

ANDRÉ FERREIRA

**UMA PROPOSTA DE INTERFACE
CÉREBRO-COMPUTADOR PARA COMANDO DE
CADEIRAS DE RODAS**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica do Centro Tecnológico da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do Grau de Doutor em Engenharia Elétrica, na área de concentração em Automação.

Orientador: Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho

Co-orientador: Prof. Dr. Mário Sarcinelli Filho

VITÓRIA
2008

Dados Internacionais de Catalogação-na-publicação (CIP)
(Biblioteca Central da Universidade Federal do Espírito Santo, ES, Brasil)

F383p Ferreira, André, 1974-
Uma proposta de interface cérebro-computador para comando
de cadeiras de rodas / André Ferreira. – 2008.
136 f. : il.

Orientador: Teodiano Freire Bastos Filho.
Co-Orientador: Mário Sarcinelli Filho.
Tese (doutorado) – Universidade Federal do Espírito Santo,
Centro Tecnológico.

1. Interface cérebro-computador. 2. Robótica. 3. Reabilitação.
4. Eletroencefalografia. 5. Reconhecimento de padrões. 6.
Processamento de sinais. 7. Máquinas de vetor-suporte. I. Bastos
Filho, Teodiano Freire. II. Sarcinelli Filho, Mário. III. Universidade
Federal do Espírito Santo. Centro Tecnológico. IV. Título.

CDU: 621.3

ANDRÉ FERREIRA

**UMA PROPOSTA DE INTERFACE CÉREBRO-COMPUTADOR
PARA COMANDO DE CADEIRAS DE RODAS**

Tese submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica do Centro Tecnológico da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para a obtenção do Grau de Doutor em Engenharia Elétrica - Automação.

Aprovada em 23 de dezembro de 2008.

COMISSÃO EXAMINADORA

Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho
Universidade Federal do Espírito Santo
Orientador

Prof. Dr. Mário Sarcinelli Filho
Universidade Federal do Espírito Santo
Co-orientador

Prof. Dr. José Raimundo de Oliveira
Universidade Estadual de Campinas

Prof. Dr. José Geraldo Mill
Universidade Federal do Espírito Santo

Prof. Dr. Evandro Ottoni Teatini Salles
Universidade Federal do Espírito Santo

Prof. Dr. Rodrigo Varejão Andreão
Centro Federal de Educação Tecnológica do Espírito Santo

O limite de atuação do corpo humano não é a última camada epitelial, mas sim a última camada de átomos da ferramenta comandada pelo cérebro.

Miguel Nicolelis.

Agradecimentos

Dedico meus sinceros agradecimentos

– à minha família, que esteve presente em todas as etapas desta jornada, me apoiando e servindo como *âncora* nos momentos mais difíceis;

– à CAPES pelo apoio dado através da bolsa de estudos durante o período de realização desta Tese e também durante a participação da 1ª Escola de Altos Estudos da CAPES e do IINN-ELS¹ / UFRN² em Neurociências, realizada no Centro de Pesquisa do IINN-ELS, localizado em Macaíba/RN;

– ao meu orientador, professor Teodiano Freire Bastos Filho, pela oportunidade de desenvolver este trabalho e participar de sua equipe de robótica de reabilitação, por toda ajuda e conhecimento transmitidos;

– ao meu co-orientador, professor Mário Sarcinelli Filho, pelo grande apoio na realização desta Tese e pelas valiosas dicas e sugestões na revisão do texto;

– aos professores do PPGEE/UFES sempre prestativos e dispostos a ajudar;

– aos pesquisadores e professores José Luis Martín Sanchez, Juan Carlos García García, Manuel Mazo Quintas e aos amigos do Departamento de Eletrônica (DEPECA) da Universidade de Alcalá (UAH), Alcalá de Henares, Espanha, pela oportunidade do estágio de doutorado nesta instituição, onde uma base de dados de EEG foi registrada e é utilizada nesta Tese;

– a um dos mais importantes pesquisadores da atualidade no tema das interfaces cérebro-computador, professor José del R. Millán, e também ao seu aluno de doutorado Pierre Ferrez,

¹Instituto Internacional de Neurociências de Natal Edmond e Lily Safra

²Universidade Federal do Rio Grande do Norte

por me receberem no IDIAP, Martigny, Suíça, propiciando uma imersão no que existe de mais atual nesta área do conhecimento;

– ao professor Luiz Azevedo, do Instituto Superior Técnico (IST) de Lisboa e aos amigos Ana Rita Londral e Hugo Gamboa, também pesquisadores de tecnologias assistivas, pela oportunidade de aprendizado com o sistema *Cyberlink* e permuta de informações sobre as interfaces homem-máquina;

– ao professor Ricardo Carelli, ao doutorando Fernando Auat Cheeín e aos amigos do Instituto de Automática (INAUT), San Juan, Argentina, pela oportunidade de estadia neste centro, reforçando meu aprendizado nas linhas de robótica e interfaces homem-máquina;

– à equipe do CREFES, principalmente Inácio, Bernardo, Cristina e Paulo, pela ajuda na seleção de voluntários com deficiência para a fase experimental desta Tese;

– aos voluntários que participaram da etapa experimental desta Tese, principalmente pelo empenho reconhecido daqueles com deficiência;

– a todos os amigos do doutorado, mestrado e graduação da UFES, que sempre me apoiaram e pelos momentos de descontração durante os intervalos do café;

– ao amigo Daniel Cruz Cavalieri, pelas inúmeras sessões servindo como voluntário nos experimentos com a interface cérebro-computador e/ou prestando ajuda com outros voluntários;

– a todos que de alguma forma contribuíram para a concretização desta Tese.

Sumário

1	Introdução	20
1.1	Motivação	20
1.2	Objetivo	22
1.3	Estrutura da Tese	23
2	Fundamentação Teórica e Revisão da Literatura	25
2.1	Conceitos Preliminares	25
2.1.1	O Cérebro Humano	25
2.1.2	Aquisição de Sinais Cerebrais	25
2.2	Interface Cérebro-Computador	32
2.2.1	Estrutura Básica de uma ICC Baseada em EEG	33
2.2.2	Fenômenos Neurológicos Utilizados em ICCs Baseadas em EEG	36
2.2.3	Classificação das ICCs	39
2.3	Estado da Arte das ICCs	41
2.3.1	Principais Grupos de Pesquisa	44
2.3.2	ICCs Aplicadas a Cadeiras de Rodas	47
3	A ICC da UFES - Implementação Baseada na Abordagem Visual	51
3.1	Primeiros Passos: Controle de um Robô Manipulador	51

3.2	A Abordagem Adotada para Uso na Cadeira de Rodas	53
3.3	O Paradigma Utilizado na ICC da UFES	53
3.4	O Sistema de Aquisição de Sinais de EEG	57
3.5	Filtragem do Sinal de EEG	58
3.6	Análise de Atividade e Extração de Características	60
3.7	Classificador Baseado em Limiar	62
3.8	O <i>Software</i> da ICC	62
3.9	Funcionamento do Sistema	63
3.10	Experimentos Preliminares	65
3.11	Experimentos com Pessoas com Deficiência	66
3.11.1	Recrutamento dos Voluntários	68
3.11.2	Protocolo Experimental e Medida de Desempenho	69
3.11.3	Voluntário 1 (distrofia muscular de Duchenne)	69
3.11.4	Voluntário 2 (tetraparesia)	75
3.11.5	Voluntário 3 (amiotrofia muscular infantil)	85
3.11.6	Voluntário 4 (paralisia cerebral)	85
3.12	Discussão e Conclusões	88
4	A ICC da UFES - Proposta Baseada em Imaginação Motora	91
4.1	O Paradigma da Imaginação Motora	92
4.2	A ICC Proposta	93
4.3	Avaliação: Extrator de Características e Classificador	95
4.3.1	A Base de Dados de Graz	96
4.3.2	A Base de Dados da UAH	97
4.3.3	Extração de Características: PSD	97

4.3.4	Extração de Características: AAR/RLS	99
4.3.5	Classificador: SVM	101
4.4	Medidas de Desempenho	103
4.5	Resultados: Voluntários sem Deficiência	103
4.6	Análise dos Resultados	105
4.7	Experimentos com Pessoas com Deficiência	106
4.8	Resultados: Voluntários com Deficiência	106
4.9	Análise dos Resultados (pessoas com deficiência)	110
4.10	Discussão e Conclusões	111
5	Conclusões e Trabalhos Futuros	113
5.1	Contribuições	115
5.2	Trabalhos Futuros	115
A	Trabalhos Publicados	117
B	Problemas Neuromusculares	120
B.1	Esclerose Lateral Amiotrófica (ELA)	120
B.2	Distrofia Muscular (DM)	121
B.2.1	Distrofia Muscular de Duchenne (DMD)	121
B.3	Miastenia Gravis	122
B.4	Paralisia Cerebral (PC)	122
C	A Cadeira de Rodas da UFES	124

Lista de Tabelas

2.1	Resumo das frequências dos ritmos eletroencefalográficos mais comuns. . .	31
2.2	Resumo dos trabalhos.	49
3.1	Experimentos com pessoas com deficiência.	89
4.1	Experimentos realizados (UAH)	97
4.2	Exemplo de matriz de confusão	103
4.3	PSD-SVM (base de dados da UAH)	104
4.4	AAR/RLS-SVM (base de dados da UAH)	104
4.5	Melhores resultados: base da UAH	105
4.6	PSD-SVM (base de dados de Graz)	105
4.7	AAR/RLS-SVM (base de dados de Graz)	105
4.8	Experimentos realizados (UFES/CREFES)	107
4.9	Voluntário V200 (UFES/CREFES), PSD-SVM, 2 canais (C_3 C_4)	107
4.10	Voluntário V201 (UFES/CREFES), PSD-SVM, 2 canais (C_3 C_4)	108
4.11	Voluntário V202 (UFES/CREFES), PSD-SVM, 2 canais (C_3 C_4)	108
4.12	Voluntário V203 (UFES/CREFES), PSD-SVM, 2 canais (C_3 C_4)	108
4.13	Configurações com melhores taxas de acerto (UFES/CREFES)	111

Lista de Figuras

1.1	Diferentes níveis de capacidade do usuário e possíveis soluções de interface.	22
2.1	O cérebro humano.	26
2.2	Distribuição espacial de algumas funções do córtex cerebral [5].	26
2.3	Resolução espacial e temporal de diferentes técnicas de aquisição de atividade cerebral, adaptado de [5].	28
2.4	Artefatos comuns no sinal de EEG.	28
2.5	Fixação dos eletrodos em ICCs invasivas e não-invasivas (adaptado de [96]).	29
2.6	Alguns ritmos eletroencefalográficos.	31
2.7	Aplicações atuais envolvendo ICCs do grupo de pesquisa da Universidade de Tecnologia de Graz (Áustria). (a) Estimulação Elétrica Funcional, (b) ICCs em ambientes virtuais, (c) mobilidade pessoal e (d) interface com computador e controle do ambiente ou entretenimento.	34
2.8	Estrutura básica de uma ICC.	34
2.9	Sistema Internacional 10-20, onde se podem ver as posições nas quais são colocados os eletrodos para aquisição dos sinais cerebrais.	35
2.10	Sistema Internacional 10-20 estendido.	36
2.11	ERD e ERS na banda alfa de um EEG da região occipital, adaptado de [13].	37
2.12	Tabuleiro de opções de navegação para seleção via P300 (esquerda) e o sinal de P300 gerado quando o símbolo desejado é apresentado ao operador (direita) (adaptado de [68]).	38
2.13	Exemplo de aplicação baseada em SSVEP [84].	39

2.14	Análise em frequência de quatro estímulos visuais distintos (adaptado de [84]).	39
2.15	Três conceitos de operação de uma ICC. A seta sobre o usuário e/ou ICC indica quem realiza a aprendizagem.	41
2.16	Aumento na produção de artigos relacionados às ICCs. Adaptado de [45]. . .	41
2.17	Distribuição dos principais grupos de pesquisa em ICCs no mundo. Adaptado de [45].	42
2.18	Seqüência de fotos da ação <i>agarrar</i> utilizando estimulação elétrica funcional comandada por sinais cerebrais.	45
2.19	Distribuição topográfica de um potencial P300 (esquerda e acima), resposta do usuário no canal P_z (esquerda e abaixo) e exemplos de aplicações testadas em Wadsworth (direita) (adaptado de [87]).	46
3.1	Teleoperação de um robô manipulador, via TCP/IP, através de sinais cerebrais.	52
3.2	Processo de cálculo para detecção de um ERD, utilizando o método clássico da Potência de Banda (adaptado de [59]).	54
3.3	Procedimento para detecção dos padrões ERD e ERS na banda alfa de EEG coletado na região occipital. (a) EEG cru. (b) EEG filtrado (banda alfa). (c) Evolução da variância do sinal filtrado.	55
3.4	(a) Sinal de EEG filtrado na banda alfa e indicações de ERD e ERS. (b) Aumento da variância na presença de um ERS.	56
3.5	Esquerda: primeiros testes com o sistema de aquisição desenvolvido. Direita: detalhe do sistema.	58
3.6	Resposta em frequência do filtro <i>Butterworth</i> utilizado. À esquerda, resposta do filtro para frequências de 0 a 70 Hz. À direita, detalhe para frequências de 0 a 20 Hz.	59
3.7	Exemplo de sinal de EEG filtrado. (a) Sinal original normalizado. (b) Sinal filtrado com banda-passante 8-13 Hz.	59
3.8	(a) Sinal filtrado. (b) Variância normalizada do sinal filtrado. (c) Sinal e variância juntos.	61
3.9	(a) Variância do sinal filtrado calculada em modo <i>offline</i> . Idem, em (b) modo <i>online</i>	61

3.10	Região de histerese adicionada ao classificador.	62
3.11	Saída binária do classificador baseado em limiar.	63
3.12	<i>Software</i> desenvolvido para análise dos sinais utilizados.	64
3.13	Opções de comando da cadeira de rodas da UFES disponíveis no PDA (seleção de setas indicativas de movimento ou navegação de alto nível), e também opções de comunicação (necessidades, estados e textos).	65
3.14	Estrutura da ICC implementada na UFES.	66
3.15	Experimento com a cadeira de rodas robótica da UFES.	67
3.16	Localização dos eletrodos e o protocolo experimental utilizado.	70
3.17	Voluntário 1, sessão 1. (a) Sinal sem tratamento. (b) Sinal filtrado. (c) Variância normalizada e sinal filtrado. (d) Variância, sinal filtrado e saída binária do classificador.	72
3.18	Voluntário 1, sessão 1. Detalhes do sinal de EEG filtrado.	73
3.19	Voluntário 1, sessão 1. Representação topográfica da variância.	73
3.20	Voluntário 1, sessão 1. Periodograma do sinal.	74
3.21	Voluntário 2, sessão 1. (a) Sinal sem tratamento. (b) Sinal filtrado. (c) Variância normalizada e sinal filtrado. (d) Variância, sinal filtrado e saída binária do classificador.	76
3.22	Voluntário 2, sessão 1. Detalhes do sinal de EEG filtrado.	77
3.23	Voluntário 2, sessão 1. Representação topográfica da variância.	77
3.24	Voluntário 2, sessão 1. Periodograma do sinal.	78
3.25	Voluntário 2, sessão 2. (a) Sinal sem tratamento. (b) Sinal filtrado. (c) Variância normalizada e sinal filtrado. (d) Variância, sinal filtrado e saída binária do classificador.	79
3.26	Voluntário 2, sessão 2. Detalhes do sinal de EEG filtrado.	80
3.27	Voluntário 2, sessão 2. Representação topográfica da variância.	80
3.28	Voluntário 2, sessão 2. Periodograma do sinal.	81

3.29	Voluntário 2, sessão 3. (a) Sinal sem tratamento. (b) Sinal filtrado. (c) Variância normalizada e sinal filtrado. (d) Variância, sinal filtrado e saída binária do classificador.	82
3.30	Voluntário 2, sessão 3. Detalhes do sinal de EEG filtrado.	83
3.31	Voluntário 2, sessão 3. Representação topográfica da variância.	83
3.32	Voluntário 2, sessão 3. Periodograma do sinal.	84
3.33	Voluntário 3, sessão 1. (a) Sinal sem tratamento. (b) Sinal filtrado. (c) Variância normalizada e sinal filtrado. (d) Variância, sinal filtrado e saída binária do classificador.	86
3.34	Voluntário 4, sessão 1. (a) Sinal sem tratamento. (b) Sinal filtrado. (c) Variância normalizada e sinal filtrado. (d) Variância, sinal filtrado e saída binária do classificador.	87
4.1	Comportamento dos ritmos eletroencefalográficos envolvidos na preparação e execução do movimento voluntário do dedo indicador direito (adaptado de [61]).	93
4.2	Alterações no ritmo alfa em regiões dos dois hemisférios durante tarefas de imaginação motora das mãos (adaptado de [62]).	94
4.3	Presença de ERD no hemisfério contralateral (adaptado de [62]).	94
4.4	Montagem dos eletrodos utilizada nos experimentos envolvendo imaginação motora (adaptado de [30]).	94
4.5	Abordagens avaliadas.	96
4.6	Posicionamento dos eletrodos e protocolo experimental referentes à base de Graz.	97
4.7	Apresentação dos dados.	97
4.8	Sistema g.tec, dotado de computador, módulo de aquisição de dados, módulo de amplificação e filtragem, e <i>toolbox</i> de processamento de sinais cerebrais, disponível na UAH/Espanha.	98
4.9	Gorro com eletrodos de EEG, também disponível na UAH/Espanha.	98

4.10	Exemplo de extração de características utilizando as componentes PSD (8 a 30 Hz, em dB/Hz). Sinais de EEG relativos aos canais C_3 , C_z e C_4 (bipolar) durante a imaginação motora das mãos.	99
4.11	Evolução temporal dos coeficientes AAR.	100
4.12	Taxa de acertos de cada voluntário com deficiência nos distintos intervalos analisados e as respectivas tarefas mentais executadas. A configuração utilizada foi PSD-SVM com 2 canais (C_3 C_4) de registro do EEG.	109
C.1	Estrutura do sistema desenvolvido.	126
C.2	Cadeira de rodas robótica da UFES.	126

Lista de Abreviaturas

AAR Parâmetros Adaptativos Auto-Regressivos (*Adaptive Autoregressive Parameters*).

BBCI Interface Cérebro-Computador de Berlim (*Berlin Brain Computer Interface*).

BCI Interface Cérebro-Computador (*Brain-Computer Interface*).

CT Tomografia Computadorizada (*Computerized Tomography*).

DM Distrofia Muscular.

DMD Distrofia Muscular de Duchenne.

ECG Eletrocardiograma.

ECoG Eletrocorticograma.

EEG Eletroencefalograma.

ELA Esclerose Lateral Amiotrófica.

EMG Eletromiograma.

EOG Eletrooculograma.

ERD Dessincronização Relacionada a Eventos (*Event Related Desynchronization*).

ERS Sincronização Relacionada a Eventos (*Event Related Synchronization*).

FES Estimulação Elétrica Funcional (*Functional Electrical Stimulation*).

fMRI Imagem Funcional por Ressonância Magnética (*Functional Magnetic Resonance Imaging*).

ICA Análise de Componentes Independentes (*Independent Component Analysis*).

ICC Interface Cérebro-Computador.

IHM Interface Homem-Máquina.

