosas doenças neurológicas que os seres humanos podem padecer se traduzem às vezes em grandes deficiências, o que origina importantes deficiências nas funções motoras das pessoas que sofrem estas doenças. Entre todas as doenças neurológicas, o tremor é a desordem motora mais comum na população e cujo aparecimento afeta a realização de tarefas diárias. O tremor é definido como a atividade rítmica de uma extremidade do corpo. O tremor patológico afeta a uns 15% da população com idade média entre 50 e 69 anos [56]. Do conjunto da população com desordens motoras relacionadas com o tremor de alguma de suas extremidades, 65% dos mesmos apresentam grandes dificuldades durante a realização de atividades da vida diária [48]. Além disso, atualmente os mecanismos pelos quais se produz o tremor nas distintas patologias são desconhecidos, o que faz com que um grande número de casos se diagnostique erroneamente, e os métodos de tratamento do tremor tenham resultados pouco satisfatórios [28]. As principais técnicas de supressão do tremor são o uso de medicamentos, cirurgia e implantação de sistemas de Estimulação Cerebral Profunda (DBS, Deep Brain Stimulation). Entretanto, os medicamentos podem provocar efeitos secundários ou ter contraindicações, e a cirurgia implica um alto risco de hemorragias e, em certas ocasiões, de alterações psiquiátricas. Em torno de 25% dos pacientes com tremor patológico não podem beneficiar-se de nenhum destes tratamentos, o que gera uma necessidade de busca de novos métodos de supressão do tremor [47]. No Projeto TREMOR, do qual participou o Grupo de Bioengenharia do Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC/Espanha), foi desenvolvido um dispositivo para supressão do tremor mediante a modulação da impedância das articulações do membro superior. O equipamento tem como base um robô têxtil no qual são integradas tecnologias de aquisição de atividade elétrica muscular e

de geração de cargas biomecânicas para o cancelamento do tremor. O sistema caracteriza e monitoriza o movimento voluntário e o movimento do tremor a ser cancelado mediante uma interface entre a atividade neural associada com o movimento e o sistema de cancelamento do tremor baseado em Estimulação Elétrica Funcional (FES, Functional Electrical Stimulation) [18]. A característica fundamental do neurorrobô do Projeto TREMOR é sua interação com o usuário [46]. Esta interação se dá nos planos cognitivo e físico e tem um caráter bidirecional. A interface cognitiva entre o usuário e o robô (cHRI, cognitive Human Robot Interface) é obtida mediante uma interface entre a atividade neural motora e o sistema de cancelamento do tremor (BNCI, Brain Neural Computer Interface) que realiza um monitoramento da planificação, transmissão e execução dos movimentos voluntário e de tremor. O BNCI compreende medidas de eletroencefalografia (EEG), eletromiografia superficial (sEMG) e de movimento real, mediante o uso de unidades de medida inercial (IMUs, *Inertial Measurement Units*). Cada modalidade de medida permite a extração de informação referente ao movimento a distintos níveis. Neste capítulo nos concentramos na interface fundamentada nos sinais eletroencefalográficos. O classificador em tempo real mediante EEG se encarrega de detectar a intenção de movimento antes que este seja produzido, o que permite alertar o resto do sistema para iniciar o processo de aplicação das estratégias de caracterização e cancelamento do tremor.

Detecção da intencionalidade do movimento

Nesta seção é descrito um algoritmo para detectar a intencionalidade de movimento a partir da medida de atividade EEG. A ideia sobre a qual está fundamentada esta Interface Cérebro Máquina (ICC), denominada "BMI-switch", é antecipar-se à execução de movimentos autoiniciados que se realizem após um período de inatividade relativamente longo, sendo aplicado ao caso particular dos pacientes com tremor, aspecto no qual este trabalho foi pioneiro. Para isso, é realizado um algoritmo que detecta em tempo real, e de forma assíncrona, ou seja, os movimentos se iniciam sem nenhuma ordem externa, a desincronização dos ritmos alfa e beta na área motora durante a planificação e execução do movimento. Este fenômeno neurofisiológico, conhecido como Desincronização Relacionada a Eventos (ERD, Event Related Desynchronization) está amplamente descrito na literatura [41].

A detecção da intenção de movimento é realizada mediante um sistema de EEG que mede a atividade elétrica cortical em 13 canais (FC3, FCz, FC4, C5, C3, C1, Cz, C2, C4, C6, CP3, CPz, e CP4). O sistema se baseia na detecção da variação dos ritmos sensoriomotores ao realizar a imaginação de um movimento, o qual se manifesta com uma desincronização (ERD), ou queda de energia anterior ao início do movimento, nas bandas alfa e beta, e uma Sincronização Relacionada a Eventos (ERS, Event Related Synchronization), ou incremento de energia ao final do movimento na banda alfa [41]. O classificador proposto para a detecção da intenção de movimento seleciona automaticamente as posições ou canais do EEG nos quais pode-se observar o ERD com maior antecipação, juntamente com as frequências às quais esta queda de energia é mais visível. Estes parâmetros são

dependentes do sujeito analisado. O modelo do estado de pré-movimento ou de antecipação é gerado mediante um classificador Bayesiano que utiliza os valores típicos de desincronização dos quatro melhores canais e frequências, ou seja, a combinação de canais e frequências para os quais se observa uma desincronização mais antecipada e acentuada. Para a geração do modelo de classificação, são utilizados como exemplos de treinamento as medidas de movimento realizadas nos instantes anteriores aos da classificação, que são conhecidos graças à medida do movimento real proporcionada por sensores inerciais localizados sobre o braço do paciente. O uso de um conjunto de exemplos de treinamento atualizado, à medida que o sujeito realiza novos movimentos, permite evitar os problemas surgidos, devido à natureza não estacionária do sinal de EEG. A validação da classificação dos intervalos anteriores ao movimento é realizada mediante uma análise do evento, os quais são definidos como os intervalos nos quais se observam amostras de classificação consecutivas acima do limiar normal de operação. Os dois parâmetros utilizados para avaliar a capacidade do sistema de detectar a intencionalidade do movimento são a cobertura (porcentagem de movimentos antecipados) e a precisão (relação entre o número de detecções e o número de falsas ativações) [20]. A Figura 6.6 mostra como a ICC prediz em tempo real a execução de movimentos voluntários em um sujeito com tremor, mediante a probabilidade de que o tremor aconteça, em função da intenção estimada através do ERD. O início do movimento é decidido pelo sujeito, de forma voluntária. A detecção é normalmente antecipatória, ou seja, é realizada antes que o sujeito inicie o movimento. As linhas verticais mostram os instantes de início da detecção, e as áreas preenchidas em cinza indicam, em cada instante, a probabilidade de que o paciente vai iniciar um movimento de tremor.

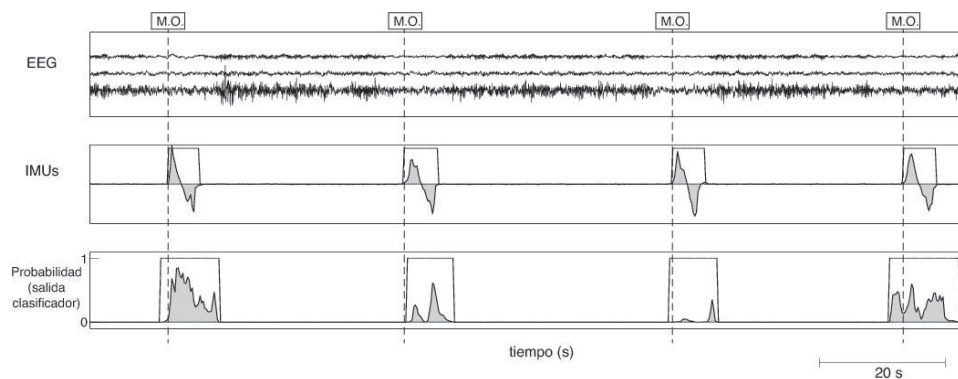


Figura 6.6. Exemplo de rendimento do classificador durante 140 s de função contínua. Os gráficos são mostrados de cima para baixo: (1) dados de EEG espacialmente filtrados dos três canais selecionados pelo classificador; (2) movimento de flexão / extensão do punho gravado com sensores inerciais (regiões cinzas) e intervalos de movimento obtidos com esta informação (linha de cor preta sólida); e (3) probabilidade de saída do classificador (área cinza) e saída binária do sistema após aplicar o limiar (linha de cor preta sólida). As linhas pretas verticais indicam os inícios dos movimentos (M.O.).

Tal figura mostra a saída integrada dos dois classificadores, sem aplicar um

limiar, e o momento em que o usuário executa o movimento. Os resultados obtidos com quatro sujeitos com tremor proporcionam uma precisão média de $46,5 \pm 10,66\%$, e uma cobertura média de $69,5 \pm 14,76\%$. Além disso, a antecipação média do detector é de 320 ± 141 ms. Estes resultados demonstram a grande capacidade do classificador para detectar a intencionalidade de realizar um movimento, o que permite que se alerte o resto dos sistemas de medida de que vai começar um novo movimento, e que se deve realizar uma estimação do tremor [20]. Os resultados obtidos confirmam a validade técnica e funcional da ICC para prever a execução de movimentos voluntários e, no caso deste estudo, para o controle de uma neuroprótese de supressão do tremor.

6.3.3 Cadeira de rodas comandada por EEG

Na Universidade Federal do Espírito Santo (UFES/Brasil) foram utilizados sinais EEG para o comando de uma cadeira de rodas robotizada. Neste desenvolvimento foram utilizadas duas estratégias diferentes:

Sincronização Relacionada a Eventos (ERD) e Desincronização Relacionada a Eventos (ERS)

Na sincronização relacionada a eventos os padrões cerebrais que se utilizam para o comando da cadeira de rodas robotizada estão situados na banda alfa (8 a 13 Hz) da região occipital (informação visual: localização O1 e O2 do Sistema Internacional 10-20). Os padrões cerebrais que são utilizados para o comando da cadeira de rodas robotizada são a supressão e a ativação do ritmo alfa, os quais estão relacionados com a concentração ou excitação visual (que é mais intensa quando os olhos estão abertos, padrão ERD), e com o relaxamento visual (que se faz mais evidente quando os olhos estão fechados, padrão ERS).

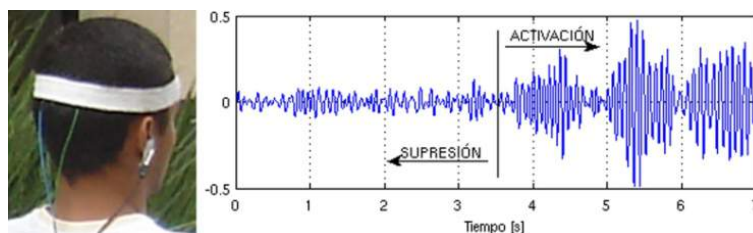


Figura 6.7. Aquisição de sinais de EEG da região occipital.

O sistema de aquisição de sinais que foi utilizado nesta aplicação conta com uma etapa de condicionamento, onde os sinais são filtrados, amplificados e digitalizados. Uma vez adquiridos, os sinais são pré-processados com a finalidade de extrair o nível CC, o ruído da rede elétrica e outros sinais que produzem interferência, tais como artefatos musculares, cardíacos, ou inclusive ruídos devido a uma má colocação dos eletrodos. Após o pré-processamento, é realizada a extração de características, que consiste na estimação da variância do sinal cerebral no ritmo alfa (Figura 6.7).



(a) flechas de movimento discreto

(b) destino desejado

Figura 6.8. Opções de comando de movimento da cadeira de rodas robotizada.

A classificação é feita com base em dois limiares: um mínimo e um máximo, os quais são pré-estabelecidos durante a fase de treinamento do usuário do sistema. Quando a variância é menor que o limiar mínimo, o sistema não identifica uma seleção de comando da cadeira. Por outro lado, quando a variância é maior que o limiar máximo, o sistema identifica a seleção (que pode ser flechas de movimento ou o destino desejado, Figura 6.8) e comanda a cadeira para realizar o movimento correspondente. Se o sinal se mantém entre os limiares estabelecidos, o sistema não muda seu estado. A Figura 6.9 mostra a cadeira de rodas robotizada da UFES/Brasil comandada por padrões ERD/ERS [16, 15].

**Figura 6.9.** Comando da cadeira de rodas robotizada da UFES/Brasil a partir de padrões ERD/ERS.

Uso de SSVEP

Nesta estratégia são utilizados os Potenciais Evocados Visuais de Estado Permanente (SSVEP, Steady State Evoked Visual Potentials). Para esta aplicação foi instalada uma tela em frente ao usuário sentado na cadeira. Na tela são mostradas quatro franjas que piscam em distintas frequências (5,6; 6,4; 6,9 e 8,0 rps). Quando o usuário dirige o olhar para uma das franjas, aparece em seus sinais cerebrais a componente fundamental da frequência da franja visualizada, ou seus harmônicos, que é detectada através de doze eletrodos de EEG convenientemente situados na região visual do córtex cerebral (localizações P7, PO7, PO5, PO3, POz, PO4, PO6, PO8, P8, O1, O2 e Oz). Ao lado de cada franja são colocados LEDs que são utilizados como realimentação visual para motivar o usuário, quando o sistema consegue detectar corretamente a frequência cerebral que corresponde à franja visualizada. É utilizado um teste estatístico (Test F- Espectral) para extrair a resposta evocada, e um classificador baseado em regras (árvore de decisão) para discriminar a frequência do estímulo. A Figura 6.10 mostra a cadeira de rodas robotizada da UFES/Brasil comandada por SSVEP [32].



Figura 6.10. Cadeira de rodas robotizada da UFES/Brasil comandada por SSVEP.

6.4 Conclusões

Neste capítulo foram apresentados os fundamentos dos sinais eletroencefalográficos (EEG), a forma de capturá-los, a extração das características de interesse, e o reconhecimento (classificação) dos padrões cerebrais. Também foram mostrados exemplos de aplicação de dispositivos comandados por esse tipo de sinais,

comentando os detalhes de cada processo de operação. Atualmente, nas numerosas pesquisas que vêm sendo realizadas neste campo, estão sendo realizados trabalhos, entre outros, sobre novas técnicas que melhorem a resolução temporal e espacial na aquisição dos sinais cerebrais, e em melhorar a usabilidade e portabilidade dos dispositivos em geral [54]. Além disso, estão sendo realizadas pesquisas sobre estratégias para melhorar o processamento de tais sinais, os processos de filtragem (espacial e temporal), de aprendizagem automática de sinal, e de adaptação a cada indivíduo em particular ao longo do tempo. O objetivo final é integrar a ICC em uma aplicação útil para o usuário, onde aspectos como a integração do hardware e software e sua inclusão em ambientes reais e virtuais sejam mais intuitivos e amigáveis com o usuário final. Um exemplo dessas novas tecnologias são as ICCs recentemente implementadas para a identificação única de pessoas (Biometria) [39, 13]. Este tipo de aplicação começou a ser utilizado recentemente para autenticação através de EEG, onde a senha pessoal é um conjunto de pensamentos [29, 33]. Outra novidade nesta área de pesquisa é a neurorealimentação (*neurofeedback*), uma técnica que se baseia em medir a atividade cerebral e ensinar as pessoas como regulá-la por meio de aprendizagem condicionada [38]. O objetivo final consiste em conseguir que as mudanças nos padrões da atividade cerebral impliquem em uma melhora de comportamento (no caso de transtornos neurológicos) ou em uma melhora nas capacidades cognitivas do indivíduo (síndrome de falta de atenção ou de concentração).

Referências

- [1] T. Bastos et al. “Towards a new modality-independent interface for a robotic wheelchair”. Em: *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 90 (2013), pp. 1–16.
- [2] T. Blakely et al. “Robust, long-term control of an electrocorticographic brain-computer interface with fixed parameters”. Em: *Neurosurgical Focus* 27.1 (2009), E13.
- [3] B. Blankertz et al. “Invariant common spatial patterns: Alleviating nonstationarities in braincomputer interfacing”. Em: *Advances in Neural Information Processing Systems* 20 (2008).
- [4] B. Blankertz et al. “The Berlin brain-computer interface: non-medical users of ICCS technology”. Em: *Frontiers in Neuroscience* 4.198 (2010).
- [5] A. Brouwer e B. Van. “A tactile P300 brain-computer interface”. Em: *Frontiers in Neuroscience* 4.19 (2010), pp. 2–4.
- [6] J. M. Carmena et al. “Learning to Control a Brain-Machine Interface for Reaching and Grasping by Primates”. Em: *PLOS Biology* 1.2 (2003), E42.
- [7] S. Chiappa e S. Bengio. “HMM and IOHMM modeling of EEG rhythms for asynchronous ICCS systems”. Em: *European Symposium on Artificial Neural Networks (ESANN)*. 2004.
- [8] T. Eichele et al. “Removal of MRI artifacts from EEG recordings”. Em: *Simultaneous EEG and fMRI: Recording, Analysis, and Application*. Ed. por M. Ullsperger e S. Debener. Oxford Scholarship, 2010. Cap. 2-3.
- [9] A. Eklund et al. “A Brain Computer Interface for Communication Using Real-Time fMRI”. Em: *IEEE International Conference on Pattern Recognition*. 2010, pp. 365–369.
- [10] A. Erfanian, F. Oveisi e A. Shadvar. “Feature Extraction by Mutual Information Based On Minimal-Redundancy-Maximal-Relevance Criterion and Its Application to Classifying EEG Signal for Brain-Computer Interfaces”. Em: *Recent Advances in Brain-Computer Interface Systems*. Ed. por Reza Fazel-Rezai. InTech, 2011. Cap. 3.

-
- [11] F. Escudero et al. “Registro de señales EEG para aplicaciones de interfaz cerebro computadora (ICC) basado en potenciales evocados visuales de estado estacionario (PEVEE)”. Em: *IV Latin American Congress on Biomedical Engineering*. Vol. 18. 2008, pp. 87–90.
 - [12] F. Escudero et al. “Two-dimensional auditory p300 speller with predictive text system”. Em: *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2010, pp. 4185–8.
 - [13] S. Fabri, K. Camilleri e T. Cassar. “Parametric modelling of EEG data for the identification of mental tasks”. Em: *Biomedical Engineering: Trends in Electronics, Communications and Software*. Ed. por Anthony N. Laskovski. InTech, 2011. Cap. 19.
 - [14] E. Felton et al. “Electrocorticographically controlled brain-computer interfaces using motor and sensory imagery in patients with temporary subdural electrode implants”. Em: *Journal of Neurosurgery* 106 (2007), pp. 495–500.
 - [15] A. Ferreira et al. “Human-machine interfaces based on EMG and EEG applied to robotic systems”. Em: *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation* 5:10 (2008).
 - [16] A. Ferreira et al. “Human-machine interfaces based on muscular and brain signals applied to a wheelchair”. Em: *Journal of Physics: Conference Series* 90 (2007).
 - [17] P. Ferrez e J. Millán. “Error-related EEG potentials generated during simulated brain-computer interaction”. Em: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 55 (2008), pp. 923–929.
 - [18] J. A. Gallego et al. “A neuroprosthesis for tremor management through the control of muscle co-contraction”. Em: *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation* 10.1 (2013), p. 36.
 - [19] B. Grainmann, B. Allison e G. Pfurtscheller. *Brain-computer interfaces: a gentle introduction*. 2010.
 - [20] J. Ibáñez et al. “An EEG-Based Design for the Online Detection of Movement Intention”. Em: *Advances in Computational Intelligence* (2011), pp. 370–377.
 - [21] I. Iturrate, L. Montesano e J. Minguez. “Robot Reinforcement Learning using EEG-based reward signals”. Em: *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. 2010.
 - [22] I. Iturrate et al. “Non-Invasive Brain-Actuated Wheelchair Based on a P300 Neurophysiological Protocol and Automated Navigation”. Em: *IEEE Transactions on Robotics* 25 (2009).
 - [23] I. Iturrate et al. “Synchronous EEG Brain-Actuated Wheelchair with Automated Navigation”. Em: *IEEE international conference of Robotics and Automation*. 2009.
 - [24] M. Kaper et al. “ICCs Competition 2003 - Data Set IIb: Support Vector Machines for the P300 Speller Paradigm”. Em: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 51.6 (2004).
-

-
- [25] A. Karim et al. “Neural Internet: Web Surfing with Brain Potentials for the Completely Paralyzed”. Em: *Neurorehabilitation and Neural Repair* 20.4 (2006).
- [26] L. Kauhanen, T. Nykopp e M. Sams. “Classification of single MEG trials related to left and right index finger movements”. Em: *Clinical Neurophysiology* 117 (2006), pp. 430–439.
- [27] M. A. Lopez. “Interfaz ICCS de altas prestaciones basada en la detección y procesamiento de la actividad cerebral”. Tese de doutoramento. Universidad de Granadas, 2009.
- [28] E. D. Louis. “Essential Tremors: a Family of Neurodegenerative Disorders?”. Em: *Archives of Neurology* 66.10 (2009), pp. 1202–1208.
- [29] S. Marcel e J. del R. Millan. “Person authentication using brainwaves (EEG) and maximum a posteriori model adaptation”. Em: *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 29.4 (2007), pp. 743–752.
- [30] J. Martinez. “Comunicación con computador mediante señales cerebrales. Aplicación a la tecnología de rehabilitación”. Tese de doutoramento. Universidad Politécnica de Madrid, 2009.
- [31] J. Mellinger et al. “An MEG-based brain-computer interface”. Em: *Neuroimage* 36 (2007), pp. 581–593.
- [32] S. Muller, T. F. Bastos-Filho e M. Sarcinelli Filho. “Proposal of a SSVEP-BCI to Command a Robotic Wheelchair”. Em: *Journal of Control, Automation and Electrical Systems* 24 (2013), pp. 97–105.
- [33] K. N. Plataniotis N. V. Boulgouris e E. Micheli-Tzanakou. “Multimodal Physiological Biometrics Authentication”. Em: *Biometrics: Theory, Methods, and Applications*. Ed. por A. Riera et al. 2008. Cap. 18.
- [34] C. Neuper et al. “Motor imagery and EEG-based control of spelling devices and neuroprostheses”. Em: *Progress in Brain Research* 159 (2006), pp. 393–409.
- [35] A. Nijholt. “ICCS for games: A ‘state of the art’ survey”. Em: *Entertainment Computing*. 2009.
- [36] A. Nijholt et al. “Brain-computer interfaces for hci and games”. Em: *CHI ’08 extended abstracts on Human Factors in Computing Systems*. 2008.
- [37] J. de la O. Chavez. “Interfaz cerebro-computadora para el control de un cursor basada en ondas cerebrales”. Tese de doutoramento. Universidad Autónoma Metropolitana Azcapotzalco, 2006.
- [38] C. Omar et al. “A Feedback Information-Theoretic Approach to the Design of Brain-Computer Interfaces”. Em: *International Journal on Human-Computer Interaction* 27.1 (2009), pp. 5–23.
- [39] R. Palaniappan. “Multiple Mental Thought Parametric Classification: A New Approach for Individual Identification”. Em: *International Journal of Signal Processing* 2.3 (2005), pp. 222–225.
-

-
- [40] W. Penny e S. Roberts. “EEG-Based Communication Via Dynamic Neural Network Models”. Em: *Proceedings of International Joint Conference on Neural Networks*. 1999.
 - [41] G. Pfurtscheller e F. H. Lopes da Silva. “Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles”. Em: *Clinical Neurophysiology* 110.11 (1999), pp. 1842–57.
 - [42] G. Pfurtscheller et al. “EEG-based asynchronous ICCS controls functional electrical stimulation in a tetraplegic patient”. Em: *Journal on Applied Signal Processing* (2005), pp. 3152–3155.
 - [43] J. Philips et al. “Adaptive Shared Control Of A Brain-Actuated Simulated Wheelchair”. Em: *Proceedings of IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*. 2007.
 - [44] M. Poulos et al. “On the use of EEG features towards person identification via neural networks”. Em: *Medical Informatics and the Internet in Medicine* 26.1 (1999), pp. 35–48.
 - [45] J. del R. Millan et al. “Noninvasive Brain-Actuated Control of a Mobile Robot by Human EEG”. Em: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 51.6 (2004), pp. 1026–1033.
 - [46] E. Rocon e J. L. Pons. *Exoskeletons in Rehabilitation Robotics*. Ed. por E. Rocon e J. L. Pons. Springer, 2011.
 - [47] E. Rocon et al. “Design and validation of a rehabilitation robotic exoskeleton for tremor assessment and suppression”. Em: *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 15.3 (2007), pp. 367–378.
 - [48] E. Rocon et al. “Pathological Tremors Management: Modelling, Compensatory Technology and Evaluation”. Em: *Technology and Disability* 16 (2004), pp. 3–18.
 - [49] L. Roijendijk. “Variability and nonstationarity in Brain Computer Interfaces”. Tese de mestrado. Radboud University Nijmegen, 2009.
 - [50] G. Schalk et al. “BCI2000: A general-purpose brain-computer interface (BCI) system”. Em: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 51.6 (2004), pp. 1034–1040.
 - [51] J. L. Sirvent et al. “Visual Evoked Potential-Based Brain-Machine Interface Applications to Assist Disabled People”. Em: *Expert Systems with Applications* 39.9 (2012), pp. 7908–7918.
 - [52] M. Tangermann et al. “Playing pinball with non-invasive BCI”. Em: *Advances in Neural Information Processing Systems* 21 (2008).
 - [53] L. Tonin et al. “The role of shared-control in ICCs-based telepresence”. Em: *Proceedings of IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*. 2010, pp. 1462–1466.
-

-
- [54] M. Ullaperger e S. Debener. *Simultaneous EEG and fMRI recording, analysis, and application*. Ed. por M. Ullaperger e S. Debener. Oxford University Press, 2010.
 - [55] M. Velliste et al. “Cortical control of a prosthetic arm for self-feeding”. Em: *Nature* 453 (2008), pp. 1098–1101.
 - [56] G. K. Wenning et al. “Prevalence of movement disorders in men and women aged 50-89 years (Bruneck Study cohort): a population-based study”. Em: *Lancet Neurology* 4.12 (2005), pp. 815–820.
 - [57] J. Wolpaw e D. McFarland. “Control of a two dimensional movement signal by a noninvasive brain computer interface in humans”. Em: *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*. Vol. 101. 51. 2004, pp. 17849–17854.
-

Capítulo 7

Interfaces multimodais

Anselmo Frizera[†], Ramón Ceres[‡], José Maria Azorín[§], Carlos A. Cifuentes[†], Teodiano Freire Bastos[†], Eduardo Rocon[‡], Alejandro Clemotte[‡] e Eduardo Iáñez[§]

[†]*Universidade Federal do Espírito Santo, Brasil.*

[‡]*Consejo Superior de Investigaciones Científicas, Espanha.*

[§]*Universidad Miguel Hernández de Elche, Espanha.*

7.1 Introdução

Os avanços tecnológicos e dos diversos métodos de processamento de sinais proporcionaram um aumento no número de meios inovadores de interação entre o ser humano e a máquina. Os capítulos anteriores apresentaram diferentes enfoques para a construção de interfaces, desde o uso de periféricos adaptados, até o processamento de sinais obtidos da atividade cerebral de usuários.

É notável que o uso de periféricos, como mouse e teclado, para acessar o computador restrinjam o fluxo de informação entre os dois agentes. Isto é mais evidente nos casos de pessoas que não possuem capacidades motoras para manipular estes dispositivos. Portanto, o aparecimento de interfaces que empregam canais alternativos de comunicação proporcionaram novos níveis de interação com sistemas informáticos. Sistemas baseados em reconhecimento de voz, seguimento do globo ocular ou de movimentos corporais, captação de biossinais, entre outros, são foco de interesse de muitos grupos de pesquisa em todo o mundo.

Neste sentido, nota-se um crescente interesse na modelagem e obtenção de informação da interação entre o ser humano e dispositivos em geral, desde parâmetros físicos, compreendendo o fluxo de potência entre os agentes, até parâmetros cognitivos referentes ao intercâmbio de informação bidirecional entre o ser humano e sistemas avançados. Os avanços da interação cognitiva humano-máquina apontam à extração de informação diretamente dos processos cognitivos humanos envolvidos na execução normal de tarefas [3, 31].

Entretanto, a interação de humanos com o ambiente e com outros humanos se dá naturalmente de forma multimodal, envolvendo modos variados e concorrentes de comunicação [34]. Além disso, sabe-se que o uso de vários tipos de sensores podem aumentar a precisão de medida, reduzindo as incertezas na tomada de decisões [13, 22].

Um ponto importante das interfaces modernas é evitar a saturação dos canais cognitivos, ao mesmo tempo em que se buscam novos meios de intercâmbio de informação entre o ser humano e a máquina. Neste contexto, as interfaces multimodais propõem uma estratégia de combinação de diversos canais nos distintos níveis de interação, e gerando sistemas mais robustos, com melhor compreensão do fenômeno fisiológico através do emprego de técnicas de fusão de dados. Estas interfaces são, muitas vezes, chamadas *Interfaces Naturais*, e as razões desse enfoque são [34, 3]:

Práticas. Um importante inconveniente do uso de interfaces baseadas em um único modo de comunicação é a falta de robustez e precisão na identificação das intenções e comandos. Além disso, são introduzidos atrasos quando os processos cognitivos naturais são convertidos em uma sequência imposta de tarefas. É necessário um estágio prévio de treinamento para que o usuário seja capaz de mapear processos cognitivos em uma nova série de saídas não naturais. Tudo isto pode causar fadiga no usuário a nível físico e mental.

Biológicas. Considerando concretamente a interação cognitiva, o uso de vários canais para a obtenção de informação permite utilizar mecanismos naturais de controle neuromotor humano empregando comandos bastantes otimizados para a comunicação e interação multimodal com o ambiente. Além disso, muita informação é perdida no momento em que as tarefas biológicas são traduzidas em eventos discretos, ou seja, não existe uma correspondência direta na conversão de eventos naturais ou gestos em comandos de *joysticks* ou interruptores, por exemplo.

Reabilitação. Um das aplicações com importante crescimento dos sistemas computacionais e da robótica pessoal é a reabilitação. A interação direta com os fenômenos relacionados com processos cognitivos é uma maneira de excitá-los e quantificar a evolução de uma terapia reabilitadora. Outra razão para o uso de modalidades variadas em uma interação é permitir que pessoas com limitações físicas e cognitivas possam ter acesso ao computador. Ao combinar a informação de diferentes canais de comunicação, estas limitações podem ser atenuadas.

Este capítulo apresenta desenvolvimentos de interfaces multimodais aplicadas a pessoas com deficiência, permitindo-lhes o acesso ao computador, ou bem a outros sistemas controlados por computador. As próximas seções apresentam estudos de casos específicos de trabalhos desenvolvidos por grupos de pesquisa membros da Rede IBERADA.