LDA Análise de Discriminante Linear *Linear Discriminant Analysis*.

LFP Potencial de Campo Local (*Local Field Potentials*).

LMS Mínimos Quadrados Médio (*Least Mean Squares*).

MEG Magnetoencefalografia.

MMLD Dilema de Aprendizado Homem-Máquina (*Man-Machine Learning Dilemma*).

MR Ressonância Magnética (*Magnetic Resonance*).

MRP Potenciais Relacionados ao Movimento (*Movement-Related Potential*).

PC Paralisia Cerebral.

PDA Assistente Digital Pessoal (*Personal Digital Assistant*).

PET Tomografia por Emissão de Pósitrons (*Positron Emission Tomography*).

PSD Densidade Espectral de Potência (*Power Spectral Density*).

RBF Função de Base Radial (*Radial Basis Function*).

RLS Mínimos Quadrados Recursivo (*Recursive Least Squares*).

SCP Potenciais Corticais Lentos (*Slow Cortical Potential*).

SMR Ritmo Moto-sensorial (*Sensorimotor Rhythm*).

SSVEP Potenciais Evocados Visuais de Regime Permanente (*Steady-State Visual Evoked Potential*).

SVM Máquina de Vetor-Suporte (*Support-Vector Machine*).

TTD Dispositivo Tradutor de Pensamento (*Thought Translation Device*).

VOG Videoculograma.

Resumo

Esta Tese de Doutorado trata da implementação de uma Interface Cérebro-Computador (ICC), baseada em estímulos visuais (ERD/ERS), para comando de uma cadeira de rodas robótica e para estabelecer uma interface de comunicação. A ICC implementada é destinada a pessoas com deficiência que possuem a habilidade de abrir e fechar os olhos, o que é necessário para gerar os padrões cerebrais em questão. Experimentos realizados com tais usuários, inclusive alguns com doenças neuromusculares severas, revelaram resultados muito promissores. Para os usuários que não dispõem de tal capacidade, algumas modificações na ICC são também propostas nesta Tese. A principal alteração consiste na mudança do paradigma da ICC, que é alterado de estímulos visuais para imaginação motora de membros. Assim, cabe ao usuário imaginar o movimento de mãos, por exemplo, para enviar comandos para a cadeira de rodas ou para a interface de comunicação. São apresentados experimentos usando tanto o paradigma de estímulos visuais quanto o de imaginação motora, com 4 voluntários sem problemas neuromusculares e 4 pessoas com deficiência grave. Os resultados obtidos são discutidos em detalhes, e mostram a viabilidade da ICC proposta.

Abstract

The implementation of a Brain-Computer Interface (BCI) based on visual stimuli (ERD/ERS) to command a robotic wheelchair and to establish a communication interface is presented in this Thesis. The BCI has been developed for impaired people who keep the ability to close/open the eyes, in order to generate the brain patterns here discussed. Experiments carried out with such users, including some with severe neuromuscular disorders, have shown quite promising results. For the users without the capacity of closing/opening the eyes, some changes in the BCI are also proposed. The paradigm used in the BCI is changed from visual stimuli to hands motor imagery. Using such paradigm, the user is supposed to imagine some movements of his/her hands in order to send commands to the robotic wheelchair or the communication interface. Experiments involving both visual and motor imagery paradigms with four severely impaired people and four voluntaries without neuromuscular disorders are here reported. The results are discussed in details and show the feasibility of the proposed BCI.

Capítulo 1

Introdução

1.1 Motivação

Em 2005, a população mundial com paralisia causada por lesões na coluna vertebral era de aproximadamente 2,5 milhões de pessoas [36]. Anualmente, 130 mil sobreviventes de lesões traumáticas na coluna vertebral juntam-se a esta população, muitos dos quais permanecerão em uma cadeira de rodas até o final de suas vidas.

Em países da União Européia, em 2002 esse número era de aproximadamente 330 mil pessoas, com um acréscimo de 11 mil novos casos por ano [56], dos quais quase a metade é resultante de acidentes de trânsito, na maioria envolvendo jovens e adultos em idade de trabalho.

Somado a isso ainda se tem as vítimas de Esclerose Lateral Amiotrófica (ELA): são 30 mil somente nos Estados Unidos, com um aumento anual de 5 mil casos [11]. No Brasil, estes casos representam cerca de 2,5 mil pessoas por ano [90]. Existem ainda pessoas com tumores na medula, paralisia cerebral, esclerose múltipla, distrofia muscular (somente na cidade de São Paulo, estima-se que a cada três dias nasce uma criança com distrofia muscular do tipo Duchenne e Becker [1]), miastenia gravis e outras doenças que atacam o sistema neuromotor. No censo de 2000, o número de pessoas com tetraplegia, paraplegia ou hemiplegia permanente era de, aproximadamente, 955 mil [35].

Esses indivíduos, vítimas de acidentes ou doenças neuromusculares incapacitantes, muito raramente voltam a desempenhar suas atividades laborais, sociais e familiares. A maioria dos indivíduos com lesão medular encontra-se desempregada, e atribui essa condição ao fato de sofrer problemas de saúde, à incapacidade de encontrar um emprego adequado às suas condições, à dificuldade com meios de transporte e ao medo ou perda da autoconfiança em meio

à sociedade [92]. A estrutura familiar também é abalada em virtude da complexidade e da mudança abrupta de hábitos, comuns nessas situações. Em casos avançados de esclerose lateral amiotrófica, por exemplo, nos quais os indivíduos mantêm atividade motora e movimentos oculares pífios, faz-se necessário o auxílio de um grupo multidisciplinar formado por médicos de diferentes especialidades, psicólogos e fisioterapeutas. Os custos relacionados são altos não somente para o indivíduo, mas também para as empresas e as famílias, já que na maioria dos casos os envolvidos estão numa fase produtiva da vida.

Com o aperfeiçoamento da tecnologia de suporte à vida, a sobrevida dessas pessoas tem aumentado notavelmente nas últimas décadas. Isto pode ser atribuído aos modernos serviços médicos de emergência, novos medicamentos e procedimentos cirúrgicos, antibióticos para combate de infecções, melhora nos serviços de reabilitação e, nos casos mais críticos, aos respiradores artificiais [88, 96]. Por outro lado, essa sobrevida prolongada requer um suporte adequado, com vistas a proporcionar uma melhor qualidade de vida a esses indivíduos, principalmente no que tange à interação com o meio e com as pessoas do seu convívio.

As engenharias biomédica e de reabilitação se enquadram exatamente neste contexto, propiciando melhor qualidade de vida a essas pessoas através do desenvolvimento de tecnologias assistivas. Na última década o progresso nesta área se deveu, principalmente, ao rápido avanço da capacidade computacional dos PCs, acompanhado por custos mais acessíveis e por disponibilidade de equipamentos médicos sofisticados. Isto permitiu um melhor entendimento do corpo humano, o que provocou um grande impulso na área das neurociências e uma maior atenção por parte da comunidade acadêmica aos desafios dessa linha de pesquisa.

As Interfaces Homem-Máquina (IHMs) são sistemas que propiciam a interação do homem com um computador, ou com uma máquina, num contexto mais geral. No caso de pessoas com deficiência motora, esta interação se dá através de sinais gerados pelo próprio corpo, como, por exemplo, através de movimentos do globo ocular [6], de contrações musculares [67] e de sinais cerebrais [94], caso em que a interface tem o nome especial de Interface Cérebro-Computador (ICC), ou BCI, do inglês *Brain-Computer Interface*. Esses sinais podem ser utilizados para o comando de próteses, órteses, ou dispositivos móveis, como uma cadeira de rodas, para interação com o ambiente (selecionar temperatura, ligar um televisor, ajustar a posição de um leito residencial/hospitalar) ou para comunicação (processador de texto, sintetizador de voz) [14, 42].

Dependendo do grau da lesão, ou do estágio da doença (algumas são degenerativas) o indivíduo terá restrições para o uso de interfaces homem-máquina, ou seja, não será possível utilizar uma interface baseada em um dado tipo de sinal caso a pessoa tenha perdido a capacidade de gerar tal sinal. Um exemplo seria a impossibilidade do uso de sinais provenientes

da musculatura facial se a pessoa for incapaz de controlar estes músculos. Neste contexto, a Figura 1.1 caracteriza os diversos níveis de capacidade de pessoas com deficiência motora, relacionando-os com os tipos de sinais ou mecanismos que podem ser utilizados, em cada caso, para implementar a interface homem-máquina.

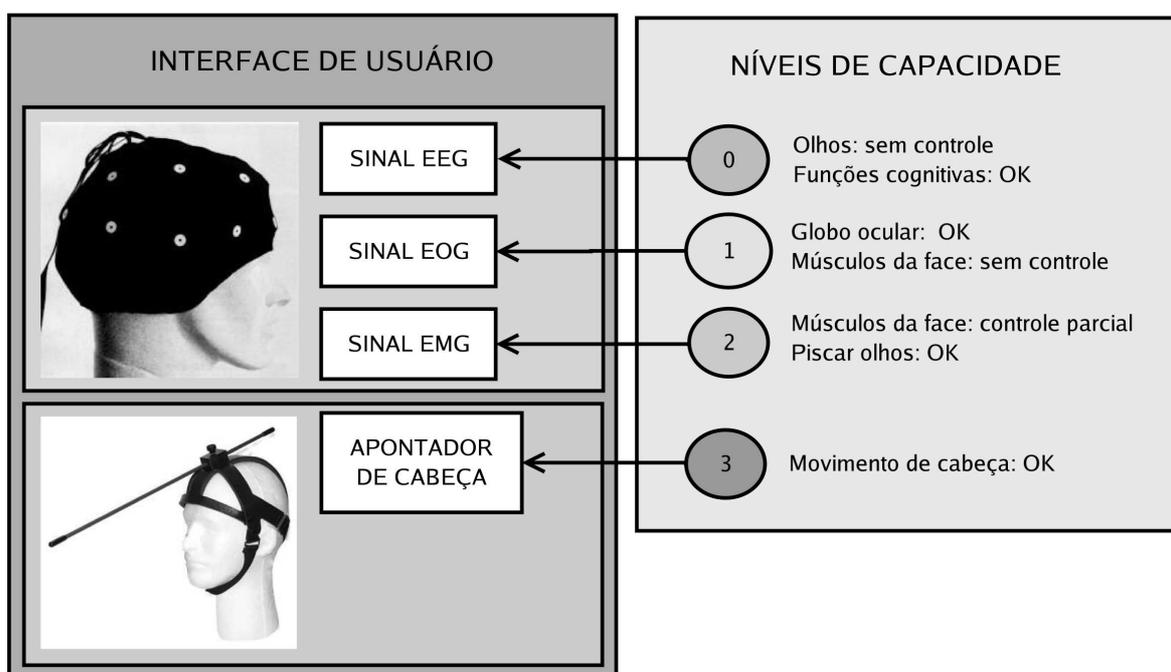


Figura 1.1: Diferentes níveis de capacidade do usuário e possíveis soluções de interface.

É no contexto de casos de incapacidade motora severa, nos quais os indivíduos são incapazes de executar qualquer ação motora, mas preservam a capacidade de abrir e fechar os olhos, que esta Tese se insere. Nessas situações, os sinais cerebrais, tratados através das ICCs, representam uma opção capaz de promover a interação da pessoa com o meio em que ela vive. A possibilidade de aumento da sobrevivência desses indivíduos em muitos anos e o vasto campo de aplicações das interfaces cérebro-computador em tecnologias assistivas representam, portanto, uma grande motivação para o desenvolvimento de ICCs robustas e de baixo custo, destinadas a esses usuários.

1.2 Objetivo

O objetivo geral desta Tese é a implementação e teste de uma ICC baseada em Des-sincronização Relacionada a Eventos (ERD do inglês *Event Related Desynchronization*) e

Sincronização Relacionada a Eventos (ERS do inglês *Event Related Synchronization*) visuais, além da proposta de uma ICC similar baseada em imaginação motora, ambas para tarefas de comunicação interpessoal e comando de uma cadeira de rodas robótica.

Como objetivos específicos, podem ser citados o estudo das ICCs atuais e suas características, o estudo de técnicas de processamento e análise de sinais de eletroencefalograma (EEG), a implementação do *software* que compõe a ICC, o desenvolvimento de um protótipo de *hardware* portátil e de baixo custo destinado à aquisição de EEG, assim como a sua adaptação à cadeira de rodas. Além disso, são disponibilizadas as bases de dados geradas através de experimentos com voluntários sem e com deficiência, utilizando as duas abordagens.

1.3 Estrutura da Tese

Inicialmente, são apresentados no Capítulo 2 conceitos preliminares importantes no contexto do trabalho. Esta parte inclui uma introdução ao cérebro humano, destacando as regiões mais relevantes para este trabalho, informações sobre os diferentes ritmos cerebrais e suas formas de aquisição, doenças neuromusculares, artefatos, interfaces cérebro-computador (definição, classificação e principais aplicações), e, por fim, uma síntese do estado da arte dessas interfaces.

O Capítulo 3 descreve as etapas de implementação da ICC da UFES. O comando de um manipulador robótico (que poderia estar acoplado à cadeira de rodas) utilizando uma ICC é o primeiro ponto abordado. Em seguida são apresentados os padrões cerebrais utilizados pela ICC, bem como a forma de gerá-los, e como são reconhecidos pelo sistema. O *hardware* de aquisição de EEG e o *software* de análise de sinais são os tópicos abordados na seqüência. Após a descrição do funcionamento do sistema, são relatados experimentos realizados com voluntários sem e com deficiência. Algumas etapas experimentais incluíram uma aplicação prática da ICC envolvendo uma cadeira de rodas motorizada e um computador de mão (PDA, do inglês *Personal Digital Assistant*) como periférico de suporte. Ainda nesta parte são descritos o protocolo experimental utilizado, as medidas de desempenho e a metodologia de recrutamento desses indivíduos. Após apresentação dos resultados obtidos e descrição das sessões experimentais, é feita uma discussão e, finalizando, as conclusões deste capítulo são apresentadas.

A proposta da ICC baseada em imaginação motora é descrita no Capítulo 4. O paradigma envolvido é discutido em detalhes, seguido pela descrição da ICC proposta. As técnicas escolhidas para as etapas de extração de características e de classificação são apresentadas e avaliadas em duas bases de dados, uma delas gerada na Universidade de Alcalá, Espanha, durante estágio sanduíche e a outra disponibilizada pela Universidade de Tecnologia

de Graz, Áustria. Experimentos realizados com pessoas sem problemas neuromusculares e também envolvendo voluntários com deficiência são apresentados e discutidos. Por fim, as conclusões do capítulo são apresentadas.

Finalmente, o Capítulo 5 apresenta as conclusões e algumas propostas para prosseguimento do trabalho.

Capítulo 2

Fundamentação Teórica e Revisão da Literatura

2.1 Conceitos Preliminares

2.1.1 O Cérebro Humano

O encéfalo de uma pessoa adulta pesa cerca de 1400 gramas e representa todo o conteúdo do crânio, incluindo cérebro, cerebelo e tronco encefálico [15]. A parte mais importante do cérebro, no que tange às ICCs, é o córtex cerebral, uma camada de 1,5 a 4 mm de substância cinzenta que cobre a superfície exterior do cérebro [91]. O córtex cerebral está dividido em dois hemisférios, conectados um ao outro via uma estrutura chamada *corpus callosum*, e cada hemisfério está dividido em 4 lobos, a saber, frontal, parietal, occipital e temporal (vide Figura 2.1). O córtex cerebral é responsável por muitas funções de alto nível, tais como a solução de problemas, a compreensão da linguagem e o processamento de informação visual complexa. Uma distribuição espacial de algumas funções do córtex é apresentada na Figura 2.2. Como se vê em tal figura, diferentes tarefas mentais excitam distintas regiões do córtex cerebral. Tais tarefas mentais podem ser percebidas/reconhecidas pelas ICCs, e então associadas a tarefas físicas pré-estabelecidas.

2.1.2 Aquisição de Sinais Cerebrais

Uma interface cérebro-computador pode utilizar quaisquer tecnologias capazes de medir a atividade cerebral. Inúmeros são os métodos e equipamentos para desempenhar esta

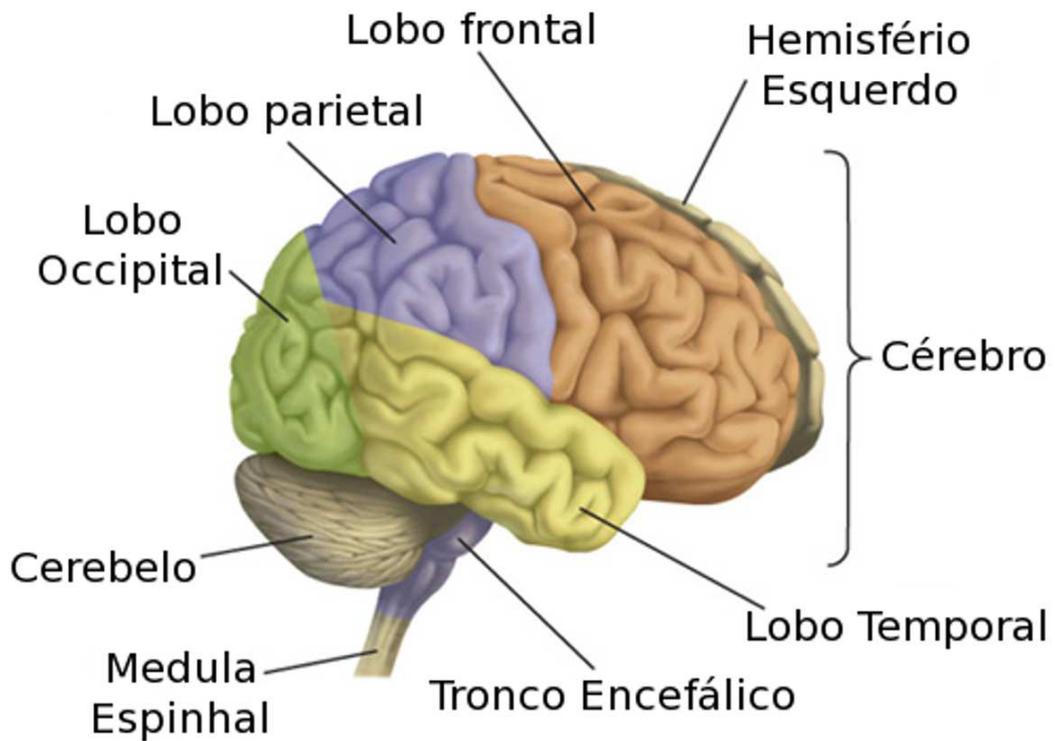


Figura 2.1: O cérebro humano.

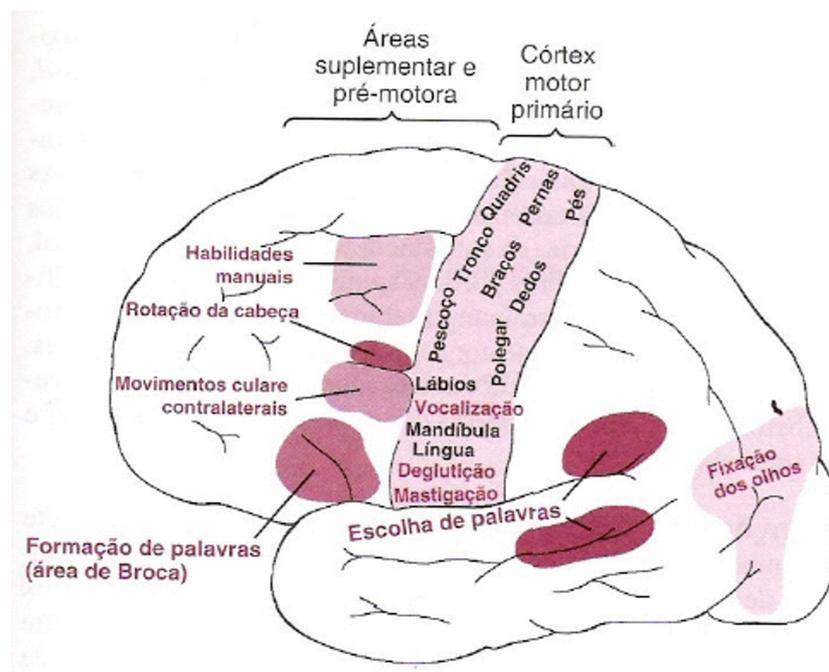


Figura 2.2: Distribuição espacial de algumas funções do córtex cerebral [5].

função, dentre eles a Ressonância Magnética (MR do inglês *Magnetic Resonance*) e a Imagem Funcional por Ressonância Magnética (fMRI do inglês *Functional Magnetic Resonance Imaging*), a Magnetoencefalografia (MEG), a Tomografia por Emissão de Pósitrons (PET do inglês *Positron Emission Tomography*) e a Tomografia Computadorizada (CT do inglês *Computerized Tomography*) [5]. Embora a fMRI e a PET possuam boa resolução espacial, apresentam resolução temporal muito baixa, o que implica em uma excelente localização dos sinais cerebrais, mas em um tempo elevado (Figura 2.3). A CT possibilita o estudo de seções transversais do corpo humano vivo, permitindo distinguir diferenças de densidade da ordem de 0,5% entre tecidos. A principal desvantagem da CT é a utilização da radiação ionizante X, que possui um efeito negativo sobre o corpo humano. Portanto, não se deve realizar exames tomográficos sem necessidade, devido ao acúmulo de dose de radiação. Dentre as vantagens da MEG estão sua boa resolução espacial e temporal, a baixa atenuação dos sinais magnéticos no escalpo e a ausência de contato entre seus sensores e a cabeça do usuário. Em contrapartida, assim como a fMRI, a PET e a CT, a MEG é um sistema complexo, com grande peso, volume e custo, tornando-se impraticável para aplicações embarcadas, assim como os outros citados.

A eletroencefalografia é um método para medição de potenciais elétricos no escalpo do indivíduo, resultantes de atividade elétrica neuronal no encéfalo. Os primeiros estudos relacionados aos potenciais elétricos do cérebro foram realizados no ano de 1875, pelo fisiologista inglês Richard Caton [15, 33]. Ele fez registros destes potenciais, capturados no encéfalo de cães e coelhos, utilizando um dispositivo com grande sensibilidade à tensão elétrica. Em 1929, o psiquiatra austríaco Hans Berger realizou os primeiros testes de EEG envolvendo seres humanos e relatou a distinção clara observada entre o EEG do sono e o da vigília [15, 17].

Inicialmente, o EEG era utilizado apenas em exames admissionais, detecção de casos de epilepsia e distúrbios do sono. Atualmente, a eletroencefalografia é a base da maioria das ICCs, o que se deve às suas características de alta resolução temporal (da ordem de milissegundos, conforme destacado na Figura 2.3), baixo custo, baixo peso, baixa complexidade e portabilidade.

O sinal de EEG bruto (sem tratamento) está freqüentemente contaminado por ruídos e distúrbios, conhecidos como artefatos, oriundos de distintas fontes do corpo humano e do ambiente. Os principais artefatos são apresentados a seguir, e ilustrados na Figura 2.4:

- Fisiológicos: movimentos dos olhos (eletrooculograma - EOG) e da musculatura em geral (mandíbula, face, pescoço e outros), o ritmo cardíaco, entre outros;
- Técnicos/Ambiente: componente induzida de 60 Hz da rede elétrica, mau contato dos eletrodos, movimento dos cabos, etc.

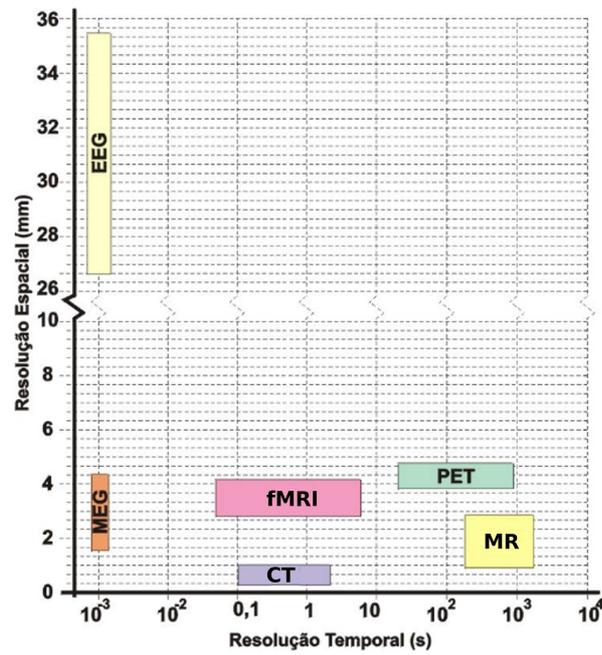


Figura 2.3: Resolução espacial e temporal de diferentes técnicas de aquisição de atividade cerebral, adaptado de [5].

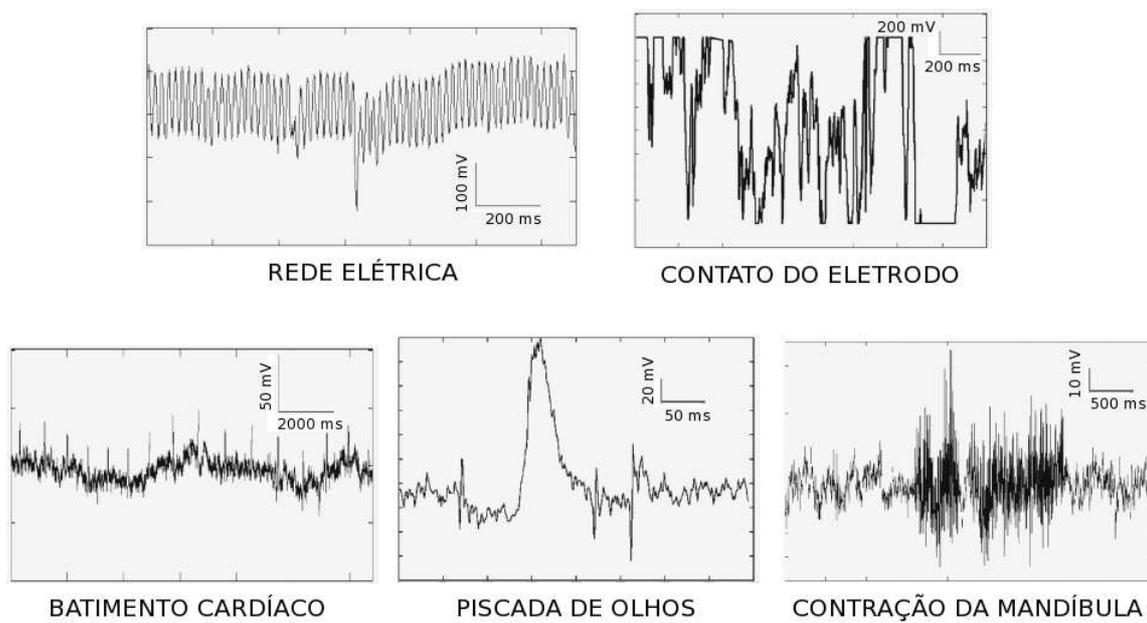


Figura 2.4: Artefatos comuns no sinal de EEG.

O electrocorticograma (ECoG) é muito similar ao EEG, com a diferença que os eletrodos são fixados na superfície do córtex, sendo, portanto, uma prática invasiva. O Potencial de Campo Local (LFP, do inglês *Local Field Potential*) registra atividade de populações neuronais através de matrizes de eletrodos implantadas de forma intracortical. As posições de fixação dos eletrodos utilizados nesses métodos são ilustradas na Figura 2.5. Atividades cerebrais de alta frequência, como o ritmo gama, podem ser gravadas através do ECoG, e o sinal não é contaminado por artefatos de eletromiograma (EMG) e EOG (potencial córtico-retina ou electrooculográfico), como ocorre no EEG. O ritmo gama, que geralmente não está presente no sinal de EEG, pode ser utilizado para melhorar o desempenho de ICCs [28, 29].

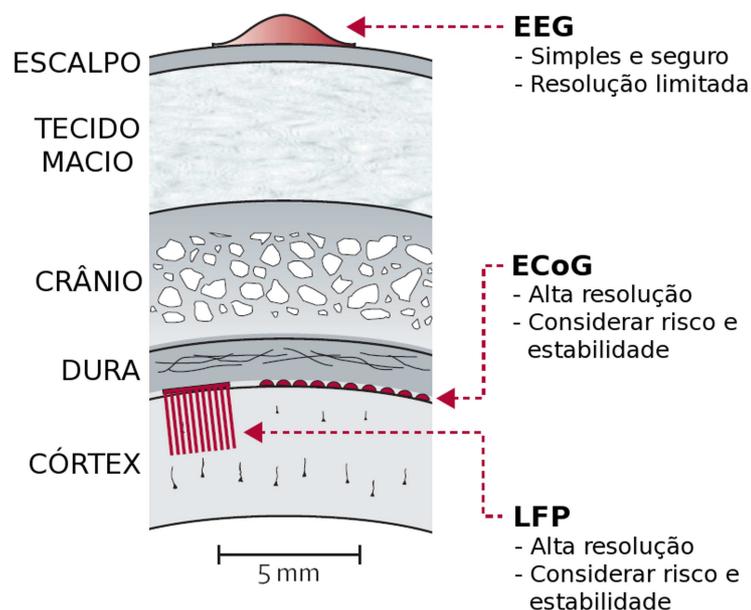


Figura 2.5: Fixação dos eletrodos em ICCs invasivas e não-invasivas (adaptado de [96]).

Por fim, é importante ressaltar que em virtude da baixa resolução espacial, da grande atenuação e espalhamento sofridos pelo sinal na passagem pelo crânio e da facilidade de contaminação por artefatos, principalmente os de origem electrooculográfica (movimento do globo ocular) e eletromiográfica (muscular), é necessário usar técnicas de processamento de sinais e reconhecimento de padrões para melhorar a relação sinal-ruído e o desempenho das ICCs baseadas em EEG. Assim, mesmo com as dificuldades relacionadas, o EEG, em termos práticos, ainda representa a melhor opção de meio de comunicação para as ICCs.

A intensa atividade neuronal que ocorre no córtex cerebral gera diferentes ritmos electroencefalográficos, a saber:

- Ritmo Delta (frequências de 0,1 Hz a 4 Hz), o qual é relacionado ao sono profundo, também ocorrendo na infância e em algumas doenças do cérebro. Os sinais gerados têm amplitudes geralmente abaixo de 200 μV ;
- Ritmo Teta (frequências de 4 Hz a 8 Hz), o qual está relacionado à sonolência ou sono leve. Em alguns casos, pode ser produzido por hiperventilação. É observado assim que um indivíduo acorda, ou imediatamente antes de dormir. Em geral, ocorre nas regiões parietal e temporal em crianças. Em adultos, esse ritmo se manifesta em situações de estresse mental como desapontamento ou frustração. Os valores de amplitude dos sinais gerados estão abaixo de 100 μV ;
- Ritmo Alfa (frequências de 8 Hz a 13 Hz), o qual é verificado em um indivíduo normal relaxado, ocorrendo na região posterior e com maior amplitude sobre a região occipital. Os sinais gerados têm amplitudes abaixo de 50 μV , em adultos. O ritmo alfa é melhor visualizado quando o indivíduo está com os olhos fechados, em situação de baixa atividade mental e relaxamento físico. A atenção visual (olhos abertos) ou esforço mental ocasionam o bloqueio ou atenuação deste ritmo;
- Ritmo Mu (frequências de 9 Hz a 11 Hz), o qual também é chamado de ritmo motossensorial (SMR, do inglês *Sensorimotor Rhythm*). Embora na mesma banda de frequência, o ritmo mu é topograficamente e fisiologicamente diferente do ritmo alfa, apresentando, também, menores valores de amplitude. Este ritmo está fortemente relacionado com funções do córtex motor, local onde é feita a sua aquisição. A imaginação motora e a preparação para o movimento podem bloquear o ritmo Mu, sendo, portanto, muito explorados nas ICCs;
- Ritmo Beta (frequências de 13 Hz a 30 Hz), cujas amplitudes de sinal raramente estão acima de 30 μV , o qual é predominante na região frontal e central, estando associado à atividade e concentração. O ritmo beta central (frequências de 18 Hz a 24 Hz) está relacionado com o ritmo mu, e pode ser bloqueado por atividade motora;
- Ritmo Gama (frequências de 30 Hz a 70 Hz), o qual está relacionado com elevada atividade mental, resolução de problemas e também medo. Picos de potência no sinal capturado, caracterizados por oscilações em torno de 40 Hz na região do córtex motor sugerem iminência de movimento [61]. No entanto, o ritmo gama raramente está presente no EEG humano, sendo mais utilizado em eletrocorticograma (ECoG) (vide Seção 2.1.2) [28, 29].

A Tabela 2.1 apresenta um resumo das frequências dos ritmos de EEG. A Figura 2.6 apresenta um sinal de EEG bruto (sem tratamento) e os formatos de onda correspondentes aos ritmos eletroencefalográficos citados. É importante ressaltar que a correlação entre a

freqüência das oscilações cerebrais e suas respectivas amplitudes é tal que o aumento da primeira implica na diminuição da última (correlação negativa) [59]. Esta observação não é percebida na Figura 2.6, pois os gráficos não estão na mesma escala de amplitude.

Tabela 2.1: Resumo das freqüências dos ritmos eletroencefalográficos mais comuns.

Ritmo	Freqüência (Hz)
Delta (δ)	< 4
Teta (θ)	4 a 8
Alfa (α)	8 a 13
Mu (μ)	9 a 11
Beta (β)	13 a 30
Gama (γ)	30 a 70

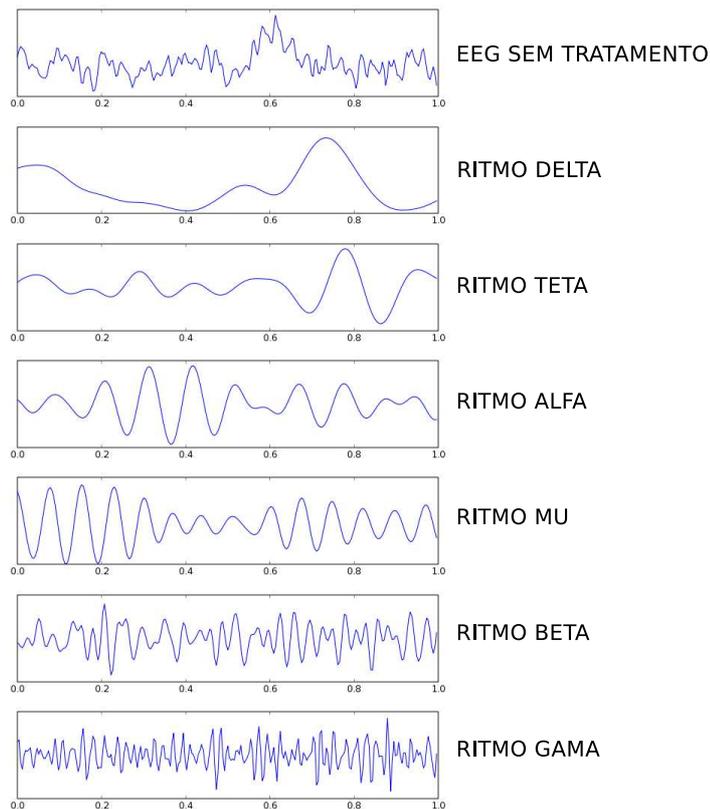


Figura 2.6: Alguns ritmos eletroencefalográficos.

2.2 Interface Cérebro-Computador

O conceito de Interface Cérebro-Computador (ICC), ou BCI, do inglês *Brain-Computer Interface*, foi definido por Jonathan Wolpaw no Primeiro Encontro Internacional de Tecnologias de ICCs, realizado em Rensselaerville, Nova York em 1999 [93]:

A Brain-Computer Interface (BCI) is a communication or control system in which the user's messages or commands do not depend on the brain's normal output channels. That is, the message is not carried by nerves and muscles, and, furthermore, neuromuscular activity is not needed to produce the activity that does carry the message [93].

Assim, uma ICC é um sistema que propicia um canal de comunicação ou controle para um indivíduo através de sinais puramente cerebrais, sem que haja necessidade de atividade neuromuscular para realizar a ação codificada no sinal cerebral.

Ainda que de forma muito incipiente existam alguns projetos de ICCs para entretenimento (jogos de computador) [79, 82] e autenticação por biometria (transmissão de senhas por sinais cerebrais) [83], os indivíduos com paralisia neuromuscular severa são os que representam o público alvo das ICCs atuais [96].

A Esclerose Lateral Amiotrófica (ELA) [2] e a Distrofia Muscular (DM) [25] estão entre as doenças neuromusculares incapacitantes mais graves [15]. Lesões na coluna vertebral ou no cérebro, como no caso da Paralisia Cerebral (PC) [4], representam outras causas de paralisia neuromuscular. Um resumo desses problemas é apresentado no Apêndice B.

A paralisia neuromuscular pode ser classificada como *progressiva*, englobando pessoas com ELA e DM, ou *não-progressiva*, referente aos casos de lesões na coluna vertebral ou no cérebro. Os indivíduos que possuem algum tipo de paralisia neuromuscular podem ser distribuídos em três grupos [96]:

1. Grupo 1, considerado um grupo pequeno e formado por pessoas que não possuem sequer movimento de globo ocular, sendo consideradas *enclausuradas dentro de si mesmas* (síndrome *locked-in* [41]). Geralmente são indivíduos em estágio terminal de ELA ou PC severa;
2. Grupo 2, mais numeroso que o Grupo 1, e constituído por pessoas com controle neuromuscular limitado, ou seja, que possuem movimentos mínimos de um membro e/ou globo ocular, mas que geralmente são acompanhados de fadiga e lentidão. Indivíduos

em estágio avançado da ELA, PC ou que foram vítimas de lesões cerebrais graves, fazem parte deste grupo. Com o aperfeiçoamento da tecnologia de suporte à vida, particularmente devido aos respiradores artificiais, e também com apoio social e familiar adequado, a vida dessas pessoas pode ser prolongada por muitos anos. Assim, tem-se uma grande motivação para o desenvolvimento de ICCs destinadas a esses usuários;

3. Grupo 3, o mais numeroso de todos, formado por pessoas que possuem um controle neuromuscular substancial, para os quais as ICCs têm pouco a oferecer.