7.2 Aplicações e estudos de caso

Como foi comentado na seção anterior, o uso de interfaces multimodais é uma solução interessante para buscar uma interação mais natural com o computador e sistemas robóticos e oferece uma série de vantagens em diferentes níveis. Além disso, ao aumentar as modalidades de interação com o dispositivo, evita-se a saturação de canais de comunicação.

Em especial, considerando as interfaces cérebro-computador (BCI, *Brain Computer Interfaces*), o uso de interfaces multimodais permite aumentar não somente o número ou variedade de comandos, mas também a taxa de *bits* do sistema. Por isso, faz-se necessária a busca de novas soluções que permitam gerar um maior número de comandos e melhor controle por parte do usuário.

Existem diferentes trabalhos relacionados com a multimodalidade em diversos âmbitos. No âmbito médico, V. Zudilova et al. combinaram o reconhecimento de voz, o reconhecimento de gestos e a manipulação direta de objetos em um ambiente virtual para o treinamento dos pacientes [40]. Também foram realizadas aplicações dirigidas a pessoas com deficiência, como um sistema multimodal realizado por W. Yu et al., que combinaram tecnologias visuais, auditivas e hápticas, melhorando o acesso à Internet por pessoas com deficiência visual [39]. O controle de robôs também foi objeto destas interfaces. Por exemplo, em [21], foi combinada uma interface ocular baseada em EOG com o reconhecimento de voz para controlar um braço robótico em três dimensões, realizando tarefas de agarre e deslocamento de objetos.

Por outra parte, as interfaces oculares e cerebrais também foram utilizadas em interfaces multimodais. Á. Úbeda et al. combinaram em diversos trabalhos uma interface ocular baseada em EOG com tecnologias hápticas, projetando diversas estratégias de controle (não simultânea, controle compartilhado e fusão sensorial) para a realização de trajetórias com um braço robô [42]. Também, utilizando a mesma interface multimodal, foi estudada a redução do tremor das mãos de um usuário para poder realizar um controle preciso na realização de trajetórias com um braço robótico em [41]. Isto pode ser muito útil para pessoas com doenças do sistema nervoso, como a doença de Parkinson. Os sistemas BCI também foram utilizados nas interfaces multimodais, onde R. Leeb et al. as combinaram com informação muscular mediante sinais mioelétricos (EMG) [19].

As interfaces cerebrais e oculares também foram combinadas entre si em interfaces multimodais. Por exemplo, em [18] foi projetada uma interface multimodal para o alcance de objetos em um ambiente virtual 3D combinando uma interface BCI não invasiva espontânea com uma interface ocular baseada em Oculografia Infravermelha (IROG, *InfraRed OculoGraphy*). Em [25] foi controlado um robô móvel mediante comandos gerados a partir da combinação de uma BCI não invasiva espontânea com uma interface EOG.

Em um contexto diferente, apresenta-se em [8] uma interface multimodal para o controle de um andador robótico. A ideia é extrair informação das forças de interação em membros superiores e a evolução espaço-temporal dos membros inferiores, com a finalidade de obter as intenções de movimento do usuário. Tal

andador robótico Simbiosis foi validado em experimentos de marcha assistida com pacientes com lesão medular incompleta no Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo (Espanha), apresentando resultados interessantes desde o ponto de vista do potencial reabilitador e de compensação funcional do sistema.

A seguir são apresentados quatro estudos de caso abordando desenvolvimentos de interfaces multimodais por grupos de pesquisa da Rede IBERADA. No primeiro, apresenta-se um sistema que combina movimentos de cabeça e olhos, com a finalidade de permitir a interação de pessoas com paralisia cerebral com o computador. No segundo, uma interface multimodal é realizada através da integração de uma BCI e uma interface baseada em sinais de eletrooculografia (EOG). A supressão do tremor mediante uma neuroprótese e uma interface multimodal é apresentada na seção 7.2.3. Finalmente, na seção 7.2.4 é apresentado um sistema que permite a aquisição coordenada de movimentos e da atividade muscular associada, permitindo a realização de estudos do movimento humano e da interação com sistemas robóticos em geral.

7.2.1 Interface multimodal por movimentos de cabeça e olhos

Apresenta-se nesta seção o projeto conceitual de um sistema multimodal baseado em experiências realizadas com pessoas com Paralisia Cerebral (PC) realizando tarefas simples de alcance de objetivos em um computador através de dois sistemas baseados no uso de canais e tecnologias diferentes, um mediante câmeras infravermelhas por controle de movimento do globo ocular (IRISCOM) e outro mediante sensores inerciais, por movimentos de cabeça (ENLAZA). Ambos os sistemas são descritos a seguir, comentando posteriormente a metodologia e as observações realizadas, e finalmente apresenta-se a proposta que poderia melhorar o controle de movimentos do cursor.

Sistema IRISCOM e ENLAZA

O dispositivo IRISCOM foi projetado para pessoas com alta limitação em sua funcionalidade motriz e permite o controle de um computador mediante o movimento dos olhos. Trata-se de um dispositivo que substitui o mouse, possibilitando que pessoas que não podem manejar o mouse com as mãos consigam realizar esta função simplesmente dirigindo o olhar para o lugar desejado [24]. O dispositivo consiste de uma câmera e dois emissores de luz infravermelha que são acoplados a um computador. A câmera captura a imagem do olho do usuário, e o reflexo que os dois emissores de infravermelho produzem sobre a pupila permite a um software específico interpretar esta imagem, calcular o lugar da tela para onde o usuário está olhando, e converter essa posição em coordenadas para o mouse.

O sistema ENLAZA é um comunicador inercial particularizado para a análise de movimentos de cabeça para o controle do computador. Embora crianças com Paralisia Cerebral (PC) tenham limitações em todas as áreas da função motora, as extremidades normalmente são mais afetadas do que o movimento da cabeça

[36]. Assim, a interface inercial ENLAZA é um dispositivo projetado para ser controlado por movimentos residuais da cabeça. O comunicador inercial ENLAZA consiste em uma IMU (*Inertial Measurement Unit*) comercial que permite sua fixação mecânica à cabeça do usuário, e um aplicativo de software que pode ser executado em um computador comum que captura os dados provenientes da IMU. Para o cálculo da orientação angular da IMU, é utilizado um algoritmo de Kalman baseado no algoritmo de Roetenberg [32]. O sistema ENLAZA foi desenvolvido no CSIC/Espanha, no Grupo de Bioengenharia.

Metodologia

O objetivo dos testes realizados com pessoas com PC utilizando os sistemas IRISCOM e ENLAZA foi identificar as limitações do sistema IRISCOM sob a hipótese de que os problemas de controle do cursor podem dever-se ao movimento involuntário da íris ou à dificuldade para manter a postura da cabeça em frente ao dispositivo. Foram definidas várias métricas em diferentes domínios para verificar tais hipóteses. Uma delas mede a frequência na qual se produz a maior densidade espectral de potência (Figura 7.1). A outra, a faixa de movimento (ROM, *Range of Motion*) define-se como a diferença entre os valores máximo e mínimo dos ângulos de Euler (Figura 7.2).

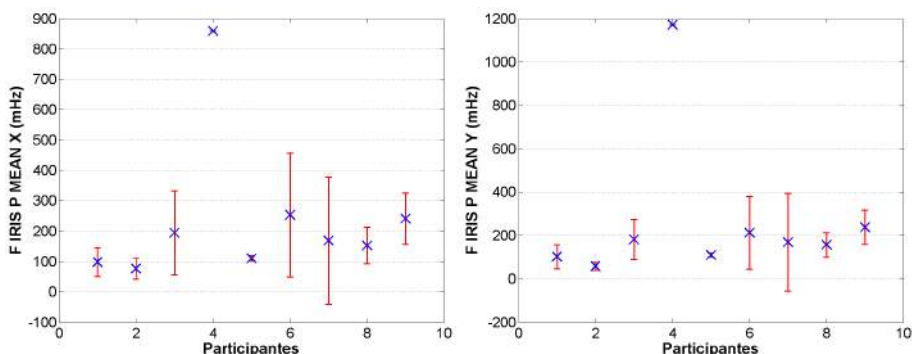


Figura 7.1. Representações gráficas das métricas que medem as componentes espectrais dos movimentos da íris. Frequência na qual se produz a maior densidade espectral no eixo horizontal (esquerda) e vertical (direita) por usuário.

Sete pessoas com PC severa e dois usuários saudáveis foram recrutados (média e desvio padrão de idades dos participantes: 29 e 6, respectivamente). Não foi realizado treinamento prévio de familiarização com as interfaces com nenhum usuário. Os experimentos foram realizados em ASpace-Cantabria (Santander, Espanha).

Os testes requerem que os participantes mirem um alvo na tela e mantenham o olhar sobre o alvo durante 2 segundos para sua seleção. Então, o alvo muda de posição, seguindo uma ordem sequencial. Os testes do tipo alcance de alvos foram realizados até 204 vezes por sujeito (média 117, mínimo 10) durante três dias

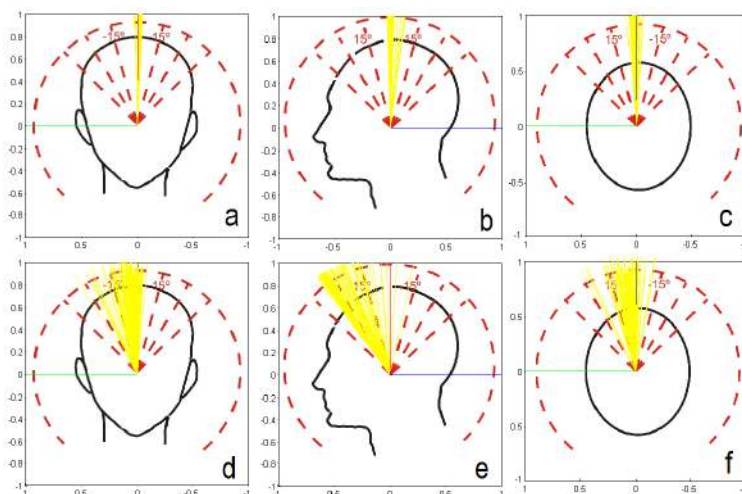


Figura 7.2. Faixa de movimento frontal, sagital e transversal para sujeito sem deficiência (a, b e c) e para sujeito com PC (d, e e f).

consecutivos. Cada condição consiste em alcançar o alvo até 17 vezes, dependendo das capacidades dos sujeitos. O teste foi realizado mediante o uso do sistema IRISCOM como controlador do cursor. O sistema de seguimento do movimento da cabeça ENLAZA registrou as amplitudes de movimento (ROM) da cabeça para cada teste. Os resultados indicam que a dificuldade de controle do cursor parece estar mais relacionada com a limitação no controle postural da cabeça do que com o movimento da íris.

Limitações de usabilidade e fusão sensorial

Foi proposta então a hipótese de que os problemas de controle no sistema IRISCOM se devem às limitações de controle postural (medida através da métrica ROM), especialmente notável em pessoas com paralisia cerebral hipotônica.

Presume-se que a limitação no controle postural afeta o sistema IRISCOM porque os usuários com PC movem a cabeça da posição de calibração. A interface ENLAZA permite extrair padrões cinemáticos do movimento da cabeça sem necessidade de algoritmos complexos de reconstrução do movimento. Não é o caso, por exemplo, da interface IRISCOM, onde a obtenção de padrões cinemáticos requer o processamento de imagens e a modelagem tridimensional.

Para que o sistema IRISCOM seja capaz de transformar a orientação do olhar em coordenadas para o cursor do computador, o usuário deve encontrar-se em todo momento na faixa de medida do sistema sensorial, o que frequentemente não é fácil para usuários com limitações motoras e posturais. Neste sentido, espera-se que o sistema ENLAZA atue não somente de forma complementar, mas também de forma alternativa. Por outro lado, a interface IRISCOM não exige que o usuário vista

	ENLAZA	IRISCOM
Recursos computacionais	Baixo	Alto
Invasivo	Médio	Nada
Faixa de medida	Alta	Baixa
Sinal de controle	Ruidoso	Pouco ruidoso
Robustez a condições de iluminação	Alta	Baixa
Taxa de digitalização	Alta	Baixa

Tabela 7.1. Vantagens e desvantagens das interfaces IRISCOM e ENLAZA.

nenhum dispositivo adicional, sendo muito menos invasivo que o sistema ENLAZA. De fato, como o usuário não deve portar nenhum sensor, o sistema IRISCOM opera como uma tecnologia sem fios para o usuário, aspecto que é muito interessante para grupos de pessoas com capacidades limitadas por questões de comodidade.

Por outro lado, os testes mostraram que a falta de controle motor da cabeça por parte das pessoas com Paralisia Cerebral (PC) não se reflete no controle ocular, ou seja, as pessoas com PC são capazes de manter o olhar no ponto onde desejam, inclusive quando estas pessoas não são capazes de manter um bom controle corporal. Portanto, a informação extraída da direção do olhar é menos ruidosa do que a informação extraída dos movimentos da cabeça, o que torna mais simples estimar a atenção do usuário. As duas interfaces têm vantagens e desvantagens, as quais são resumidas na Tabela 7.1. As vantagens de cada interface podem ser integradas mediante a fusão de ambas, gerando uma interface mais robusta com relação às interfaces operando de forma separada, de maneira que cada interface cubra as limitações e deficiências da outra.

Sistema multimodal

O conceito de fusão sensorial é relativamente novo, embora os humanos e animais já o utilizem há muito tempo [12]. Por exemplo, é comum para todos identificar se um alimento é comestível ou não através da informação fornecida pelos olhos e o olfato, de tal maneira que ao ter dados de várias fontes pode-se decidir com maior certeza. Estes tipos de sistemas são do tipo redundante.

Diferentes fontes de informação podem ser fusionadas, tanto por ser complementares (como é o caso tratado neste capítulo) como alternativas (predomínio de uma ou outra em função da situação: iluminação, ruído, posição). Para mais detalhes, o leitor pode consultar [17], [2] ou [37].

Em nosso caso particular, a IRISCOM controla o cursor e, por outro lado, o ENLAZA oferece a informação sobre a localização e a orientação da cabeça do usuário em todo momento. A seleção do sistema IRISCOM como controle do cursor deve-se à precisão que se pode lograr com a informação dos olhos por ser menos ruidosa, devido à maior capacidade residual dos usuários com PC no controle ocular em relação ao controle cervical. O sistema ENLAZA faria o controle do cursor nos casos onde se estime que a informação que oferece é mais confiável em relação

aos dados da IRISCOM ou quando os olhos do usuário não sejam localizados. Este último caso é usual em usuários com PC hipotônica, devido a que estes têm capacidade limitada de manter erguida a cabeça (observação realizada durante os testes). Esta interface multimodal é denominada IRISLAZA.

Na Figura 7.3 pode-se observar um esquema da proposta realizada. As duas fontes de dados são o sistema de visão IRISCOM e o sistema de medida inercial ENLAZA. Ambos os sistemas fornecem dados que são processados pelos respectivos blocos do esquema. A seguir serão descritos estes blocos.