Algumas áreas de aplicação das ICCs são citadas a seguir, e a Figura 2.7 complementa o texto com exemplos desenvolvidos pelo grupo de pesquisa da Universidade de Tecnologia de Graz (Áustria).

Reabilitação e neuropróteses - o desenvolvimento de ICCs mais rápidas e robustas permite sua utilização no comando de próteses, órteses e Estimulação Elétrica Funcional (FES, do inglês *Functional Electrical Stimulation*) (Figura 2.7a). Ambientes Virtuais (AV) (Figura 2.7b) permitem uma avaliação da ICC em conjunto com a aplicação em uma fase anterior à produção, reduzindo custos. Adicionalmente, um AV propicia ao indivíduo uma ótima forma de realimentação, acelerando a fase de reabilitação [60].

Robótica e mobilidade pessoal - possibilidade de utilização para comando de manipuladores e condução de uma cadeira de rodas (Figura 2.7c).

Comunicação - talvez represente o campo de aplicação mais importante atualmente, disponibilizando, por exemplo, processador de texto e sintetizador de voz;

Controle do ambiente - neste caso a ICC é utilizada para comando de um computador (Figura 2.7d) e, indiretamente, de quaisquer equipamentos conectados ao mesmo. Como exemplo, pode-se citar o controle de temperatura do ambiente, o controle de equipamentos eletrônicos diversos, a seleção de distintas posições de um leito residencial/hospitalar, etc.

2.2.1 Estrutura Básica de uma ICC Baseada em EEG

A estrutura básica de uma ICC baseada em EEG é apresentada na Figura 2.8. Conforme ilustrado, esta ICC pode ser subdividida nas seguintes partes:

- Sistema de aquisição, no qual o sinal de EEG é adquirido por meio de eletrodos posicionados sobre o escalpo, geralmente em conformidade com o Sistema Internacional

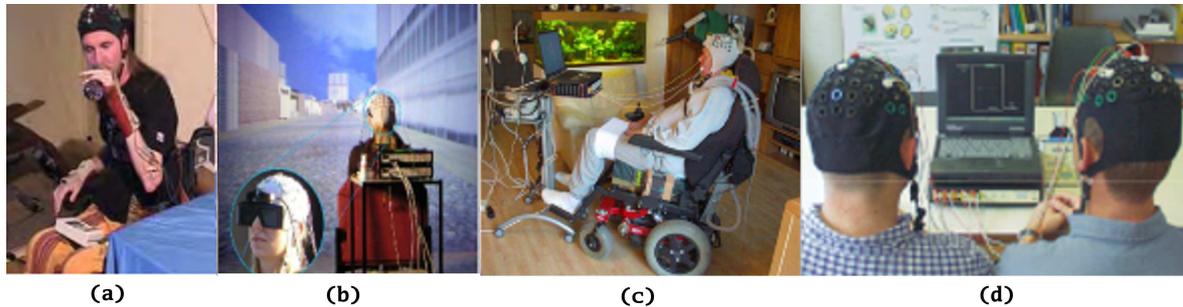


Figura 2.7: Aplicações atuais envolvendo ICCs do grupo de pesquisa da Universidade de Tecnologia de Graz (Áustria). (a) Estimulação Elétrica Funcional, (b) ICCs em ambientes virtuais, (c) mobilidade pessoal e (d) interface com computador e controle do ambiente ou entretenimento.

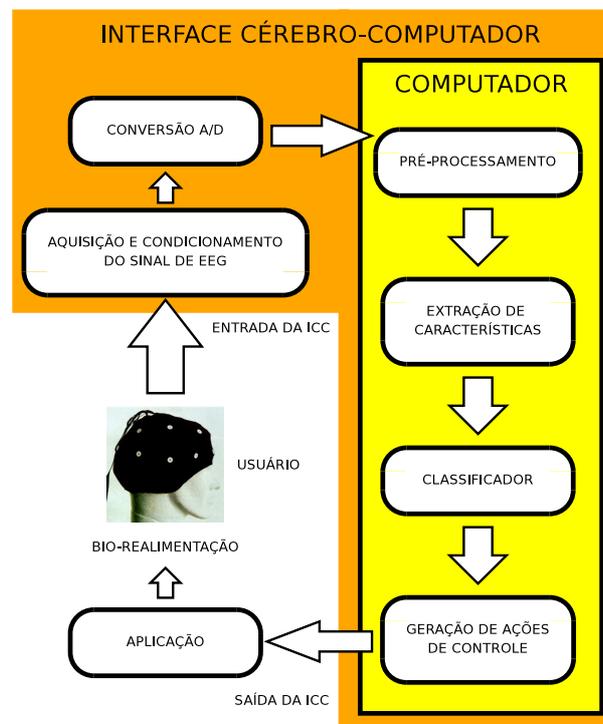


Figura 2.8: Estrutura básica de uma ICC.

10-20¹ para alocação de eletrodos (apresentado na Figura 2.9), ou alguma variante [37, 66, 91] do mesmo (Figura 2.10). Um gorro comercial com os eletrodos já instalados e distribuídos pode ser utilizado, para facilitar o posicionamento dos mesmos. O sinal de EEG é filtrado e amplificado, imediatamente após a sua aquisição. Nesta etapa também é feita a conversão A/D do sinal, geralmente usando conversores que possuem pelo menos 12 bits;

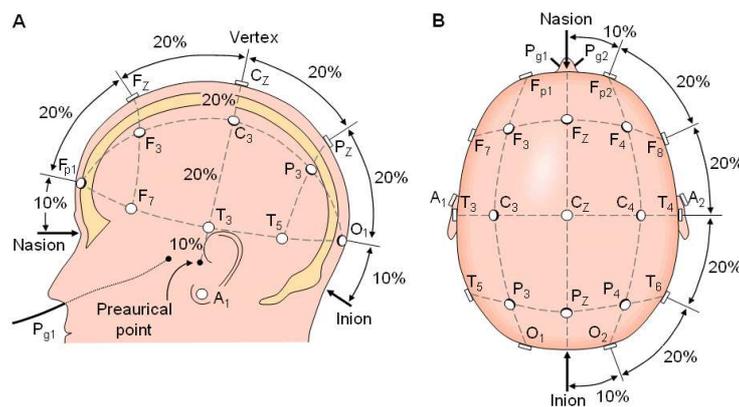


Figura 2.9: Sistema Internacional 10-20, onde se podem ver as posições nas quais são colocados os eletrodos para aquisição dos sinais cerebrais.

- Pré-processamento, que é etapa destinada à atenuação/eliminação dos artefatos;
- Extração de Características, que é a etapa na qual informações (características) capazes de representar o sinal em estudo são extraídas do mesmo e disponibilizadas para a etapa seguinte, a de classificação. É importante que as características de uma dada tarefa mental, ou classe, representem a mesma de forma única, pois quanto maior a região de sobreposição entre classes mais difícil se torna a classificação, independentemente da qualidade do classificador;
- Classificador, que é o responsável pela escolha de uma classe (tarefa mental), dentre as opções em questão, depois do processamento e avaliação das características do sinal. Uma prática comum é o cálculo da probabilidade para cada classe e a escolha daquela que apresentar o maior valor. Em alguns casos, nos quais nenhuma das classes alcança um dado limiar de probabilidade, a saída do classificador pode ser *indefinida* ou *rejeitada*, e nenhuma ação é realizada na etapa seguinte;

¹O sistema 10-20 é recomendado pela Federação Internacional das Sociedades de Eletroencefalografia e Neurofisiologia Clínica

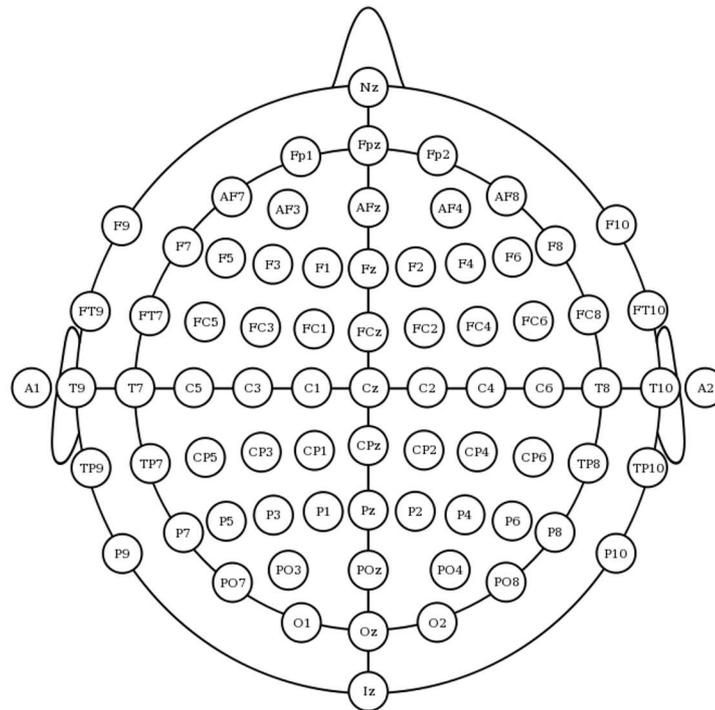


Figura 2.10: Sistema Internacional 10-20 estendido.

- Geração dos sinais de comando, que é a etapa de saída da ICC, na qual os comandos necessários para execução de uma dada tarefa física (previamente associada à classe eleita pelo classificador) são gerados. Por fim, o usuário fecha o laço de realimentação (bio-realimentação).

2.2.2 Fenômenos Neurológicos Utilizados em ICCs Baseadas em EEG

As atividades elétricas do cérebro, ou fenômenos neurológicos, mais utilizadas nas ICCs atuais baseadas em EEG são:

- Sincronização e dessincronização relacionadas a eventos (ERS e ERD) de ritmos mu (μ), alfa (α) e beta (β), que são padrões definidos como alterações no nível de energia do sinal de EEG em uma dada banda de frequência. O aumento desta energia caracteriza um estado de sincronização (ERS), enquanto a diminuição da energia representa uma dessincronização (ERD). Esses fenômenos estão altamente relacionados a bandas específicas de frequência, de modo que diferentes regiões do escalpo, ou uma mesma região, podem apresentar ERD e ERS simultaneamente [59]. O indivíduo pode gerar padrões específicos desses ritmos de forma voluntária, e utilizá-los como entrada da

ICC. A imaginação motora de membros, como mãos, pés e dedos, e o ato de abrir e fechar os olhos são exemplos de como gerar tais padrões [61]. Uma transição de ERD para ERS em um sinal de EEG da região occipital, filtrado na banda alfa, é apresentado na Figura 2.11. Tais fenômenos serão discutidos em mais detalhes nos Capítulos 3 e 4;

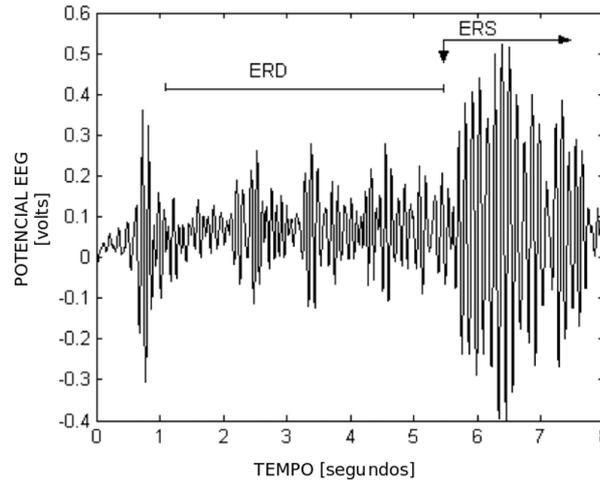


Figura 2.11: ERD e ERS na banda alfa de um EEG da região occipital, adaptado de [13].

- Potencial evocado P300, que é um potencial que se manifesta em resposta a um estímulo específico, geralmente auditivo ou visual, que ocorre de forma rara entre outros estímulos frequentes. Em geral, montagens para o P300 envolvem as posições F_z , C_z , P_z , P_3 , P_4 , PO_8 , PO_7 e O_z do sistema 10-20 estendido (ver Figura 2.10). Este potencial é evidenciado no sinal de EEG em forma de uma deflexão positiva com uma latência de 300 ms (daí a designação P300) após a ocorrência do estímulo [23, 24]. Este potencial pode ser exemplificado através da situação em que uma seqüência de cartas vermelhas é apresentada a um indivíduo que tem a informação que em algum instante lhe será mostrada uma carta verde. Quando o evento esperado acontece (neste caso, quando a carta verde é apresentada) ocorre o P300. Em [23] uma matriz 6x6 de letras é apresentada ao operador da interface, que deve se concentrar na letra que deseja selecionar. Cada letra é iluminada/destacada em uma ordem aleatória, por um breve instante de tempo. Quando a letra desejada é selecionada, o potencial P300 é evidenciado. O aumento do número de opções de escolha pode gerar atrasos no tempo de seleção, já que para evidenciar este paradigma todas as opções devem ser disponibilizadas e de forma aleatória. Além da capacidade de orientar o olhar para distintas posições, esta abordagem requer que o indivíduo mantenha atenção constante na interface, o que pode limitar o tempo de uso da mesma por fadiga visual. A Figura 2.12 apresenta uma ICC

baseada em P300, utilizada para guiar uma cadeira de rodas em um ambiente interno;

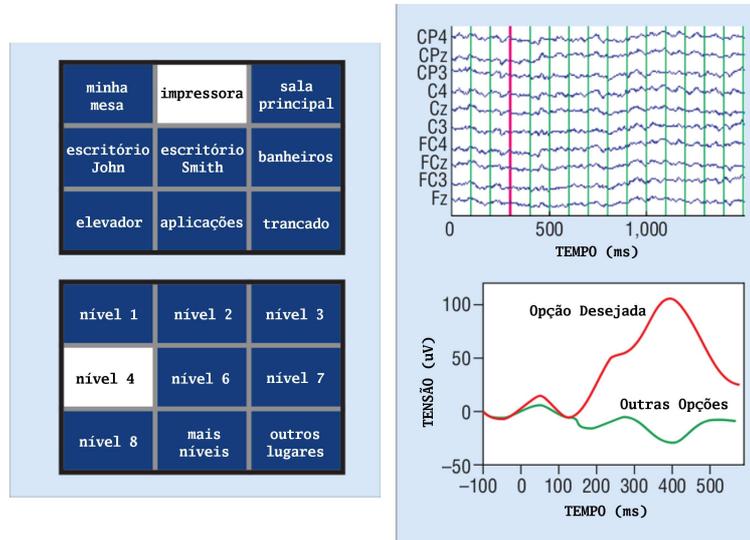


Figura 2.12: Tabuleiro de opções de navegação para seleção via P300 (esquerda) e o sinal de P300 gerado quando o símbolo desejado é apresentado ao operador (direita) (adaptado de [68]).

- Potenciais evocados visuais de regime permanente (SSVEP, do inglês *Steady-State Visual Evoked Potential*), que são respostas naturais a estímulos visuais em frequências específicas, ocorrendo geralmente entre 3,5 Hz e 75 Hz. Os eletrodos são posicionados em montagens sobre o córtex occipital. Um indivíduo submetido a um fotoestimulador, numa frequência na banda mencionada, terá seu EEG da região do córtex occipital (região visual) fortemente contaminado pela frequência fundamental e algumas harmônicas desse sinal externo [50, 84]. A Figura 2.13 apresenta uma aplicação em que o usuário é capaz de transladar o mapa mostrado no monitor para a direção desejada, apenas dirigindo o olhar para uma das quatro regiões foto-estimuladoras dispostas nas bordas da tela. As frequências utilizadas nesta aplicação foram 5.0 Hz, 5.625 Hz, 6.4 Hz e 6.9 Hz e a potência do sinal de EEG é apresentada na Figura 2.14. Neste caso, percebe-se que o estímulo externo se manifesta no EEG principalmente na segunda harmônica, representado pelos picos de potência na Figura 2.14. Assim como o P300, essa abordagem requer olhar fixo e atento para a opção desejada, o que pode representar um problema para pessoas com restrição no movimento dos olhos.
- Potenciais corticais lentos (SCP, do inglês *Slow Cortical Potential*), que representam variações lentas no EEG, normalmente medidas em janelas de 2 s e comparadas com uma linha de base dessa mesma duração (são, portanto, variações no sinal contínuo do EEG). O grupo de Tübingen, na Alemanha, possui diversos trabalhos publicados nesta

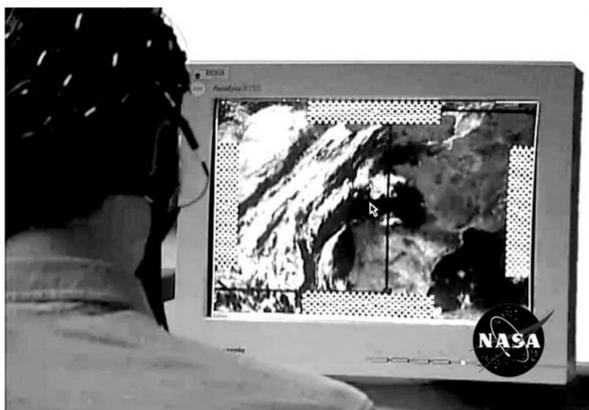


Figura 2.13: Exemplo de aplicação baseada em SSVEP [84].

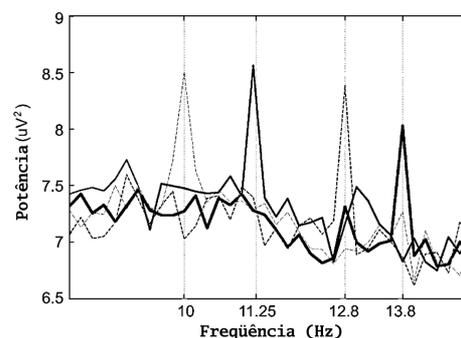


Figura 2.14: Análise em frequência de quatro estímulos visuais distintos (adaptado de [84]).

área, e pacientes com longos períodos de treinamento foram capazes de controlar o movimento de um cursor e escrever textos utilizando a interface chamada Dispositivo Tradutor de Pensamento (TTD, do inglês *Thought Translation Device*) [8]. Embora a montagem típica seja um eletrodo sobre C_z com as referências nos mastóides, montagens envolvendo combinações de eletrodos em C_z , C_3 , C_4 , F_z , P_z e mastóides também são utilizadas [77].

2.2.3 Classificação das ICCs

As ICCs podem ser classificadas em relação a vários aspectos. Os principais são os seguintes:

- Quanto ao controle temporal, a ICC pode ser *síncrona* ou *assíncrona*. Em uma ICC síncrona, um estímulo externo, geralmente visual ou auditivo, indica o momento em que o indivíduo deve gerar o padrão cerebral que será analisado, causando confinamento deste padrão em uma janela temporal e, na maioria das vezes, melhores taxas de acerto [61]. No entanto, esse modo de operação gera uma dependência do indivíduo em relação ao dispositivo externo. Já no modo de operação assíncrono, o indivíduo envia comandos cerebrais para a ICC sem que haja uma associação temporal a estímulos externos [20];
- Quanto à forma de fixação dos eletrodos, a ICC é classificada como *invasiva* ou *não-invasiva*. Quando os eletrodos são posicionados de forma intracranial, diretamente sobre o córtex cerebral, ou intracortical (chamada Potencial de Campo Local, LFP, do inglês *Local Field Potentials*), a ICC é dita invasiva, e o sinal capturado é o ECoG (vide Seção 2.1.2). Como a caixa óssea do crânio causa grande atenuação e espalhamento

espacial da atividade elétrica gerada no córtex cerebral, a forma invasiva proporciona sinais de qualidade muito superior e com ótima resolução espacial. Em contrapartida, os riscos envolvidos são muito maiores, podendo causar danos ao tecido cerebral e complicações como rejeições. Por esta razão a ICC não-invasiva é adotada pela maioria dos grupos de pesquisa, em função de sua maior praticidade, e ausência de riscos, visto que os eletrodos são posicionados no escalpo do indivíduo [60]. Na superfície do córtex cerebral a amplitude das ondas cerebrais é de aproximadamente 10 mV, enquanto que na superfície do escalpo, em função da atenuação, esse valor alcança, no máximo, 200 μ V [91]. A Figura 2.5 mostra as diferentes regiões nas quais são fixados os eletrodos em ICCs invasivas e não-invasivas;

- Quanto ao momento de execução dos algoritmos, a ICC pode ser classificada como *online* ou *offline*. Quando o processo de aquisição dos dados, o pré-processamento do sinal, a extração de características e a classificação são realizados durante o tempo em que o indivíduo está utilizando a ICC, a mesma é classificada como *online* [89]. Se a aquisição dos dados é feita para análise posterior e os sinais capturados não são utilizados para gerar ações imediatas, a ICC é dita *offline* [5];
- Quanto à relação de aprendizagem indivíduo-máquina, as abordagens utilizadas são a de *Auto-Condicionamento do Operador (ACO)* e a de *Reconhecimento de Padrões (RP)*. Na primeira abordagem (ACO), o indivíduo recebe uma realimentação dos sinais gerados e aprende, ou se condiciona, a controlá-los de forma a produzir um sinal que será mais facilmente reconhecido pela ICC [8, 97]. Na abordagem por RP, a maior carga de aprendizado, ou treinamento, está na ICC, que deve associar, de maneira correta, os diferentes estados mentais do usuário às ações (saídas da ICC) pré-estabelecidas [5, 21]. Além destas duas abordagens, existe a abordagem de aprendizado mútuo, MLP (do inglês *Mutual Learning Process*), na qual homem e máquina aprendem. De acordo com o Dilema de Aprendizagem Homem-Máquina (MMLD, do inglês *Man-Machine Learning Dilemma*), o homem e a máquina são fortemente interdependentes, mas devem ser treinados de forma independente [61]. Neste caso, o aprendizado deve ser iniciado com a máquina (treinamento do classificador inicial), e o indivíduo não recebe realimentação. A partir do primeiro classificador, e dispondo de realimentação, o aprendizado do indivíduo é iniciado, e este busca gerar sinais melhores para aumentar a taxa de acertos da máquina. Com isso, os padrões de EEG se alteram, e o classificador deve ser novamente treinado (indivíduo sem realimentação). Assim, o ciclo se repete, melhorando o desempenho do conjunto homem-máquina. A Figura 2.15 ilustra os modos de operação mencionados.

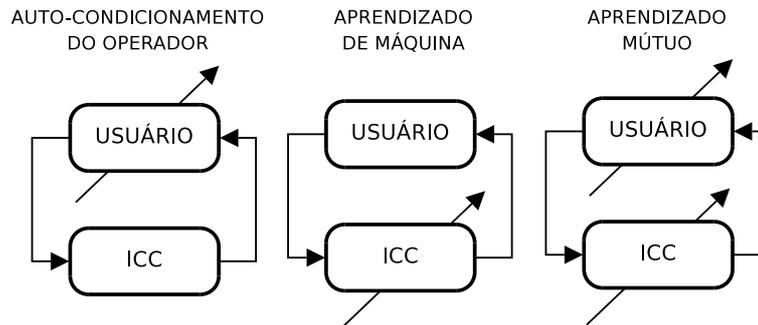


Figura 2.15: Três conceitos de operação de uma ICC. A seta sobre o usuário e/ou ICC indica quem realiza a aprendizagem.

2.3 Estado da Arte das ICCs

Na última década, o número de trabalhos envolvendo as interfaces cérebro-computador aumentou significativamente (vide Figura 2.16), principalmente devido ao avanço tecnológico dos computadores, à maior integração interdisciplinar dos campos de pesquisa envolvidos e ao avanço na área das neurociências. Já são noticiados cerca de 60 grupos de pesquisa e aproximadamente 300 pesquisadores na área das ICCs, envolvendo engenheiros, médicos, psiquiatras, físicos e cientistas da computação, entre outros [45]. A distribuição atual dos principais grupos de pesquisa ao redor do mundo é mostrada na Figura 2.17.

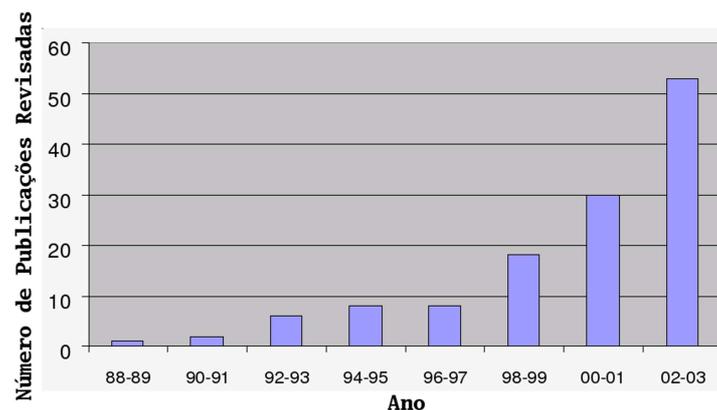


Figura 2.16: Aumento na produção de artigos relacionados às ICCs. Adaptado de [45].

No Terceiro Encontro Internacional de ICCs, realizado em junho de 2005 na cidade de Rensselaerville, Nova York, fez-se uma avaliação do progresso das ICCs e suas perspectivas futuras, durante os diversos *workshops* realizados [14, 42, 49, 96]. Dentre as conclusões,

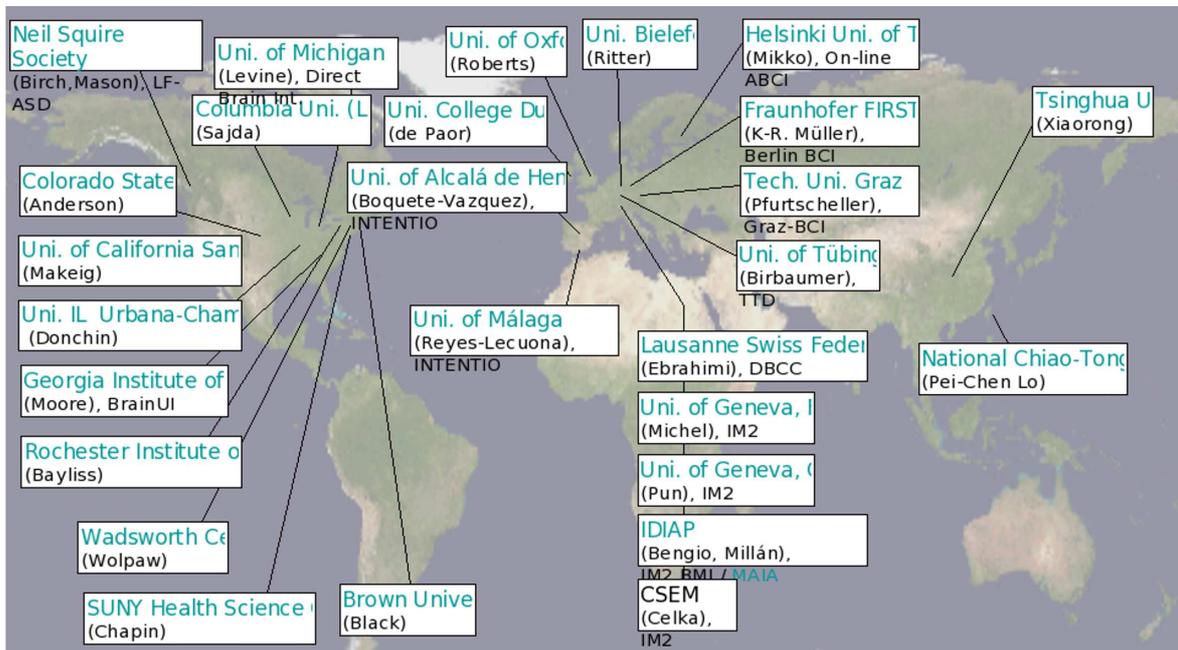


Figura 2.17: Distribuição dos principais grupos de pesquisa em ICCs no mundo. Adaptado de [45].

menciona-se a grande complexidade das ICCs atuais, exigindo grande esforço de calibração, ajuste e operação destas interfaces. Em sentido oposto, segue a tendência atual das pesquisas em ICCs, sugerindo a adequação destas interfaces para uso imediato dos usuários finais desta tecnologia. Para isso, é necessária uma revisão de alguns aspectos das ICCs, dentre os quais estão a simplicidade, no sentido de que familiares e enfermeiros possam operá-las sem grandes dificuldades; a robustez, de forma a permitir o funcionamento adequado da ICC em um ambiente hospitalar ou doméstico, com condições bem diferentes daquelas encontradas em um ambiente controlado de laboratório; o custo, que deve ser acessível, e a segurança, que deve ser garantida.

Quanto ao *hardware*, é desejável que tanto os computadores quanto os sistemas de aquisição sejam mais compactos, portáteis e otimizados para uso doméstico/hospitalar. Grande parte das ICCs atuais já utiliza computadores portáteis e até PDAs para processamento da informação oriunda do operador. Os bio-amplificadores (sistemas de aquisição) já são considerados tecnologia madura, e não devem ser considerados como um problema em aberto. Inclusive, os bio-amplificadores atuais são conectados a computadores através de cabos elétricos, ópticos ou tecnologia sem fio (*Wi-Fi*, *Bluetooth*, etc.), sendo esses últimos mais imunes a ruídos. O consumo de energia das ICCs também deve ser otimizado para economia de bateria, visto que as interfaces devem ser usadas por longos períodos.

O *software*, assim como o *hardware*, deve ser simplificado, com interfaces mais intuitivas e de fácil operação por familiares e auxiliares. Dentre as ferramentas de *software* mais utilizadas no campo das ICCs, podem ser citados os seguintes projetos:

BIOSIG biblioteca de *software* aberta desenvolvida pelo grupo de pesquisa da Universidade de Tecnologia de Graz (Áustria) para processamento de sinais biomédicos (EEG, ECoG, eletrocardiograma (ECG), EOG, EMG, entre outros) com funções de extração de características, classificação, visualização, suporte a mais de 40 tipos de formato de dados, e que está disponível para Matlab, Octave e C/C++ [60, 85];

BCI2000 *software* de propósito geral para ICCs, desenvolvido pelo grupo de pesquisa de Wadsworth (Nova York). Possui grande versatilidade (ritmos μ e β , SCP, P300, SS-VEP e ECoG), e atualmente é utilizado por mais de 75 laboratórios no mundo, representando uma opção de padronização na linha das interfaces de análise [42, 70, 87];

EEGLAB *toolbox* para Matlab para processamento de sinais biomédicos, com ferramentas para Análise de Componentes Independentes (ICA, do inglês *Independent Component Analysis*), análise tempo/frequência, rejeição de artefatos e visualização [69].

A necessidade de padronização tem aumentado diretamente com a evolução das ICCs e deve ocorrer, principalmente, na terminologia, nas medidas de desempenho e na formatação de bases de dados, propiciando avanço mais rápido no desenvolvimento das ICCs, menor tempo para disponibilizar a tecnologia aos seus usuários finais e aumento da interoperabilidade dos seus componentes [14].

Quanto às técnicas de processamento de sinais, mais especificamente as de extração de características e classificação, existem muitas alternativas sendo utilizadas. Isso demonstra que, mesmo com 20 anos de pesquisa, as ICCs continuam em constante aprimoramento, e não há uma técnica que funcione em 100% dos casos e que atenda às necessidades básicas dos usuários finais, tais como portabilidade, acessibilidade em termos de custo, robustez, simplicidade, etc. Além disso, há grande dificuldade na comparação de resultados e eficácia de técnicas e protótipos desenvolvidos, principalmente em virtude da falta de padronização.

Destarte, alguns grupos de pesquisa iniciaram um trabalho extenso de análise dos métodos e resultados dos diferentes laboratórios, tendo como principais objetivos descobrir a inter-relação dos trabalhos, propiciar discussão sobre quais técnicas podem ser mais promissoras e identificar quais delas (ou combinações das mesmas) ainda não foram exploradas e merecem atenção. Pesquisadores da Universidade do Estado do Colorado construíram uma taxonomia de métodos de processamento de sinais (extração de características e classificadores) durante o Terceiro Encontro Internacional de ICCs, que é constantemente atualizado e disponibilizado de forma *online* [3].

Nesta mesma linha, só que de forma mais ampla e envolvendo todas as etapas das ICCs, pesquisadores de Vancouver, Canadá, também desenvolveram uma taxonomia e modelos funcionais para descrever as tecnologias atuais e perspectivas futuras relacionadas às ICCs [46, 47].

É importante ressaltar que as técnicas mencionadas apresentam bons resultados para situações específicas, e que o paradigma adotado durante um experimento ainda determina qual a melhor técnica a ser aplicada. Isto implica na inexistência de uma solução que funcione para todos os paradigmas. Uma forma de verificar a generalização de uma dada técnica é através de sua validação com uma base de dados conhecida, e posterior comparação com outros resultados obtidos. Isto é o que ocorre nas competições internacionais de ICCs, conhecidas como *BCI Competition*.

2.3.1 Principais Grupos de Pesquisa

Em virtude da enorme diversidade de grupos nesta linha de pesquisa, apresentando diferentes técnicas e abordagens (inclusive num mesmo grupo), serão apresentados neste trabalho os grupos pioneiros, com grande destaque em publicações e relacionados ao tema desta Tese. Além desses, também serão apresentados os trabalhos do grupo da UFES que, mesmo sendo um grupo recente nesta área, já possui alguns resultados motivadores.

Universidade de Tecnologia de Graz (Áustria)

Este grupo de pesquisa em ICC desenvolve trabalhos nesta área há pelo menos 15 anos, com foco em comunicação cérebro-computador e dinâmica das oscilações cerebrais [62]. Ele é especialista em técnicas de gravação de EEG, processamento *online* e *offline*, técnicas de extração de características e classificação de padrões cerebrais, e projeto de sistemas neuro-realimentados. As principais aplicações implementadas na ICC desenvolvida pelo grupo (Graz *BCI*) são dispositivos de escrita (teclado virtual utilizado em pacientes com ELA), jogos, estimulação elétrica funcional em pacientes com lesões na coluna vertebral (Figura 2.18), navegação em ambientes virtuais, reconhecimento de quatro classes (tarefas mentais), utilizando SSVEP, e alguns trabalhos utilizando ECoG [60].

Embora já tenham utilizado uma ICC síncrona para discriminar cinco tarefas mentais (classes) em modo *offline* [55], os esforços atuais buscam uma ICC assíncrona capaz de classificar três classes *online* [60]. O número de canais utilizados é variado e, em alguns experimentos, amostras contaminadas com artefatos de EOG e/ou EMG são descartadas.



Figura 2.18: Seqüência de fotos da ação *agarrar* utilizando estimulação elétrica funcional comandada por sinais cerebrais.

Parâmetros adaptativos auto-regressivos (AAR, do inglês *Adaptive Autoregressive Parameters*), valores de potência de banda, coeficientes *wavelet* e amplitude de potenciais evocados representam as principais características utilizadas pelo grupo para classificação dos padrões cerebrais.

Centro Wadsworth (Estados Unidos)

Os primeiros trabalhos desse grupo de pesquisa na área das ICCs surgiram em 1986. A auto-regulação dos ritmos μ (8-12 Hz) e β (13-28 Hz) para controle de um cursor em 1D e 2D, o aprimoramento de ICCs baseadas em P300 [40], técnicas envolvendo ECoG e o *software* BCI2000 resumem os principais pontos abordados pelo grupo liderado por Jonathan Wolpaw.

O foco atual das pesquisas reside no chamado *Home System*, um sistema de ICC portátil e de fácil manuseio (incluindo *hardware* e *software* com suporte técnico minimizado) para ser utilizado em ambiente residencial ou hospitalar, seguindo as tendências atuais das ICCs [87]. O *hardware* é constituído por um computador portátil, um gorro com 16 canais e uma tela adicional para interface com o usuário. Este sistema foi avaliado por um cientista de 47 anos com ELA que utilizava a interface de 4 a 6 horas diárias para tarefas diversas, incluindo comunicação por correio eletrônico (vide Figura 2.19). Os dados do sistema eram enviados pela Internet para posterior avaliação do grupo. O usuário considerou o desempenho do sistema superior ao que ele utilizava anteriormente, baseado em movimento dos olhos.

Instituto de Tecnologia de Berlim (Alemanha)

O grupo de Berlim desenvolveu a chamada ICC de Berlim, BBCI do inglês *Berlin Brain Computer Interface*. Este sistema baseia-se nos potenciais relacionados à imaginação do mo-

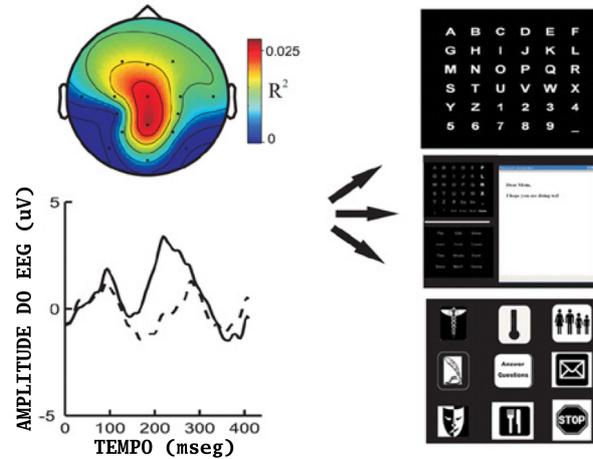


Figura 2.19: Distribuição topográfica de um potencial P300 (esquerda e acima), resposta do usuário no canal P_z (esquerda e abaixo) e exemplos de aplicações testadas em Wadsworth (direita) (adaptado de [87]).

vimento (MRP, do inglês *Movement-Related Potential*), utilizando as competências motoras do usuário como paradigma de controle da interface.

A abordagem baseada em Reconhecimento de Padrões é utilizada em conjunto com a propriedade de adaptação da interface. Técnicas avançadas de aprendizado de máquina e processamento de sinais utilizam um conjunto de características complexas, extraído de 128 canais de aquisição, para adaptar a interface automaticamente aos sinais cerebrais específicos de cada usuário [9, 52].

Instituto de Psicologia Médica e Neurobiologia de Tübingen (Alemanha)

Niels Birbaumer é um dos principais pesquisadores em ICCs da Universidade de Tübingen. O TTD é a interface criada por este grupo na década de 90 e baseia-se na auto-regulação dos Potenciais Corticais Lentos (SCPs) e, ao contrário do grupo de Berlim, o TTD utiliza apenas um canal de aquisição (C_z) referenciado ao mastóide [8].