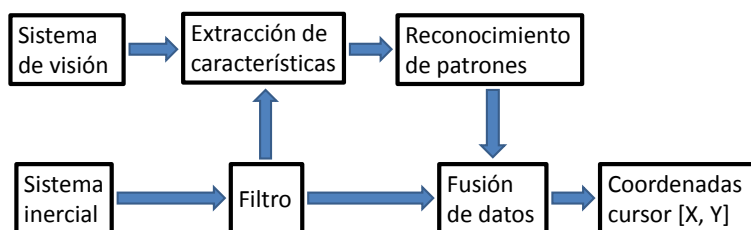


Figura 7.3. Diagrama de blocos da arquitetura proposta para a fusão de dados das interfaces IRISCOM e ENLAZA.

Por um dos braços do fluxo de dados temos o bloco “Filtro”, que busca estimar a intenção do usuário, descartando movimentos não intencionais. Raya et al. [26] realizaram uma proposta para este bloco mediante um filtro de Kalman robusto. A robustez se baseia na metodologia dos M estimadores seguindo a função de Huber [14]. Estes concluem que com este tipo de filtro melhora-se o controle motor fino dos usuários com PC. A saída do bloco “Filtro” conecta-se ao bloco de “Fusão de dados” e ao bloco “Extração de características”.

Seguindo o outro braço do fluxo de dados, temos o bloco “Extração de características”, o qual tem como objetivo a segmentação da imagem de vídeo. A segmentação permite uma análise menos complexa quanto aos recursos computacionais necessários para o processamento. O bloco “Filtro” oferece informação que permite conhecer se o usuário tem a cabeça orientada em relação à tela ou não. Assim, o sistema ENLAZA respalda o sistema IRISCOM, evitando inconsistências de execução do aplicativo de software, devido a que a cabeça encontra-se fora da faixa do sensor.

A imagem procedente do bloco “Extração de características” passa ao bloco de “Reconhecimento de padrões”, o qual, em função de certos parâmetros de calibração e certas estratégias de filtragem, calcula a “direção do olhar” com respeito à tela do computador.

O bloco que segue, o de “Fusão de dados”, é o que possui a tarefa de integrar a informação procedente de ambos os sistemas, o de visão e o inercial, de maneira que o controlador do cursor reflete melhor as intenções do usuário. Este bloco deverá decidir se utiliza como controle o IRISCOM (se a cabeça encontra-se dentro

da faixa) ou o ENLAZA (caso o usuário tenha a cabeça fora da faixa ou devido a problemas com a estimativa da direção do olhar). A saída deste bloco são as coordenadas do cursor.

A fusão permite aproveitar a vantagem do sistema ENLAZA, o qual permite identificar a orientação da cabeça, em todo momento, independentemente de que o usuário encontre-se na faixa de medida do sistema IRISCOM. Se o sistema ENLAZA detecta que o usuário não se encontra na faixa de medida do sistema IRISCOM, este dado pode ser enviado à aplicação do sistema IRISCOM. Por outro lado, o dado de quando o usuário volta à faixa de medida pode ser enviado pelo sistema ENLAZA ao sistema IRISCOM (além de suas coordenadas espaciais).

Como o sistema ENLAZA requer pouco processamento de dados, não seria um grande peso para o computador executar as tarefas de computação, podendo ambas as aplicações serem executadas em paralelo. Além disso, se aproveitaria a baixa invasividade do sistema IRISCOM e a alta robustez do sistema ENLAZA frente a condições de iluminação desfavoráveis.

7.2.2 Interface humano-máquina multimodal baseada na combinação de uma BCI e uma interface EOG

Dado que uma interface eletrooculográfica (EOG) é capaz de proporcionar quatro comandos (acima, abaixo, esquerda e direita), além da piscada de olhos em alguns casos, e as BCI atuais são capazes de diferenciar entre três tarefas mentais, realizar tarefas complexas como mover em um espaço 3D utilizando cada interface diretamente e de forma independente seria muito complicado. Por isso, foi desenvolvida uma interface multimodal que combina ambas as técnicas em um controle não simultâneo. O objetivo é combinar as saídas de cada interface em um único comando, de forma que o voluntário possa interagir sobre um ambiente 3D.

Arquitetura do sistema

Na Figura 7.4 (esquerda) pode-se ver um diagrama geral do sistema. Os sinais cerebrais (EEG) e oculares (EOG) são registrados conjuntamente a cada 0,5 segundos usando o dispositivo g.USBamp da empresa g.tec. A seguir, os dados são processados e classificados independentemente para obter a tarefa mental que a pessoa está realizando ou o movimento ocular efetuado. Finalmente, tais saídas se combinam em uma interface multimodal para gerar um único comando. Utilizam-se somente 7 eletrodos para registrar a atividade cerebral e 4 eletrodos para registrar os movimentos oculares. Foi aplicado uma filtragem entre 0 e 100 Hz, assim como um filtro Notch em 50 Hz.

Na Figura 7.4 (direita) pode-se ver uma imagem do ambiente de testes com um usuário realizando experimentos com a interface gráfica. Nessa figura pode-se ver todos os elementos necessários para realizar o teste: o usuário com os eletrodos EOG e EEG, o hardware de aquisição e o computador que processa os sinais e mostra a interface gráfica.

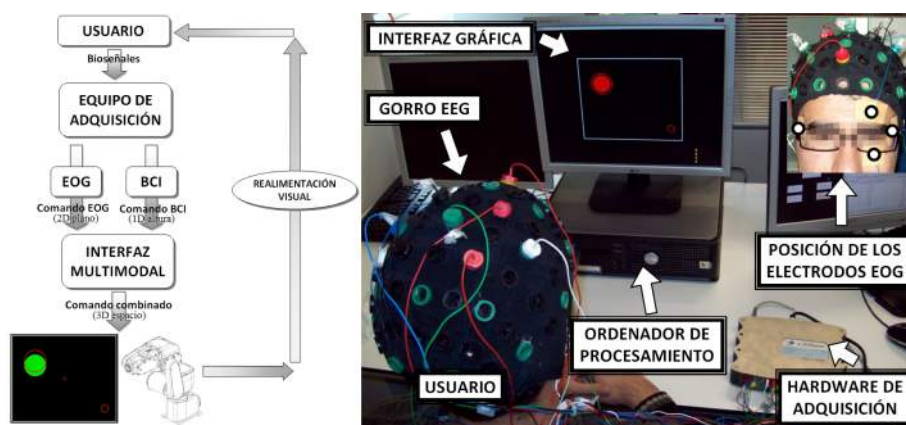


Figura 7.4. Diagrama geral do sistema (esquerda). Imagem do ambiente de testes usando a interface gráfica (direita).

Interface ocular (EOG)

Para obter os movimentos oculares foi utilizado um algoritmo capaz de detectar quando o usuário olha para cima, abaixo, esquerda ou direita (além de detectar também a piscada de olhos) [16, 15]. Os comandos oculares obtêm-se da mesma forma que com a interface cerebral, a cada 0,5 segundos. No caso de realizar um movimento entre duas janelas de processamento, este também é detectado. O algoritmo trabalha a uma frequência de 120 Hz, portanto, o sinal de entrada, registrado a 1200 Hz, é reduzido por um fator de 10. O usuário deve realizar o movimento na direção desejada e voltar o olhar ao centro rapidamente. Para registrar os movimentos oculares, colocam-se 4 eletrodos na face, ao redor dos olhos, sendo 2 para medir os movimentos horizontais e 2 para medir os movimentos oculares.

Interface cerebral (BCI)

A BCI não invasiva e espontânea utilizada é capaz de diferenciar entre três tarefas mentais: duas relacionadas com a imaginação motora (imaginação do movimento repetitivo circular do braço direito e esquerdo) e uma tarefa de repouso (contagem para trás mentalmente desde 20) [42]. Para medir a atividade cerebral foram colocados 7 eletrodos, de acordo com o sistema internacional 10/20 nas posições: FC1, FC2, C3, Cz, C4, CP1, CP2. Uma vez registrados os sinais EEG, os dados são processados em janelas de 1 segundo, a cada meio segundo. A cada janela é aplicada uma filtragem entre 5 e 35 Hz para centrar-se nas bandas alfa e beta (onde as tarefas motoras têm mais incidência). A seguir são extraídas as principais características mediante a combinação da FFT e a Transformada de Wavelet e, finalmente, aplica-se um filtro Laplaciano. Em seguida, é utilizado um classificador que combina 4 modelos baseados em LDA mediante um sistema de pontuação. Finalmente, foi

aplicado à saída da BCI a moda dos cinco instantes anteriores para obter a saída atual do sistema para, desta forma, evitar possíveis erros pontuais.

Interface multimodal

As interfaces EOG e BCI foram combinadas com a finalidade de utilizá-las para realizar o deslocamento de um cursor por um espaço 3D, que, como foi comentado, se fosse utilizada cada interface diretamente e de forma independente, isso não seria possível. Os sinais EOG e EEG são processados a cada 0,5 segundos para obter a direção do olhar e a tarefa mental que o voluntário está realizando. Ambos os comandos são combinados na interface multimodal para interagir com uma interface gráfica 3D. O usuário controla o movimento no plano mediante a interface ocular enquanto que a altura é controlada mediante a interface cerebral. Neste caso, a altura foi simulada mudando o tamanho do ponto controlado pelo usuário. Foi utilizado um controle não simultâneo para a interface multimodal, para que, em termos de usabilidade, o controle seja mais fácil para os voluntários. O controle não simultâneo implica que o usuário não utiliza ambas as interfaces ao mesmo tempo, devendo mudar de uma a outra. Desta forma, os voluntários se cansarão menos e terão menos estresse usando a interface multimodal.

Quando o usuário realiza um movimento ocular mediante a interface EOG (esquerda, direita, acima ou abaixo), o ponto sob controle começa a mover-se na direção correspondente. Para detê-lo, o voluntário deve dirigir o olhar na direção oposta ao movimento que está sendo realizado. Uma vez detido, o ponto pode ser movido de novo em qualquer outra direção. Na Figura 7.5 pode-se ver a máquina de estados projetada para tal finalidade, onde é indicado nos círculos o estado atual, e nas flechas o movimento ocular a ser efetuado para mudar de estado. Devido ao controle não simultâneo programado, somente enquanto o ponto está detido é que se pode mudar sua altura usando a BCI. Para isso, quando o voluntário pensa no movimento do braço direito, este subirá, enquanto que quando é realizada a tarefa mental de imaginação de movimento do braço esquerdo, o ponto abaixará. No caso do ponto na interface gráfica, a mudança de altura foi simulada modificando o tamanho do ponto, de forma que ele se torna maior para subir e menor para baixar.

Interface gráfica

Foi projetada uma Interface Gráfica de Usuário (GUI, *Graphic User Interface*) para testar a interface multimodal (Figura 7.6 (esquerda)). Com ela é possível controlar o movimento de um ponto na GUI utilizando um controle não simultâneo. A GUI mostra um espaço de trabalho onde pode-se mover o ponto em X, Y e Z. Foram propostas dois objetivos em posições específicas dentro da GUI.

Três voluntários saudáveis com idades compreendidas entre 25 e 35 anos participaram dos testes experimentais com a interface gráfica. Em primeiro lugar, os usuários realizaram treinamento com cada interface, de forma independente. São estabelecidos limiares específicos para cada usuário na interface EOG, sendo realizado um breve treinamento. Os resultados obtidos com a interface EOG são maiores que 92% de acerto (correspondendo o restante a não detecções) [16, 15].

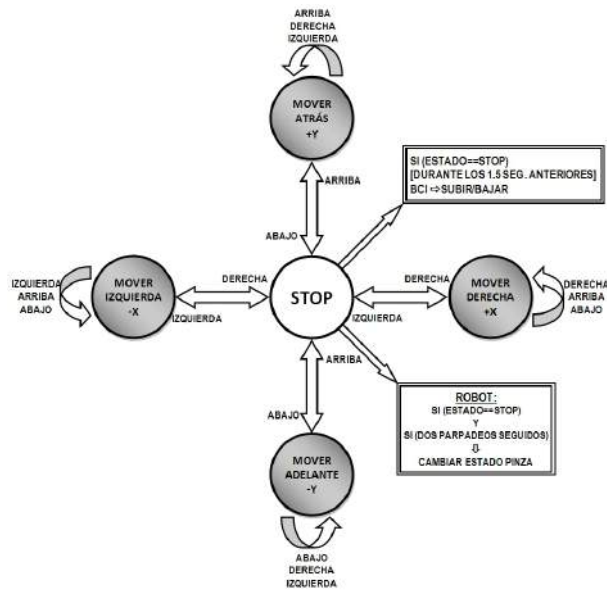


Figura 7.5. Máquina de estados para o controle do ponto na interface gráfica.

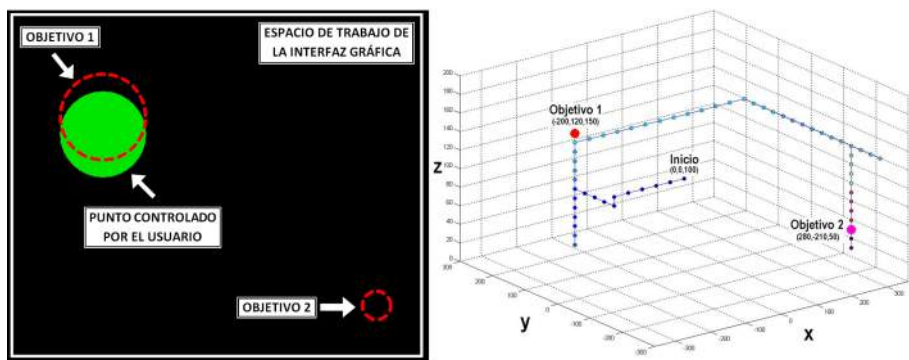


Figura 7.6. Interface gráfica de usuário (esquerda). Representação 3D de uma trajetória realizada por um usuário (direita).

A seguir, é realizado um treinamento com a BCI utilizando diferentes interfaces gráficas com realimentação visual para que o usuário saiba se está operando bem ou não. Na BCI foram obtidos resultados muito baixos inicialmente, mas que melhoram ao realizar os testes com realimentação visual e com o treinamento [42]. Além disso, estes resultados melhoraram ainda mais quando o usuário começou a treinar de forma livre e a realizar testes com a interface gráfica. Uma vez que ambas as interfaces são controladas de forma adequada, os usuários podem começar a utilizar a interface multimodal.

Quando os usuários começam a utilizar a interface, eles devem alcançar dois objetivos. Todos os usuários preferiram aproximar-se dos objetivos, primeiro realizando os movimentos oculares necessários (plano XY), e então, usando a BCI para imaginar a tarefa mental correspondente para ajustar a altura do ponto (altura simulada com o tamanho do ponto). A maioria do tempo utilizado para chegar aos objetivos é devida à BCI, já que é mais lenta que a interface EOG. A BCI requer pensar constantemente na tarefa mental correspondente para incrementar ou decrementar a altura, enquanto que com a interface EOG somente é necessário realizar um movimento ocular para começar a mover o ponto em uma direção ou para detê-lo. Mesmo assim, o tempo empregado pelos usuários para chegar aos objetivos é bastante baixo. Na Figura 7.6 (direita) mostra-se uma representação 3D de uma trajetória realizada por um usuário usando a GUI, onde comprova-se como o usuário se aproxima aos mesmos, primeiro realizando movimentos no plano, usando a interface ocular, e em seguida ajusta a altura com a BCI.

Os tempos gastos para uso da interface foram baixos, e considerando o tempo mínimo que poderia ser utilizado para chegar ao objetivo, foram conseguidas velocidades médias de aproximadamente 74%. Também foi medido o erro mediante a distância Manhattan, obtendo erros globais médios de 2,3 unidades. O erro medido, independentemente, nos eixos X e Y é muito baixo em todos os casos, no máximo de 1 unidade, obtendo uma média de 0,28 unidades. Isto é devido à grande precisão da interface EOG. Por outro lado, no eixo Z, os erros são um pouco maiores, mas, na média, foram obtidas 1,8 unidades de erro. Estes resultados podem ser analisados com mais detalhes em [16].

A interface multimodal que combina uma interface EOG com uma BCI espontânea não invasiva permitiu controlar um ponto em um espaço 3D. Isto não teria sido possível usando cada interface diretamente e de forma independente. Os usuários controlaram o movimento no plano utilizando a interface EOG, enquanto que a altura foi controlada mediante a BCI.

7.2.3 Interface humano-máquina multimodal para o controle de uma neuroprótese de supressão do tremor

No Capítulo 6 foi apresentada parte da interface multimodal para o controle de uma neuroprótese de supressão do tremor. Esta seção se concentra na descrição das outras modalidades e sua interação. A interface multimodal compreende medidas de eletroencefalografia (EEG), eletromiografia superficial (sEMG) e de movimento real, mediante o uso de Unidades de Medida Inercial (IMUs). Cada modalidade

de medida permite a extração de informação referente ao movimento em distintos níveis: 1) O classificador em tempo real mediante EEG se encarrega de detectar a intenção de movimento antes que este seja produzido, o que permite alertar ao resto do sistema para aplicar as estratégias de caracterização e cancelamento do tremor (como se apresenta no Capítulo 6); 2) O sEMG detecta o início do tremor e estima sua frequência e fase; 3) As IMUs fazem um seguimento da amplitude e fase do tremor em cada articulação. O uso de informação redundante sobre a execução do movimento permite também conseguir uma maior robustez para a interface frente a possíveis erros de detecção/estimativa. As possíveis falhas na detecção da intencionalidade de movimento mediante o sistema de EEG podem ser corrigidas mediante as medidas de sEMG. Além disso, o classificador de intencionalidade de movimento mediante EEG pode ser beneficiado pela correta etiquetagem do sinal medida pelas IMUs para empregar a informação sobre os movimentos recentemente realizados como exemplos de treinamento do sistema. Outro exemplo interessante de integração entre as modalidades de medida é a informação sobre os músculos responsáveis pelo movimento de tremor, proporcionado pelos sinais sEMG, enquanto que as IMUs permitem caracterizar de maneira precisa as características do tremor da articulação. A identificação dos músculos envolvidos na geração do tremor é de grande ajuda para a seleção dos padrões de FES (*Functional Electric Stimulation*).

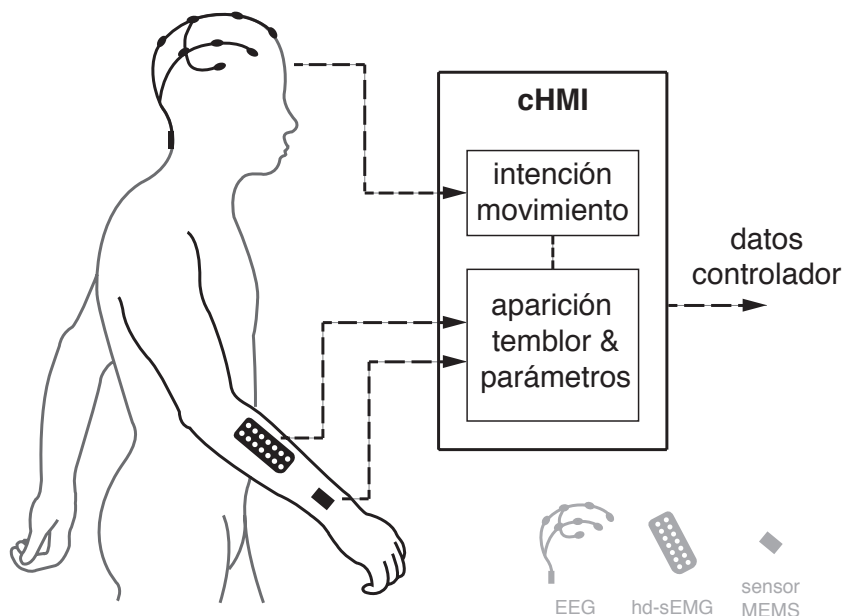


Figura 7.7. Esquemático da interface multimodal de controle de uma neuroprótese de supressão do tremor.

Caracterização do movimento tremoroso

A análise das medidas de sEMG permite detectar o início do tremor e proporciona uma primeira estimativa da fase e frequência do mesmo. Mediante a aplicação da transformada iterativa de Hilbert [30], consegue-se extrair a componente do tremor do sinal de atividade voluntária, mesmo sem informação a priori sobre a frequência do tremor, seu espectro ou sua dinâmica não estacionária [10]. Por outro lado, o algoritmo para estimar em tempo real as características instantâneas do tremor utiliza como sinal de entrada a medida diferencial de dois giroscópios situados de maneira distal e proximal com respeito à articulação, obtendo assim, de maneira direta, a rotação articular.

A técnica definida para extrair os parâmetros do tremor baseia-se em separar primeiro o movimento de tremor do sinal cru de rotação, para depois estimar sua amplitude e frequência instantâneas. A separação, em tempo real, do movimento voluntário e do tremor está fundamentado em que ocupam distintas faixas de frequência, sendo que a modelagem do tremor é realizada mediante um algoritmo LMS (*Least Meam Square*), [29], e um filtro de Kalman (Figura 7.8). A seguir são detalhadas as etapas do algoritmo.

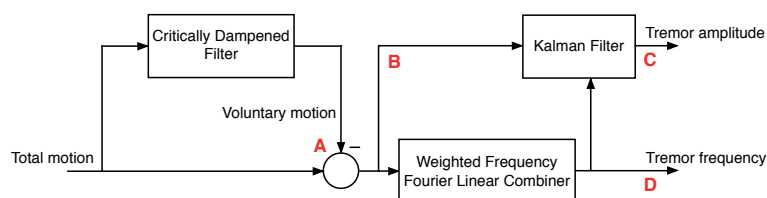


Figura 7.8. Diagrama de blocos do algoritmo de duas etapas para estimar as características instantâneas do tremor a partir da informação dos sensores mostrada na Figura 7.9.

A estimativa do movimento voluntário baseia-se no fato de que o tremor modifica o movimento voluntário de maneira aditiva [20], e que o movimento voluntário durante as atividades do dia a dia é realizado em uma faixa de frequências inferior à dos tremores [23]. Nossa técnica assume que o movimento voluntário pode ser modelado como um processo de primeira ordem que se implementa mediante um filtro criticamente amortecido, que é um tipo ótimo de filtro g-h. Baseando-se na natureza aditiva do movimento voluntário e do tremor, e subtraindo da rotação da articulação a componente voluntária, obtemos uma estimativa do tremor (Figura 7.9).

Os parâmetros instantâneos do tremor são estimados mediante dois algoritmos. Em primeiro lugar, um WFLC (*Weighted Frequency Fourier Linear Combiner*) se utiliza para estimar a frequência instantânea do tremor. Este algoritmo implementa uma série de Fourier adaptativa que se ajusta ao sinal de referência mediante o método LMS [27]. Depois, um filtro Kalman, que contém um modelo harmônico do tremor, estima a amplitude instantânea do mesmo, tomando também como entrada a frequência estimada pelo WFLC (Figura 7.8). Este filtro de Kalman proporciona melhores resultados que os algoritmos descritos na literatura, devido

à sua natureza intrinsecamente ótima [9].

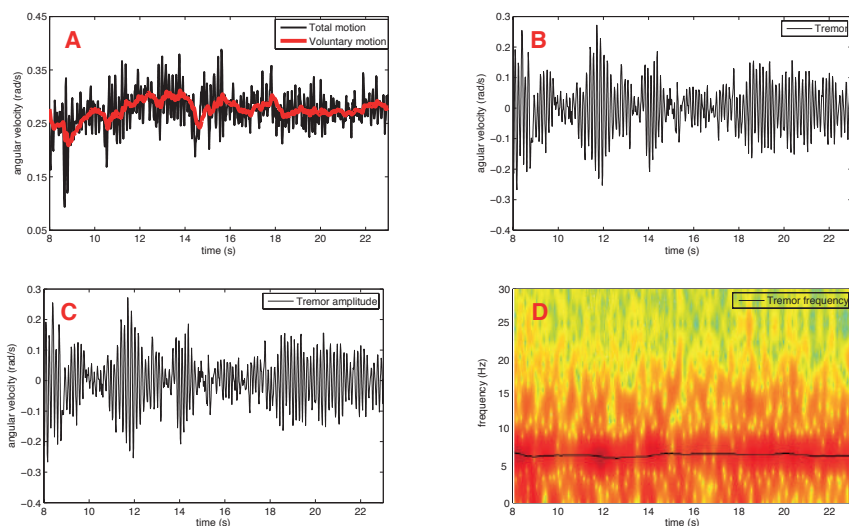


Figura 7.9. Exemplo de execução do algoritmo de duas etapas para o cancelamento do tremor: A) Movimento cru e estimativa do movimento voluntário; B) Estimativa do tremor como diferença entre o movimento total e voluntário; C) Estimativa da amplitude instantânea do tremor; D) Estimativa da frequência instantânea do tremor comparada com o espectrograma do movimento. As letras em vermelho se correspondem com a Figura 7.8.

As duas etapas do algoritmo para a estimativa dos parâmetros do tremor foram avaliados de acordo com umas métricas definidas de maneira específica para o caso do tremor. A estimativa de movimento voluntário, que é crítica para ter um seguimento adequado do tremor, é avaliada em função do Erro Cinemático de Seguimento (ECS), uma figura de mérito que leva em conta não somente o erro absoluto da estimativa, mas também a variância do estimador [9]. Por outra parte, a qualidade da estimativa da amplitude do tremor é medida em função do erro quadrático médio filtrado com correção do atraso (FMSEd) proposto por González [11], uma métrica que primeiro alinha a estimativa do tremor com o sinal de referência, e depois calcula seu erro quadrático médio. O seguimento da frequência do tremor é avaliado comparando-o com o espectrograma do movimento.

Analisando os dados de cinco pacientes com distintas patologias, obtém-se um ECS médio de 0.223 ± 0.082 rad/s e um (FMSEd) médio de 0.001 ± 0.002 rad/s. Além disso, a estimativa da frequência do tremor concorda com o resultado dos espectrogramas. A Figura 7.9 mostra a saída do algoritmo de duas etapas enquanto um sujeito com tremor essencial mantém seus braços estirados, uma tarefa que se utiliza clinicamente para avaliar o tremor postural. A figura demonstra a precisão na estimativa dos parâmetros do tremor.

Assim, neste trabalho foi apresentado o projeto e prova de conceito de uma interface multimodal que controla um dispositivo neuroprotésico de supressão do

tremor. O sistema proposto supervisiona todo o sistema musculoesquelético através de sinais EEG e sEMG e informação do sensor inercial, com a finalidade de obter uma interface natural e confiável para a neuroprótese. Desta maneira, a interface multimodal detecta a intenção de movimento (EEG), com o fim de proporcionar uma ação compensatória rápida, uma vez que o usuário inicia um movimento. E quando se detecta o início real do tremor (sEMG) (na presença de movimento voluntário concomitante), a interface proporciona ao controlador a amplitude instantânea do tremor e a frequência (IMUs) que se empregam para realizar a estimulação.

A avaliação da interface multimodal com um grupo de pacientes produziu uma considerável antecipação do movimento e baixa latência na detecção efetiva da atividade muscular voluntária e do tremor. Por outra parte, é obtida uma estimativa contínua precisa dos parâmetros de tremor através dos sensores inerciais, melhorada pela informação proporcionada pelos sinais sEMG. A Figura 7.10 ilustra o funcionamento da interface com os dados de uma paciente real.

7.2.4 Rede sem fios de sensores para captura de movimento e atividade muscular

O uso de reabilitação robótica para proporcionar terapia motriz tem um grande potencial. Alguns de seus benefícios abrangem uma maior possibilidade de realizar exercícios terapêuticos precisos e repetitivos, a redução do esforço dos terapeutas envolvidos, a incorporação de sistemas interativos de realidade virtual e, também, a coleta de dados quantitativos que podem ser utilizados para otimizar as sessões de terapia e analisar o desempenho do paciente [33]. Nesta aplicação existe a necessidade de obter variáveis, tais como as acelerações e velocidades angulares da articulação para fechar o laço de controle com o objetivo de cumprir com objetivos específicos [28]. Do mesmo modo, o seguimento adicional da intenção de controle através do registro mioelétrico contínuo proporciona uma maior interação durante o movimento completo [35].

Atualmente, existe uma grande variedade de Unidades de Medidas Inerciais (IMU) com capacidade de transmissão sem fio de dados [1, 7]. Do mesmo modo, vários dos métodos de sensoriamento já foram empregados com o objetivo de reduzir as imprecisões inerentes às medições dos sensores microeletromecânicos [7, 6]. Por outro lado, também existem eletrodos de sEMG implementados sobre diversos protocolos de comunicação sem fios [38].

A tecnologia ZigBee define as redes, segurança e a estrutura da aplicação para um sistema baseado em IEEE 802.15.4. Estas capacidades permitem à rede de sensores ter milhares de dispositivos sobre uma única rede sem fios. O ZHC (*ZigBee Health Care*) é um perfil de rede ZigBee para ser utilizado em dispositivos assistivos operando no cuidado não invasivo da saúde e proporciona um padrão de ampla aplicação industrial para o intercâmbio de dados entre uma variedade de dispositivos médicos e não médicos. As aplicações de ZHC são principalmente em monitoramento de doenças, atividade física pessoal e do bem-estar pessoal [5].