Essa interface foi utilizada por várias pessoas com ELA e outros casos de paralisia motora severa como ferramenta de comunicação [41]. A principal aplicação consiste em um programa de suporte à linguagem, permitindo ao usuário escrever textos e cartas com uma velocidade média de uma letra a cada dois minutos. Este grupo também contribuiu para o desenvolvimento do *software* BCI2000, agregando à ferramenta a parte relativa a SCP.

Instituto Dalle Molle de Inteligência Artificial Perceptiva - IDIAP (Suíça)

José del R. Millán orienta a maioria dos trabalhos relacionados às ICCs neste Instituto de pesquisa. Uma das características deste grupo é a abordagem assíncrona utilizada em sua ICC. Controle de robôs em ambientes reduzidos e controle de próteses e teclados virtuais fazem parte das aplicações já desenvolvidas pelo IDIAP [20, 22]. Em geral, o instituto trabalha com classificadores adaptativos estatísticos, de três classes, e com um sistema de aquisição de 8 canais de EEG.

Recentemente, Millán e seu grupo têm explorado os Potenciais Relacionados ao Erro (ErrP, do inglês *Error-Related Potentials*), que são variações no EEG manifestadas logo após a pessoa ter consciência de um erro cometido [19], visando melhorar o desempenho da ICC.

O projeto MAIA (do inglês *Mental Augmentation through Determination of Intended Action*) [18] segue princípios inovadores tais como o reconhecimento da intenção motora do indivíduo através de mapas cerebrais de alta resolução, autonomia compartilhada adaptativa [63] entre máquina e indivíduo e reconhecimento de eventos cerebrais associados a estados cognitivos de alto nível, por exemplo, reconhecimento de erro e alarme.

Primeiros Trabalhos na UFES sobre ICCs

O primeiro trabalho sobre ICCs na UFES utilizou uma abordagem baseada em reconhecimento de padrões para classificação de duas tarefas mentais: a imaginação do movimento do dedo da mão esquerda e da mão direita [5]. A ERD e o BP (Potencial de *Bereitschafts*) formam o par de características utilizados pelo classificador, que foi capaz de discriminar a lateralidade da imaginação motora com uma taxa de acerto superior a 85%. O processamento foi feito *offline*, e com uma base de dados internacional (Universidade de Berlim) disponibilizada para o *BCI Competition* de 2003.

Em outro trabalho realizado, baseado no mesmo paradigma, a transformada de Fourier em janelas e a transformada *Wavelet* são utilizadas como opções para extração de características do sinal de EEG, e uma rede neural artificial é usada na etapa de classificação [7]. Uma taxa de acerto de 93% foi alcançada na distinção de três classes (duas classes relacionadas ao movimento e uma relativa à ausência de movimento).

2.3.2 ICCs Aplicadas a Cadeiras de Rodas

Até onde o conhecimento do autor alcança, ainda são poucos os trabalhos publicados envolvendo ICCs aplicadas a cadeiras de rodas, embora este número venha crescendo rapi-

damente. Esses trabalhos são comentados na seqüência, e na Tabela 2.2 é apresentado um resumo desses estudos.

A ICC apresentada em [68] é baseada em P300 visual, como mostrado na Figura 2.12, e utiliza um sistema de aquisição de EEG comercial (NuAmps/Neuroscan) portátil com uma montagem de 15 eletrodos. Tal interface praticamente não requer treinamento, o que é uma característica da abordagem baseada em P300. O reconhecimento do estado mental é realizado através de uma máquina de vetor-suporte (SVM, do inglês *Support-Vector Machine*), que fornece como saída uma pontuação que expressa a verosimilhança da amostra de sinal com uma que contém um P300. A taxa de acerto obtida nesse trabalho é maior que 90%.

Embora a ICC discutida em [44] esteja embarcada em uma cadeira de rodas, ela é utilizada para comandar um manipulador com 7 graus de liberdade, que equipa a cadeira. A ICC é baseada em P300 visual e SSVEP com freqüências de 13, 14, 15, 16 e 17 Hz implementadas em matrizes de diodos emissores de luz. Dentre os equipamentos da cadeira estão um sistema de aquisição *g.USBamp*, um computador portátil e um sistema de visão estéreo.

Um outro exemplo utilizando P300 é mostrado em [64]. O voluntário pode selecionar símbolos de direção (8 setas) em uma tela, que são convertidos em comandos de movimento para a cadeira de rodas. O *hardware* de aquisição também é o *g.USBamp* e são utilizados 12 eletrodos.

O primeiro trabalho envolvendo uma cadeira de rodas comandada por uma ICC é apresentado em [80]. No entanto, o sistema de processamento não está embarcado na cadeira. Além disso, grande número de eletrodos de EEG (treze) é utilizado, duas tarefas mentais relacionadas à imaginação motora são classificadas, e a taxa de reconhecimentos corretos associada ao sinal cerebral pode ser tão baixa quanto 20%.

A abordagem apresentada em [86] propõe um sistema de controle compartilhado projetado para filtrar possíveis comandos equivocados oriundos da ICC, com base no contexto do ambiente e na estratégia de navegação. A ICC descrita nesse trabalho é uma extensão daquela descrita em [22], na qual a ICC é utilizada para comandar um pequeno robô móvel. Um classificador utiliza a informação do espectro de potência do sinal de EEG, registrada através de 8 eletrodos, e retorna a distribuição estimada de probabilidade das classes referentes às tarefas mentais executadas. Dessa forma, as tarefas mentais de imaginação da mão esquerda, relaxamento e associação de palavras são mapeadas nos comandos virar à esquerda, ir adiante e virar à direita, respectivamente. A saída do classificador é utilizada para alterar os valores de velocidades linear e angular da cadeira. A cadeira de rodas possui um sensor *laser* para detecção de obstáculos, e um simulador em ambiente virtual está disponível para as fases de treinamento.

Em [43], um tetraplégico foi capaz de movimentar uma cadeira de rodas virtual para frente em um ambiente de realidade virtual. Uma ICC assíncrona, com apenas um canal bipolar ao redor da posição C_z (região de representação motora dos pés), registrava as ondas beta resultantes da imaginação motora de seus pés paralisados. Um classificador baseado em limiar identificava entre um estado de relaxamento e outro de imaginação do movimento dos pés, e convertia essa informação em avanços e paradas da cadeira de rodas no simulador. Em dois dias, o voluntário foi capaz de movimentar virtualmente a cadeira de rodas em 90% dos casos. Vale ressaltar que esse voluntário foi submetido a um treinamento intensivo durante 4 meses para aprender a controlar uma interface síncrona, antes dessa etapa com a ICC assíncrona.

Tabela 2.2: Resumo dos trabalhos.

Artigo	Abordagem	# eletrodos	Aplicação	Experimentos com Pessoas com Deficiência
[68]	P300	15	comando cadeira	não realizado
[44]	P300 / SSVEP	não informado	comando manipulador	não realizado
[64]	P300	12	comando cadeira	não realizado
[80]	Imaginação Motora	13	comando cadeira	não realizado
[86]	Imaginação Motora, Relaxar, Associação de Palavras	8	comando cadeira	não realizado
[43]	Imaginação Motora	3	comando cadeira (ambiente virtual)	tetraplégico

Uma análise mais crítica desses resultados faz-se necessário. Os três primeiros estudos utilizam potenciais evocados e, portanto, apresentam os problemas inerentes à utilização de tais métodos, como a necessidade do controle do globo ocular e o olhar fixo e atento ao estímulo apresentado. O segundo trabalho não é diretamente aplicado à cadeira de rodas e poderia, inclusive, ser excluído dessa análise. Em nenhum dos casos anteriores, exceto em [43], as interfaces foram testadas com pessoas com deficiência. O teste com tetraplégico foi realizado em um Ambiente Virtual, no qual não houve movimento real da cadeira de rodas. Exceto em [43], todos os outros trabalhos apresentam número razoavelmente elevado de eletrodos. Em todos os casos, a ICC fornecia apenas comando para a cadeira e nenhuma aplicação em conjunto, como uma funcionalidade de comunicação, por exemplo. As tarefas mentais de [86] não são muito intuitivas, já que o mapeamento das tarefas é feito da seguinte forma: com a imaginação da mão esquerda, a cadeira de rodas vira à esquerda; relaxando, a cadeira segue adiante, e fazendo uma associação de palavras, a cadeira de rodas vira à direita. Na abordagem feita em [43], cujo período de treinamento chegou a 4 meses, o movimento é feito apenas em uma direção: o voluntário imagina o movimento dos pés e a cadeira de rodas virtual vai adiante; quando ele relaxa a cadeira pára.

Nesta Tese de Doutorado, o sistema implementado utiliza somente três eletrodos, é de fácil operação (em alguns testes realizados o período de treinamento foi menor que 10 mi-

nutos), é portátil, e possui baixa demanda computacional para as etapas de extração de características e classificação. O sistema completo (ICC + cadeira de rodas) foi inicialmente avaliado em 4 voluntários sem problemas neuromusculares, em diferentes situações (em ambientes internos e externos, em presença de estresse, ansiedade, ruídos e diferentes situações de iluminação), com bom desempenho. Além disso, o sistema foi avaliado em 4 voluntários com deficiência severa (distrofia muscular de Duchenne, paralisia cerebral, amiotrofia lateral infantil e tetraplegia). Foram verificadas a capacidade de gerar os comandos para a cadeira de rodas e para a interface de comunicação, via padrões de EEG. Os resultados foram considerados bastante promissores. As medidas de desempenho e descrição detalhada dos experimentos são apresentadas no Capítulo 3.

Uma questão inerente à implementação da ICC desenvolvida nesta Tese de Doutorado é a necessidade de abrir e fechar os olhos para gerar os padrões cerebrais observados pela ICC (ERD e ERS). Com vistas a solucionar tal questão, essa Tese também propõe uma abordagem baseada em imaginação motora (a qual não depende de qualquer outra ação) e apresenta resultados experimentais realizados com 4 voluntários sem problemas neuromusculares, e com 4 voluntários com deficiência grave. Os resultados, também promissores, são apresentados no Capítulo 4.

Adicionalmente e a título de informação, a cadeira de rodas da UFES é mais versátil que todas as outras comentadas, no sentido de que é possível comandá-la por piscada de olhos (via EMG), movimento de cabeça (por acelerômetro e por imagem), movimento de globo ocular (EOG e videoculografia (VOG)) e por sinais cerebrais de EEG (abordado nesta Tese). Além de permitir o comando da cadeira de rodas, o sistema da UFES também provê ao usuário um teclado virtual para redação de textos e opções para expressar estados físicos e/ou necessidades básicas pessoais, tais como sede, fome, calor, dor, etc.

Capítulo 3

A ICC da UFES - Implementação Baseada na Abordagem Visual

A partir dos resultados iniciais relatados em [5], o grupo de pesquisa em Robótica de Reabilitação da UFES iniciou um projeto de pesquisa com o objetivo de viabilizar o comando de uma cadeira de rodas através do processamento de diversos sinais eletrobiológicos, visando sua utilização por pessoas com diferentes níveis de deficiência.

Atualmente, a cadeira de rodas da UFES pode ser comandada por interfaces baseadas em piscadas de olhos, movimentos do globo ocular (EOG e VOG), movimentos de cabeça (por imagem e por acelerômetro) e por sinais cerebrais (EEG), que é o tópico em que esta Tese se insere. A diversidade de interfaces de entrada para o comando da cadeira de rodas se deve aos diferentes níveis de deficiência dos usuários finais desta tecnologia, conforme apresentado na Figura 1.1.

3.1 Primeiros Passos: Controle de um Robô Manipulador

Os primeiros trabalhos práticos da UFES envolvendo ICCs ocorreram em 2005, em parceria com o grupo do *Instituto de Automática* (INAUT), da *Universidad Nacional de San Juan* (UNSJ), Argentina, dentro de um convênio existente entre as duas universidades, financiado pela CAPES (Brasil) e SPU (Argentina). Partindo de uma ICC baseada em ERD/ERS desenvolvida por aquele grupo [13], construiu-se uma aplicação prática para teleoperação de um robô manipulador, via TCP/IP, através de sinais cerebrais [26]. Esta aplicação permite a um usuário escolher uma posição no espaço de trabalho remoto do robô, utilizando sinais cerebrais, e, uma vez escolhida a posição desejada, o manipulador se move até ela. Tal aplicação é ilustrada na Figura 3.1. O manipulador representa um possível braço robótico que

poderia estar embarcado na cadeira de rodas e auxiliar a pessoa com deficiência em algumas tarefas, como exemplificado em [44].

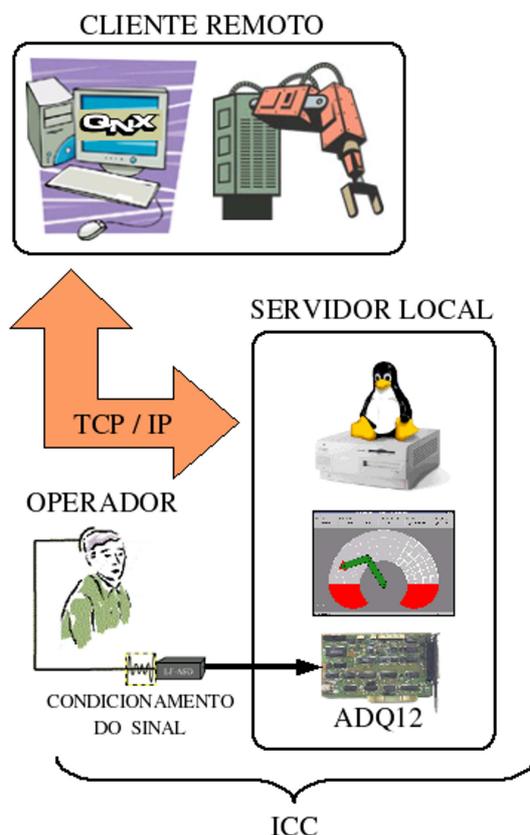


Figura 3.1: Teleoperação de um robô manipulador, via TCP/IP, através de sinais cerebrais.

O princípio de funcionamento do sistema pode ser descrito, de forma sucinta, da seguinte maneira: o usuário do sistema observa uma interface gráfica na tela de um computador, que representa o espaço de trabalho do robô, dividido em células; uma varredura automática percorre todas essas células, de uma forma sistemática, de modo que o usuário tenha acesso a todas elas; quando a célula desejada é destacada pelo sistema, o usuário gera um relaxamento visual (fechando os olhos), aumentando assim a energia do seu ritmo alfa em função de um padrão ERS; esse padrão é reconhecido pelo sistema que analisa o EEG do usuário, capturado na região occipital (região visual); os sinais de controle são calculados e enviados, via TCP/IP, ao computador remoto, responsável pelo controle do manipulador. Como mostrado na Figura 3.1, o controle do manipulador é feito por um PC situado no mesmo local em que este se encontra. A conexão TCP/IP é utilizada para envio das novas referências (posições desejadas pelo operador) ao manipulador e recebimento de informação dos *encoders*, oriundas do manipulador, para atualização do espaço de trabalho visualizado pelo operador (realimentação).

3.2 A Abordagem Adotada para Uso na Cadeira de Rodas

A abordagem inicial adotada para a ICC da UFES foi baseada em [13], adaptando-a às necessidades do projeto de pesquisa envolvendo a cadeira de rodas. Dentre os fatores que motivaram esta escolha podem ser citados: o conhecimento da referida interface, adquirido durante os trabalhos realizados no INAUT (Argentina); a relativa simplicidade do *hardware* do sistema, o que permitiria rápida prototipagem de um sistema semelhante na UFES, e o paradigma adotado (ERS/ERD na banda alfa), que não requer dispositivos de aquisição sofisticados para sua observação e análise. As principais adaptações para o projeto da cadeira de rodas ocorreram no sistema de aquisição e no *software* da ICC, e serão melhor explanadas na seqüência.

3.3 O Paradigma Utilizado na ICC da UFES

Neste trabalho, assim como em [13], são utilizados os padrões de sincronização e dessincronização relacionadas a eventos (ERS e ERD, respectivamente). Eles são caracterizados por alterações no nível de energia do sinal de EEG em uma dada banda de frequência, onde o aumento desta energia caracteriza um ERS, enquanto uma diminuição caracteriza um ERD [59].

O método clássico para quantificar os padrões ERD e ERS é denominado *Método da Potência de Banda*, o qual pode ser implementado através da seguinte seqüência de passos [59]:

1. Filtragem passa-banda (para a frequência de interesse) de todos os conjuntos de dados relacionados a eventos;
2. Elevação dos valores das amostras ao quadrado, para obtenção dos valores de potência;
3. Cálculo da média dos conjuntos de valores de potência;
4. Obtenção da média móvel do conjunto resultante, para suavizá-lo e reduzir a variabilidade.

A Figura 3.2 exemplifica o procedimento completo para identificação de uma ocorrência de um ERD na banda alfa (8 a 13 Hz).

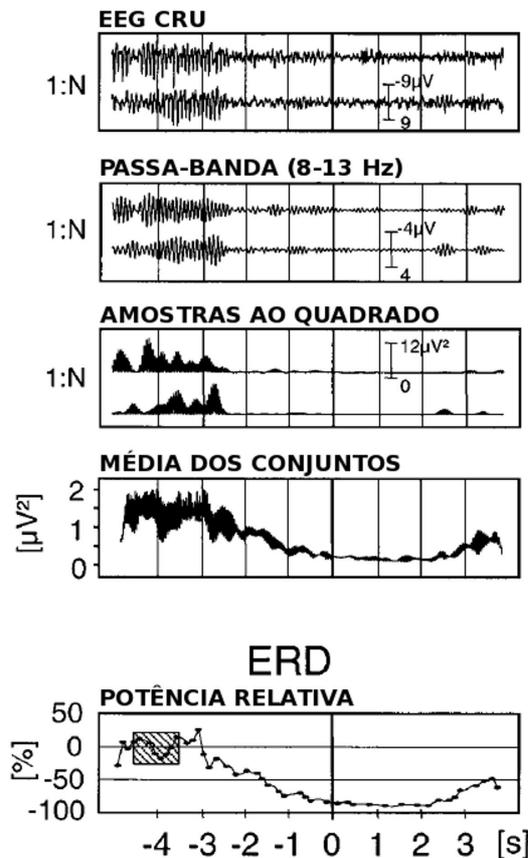


Figura 3.2: Processo de cálculo para detecção de um ERD, utilizando o método clássico da Potência de Banda (adaptado de [59]).

Nesta primeira abordagem utilizada nesta Tese, os padrões de ERD e ERS são investigados na região occipital da cabeça do operador (responsável pelo processamento da informação visual). Esses padrões foram identificados através de um procedimento constituído de três etapas, a saber:

1. Filtragem do conjunto de amostras para a banda de interesse, que neste caso é a banda alfa (8 a 13 Hz);
2. Cálculo da variância do sinal filtrado;
3. Valores elevados da variância estão associados a valores elevados de energia nesta banda e, conseqüentemente, a um ERS. Por outro lado, valores baixos da variância estão associados ao padrão ERD.