Este estudo de caso apresenta uma arquitetura de monitoramento contínuo

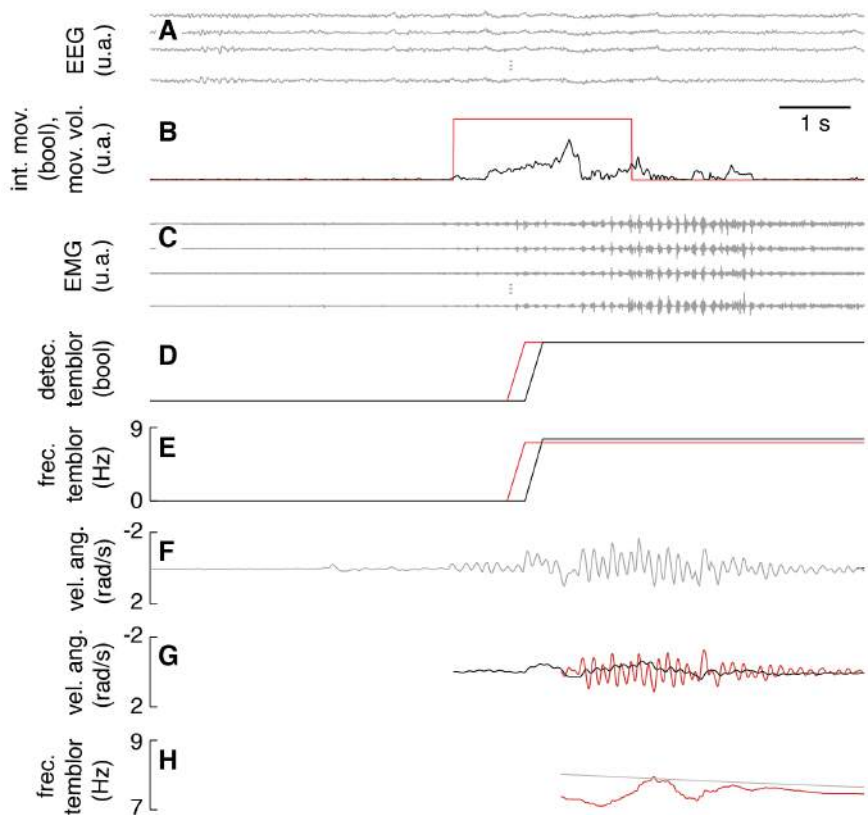


Figura 7.10. Exemplo de caracterização do tremor durante uma tarefa voluntária. Os gráficos são mostrados de cima para abaixo: (1) Alguns canais de EEG; (2) Saída do classificador EEG (negro) e o movimento voluntário de referência normalizado e retificado (vermelho); (3) Alguns canais sEMG sobre os extensores do punho; (4) O aparecimento do tremor detectado pelos sinais sEMG, e a análise de extensores do punho (negro) e flexores (vermelho); (5) Frequência do tremor segundo as estimativas da análise do sinal sEMG no momento da detecção, para os extensores do punho (negro) e flexores (cinza); (6) Movimento de flexão / extensão registrado com sensores inerciais; (7) Estimativa de tremor (vermelho) e movimento voluntário (negro) proporcionada pelos sensores inerciais; e (8) Frequência do tremor estimada a partir dos dados dos sensores inerciais (vermelho) e a referência fora de linha (cinza).

sobre segmentos do corpo humano em movimento, a qual se baseia em uma rede de sensores IMU e eletromiografia de superfície (sEMG) portáteis comunicados mediante protocolo ZigBee (ZIMUED). Portanto, o nó sensor deve ser o suficientemente pequeno para ser integrado facilmente às vestimentas do usuário ou, eventualmente, à órtese do usuário. Esta configuração permite fechar laços de controle com o objetivo de alcançar propósitos específicos através de sistemas de reabilitação robótica. Simultaneamente, estes sensores podem ser utilizados para monitoramento simultâneo da evolução da terapia, seja para o grupo médico, seja para o paciente como ferramenta de retroalimentação.

Baseado no desenvolvimento do dispositivo ZIMUED apresentado em [4], esta rede de sensores de área corporal permite o registro cinemático e a quantificação da atividade elétrica muscular do paciente em terapias de reabilitação. O diagrama geral do nó sensor pode ser observado na Figura 7.11, o qual está baseado em dois microcontroladores: o primeiro é um microcontrolador misto ARM Cortex M4 Kinetis (K53N512) encarregado do processamento dos sinais da IMU e sEMG, e o segundo é um microcontrolador ARM 7 (MC13224) com um transceptor ZigBee integrado, com a função de enviar os sinais dentro da rede de sensores ao coordenador da rede (computador de registro ou controlador).

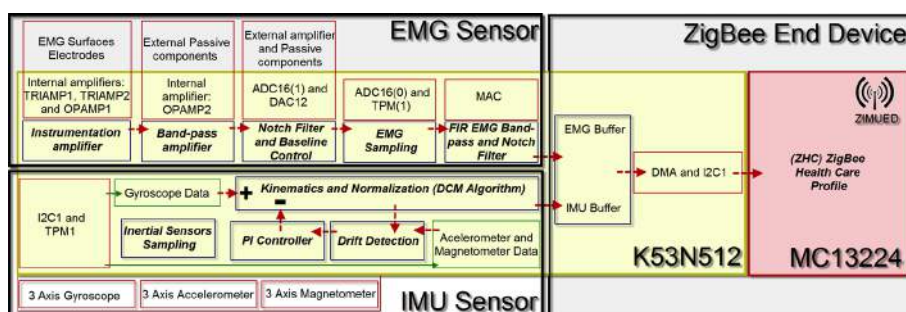


Figura 7.11. Diagrama de blocos do nó sensor ZIMUED.

A IMU foi implementada por meio da matriz de cossenos diretores (DMC), a qual obtém os ângulos de Euler a partir do registro de acelerômetros, giroscópios e magnetômetros tridimensionais. O sensor de sEMG é baseado em uma unidade de aquisição mista e de processamento de sinais incluída no microcontrolador Kinetis, o qual tem um amplificador de instrumentação baseado em amplificadores internos de transimpedância e de ganho diferencial. Embora o amplificador de instrumentação conte com uma alta eliminação de ruído, é necessário aplicar alguns filtros adicionais analógicos (amplificador interno) antes de entrar no conversor analógico digital. A amostragem é feita a 1 kHz com resolução de 16 bits. Dentro do microcontrolador o sinal é condicionado com filtragem digital. Finalmente, os sinais de orientação da IMU e os sinais de sEMG são enviados ao microcontrolador ZigBee. A rede ZIMUED proposta neste estudo foi implementada sobre o perfil de aplicação ZHC e a pilha ZigBee de Freescale para o microcontrolador MC13224. O protocolo da rede utiliza multiplexação de tempo, onde se define um tempo de

transmissão para cada nó sensor.

Desenvolvimento do sistema

Na Figura 7.12(a) pode-se observar um exemplo de instalação de dois nós sensores localizados no membro inferior para captura de movimento na perna e músculo. O sistema portátil implementado consiste basicamente em duas pequenas placas de circuitos impresso: o circuito de sensores e o circuito ZigBee. Estas versões foram desenvolvidas como um protótipo; em versões posteriores planeja-se reduzir o tamanho, integrando ambos os blocos em uma só placa.

A placa eletrônica de sensores (verde) é mostrada na Figura 7.12(b). Ela possui um microcontrolador KN53N512 conectado por barramentos I2C a ambos os sensores inerciais para o processamento dos sinais. Possui também conexão USB para reprogramação e depuração em tempo real, e também capacidade para placa microSD em caso de necessidade de armazenamento massivo. Em sua parte superior possui dois conectores com os quais se comunica com a placa que possui o módulo ZigBee. Adicionalmente, possui um pacote de baterias para alimentação dos circuitos, já que se trata de um dispositivo portátil.

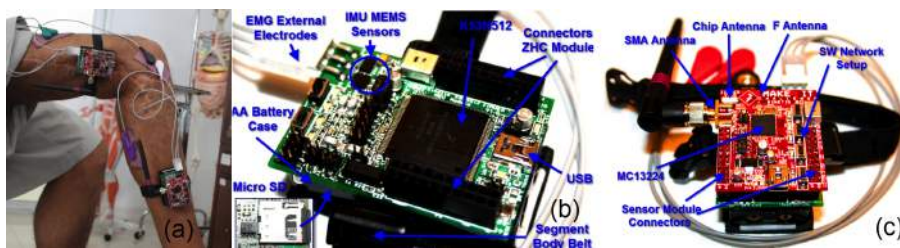


Figura 7.12. a) Exemplo de utilização em membro inferior; b) Placa Sensora IMU e sEMG; c) Dispositivo ZIMUED.

A placa eletrônica (vermelha) ZigBee baseada no microcontrolador MC13224 está localizada sobre a placa de sensores (Figura 7.12(b)). Com a finalidade de permitir diferentes aplicações, a placa foi projetada com três possíveis antenas: SMA para grandes distâncias, tipo chip para diminuir o tamanho, e tipo F para reduzir a quantidade de componentes. Além disso, a placa possui interruptores e LEDs para realizar a configuração e a inicialização dos respectivos módulos.

Finalmente, na Figura 7.13 mostram-se os sinais obtidos desde dois nós sensores em operação, os quais são referentes à captura de sinais de IMU e eletromiografia de superfície (sEMG) sobre o braço e antebraço, respectivamente, durante o desenvolvimento de um movimento contínuo com repetições do gesto de alcançar e agarrar com o membro superior.

Como conclusão, neste estudo de caso foi apresentada a realização de um sensor sem fios, vestível, que tem a capacidade de capturar o movimento de vários segmentos do corpo humano baseado em orientações e sinais de ativação muscular, o qual é uma nova proposta de interface multimodal para aplicar em análise de movimentos, controle de dispositivos e reabilitação robótica.

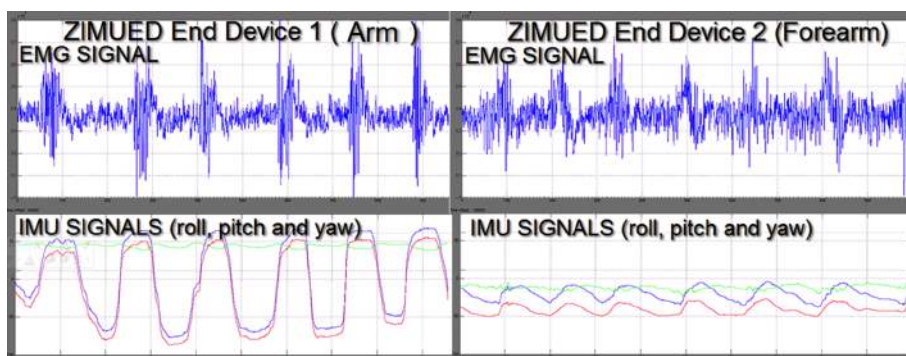


Figura 7.13. Captura de dois nós sensores no gesto de alcançar e agarrar com membro superior.

Esta rede de sensores tem um importante potencial em retroalimentação visual para pacientes em reabilitação (conhecido em inglês como *biofeedback*), e também como ferramenta de diagnóstico para avaliar o processo de recuperação.

Devido à portabilidade dos sensores, todo o sistema pode ser utilizado não somente em laboratórios, mas também em ambientes reais do usuário, e também em análises de ergonomia. Vale ressaltar que nestas aplicações, normalmente a colocação de cabos e eletrodos ativos dificultam o desenvolvimento das tarefas.

A continuação desta pesquisa, através de mais registros de dados em mais pacientes e com um cálculo mais avançado dos dados cinemáticos, permitirá avaliar em melhor medida as perspectivas reais desta inovação no campo da reabilitação.

7.3 Conclusões

Este capítulo tratou de interfaces multimodais de comunicação com o computador e dispositivos em geral. Inicialmente, foram apresentadas as razões e justificativas do uso da combinação de diferentes canais de comunicação como meio de melhorar a interação humano-máquina. Quatro estudos de caso foram apresentados com o objetivo de ilustrar o desenvolvimento realizado no contexto das interfaces multimodais em grupos de pesquisa de Ibero-América. Cabe resaltar que este tema é muito recente na literatura e que a busca de novas soluções é o foco de pesquisa e desenvolvimento em grupos de todo o mundo. A seguir, o Capítulo 8 apresenta os dispositivos de saída do computador para pessoas com deficiências.

Referências

- [1] V. van Acht et al. “Miniature Wireless Inertial Sensor for Measuring Human Motions”. Em: *2007 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2007, pp. 6278–6281.
- [2] Pradeep K Atrey et al. “Multimodal fusion for multimedia analysis: a survey”. Em: *Multimedia systems* 16.6 (2010), pp. 345–379.
- [3] L. Bueno et al. “Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons”. Em: ed. por José Luis Pons. John Wiley e Sons, 2008. Cap. 4.
- [4] C. Cifuentes et al. “Development of a wearable ZigBee sensor system for upper limb rehabilitation robotics”. Em: *Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob), 2012 4th IEEE RAS EMBS International Conference on*. 2012, pp. 1989–1994.
- [5] C.A. Cifuentes et al. “Development of a Zigbee platform for bioinstrumentation”. Em: *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2010, pp. 390–393.
- [6] E. Edwan et al. “Reduced DCM based attitude estimation using low-cost IMU and magnetometer triad”. Em: *2011 Workshop on Positioning Navigation and Communication*. 2011, pp. 1–6.
- [7] M. El-Gohary et al. “Upper limb joint angle tracking with inertial sensors”. Em: *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2011, pp. 5629–5632.
- [8] A. Frizera-Neto et al. “Empowering and Assisting Natural Human Mobility: The Simbiosis Walker”. Em: *International Journal of Advanced Robotic Systems* 8.3 (2011), pp. 34–50. DOI: 10.5772/10666.
- [9] Juan A Gallego et al. “Real-time estimation of pathological tremor parameters from gyroscope data.” Em: *Sensors (Basel, Switzerland)* 10.3 (jan. de 2010), pp. 2129–49. ISSN: 1424-8220. DOI: 10.3390/s100302129. URL: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3264472&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>.

-
- [10] Juan Álvaro Gallego et al. “A Multimodal Human-Robot Interface to Drive a Neuroprosthesis for Tremor Management”. Em: *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part C (Applications and Reviews)* 42.6 (nov. de 2012), pp. 1159–1168. ISSN: 1094-6977. DOI: 10.1109/TSMCC.2012.2200101.
- [11] J G Gonzalez et al. “Optimal digital filtering for tremor suppression.” Em: *IEEE transactions on bio-medical engineering* 47.5 (mai. de 2000), pp. 664–73. ISSN: 0018-9294. DOI: 10.1109/10.841338. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10851810>.
- [12] David L Hall e James Llinas. “An introduction to multisensor data fusion”. Em: *Proceedings of the IEEE*. Vol. 85. 1. IEEE, 1997, pp. 6–23.
- [13] D.L. Hall e J. Llinas. “An introduction to multisensor data fusion”. Em: *Proceedings of the IEEE* 85.1 (1997), pp. 6–23. ISSN: 0018-9219. DOI: 10.1109/5.554205.
- [14] P.J. Huber. *Robust statistics*. Wiley and Sons. 1981.
- [15] Eduardo Iáñez. “Interfaces Basadas en Señales EEG y EOG para Control de Robots”. Tese de doutoramento. Universidad de Miguel Hernández: Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática, Instituto de Bioingeniería, 2012.
- [16] Eduardo Iáñez, Andrés Úbeda e José M. Azorín. “Multimodal human-machine interface based on a Brain-Computer Interface and an electrooculography interface”. Em: *Proceedings of the 33rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS), Boston, EEUU*. 2011, pp. 6303–6306.
- [17] Bahador Khaleghi et al. “Multisensor data fusion: A review of the state-of-the-art”. Em: *Information Fusion* (2011).
- [18] E. C. Lee et al. “A Brain-Computer Interface Method Combined with Eye Tracking for 3D Interaction”. Em: *Journal of Neuroscience Methods* 190(2) (2010), pp. 289–298.
- [19] R. Leeb et al. “Multimodal Fusion of Muscle and Brain Signals for a Hybrid-BCT”. Em: *In Proceedings of the 32nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2010, pp. 4343–4346.
- [20] Eduardo Rocon de Lima et al. “Empirical mode decomposition: a novel technique for the study of tremor time series.” Em: *Medical & biological engineering & computing* 44.7 (jul. de 2006), pp. 569–82. ISSN: 0140-0118. DOI: 10.1007/s11517-006-0065-x. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16937193>.
- [21] J. A. Martínez et al. “Control de un brazo robot mediante una interfaz multimodal que combina una interfaz electrooculográfica y reconocimiento de voz”. Em: *Actas de las XXXII Jornadas de Automática (JA)*. Sevilla, España, 2011.
-

-
- [22] R.R. Murphy. “Biological and cognitive foundations of intelligent sensor fusion”. Em: *Systems, Man and Cybernetics, Part A: Systems and Humans, IEEE Transactions on* 26.1 (1996), pp. 42–51. ISSN: 1083-4427. DOI: 10.1109/3468.477859.
- [23] a K Palmer et al. “Functional wrist motion: a biomechanical study.” Em: *The Journal of hand surgery* 10.1 (jan. de 1985), pp. 39–46. ISSN: 0363-5023. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3968403>.
- [24] P. Palomo et al. “IRISCOM. Proyecto IRIS”. Em: *IV Jornadas Iberoamericanas de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad* (2009), pp. 87–91.
- [25] Y. Punsawad, Y. Wongsawat e M. Parnichkun. “Hybrid EEG-EOG brain-computer interface system for practical machine control”. Em: *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE*. 2010, pp. 1360–1363. DOI: 10.1109/IEMBS.2010.5626745.
- [26] R. Raya et al. “A robust Kalman algorithm to facilitate human-computer interaction for people with cerebral palsy, using a new interface based on inertial sensors”. Em: *Sensors* 12.3 (2012), pp. 3049–3067.
- [27] C N Riviere, R S Rader e N V Thakor. “Adaptive canceling of physiological tremor for improved precision in microsurgery.” Em: *IEEE transactions on bio-medical engineering* 45.7 (jul. de 1998), pp. 839–46. ISSN: 0018-9294. DOI: 10.1109/10.686791. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9644892>.
- [28] E. Rocon et al. “Application of inertial sensors in rehabilitation robotics”. Em: *2007 International Conference on Rehabilitation Robotics*. 2007, pp. 145–150.
- [29] E Rocon et al. “Design and validation of a rehabilitation robotic exoskeleton for tremor assessment and suppression”. Em: *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* 15.3 (set. de 2007), pp. 367–378. DOI: 10.1109/TNSRE.2007.903917. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?db=pubmed&cmd=Retrieve&dopt=AbstractPlus&list_uids=17894269.
- [30] E Rocon et al. “Multimodal BCI-mediated FES suppression of pathological tremor.” Em: *Conference proceedings: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference* 2010 (jan. de 2010), pp. 3337–40. ISSN: 1557-170X. DOI: 10.1109/IEMBS.2010.5627914. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21097230>.
- [31] E. Rocon et al. “Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons”. Em: ed. por J. L. Pons. John Wiley e Sons, 2008. Cap. 5 - Human-robot physical interaction, pp. 127–164.
- [32] D. Roetenberg. *Inertial and magnetic sensing of human motion*. University of Twente, 2006.
-

-
- [33] Christopher N Schabowsky et al. “Development and pilot testing of HEXORR: Hand EXOskeleton Rehabilitation Robot”. Em: *Journal of Neuro-Engineering and Rehabilitation* 7 (2010), p. 36.
- [34] R. Sharma, V.I. Pavlovic e T.S. Huang. “Toward multimodal human-computer interface”. Em: *Proceedings of the IEEE* 86.5 (1998), pp. 853–869. ISSN: 0018-9219. DOI: 10.1109/5.664275.
- [35] R. Song et al. “Assistive Control System Using Continuous Myoelectric Signal in Robot-Aided Arm Training for Patients After Stroke”. Em: *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 16.4 (2008), pp. 371–379.
- [36] M. Wichers et al. “Motor impairments and activity limitations in children with spastic cerebral palsy: A Dutch population-based study”. Em: *Journal of Rehabilitation Medicine* 41.5 (2009), pp. 367–374.
- [37] Ning Xiong e Per Svensson. “Multi-sensor management for information fusion: issues and approaches”. Em: *Information fusion* 3.2 (2002), pp. 163–186.
- [38] W. Youn e J. Kim. “Development of a compact-size and wireless surface EMG measurement system”. Em: *2009 ICCASSICE*. 2009, pp. 1625–1628.
- [39] W. Yu et al. “Developing Multimodal Interfaces for Visually Impaired People to Access the Internet”. Em: *11th International Conference on Human-Computer Interaction*. 2005, pp. 22–27.
- [40] E. V. Zudilova, P. Slood e R.G. Belleman. “A multi-modal interface for an interactive simulated vascular reconstruction system”. Em: *Multimodal Interfaces, 2002. Proceedings. Fourth IEEE International Conference on*. 2002, pp. 313–318. DOI: 10.1109/ICMI.2002.1167013.
- [41] A. Úbeda et al. “Eliminación del temblor en tareas de telemanipulación mediante una interfaz multimodal”. Em: *Actas del VI Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad. Tomo 1 (IBERDISCAP)*. Palma de Mallorca, España, 2011, pp. 161–167.
- [42] Andrés Úbeda, Eduardo Iáñez e Jose M. Azorín. “Shared control architecture based on RFID to control a robot arm using a spontaneous brainmachine interface”. Em: *Robotics and Autonomous Systems* 61 (2013), pp. 768–774.
-

Capítulo 8

Dispositivos de saída do computador para pessoas com deficiência

Ramón Ceres[§]

[§] *Consejo Superior de Investigaciones Científicas, Espanha.*

8.1 Introdução

Nos capítulos precedentes foram apresentados diferentes modos de acessar o computador utilizando distintos canais humanos de expressão e diferentes tecnologias. Todas estas modalidades correspondem ao acesso de entrada, ou seja, às formas nas quais o usuário gera e introduz no computador dados ou informação (numérica, simbólica, gráfica, etc.) ou comandos a ser interpretados e executados pelo computador com o sistema operacional e os programas existentes. Entretanto, não se deve esquecer que o processo de interação pessoa-computador se trata de um diálogo mantido entre ambos os agentes, exigindo por isso uma comunicação no outro sentido, ou seja, do computador para o usuário.

Os dispositivos de saída do computador são, portanto, os encarregados de apresentar de modo adequado ao usuário a informação e os dados processados e elaborados pelo computador. Assim, os dispositivos comuns de saída são principalmente a tela, o alto-falante, a impressora e certos dispositivos hápticos, com todas as combinações próprias dos sistemas multimídia desenvolvidos, estabelecendo assim um mecanismo de realimentação sensorial com o sujeito. Entretanto, estes dispositivos requerem fundamentalmente uma determinada capacidade visual ou auditiva que não todas as pessoas possuem. Efetivamente, um bom número destas pessoas são cegas ou deficientes visuais, ou então surdas ou deficientes auditivas. A estes grupos é preciso adicionar outros grupos com deficiência, como é o caso dos que sofrem deficiências físicas ou cognitivas, além de um bom número de pessoas idosas afetadas por distintos déficits. Todos eles não são capazes de gerir adequadamente os meios físicos (HW, hardware) e programas (SW, software) que foram desenvolvidos para o computador para a apresentação ou saída da informação

gerada [11].

A classificação dos dispositivos de saída do computador orientados a pessoas com deficiência que é feita neste capítulo atende os mesmos critérios que o caso dos dispositivos de entrada, ou seja, considerando o canal fisiológico ou perceptivo de comunicação. Assim, inspirando nesta ideia proposta por [3], distinguimos os seguintes modos de interação com os correspondentes órgãos de captação da informação: visual (olhos), auditivo (ouvido) e tátil (pele). Um quarto sentido mais raramente usado como canal de saída por interação de tipo motor pode ser estabelecido considerando o sentido humano de propriocepção, pelo qual a pessoa conhece em todo momento a posição de suas diferentes partes corporais.

8.2 A comunicação aumentativa

No caso dos dispositivos de saída, é avaliado uma vez mais o paradigma de comunicação, tanto por meios aumentativos como alternativos. Os primeiros tratam de ressaltar, aumentar ou espaçar os meios de comunicação, seja visuais ou auditivos, conformando o canal físico. Assim, os caracteres, símbolos e ícones na tela poderão ser maiores, apresentar um maior contraste ou utilizar diferentes cores. Do mesmo modo, pode-se aumentar o volume ou mudar a frequência dos sons emitidos. Para tudo isso, pode-se e deve-se atuar tanto sobre os próprios dispositivos físicos de saída como sobre os programas associados, tornando-os mais versáteis, variando a velocidade de apresentação, etc. Este é o caso da lupa eletrônica ou dos magnificadores de imagem para deficientes visuais. Com relação aos meios alternativos, estes serão considerados nos casos nos quais falte um canal de comunicação (vista, ouvido ou tato) ou este apresente um grande déficit, recorrendo então a outro canal diferente do comumente utilizado. Um exemplo seria o uso de textos piscando na tela ou de geradores de texto em lugar do emprego de alto-falantes para deficientes auditivos.

Embora a maior parte dos dispositivos que são apresentados neste capítulo sejam dirigidos a deficientes visuais e auditivos em maior ou menor grau, existem outros grupos muito importantes, como é o caso dos deficientes cognitivos e o amplo grupo de pessoas idosas que apresentam deficiências diversas e que devem fazer uso de diferentes dispositivos deste tipo, e inclusive de programas específicos para ajuda na interação, de entrada ou de saída, com o computador. Neste sentido, um ponto a destacar é o problema que apresenta a navegação em Internet para estas e outras pessoas com deficiência. Para isso, foram desenvolvidas algumas normas dirigidas a desenvolvedores de páginas web e de softwares em geral por parte do consorcio W3C e do *Joint Technical Committee, JTC 1, Information Technology* da ISO, contidas na *Web Content Accessibility Guidelines 2.0*. Concretamente, para a acessibilidade da Web, foi desenvolvida a *Web Accessibility Initiative (WAI)*. Para informação adicional, consultar: <http://www.w3.org/WAI/>.

8.3 Dispositivos visuais

Tanto nesta seção de dispositivos visuais como nas seguintes, serão apresentados os elementos, tanto aumentativos como alternativos, tratando de abranger os diferentes graus existentes de acometimento ou disfunção orgânica.

Nesta seção são apresentados os dispositivos de saída empregando a visão como forma de apresentação. São citados principalmente os dispositivos aumentativos que permitem amenizar os problemas de baixa visão de numerosos deficientes visuais para a comunicação com o computador por seus meios naturais, ou seja, sua própria visão e a tela do computador. Estes mesmos programas, com certas variações, são usados também para pessoas com déficits cognitivos ou multisensoriais. Os meios alternativos de saída auditivos (por voz) e tátil (linhas e impressoras braille) para este grupo são apresentados nas seções seguintes.

8.3.1 Lupas eletrônicas

Entre os elementos passivos, cabe citar as lentes e lupas que aumentam até 30 vezes o objeto, embora sejam necessárias distâncias muito curtas ao objeto a ampliar a imagem (Figura 8.1). Para distâncias maiores que uns 25 cm, como é o caso do uso do computador, existem os telemicroscópios (telescópios com lente de aproximação), embora sejam pouco usados, devido ao seu grande volume e sua limitada profundidade de campo. Neste caso, estão mais indicadas as chamadas lupas eletrônicas, as quais consistem basicamente de câmeras eletrônicas CCD ou similares que projetam a imagem em uma tela, podendo alcançar aumentos de até 60 vezes. Existem modelos em que pode-se ler tanto documentos situados sob a câmera, como para uso como tela do próprio computador.

8.3.2 Telas magnificadoras

Trata-se de telas dotadas de elementos HW o SW para gerir a visualização dos conteúdos de imagens e texto de uma forma versátil, conformando-os e adaptando-os às diferentes necessidades demandadas pelos usuários com déficit visual (Figura 8.2).

Entre as propriedades destas telas, a principal é escalonar a apresentação, podendo-se aumentar de tamanho todo o conteúdo ou as fontes, ou somente uma parte da tela, de modo similar a um zoom, com a possibilidade de “movê-la” em qualquer direção com um mouse (*scroll*). Assim, existem programas-lupa que permitem, por exemplo, ampliar a imagem por onde passa o cursor do mouse. O sistema Windows possui numerosas opções de acessibilidade (Painel de Controle) referentes a configurações de tela, mouse, geração de sons e teclado. Entre outras operações, estes programas permitem reduzir o ritmo de execução de um programa ou uma apresentação na tela, ou a velocidade do cursor.

De forma complementar, existem programas como o ShowSound e o SoundSentry que geram, de modo alternativo, avisos visuais para sinalizar eventos, como começo de impressão, erros, etc. Neste caso, esses programas são destinados



Figura 8.1. Lupa eletrônica.



Figura 8.2. Magnificador de tela Zoomtext.

a usuários surdos e hipoacústicos que têm dificuldade em ouvir os sons do computador.

Em Windows pode-se gerir gráficos utilizando o Zoomtext (Figura 8.2). Outros exemplos de programas magnificadores são o Lunar, o Magic e o ONCE-MEGA. Da mesma forma, mediante o manejo do mouse ou por combinações de teclas, pode-se variar o brilho e o contraste, as cores e o tipo de fontes para aumentar o grau de resolução da tela e lograr assim um maior nível de detalhe. Existem inclusive aplicativos que são executados em dispositivos portáteis (tablets, smart phones) que permitem iluminar, aumentar o texto até 10 vezes, lê-lo em vários idiomas e reproduzi-los em voz alta.

8.4 Dispositivos auditivos

Nesta seção são apresentados os dispositivos que empregam diferentes tipos de sons, fundamentalmente sons e voz para apresentar a informação gerada pelo computador. São elementos alternativos para cegos ou deficientes visuais e, em alguns casos, aumentativos para os deficientes auditivos.

8.4.1 Leitores de tela

Estes dispositivos incorporam um processador-sintetizador de voz que traduz e comunica ao usuário, ordenadamente, mediante o alto-falante, os textos, símbolos e ícones que aparecem na tela, ou que eventualmente seja selecionado pelo usuário mediante sinalização com o mouse ou instruções com o teclado. São chamados também “displays ou telas auditivas”. Para isso, o sistema de geração de voz contém tanto os fonemas como as regras lingüísticas, juntamente com o programa leitor de tela que gestiona a sequência de leitura e de geração de voz. O usuário, além de receber a realimentação do computador, pode escrever, editar e gerenciar qualquer texto sem comunicação visual. Esta comunicação por voz se completa com a emissão de tons ou bips para o aviso de eventos (erros, modos de operação, etc). Para este propósito existem inclusive programas específicos, como o ToggleKeys, que gera sons com mudança da frequência dos mesmos, indicando os modos selecionados (seleção de maiúsculas, estado da bateria, etc.).

Microsoft Windows, em suas diferentes versões, inclui o leitor Narrator, o qual possui várias utilidades. Outros exemplos destes programas são o Supernova, o JAWS, o ORCA (Linux) e o NVDA, de uso livre e compatível com Windows, com várias variações e utilidades, ao ser de uso aberto, podendo operar em mais de dez idiomas (www.nvda-project.org). Outros simples conversores de texto a voz são o ReadPlease ou o NaturalReader.

Às vezes estes programas são acompanhados de meios complementares, como os magnificadores de tela e inclusive as linhas Braille (ver seção seguinte). Normalmente, também incluem processadores com dicionários específicos, segundo a natureza ou a área temática dos documentos a serem reproduzidos. Incorporam também os controles de idioma, volume, tom e tipo de voz e de velocidade de

leitura.

Com relação à apresentação de informação por via auditiva, é preciso também mencionar certos trabalhos desenvolvidos para ajudar à orientação de deficientes visuais e à descrição de ambientes, inclusive virtuais, mediante a emissão de sons multi-estereofônicos, nos quais se trata de proporcionar informação não somente com diferentes tipos de sons, mas também com a distribuição espacial das fontes emissoras destes sons. Embora alguns destes trabalhos tenham sido dirigidos à orientação física em ambientes reais, outros [9, 8] foram destinados à navegação virtual, em aplicações com presença de ícones, ou para jogos educacionais para desenvolvimento de crianças cegas.