A Figura 3.3 ilustra as etapas descritas para identificação dos padrões ERD e ERS. Os sinais deste exemplo são reais e coletados na região occipital (eletrodos posicionados em O_1

e O_2 , de acordo com o Sistema Internacional 10-20) da cabeça de um voluntário através do sistema de aquisição implementado na UFES. No primeiro gráfico é apresentado um sinal de EEG cru, sem tratamento, e normalizado. Depois de filtrado na banda alfa, esse sinal é apresentado no gráfico intermediário (Figura 3.3b). A variância do sinal filtrado é mostrada no último gráfico. Em três intervalos de tempo (aproximadamente entre 6 e 10 s, 14 e 18 s, 21 e 25 s) ocorre um aumento significativo da variância do sinal, relacionado ao aumento da energia do sinal na banda alfa, indicando a existência do padrão ERS. Nos demais intervalos, a variância se mantém baixa, caracterizando um estado relacionado ao padrão ERD. Se um limiar for aplicado ao gráfico da variância, pode-se identificar um estado de sincronização (ERS), assim que os valores ultrapassarem este limiar.

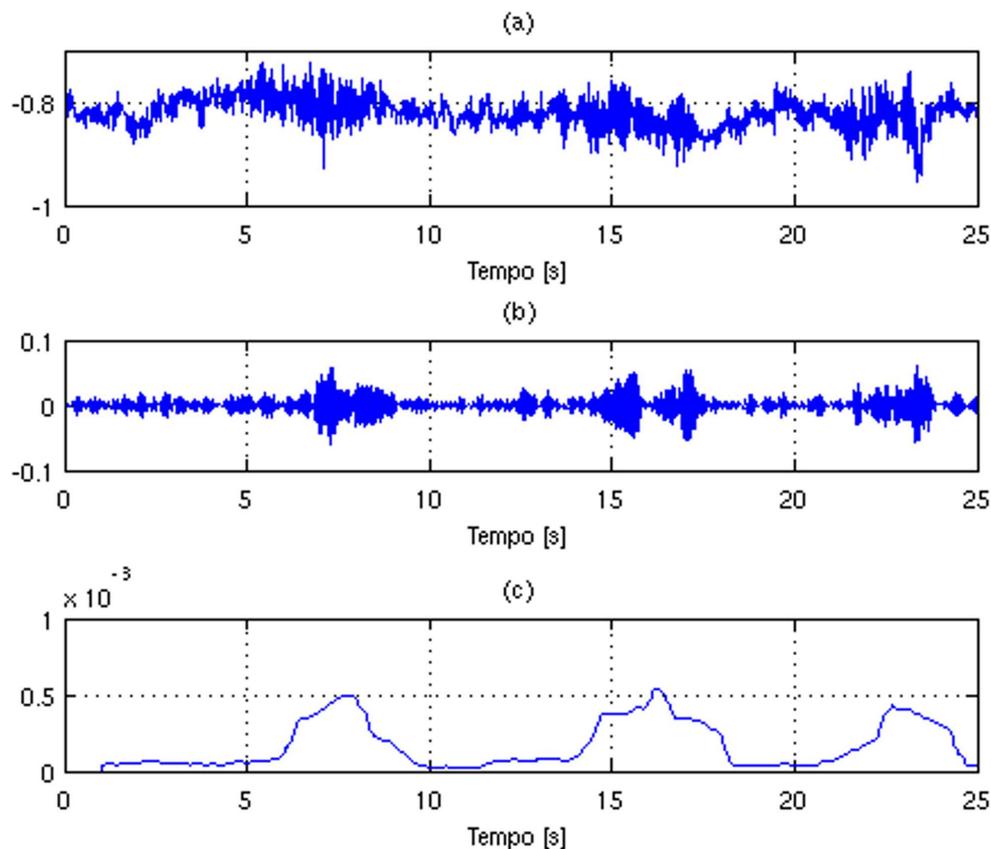


Figura 3.3: Procedimento para detecção dos padrões ERD e ERS na banda alfa de EEG coletado na região occipital. (a) EEG cru. (b) EEG filtrado (banda alfa). (c) Evolução da variância do sinal filtrado.

Os padrões em questão, ERD e ERS na banda alfa da região occipital, relacionam-se à quantidade de informação visual recebida pelo usuário. Quando o indivíduo tem essa informação visual bloqueada, por exemplo através de um anteparo obstruindo a chegada de luz

até os olhos, os neurônios da região visual encontram-se em estado de alta energia ou de sincronização (ERS). Quando ocorre o oposto, ou seja, muita informação visual chegando aos olhos (remoção do anteparo), a energia do ritmo alfa diminui, caracterizando um estado de dessincronização (ERD) dos neurônios. Essa alteração entre os estados de ERD e ERS pode ser obtida de forma voluntária, através da abertura e fechamento dos olhos, respectivamente, o que é detalhado na Figura 3.4. Até o instante $t = 3,5$ s o indivíduo encontra-se com os olhos abertos (baixa energia e variância). A partir deste instante, o aumento da energia do sinal (e da variância) indica um estado de sincronização, relacionado ao fechamento dos olhos.

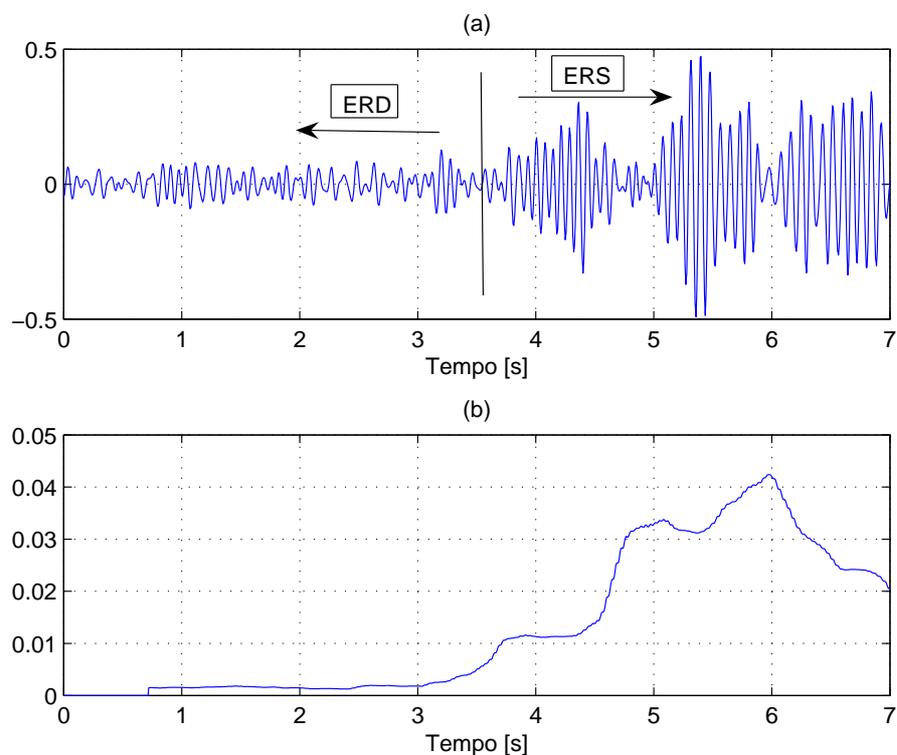


Figura 3.4: (a) Sinal de EEG filtrado na banda alfa e indicações de ERD e ERS. (b) Aumento da variância na presença de um ERS.

Vale ressaltar que os padrões ERD e ERS que se manifestam na banda alfa da região occipital são mais facilmente observados do que aqueles relacionados ao movimento (bandas mu e beta), coletados na região do córtex motor, provavelmente por sofrerem menor contaminação de outros ritmos neuronais e de artefatos em função de sua localização espacial. Assim, justifica-se o uso de ERD/ERS (banda alfa da região occipital) como paradigma experimental inicial da ICC da UFES. Além disso, é possível realizar a detecção desses padrões através da análise da variância do sinal, o que é mais simples e envolve menos etapas, reduzindo a complexidade computacional.

3.4 O Sistema de Aquisição de Sinais de EEG

Conforme discutido na Seção 3.2, o sistema de aquisição de EEG implementado na UFES é baseado naquele proposto em [13], mas adaptado para aplicações embarcadas, tal como uma cadeira de rodas. As adaptações realizadas no sistema foram a substituição da fonte de alimentação conectada à rede elétrica por baterias, o acréscimo de reguladores de tensão para fornecimento de alimentação simétrica à placa de condicionamento de sinais e também à placa de conversão A/D, a substituição dos amplificadores de instrumentação montados com três circuitos integrados LF353 por circuitos integrados INA118, e também a utilização de cabos blindados.

O sistema de aquisição de EEG assim constituído é formado por uma placa de condicionamento de sinais e por uma segunda placa, para digitalização e filtragem do sinal. Os padrões explorados na ICC implementada são o ERD e o ERS e, portanto, o sistema de aquisição deve ser capaz de trabalhar com sinais referentes aos padrões citados, considerando suas características de amplitude e frequência.

Na entrada da placa de condicionamento de sinais, um filtro passa-altas ajustado para 0,1 Hz evita a saturação dos amplificadores devido ao sinal contínuo do acoplamento existente entre o eletrodo e a pele. Um filtro *Butterworth* passa-baixas de quarta ordem, com banda passante de 32 Hz, limita a banda de frequência para a faixa de interesse, e diminui a influência de artefatos de rede. Além disso, um circuito de *Body Driver* é utilizado nesta placa, com a finalidade de reduzir a influência dos artefatos de rede [91]. Exigências de alta impedância de entrada, altas taxas de rejeição de modo comum (CMRR) e baixo nível de ruído são atendidas pelo circuito de condicionamento, de modo que se aproximem ao máximo das características desejadas para um eletroencefalógrafo [16]. O ganho deste circuito é ajustável e está distribuído em dois estágios. A placa de condicionamento de sinais possui dois canais de aquisição que podem ser ligados de forma bipolar, formando um único par, ou de forma unipolar, onde cada canal é amostrado de forma independente em relação à referência. Um terceiro eletrodo é utilizado como referência para a saída do amplificador, e é conectado ao lóbulo da orelha direita do usuário.

A segunda parte do sistema de aquisição utiliza o circuito integrado AD7716, que possui 22 bits para representação em complemento a dois do sinal e quatro canais de conversão A/D. Um filtro passa-baixas digital é implementado no próprio circuito integrado, com frequência de corte selecionada entre 36,5 Hz, 73 Hz, 146 Hz, 292 Hz e 584 Hz. A taxa de amostragem utilizada é 140 Hz, e o filtro passa-baixas foi ajustado para 36,5 Hz. O sinal digitalizado é enviado a um PC pela porta paralela. A partir deste ponto, o sinal de EEG digitalizado passa por etapas de processamento e análise. A Figura 3.5 retrata os primeiros testes realizados

com o sistema de aquisição de EEG desenvolvido, incluindo as placas de condicionamento e conversão A/D do sinal.



Figura 3.5: Esquerda: primeiros testes com o sistema de aquisição desenvolvido. Direita: detalhe do sistema.

3.5 Filtragem do Sinal de EEG

Depois de digitalizado, o sinal de EEG é novamente filtrado, eliminando artefatos de mais baixa frequência, principalmente os musculares abaixo de 5 Hz, e a banda passante é limitada à banda alfa (8 a 13 Hz). Um filtro IIR (do inglês *Infinite Impulse Response*) foi selecionado em detrimento a um filtro FIR (do inglês *Finite Impulse Response*) por sua menor demanda computacional (memória e quantidade de cálculos), o que não seria um fator impeditivo considerando o estado atual da tecnologia, mas principalmente por permitir uma implementação com ordens muito mais baixas do que as de um filtro FIR com características similares. A função de transferência do filtro digital IIR é apresentada na Equação 3.1.

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{\sum_{l=0}^M b_l z^{-l}}{1 + \sum_{k=1}^N a_k z^{-k}} \quad (3.1)$$

Após avaliação de diferentes filtros, optou-se por um *Butterworth* passa-banda de quarta ordem. Neste caso, as prioridades são a atenuação das frequências indesejadas e a baixa ordem do filtro, visando menor atraso na aplicação *online* o que, em outras palavras, significa que a baixa ordem do filtro requer poucas amostras passadas, diminuindo o tempo total de detecção de um ERS. A função de transferência e a resposta em frequência desse filtro são apresentadas na Equação 3.2 e na Figura 3.6, respectivamente. A resposta linear da

característica de fase do sinal não é crítica nesta abordagem, embora essa distorção não seja tão elevada conforme apresentado em detalhe do lado direito da Figura 3.6. O resultado da filtragem realizada é apresentado na Figura 3.7.

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{b_0 + b_1z^{-1} + b_2z^{-2} + b_3z^{-3} + b_4z^{-4}}{1 + a_1z^{-1} + a_2z^{-2} + a_3z^{-3} + a_4z^{-4}} \quad (3.2)$$

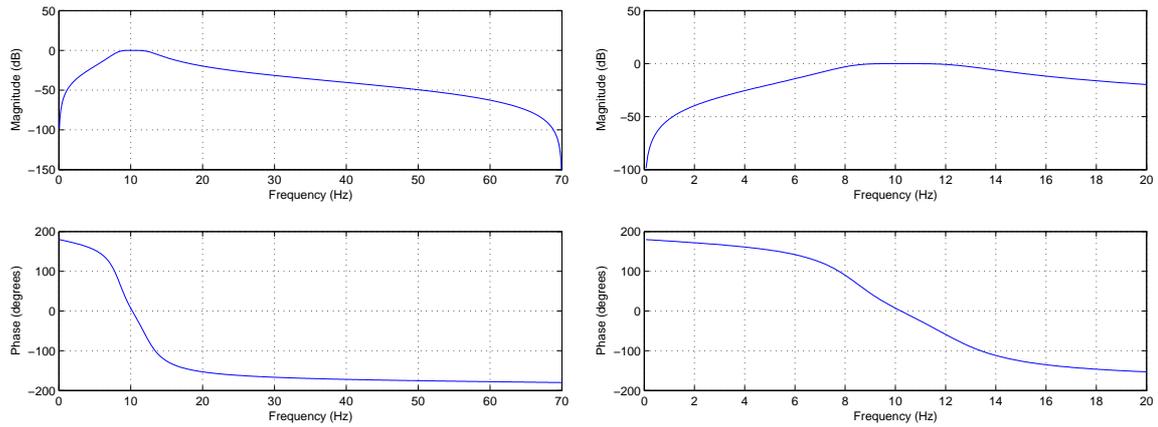


Figura 3.6: Resposta em frequência do filtro *Butterworth* utilizado. À esquerda, resposta do filtro para frequências de 0 a 70 Hz. À direita, detalhe para frequências de 0 a 20 Hz.

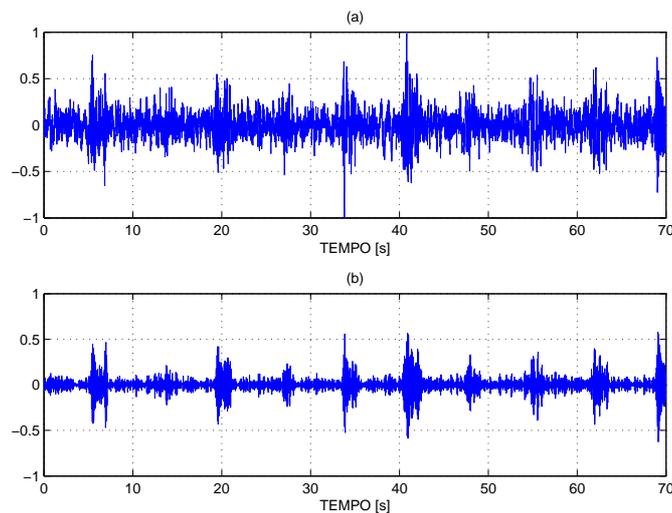


Figura 3.7: Exemplo de sinal de EEG filtrado. (a) Sinal original normalizado. (b) Sinal filtrado com banda-passante 8-13 Hz.

3.6 Análise de Atividade e Extração de Características

Para análise de atividade dos eventos em questão (ERD/ERS), foi utilizado o valor da variância do sinal filtrado. A variância é o momento de segunda ordem estatística, e o seu valor aumenta com o aumento da dispersão dos valores observados. Assim, se todos os valores da população observada são iguais, a variância é zero. Pode-se dizer que a variância do sinal de EEG filtrado na etapa anterior é a característica observada do fenômeno neurológico em questão, e é com base nesses valores que o classificador da etapa seguinte deverá ser capaz de discernir entre as duas classes.

Uma estimativa não-polarizada da variância do sinal de EEG filtrado (x_k) é calculada considerando uma janela móvel com $N = 100$ amostras (N é determinado empiricamente e será comentado mais adiante). Tal estimativa da variância é dada por

$$s^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{k=1}^N (x_k - \bar{x})^2, \quad (3.3)$$

onde N é o número de amostras do conjunto (janela) e

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N x_k \quad (3.4)$$

é a média do conjunto em questão. Assim, o valor da variância é calculado utilizando N amostras passadas, da seguinte forma:

(i) na borda inicial dos dados, que abrange o intervalo desde o início da sequência (amostra x_1) até a amostra x_N utiliza-se

$$\begin{aligned} y(x_1) &= s^2(x_1) \\ y(x_2) &= s^2(x_2, x_1) \\ y(x_3) &= s^2(x_3, x_2, x_1) \\ &\vdots \\ y(x_N) &= s^2(x_N, x_{N-1}, x_{N-2}, \dots, x_2, x_1) \end{aligned}$$

(ii) a partir da amostra x_{N+1} , o cálculo da variância de uma amostra com índice $k > N$ segue como

$$y(x_k) = s^2(x_{k-(N-1)}, x_{k-(N-2)}, \dots, x_k).$$

A Figura 3.8 apresenta o gráfico da variância normalizada calculada com o método des-

crito. Em aplicações *offline*, quando os dados estão disponíveis a priori, os valores de variância podem ser calculados de forma não-causal (uso de elementos futuros em relação ao instante de tempo considerado), podendo, inclusive, fornecer tendências dos valores filtrados, como mostrado na Figura 3.9.

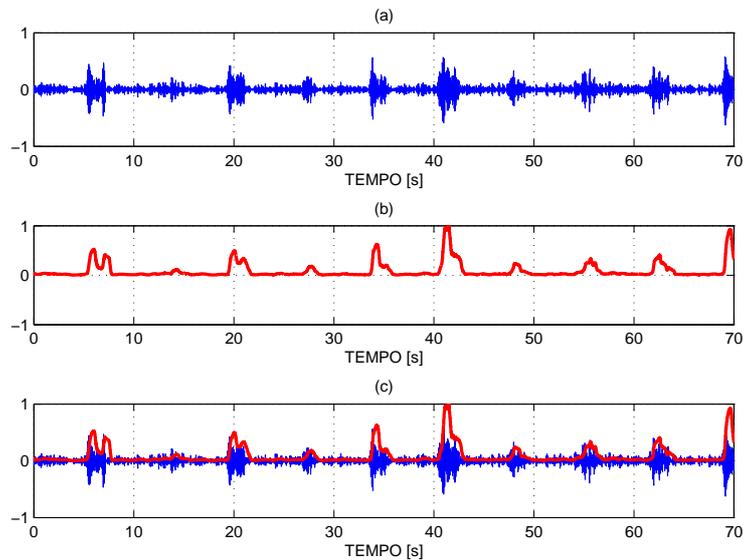


Figura 3.8: (a) Sinal filtrado. (b) Variância normalizada do sinal filtrado. (c) Sinal e variância juntos.