8.5 Dispositivos táteis

8.5.1 Displays Braille

Estes displays ou dispositivos de apresentação de informação estão formados por uma série regular de células espaçadas, situadas sobre uma superfície plana, podendo ativar, mecanicamente e de forma dinâmica (mediante atuadores piezelétricos) e independente para cada uma delas, os oito pontos que compõem a matriz de células, mantendo-os em duas posições estáveis (alta/baixa) para definir um caractere Braille. A leitura desta sucessão de caracteres (células) é feita mediante explorações táteis pela falange dos dedos, tal como nas impressões Braille em alto relevo tradicional (Figura 8.3). No sistema Braille tradicional, utilizam-se seis pontos (2 colunas de 3), podendo gerar 64 combinações diferentes que correspondem aos distintos caracteres. Dado que esta capacidade é insuficiente para incluir sinais, maiúsculas, números e outros caracteres, os sistemas informáticos atuais utilizam oito pontos por célula. Deste modo, as 256 configurações possíveis podem representar toda a série de caracteres ASCII, codificados sob o padrão Unicode.

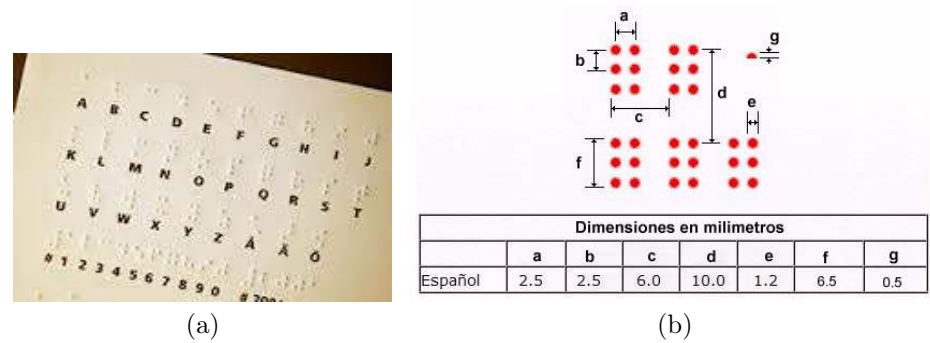


Figura 8.3. Regras básicas do sistema Braille.

Na configuração normal destes displays, dispõe-se de uma linha de células que normalmente variam em número de 20, 40 ou 80. Em alguns dispositivos

de certa potência, combina-se uma linha vertical de 20 células (controles) com outra horizontal de 80, e normalmente existem teclas para deslocar texto ou utilitários para indicar a situação do cursor mediante vibrações. Às vezes, em alguns dispositivos, as linhas Braille são associadas a teclados Braille que possuem 6 ou 8 teclas principais com outras secundárias. Existem alguns modelos que contêm tanto a linha de saída como o teclado de entrada (ver Figura 8.4 - <http://accesibilidadenlaweb.blogspot.com.es>). Um exemplo destes dispositivos é o display Brailliant BI 40, de HumanWare, orientado inclusive a funções de navegação. Outros fabricantes destes produtos são BAUM Retec, ONCE (ECO-BRAILLE), Beyond Sight, F. H. Papenmeier, Freedom Scientific: Blind/Low Vision Group, GW Micro, Handy Tech Elektronik e Optelec US.



(a)



(b)

Figura 8.4. Linha e teclado Braille combinados.

8.5.2 Impressoras Braille

São impressoras nas quais, em lugar de tinta, imprimem textos e gráficos em alto relevo sobre papel especial, seguindo as regras do sistema Braille antes indicado. Para isso, incorporam uma espécie de martelos eletromecânicos que impactam sobre o papel, provocando protuberâncias pontuais de modo similar aos das antigas máquinas de escrever.



Figura 8.5. Impressora braille PORTATHIEL.

Existe uma grande variedade de tipos de impressoras Braille. Um modelo básico de tipo pessoal é a PORTATHIO interpondo da ONCE (Organización Nacional de Ciegos Españoles) (Figura 8.5), com driver para Windows, na qual pode-se selecionar o tipo de papel (80 a 180 g), com impressão em 6 ou 8 pontos, com uma velocidade de 15 caracteres por segundo, com conexão direta a teclado padrão de computador e emissão de mensagens verbais pré-gravadas para controle dos distintos parâmetros.

8.6 Dispositivos vibrotáteis (TVSS)

Outros dispositivos de saída, principalmente para transmissão de imagens, principalmente por vibração, são os chamados TVSS (Tactile Vision Substitution Systems). São baseados em matrizes de centenas de microatuadores mecânicos que, exercendo cada um deles uma pressão pontual, podem transmitir pseudoimagens de pressão sobre a pele de superfícies anatômicas relativamente amplas. Os primeiros trabalhos para cegos foram desenvolvidos por Bach-y-Rita e, também por Collins, quem incorporou uma câmera CCD com 400 motovibradores na superfície de transmissão da informação [7, 2, 8].

Posteriormente foram desenvolvidos numerosos protótipos e experimentos utilizando atuadores diversos de tipo piezelétrico, ou a partir de eletroímãs, motores e outros [1, 4]. Neste sentido, é preciso destacar os trabalhos do *Center for Cognitive Ubiquitous Computing* da Universidade do Estado de Arizona (Estados Unidos), com diferentes desenvolvimentos, tais como o HapticBelt e o VibroGlove, captando a informação do ambiente a partir de uma câmera. Entretanto, todo este tipo de sistemas não conseguiu uma boa inserção no mercado, devido à relativa complexidade e custo dos mesmos, ao consumo energético, e também pelo ruído que geram, já que as frequências de vibração de maior sensibilidade estão situadas entre 200 e 300 Hz, faixa perfeitamente audível pelo usuário e pessoas próximas, provocando a correspondente rejeição.

8.7 Dispositivos eletrotáteis

Os dispositivos de saída eletrotáteis são baseados na aplicação sobre a pele de correntes elétricas mediante pequenos eletrodos que estão dispostos normalmente na forma de matrizes em contato com distintas regiões epidérmicas. O campo elétrico gerado no tecido subcutâneo excita as fibras nervosas aferentes através de seus receptores corpusculares, gerando por sua vez um estímulo no córtex cerebral, do mesmo modo que as sensações de vibração e pressão, uma vez que este potencial supera um limiar determinado [5].

As regiões nas quais estão localizados estes eletrodos são os dedos, a testa, a língua e as costas. O limiar utilizado depende da sensibilidade de cada uma destas regiões corporais, já que a espessura da pele varia entre valores de 0,02 a 0,8 mm. Os sistemas desenvolvidos geram então informação do ambiente para as pessoas cegas. Neste caso, o sistema normalmente está associado a uma câmera, a

qual gera informação da cena, que é transmitida mediante a matriz de eletrodos. Assim, no sistema de Kajimoto et al. (Figura 8.6) uma pequena câmera situada sobre os óculos do usuário capta a informação da cena, e um computador gera e transmite a informação através de 512 eletrodos da matriz, colocada sobre a testa do usuário, com uma cadência de 30 imagens por segundo [6].



Figura 8.6. Sistema retina-frontal (FRS) de H. Kajimoto.

A estimulação elétrica transcutânea também pode ser utilizada para transmitir a informação gerada pelo computador [10]. Entretanto, este tipo de saída se ajusta melhor à transmissão de imagens e informação gráfica, devido à sua capacidade de apresentação global ou simultânea por ter uma maior superfície e melhor resolução espacial das matrizes de eletrodos, com escasso consumo de energia. No caso de transmissão de dados e informação alfanumérica, parece que o canal mais adequado é o puramente tátil, utilizando dispositivos de linhas Braille.

Outro destes sistemas desenvolvidos é o BrainPort (U.S. Patent 6,430,450) que utiliza a língua como órgão de recepção, devido à sua maior sensibilidade, requerendo menores níveis de tensão elétrica (5 a 15 volts) do que os utilizados nos dedos (40 a 500 volts). Além disso, a saliva contribui para assegurar uma maior estabilidade do contato elétrico dos eletrodos.

8.8 Experiências de pesquisa

As interfaces de saída constituem um amplo campo de pesquisa, que necessariamente dará lugar a produtos diversos para lograr uma maior, mais eficiente e mais natural interação dos usuários com deficiência com o computador.

Um exemplo destas iniciativas é o projeto europeu SENSUB “*Brain Plasticity and Sensory Substitution in Human Blindness*” (QLG3-CT-2000-01797). O objetivo principal deste projeto de pesquisa é o desenvolvimento de um display tátil com atuação pneumática (PTD, *Pneumatically driven graphical Tactile Display*), mostrado na Figura 8.7, para estudar respostas cerebrais a estímulos táteis. Este tipo de atuação, em lugar da eletromecânica convencional, tem por objetivo ser utilizado em processos de estudos de comportamento e diagnóstico com uso de técnicas de fMRI e PET de imagem cerebral, de modo que não se produzam interferências eletromagnéticas (Figura 8.8).

O dispositivo é construído completamente com materiais não-ferromagnéticos,

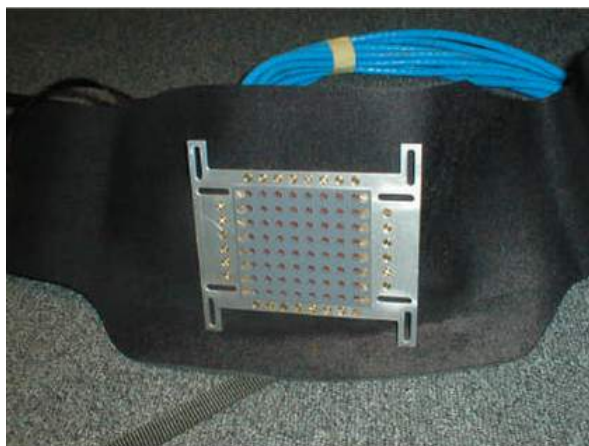


Figura 8.7. Dispositivo PTD.

e consta de 64 agulhas táteis (taxels) distribuídas em uma matriz de 8 x 8 em um área de 80 x 80 mm. A pressão do pistão é de 1,3 a 2,7 N, com uma frequência de vibração máxima de 6 Hz.



Figura 8.8. Uso do PTD em processo de diagnóstico por imagem fMRI e PET.

Embora o dispositivo desenvolvido não possa ser considerado em si uma interface de saída do computador, ele pode conectar-se a uma interface para estudar, através da atividade cerebral, a sensibilidade, capacidade de percepção ante diversos parâmetros (frequência, pressão, distribuição de formas), etc., o que é fundamental para o desenvolvimento de novos sistemas táteis de saída.

Referências

- [1] R. Ceres. “Sensor Ultrasónico para Ciegos”. Em: *Investigación y Ciencia* 232 (1996).
- [2] C. C. Collins. “Tactile television-mechanical and electrical image projection”. Em: *Man-Machine Systems, IEEE Transactions on* 11.1 (1970), pp. 65–71. URL: http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=4081932.
- [3] A. M. Cook. “Future directions in assistive technology. In Assistive technology: Matching device and consumer for successful rehabilitation”. Em: ed. por M. J. Scherer. Washington, DC: American Psychological Association, 2002, pp. 269–280. DOI: 10.1037/10420-016.
- [4] A. Egaña, F. Seco e R. Ceres. “Processing of ultrasonic echo envelopes for object location with nearby receivers”. Em: *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on* 57.12 (2008), pp. 2751–2755. URL: http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=4549865.
- [5] K.A. Kaczmarek, M.E. Tyler e Paul Bach-y Rita. “Electrotactile haptic display on the fingertips: preliminary results”. Em: *Engineering in Medicine and Biology Society, 1994. Engineering Advances: New Opportunities for Biomedical Engineers. Proceedings of the 16th Annual International Conference of the IEEE*. 1994, 940–941 vol.2. DOI: 10.1109/IEMBS.1994.415223.
- [6] H. Kajimoto et al. “Smarttouch: Electric skin to touch the untouchable”. Em: *Computer Graphics and Applications, IEEE* 24.1 (2004), pp. 36–43. URL: http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=1255807.
- [7] P. Bach y Rita. *Brain mechanisms in sensory substitution*. Academic Press New York, 1972.
- [8] A. F. Rodríguez-Hernández e A. F. Merino. “Sensory Substitution for Visually Disabled People: Computer Solutions”. Em: *WSEAS Transactions On Biology And Biomedicine* 7.1 (2010).
- [9] J. Sánchez e M. Sáenz. “Three-dimensional virtual environments for blind children”. Em: *CyberPsychology and Behavior* 9.2 (2006), pp. 200–206. URL: <http://online.liebertpub.com/doi/abs/10.1089/cpb.2006.9.200>.

- [10] A. Y. J. Szeto e F. A. Saunders. “Electrocutaneous stimulation for sensory communication in rehabilitation engineering”. Em: *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* 29.4 (1982), pp. 300–308. URL: http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=4121405.
 - [11] G. C. Vanderheiden. “Computer access and use by people with disabilities”. Em: *Evaluating, selecting, and using appropriate assistive technology* (1996), pp. 238–274.
-

Conclusões gerais

Neste livro foram apresentadas as interfaces disponíveis ou em desenvolvimento para pessoas com deficiência, no âmbito de Ibero-América, para facilitar a interação com as novas Tecnologias da Informação e Comunicação. Foi realizada uma classificação das mesmas e foram descritas diferentes interfaces, tanto de entrada como de saída, assim como interfaces multimodais.

A partir deste documento, pode-se chegar à conclusão que, no desenvolvimento de dispositivos de acesso ao computador e outras ferramentas de interação com o mundo exterior por parte de pessoas com deficiência, embora existam em Ibero-América numerosos grupos realizando um grande esforço de pesquisa, em muitos casos de forma isolada mas com resultados homologáveis a grupos de primeiro nível mundial, o esforço global e conjunto é escasso nesta comunidade. Com relação ao uso de dispositivos de acesso ao computador, sua difusão mostra importantes diferenças. Assim, estes meios tecnológicos são muito escassos em países de menor desenvolvimento, especialmente na área da América Central e Caribe, enquanto que em países de maior índice de desenvolvimento, tais como Brasil, Chile, Espanha, Portugal, Argentina, Colômbia e México, existem numerosos centros educativos e de reabilitação nos quais se conhecem estas ferramentas e se começam a utilizar como meios habituais de desenvolvimento.

As interfaces existentes ou em desenvolvimento em Ibero-América se dirigem principalmente a pessoas com deficiência motora, embora também existam desenvolvimentos dirigidos a pessoas com diferentes graus de deficiência cognitiva, visual ou auditiva.

Por outra parte, embora os tipos de interfaces que se contemplam neste livro chegam em muitos dos casos a protótipos com diferentes graus de maturidade, é muito escassa a porcentagem destes desenvolvimentos que chegam ao mercado e são utilizados pelos usuários. Isto se deve em grande parte pelo baixo número de empresas no campo das interfaces.

Finalmente, dada a importância social e econômica dos problemas existentes em torno à deficiência, as soluções tecnológicas para estes grupos, tais como as que são apresentados neste livro, devem ser um objetivo prioritário para estes países da área Ibero-Americana, ao constituir um dos pilares para aumentar a participação e o bem-estar destes grupos. Neste sentido, é preciso empreender ações decididas e coordenadas, de âmbito transnacional, por parte das administrações e das entidades relacionadas com a deficiência e com o mundo da inovação e da indústria, para fixar objetivos e prioridades, dotar de apoios materiais e mobilizar conjuntamente estes

diferentes agentes neste setor emergente que, sem dúvida, terá um grande papel neste século XXI.