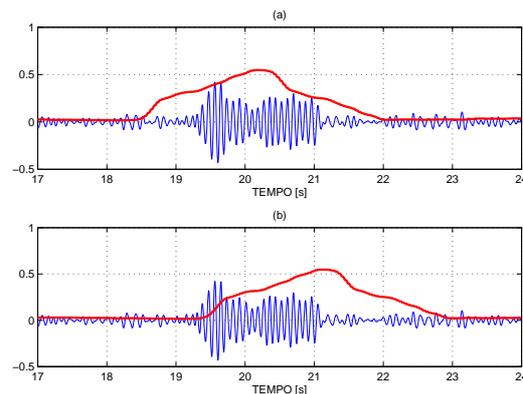


Figura 3.9: (a) Variância do sinal filtrado calculada em modo *offline*. Idem, em (b) modo *online*.

3.7 Classificador Baseado em Limiar

Para a tarefa de classificação, um classificador baseado em limiar [8, 43, 97] é utilizado após o cálculo da variância, para detectar níveis de sinal acima de um valor pré-estabelecido. Uma região de histerese, ilustrada na Figura 3.10, protege o sistema contra flutuações no valor da variância que podem gerar seleções não-desejadas, ou falsos-positivos. Dessa forma, a mudança de estado do classificador binário ocorre somente quando o valor da variância torna-se maior do que um limiar superior (L_SUP), ou quando torna-se menor do que um limiar inferior (L_INF). Na Figura 3.11 são apresentados o sinal de EEG filtrado, a variância normalizada do sinal e a saída binária do classificador. O valor em nível alto do classificador indica desejo de seleção por parte do operador e é imediatamente reconhecido pelo PDA. Assim, é possível identificar o desejo do usuário de selecionar um determinado símbolo apresentado (em um tabuleiro pictográfico, por exemplo) pelo sistema.

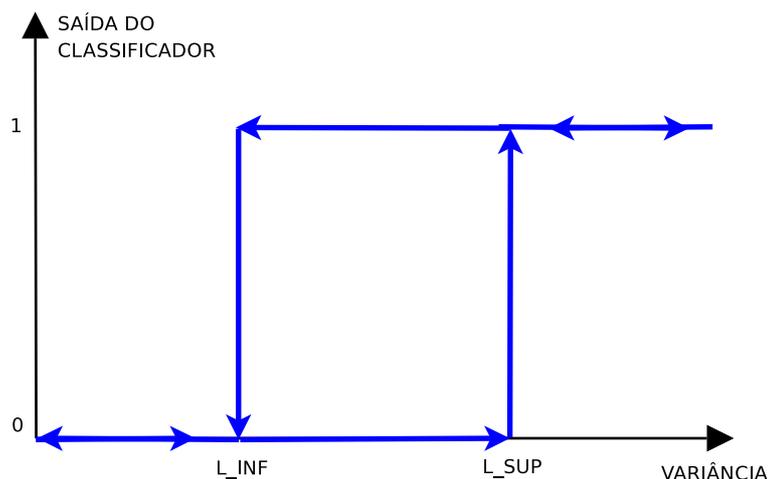


Figura 3.10: Região de histerese adicionada ao classificador.

3.8 O Software da ICC

A Figura 3.12 ilustra a tela principal do software *EletroBio*, desenvolvido para análise dos sinais adquiridos e processados. O sinal digitalizado que chega ao PC é apresentado na janela superior. A janela intermediária contém o sinal filtrado, enquanto a última janela mostra a evolução temporal da variância do sinal filtrado. É permitido ao usuário alterar escalas dos sinais e ajustar a zona de histerese associada ao classificador baseado em limiar utilizado, dentre outros. É também apresentado ao usuário o estado em que o sistema se encontra, ou

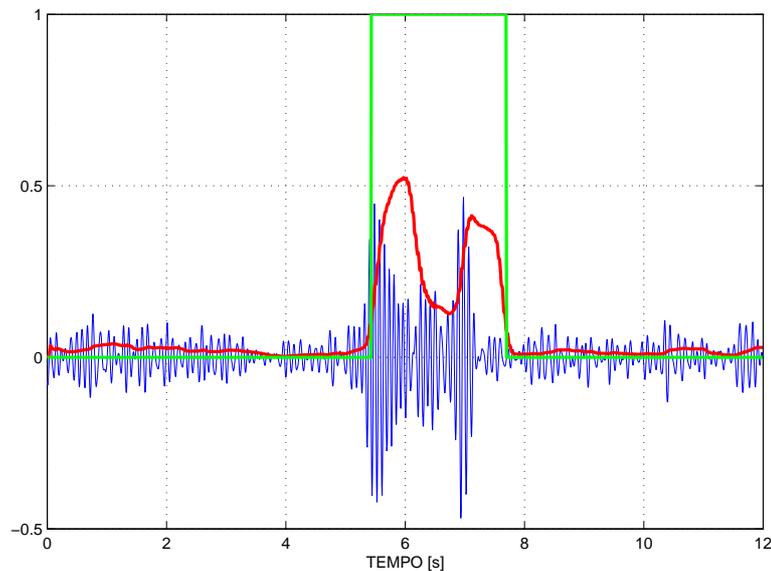


Figura 3.11: Saída binária do classificador baseado em limiar.

seja, um ERD ou um ERS. O *software EletroBio* sofreu várias adaptações a partir de sua versão original, utilizada para ensaios com eletromiografia. A versão original possuía recursos de visualização e gravação dos sinais capturados. Na versão atual foram adicionados filtros passa-banda, análise da variância do sinal filtrado, duas janelas adicionais para visualização das funcionalidades já citadas e um sistema de comunicação auxiliado por *threads*. No caso da aplicação envolvendo a cadeira de rodas, este sistema permite a comunicação *simultânea* do computador embarcado com o sistema de aquisição (via porta paralela), com um PDA (via porta serial) e com o *hardware* da cadeira de rodas (via porta serial). A zona de histerese ajustável acima referida é acrescentada ao classificador, impedindo que pequenas mudanças nos valores da variância gerem seleções indesejadas, aumentando a robustez do sistema.

3.9 Funcionamento do Sistema

A ICC implementada funciona como interface para comando de movimentos da cadeira de rodas da UFES (ver Figura 3.13 e Apêndice C para mais detalhes da cadeira de rodas) e também como meio de comunicação entre o usuário e pessoas próximas a ele, quando ele está na cadeira. Um computador de mão (PDA) é utilizado como periférico para seleção de comandos, apresentando ao usuário as possíveis opções de escolha. A Figura 3.14 ilustra a ICC no contexto da aplicação, envolvendo, também, a cadeira de rodas e o PDA. O indivíduo que utiliza o sistema fica sentado na cadeira de rodas, com o PDA diretamente à sua frente,

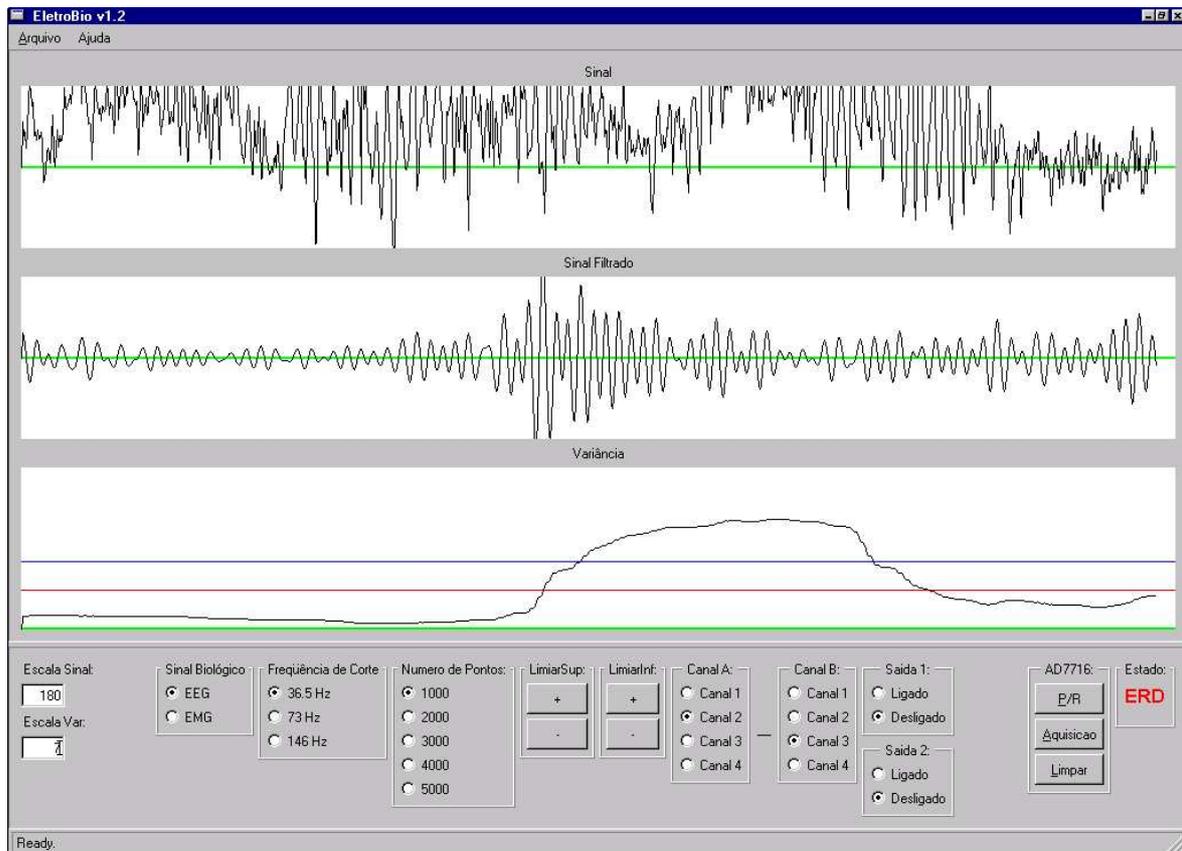


Figura 3.12: *Software* desenvolvido para análise dos sinais utilizados.

conforme mostrado na Figura 3.15. O procedimento de preparação do usuário consiste em uma breve limpeza do local onde os eletrodos serão aplicados, a saber posições O_1 e O_2 (Figura 2.9), além do lóbulo da orelha direita do usuário, onde o eletrodo de referência é conectado. Gel ou pasta para EEG são aplicados entre o eletrodo e a pele, para diminuição da impedância. Na Figura 3.15, o operador utiliza três eletrodos avulsos, para maior praticidade, já que o número de canais é pequeno. Um gorro comercial com 16 eletrodos também está disponível na UFES, propiciando maior agilidade no posicionamento dos mesmos.

A interface cérebro-computador implementada funciona como uma chave binária, permitindo ao usuário selecionar, ou não, um símbolo que lhe é apresentado pelo PDA (vide Figuras 3.14 e 3.15). Um sistema de varredura automática disponibiliza todas as opções de escolha do usuário em uma forma sistemática, através de linhas e colunas de uma matriz de símbolos. Quando a opção desejada pelo usuário é destacada no PDA, o indivíduo é capaz de gerar, de forma voluntária, um ERS, através do fechamento dos seus olhos, o qual é reconhecido pelo classificador. Neste instante a ICC detecta que o usuário deseja selecionar o ícone apresentado, mas não sabe qual é este ícone. Então, a *Interface de Comunicação* (vide



Figura 3.13: Opções de comando da cadeira de rodas da UFES disponíveis no PDA (seleção de setas indicativas de movimento ou navegação de alto nível), e também opções de comunicação (necessidades, estados e textos).

Figura 3.14) solicita esta informação ao PDA, e a resposta recebida é passada ao bloco seguinte, para geração dos sinais de controle necessários à realização da tarefa desejada. O laço de realimentação é fechado através do operador (bio-realimentação). É importante ressaltar que a ICC desenvolvida pode ser configurada para enviar comandos para outros dispositivos eletrônicos, e não somente para a cadeira de rodas. Além disso, também pode ser utilizada de forma isolada com o PDA para comunicação, já que o PDA provê tais funcionalidades, inclusive com saída de áudio.

3.10 Experimentos Preliminares

Quatro voluntários participaram desta primeira bateria de experimentos, três homens e uma mulher, os quais não apresentam problemas neuromusculares. Um dos homens tinha conhecimento prévio acerca do sistema. Eles foram convidados a testar o referido sistema em ambientes internos e externos, alguns, inclusive, com forte ruído acústico. Houve ocasiões envolvendo um nível razoável de estresse. Além de comandar diferentes movimentos da cadeira, os voluntários também utilizaram os recursos de comunicação disponibilizados no experimento: um teclado virtual e um tabuleiro pictográfico. Todos os voluntários obtiveram êxito na realização das tarefas.

Artefatos relacionados às piscadas de olhos, geralmente em torno de 5 Hz, são eliminados nas etapas de filtragem (banda alfa), o que foi comprovado durante os experimentos. É importante ressaltar que embora o usuário feche os olhos para gerar o padrão que será identificado, os sinais utilizados são apenas de EEG e não mioelétricos (EMG). Em alguns

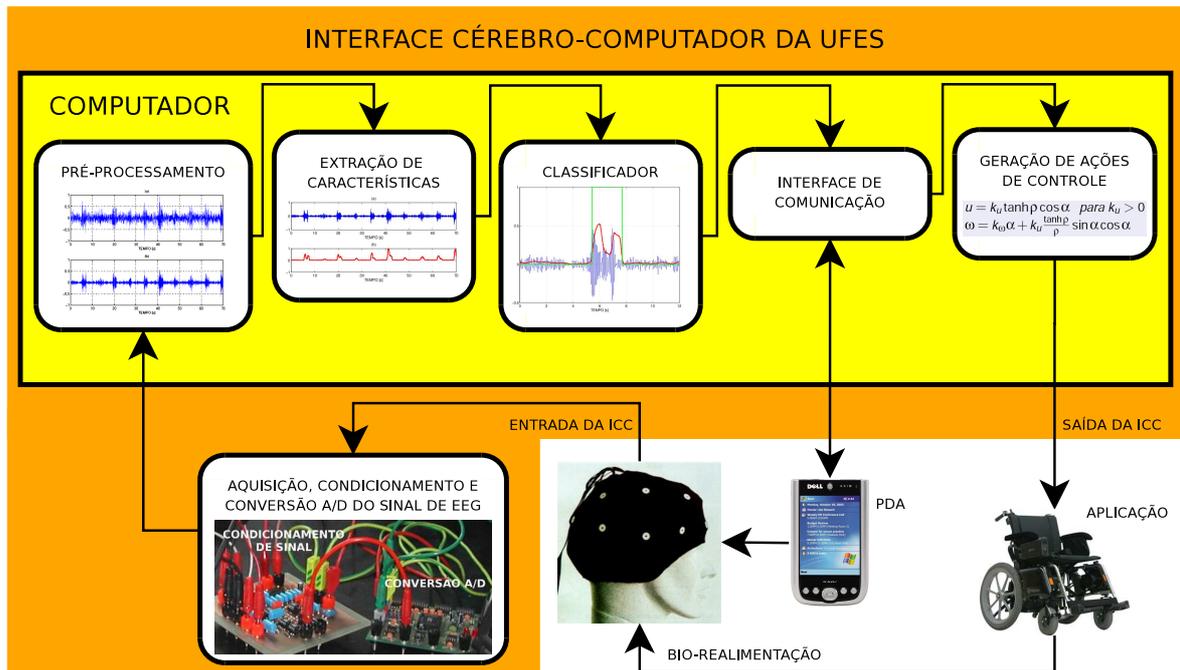


Figura 3.14: Estrutura da ICC implementada na UFES.

experimentos, os olhos do usuário foram cobertos com um anteparo, bloqueando a chegada de estímulos luminosos e, ainda assim, o padrão ERS é gerado, mostrando que ele independe da atividade muscular inerente ao fechamento dos olhos.

Os bons resultados obtidos com estes testes preliminares motivaram a realização de experimentos com pessoas com deficiência, detalhados a seguir.

3.11 Experimentos com Pessoas com Deficiência

Numa segunda etapa experimental, objetivou-se avaliar a abordagem baseada nos padrões de ERD/ERS visuais em pessoas com deficiência. Uma parceria foi firmada com o Centro de Reabilitação Física do Estado do Espírito Santo (CREFES) e, após aprovação do projeto proposto (em anexo) tanto pelo comitê de ética do CREFES quanto pelo comitê de ética da UFES, os experimentos foram iniciados.

O que é avaliado nesta etapa é a capacidade de pessoas com deficiência gerarem os padrões em questão (ERD/ERS). Assume-se que o restante do sistema é funcional e que se os voluntários obtêm êxito em gerar tais padrões, estarão aptos a utilizar a ICC em conjunto com a cadeira de rodas ou somente com o PDA, para comunicação, assim como o fizeram os voluntários que não apresentam deficiência motora.



Figura 3.15: Experimento com a cadeira de rodas robótica da UFES.

Um sistema de aquisição comercial foi utilizado nesta etapa, principalmente em função de certificação de órgãos reguladores como o INMETRO e a ANVISA. Além disso, uma maior quantidade de canais e maior robustez foram fatores fundamentais para avaliação de outra abordagem, detalhada no próximo capítulo, baseada em imaginação motora de membros.

O equipamento utilizado é o BrainNet BNT-36, um amplificador e condicionador de sinais de 36 canais, adequado à aquisição digital de sinais biológicos, eletroencefalográficos e poligráficos. Os condicionadores são do tipo de instrumentação integrado, possuem entrada diferencial, tecnologia bipolar integrada e rejeição de modo comum superior a 90 dB. Empregam filtros passa-altas de primeira ordem ajustados em 0,1 Hz e filtros passa-baixas de segunda ordem ajustados em 1000 Hz. O sinal é amostrado a uma taxa de 2400 amostras/s e então cada canal pode ter suas características adaptadas ao tipo de sinal desejado (Eletroencefalograma, Eletrocardiograma, Eletromiografia, etc.), através de filtragem digital por processador digital de sinal. Cada canal pode ser filtrado em 0,1; 0,5; 1; 2; 5; 10; 20 e 50 Hz no filtro passa-altas digital, e 20; 35; 70 e 100 Hz no filtro passa-baixas digital. Além disto, pode ser acionado um filtro *notch* digital ajustado à frequência de 60 Hz com atenuação de 40 dB, para eliminar artefatos provenientes da rede elétrica. O sinal convertido é então decimado e enviado à porta de rede, a uma taxa opcional, dentre os seguintes valores: 600; 400;

300; 240; 200; 150 ou 100 amostras/s. Os conversores A/D têm as seguintes características: resolução de 16 bits, tempo de conversão de 10 μ s, conversão por aproximação sucessiva e fluxo de dados gerenciado por microcontrolador, tanto para aquisição de dados quanto para comunicação.

3.11.1 Recrutamento dos Voluntários

Os voluntários foram recrutados com auxílio de profissionais do CREFES considerando, além dos critérios de inclusão e exclusão apresentados na seqüência, os pacientes que realizavam algum tratamento nessa Instituição durante a fase experimental desta Tese. Inicialmente, a condição para ser voluntário no projeto proposto ao CREFES era que a pessoa fosse cadeirante, sem restrição severa quanto à idade, obviamente com o consentimento dos responsáveis e que o voluntário fosse capaz de realizar as tarefas propostas. No decorrer do trabalho, o critério de seleção ficou mais detalhado. Estão aptos a participar dos experimentos os voluntários com deficiência com uma ou mais das características a seguir:

- cadeirantes;
- com doenças degenerativas em diferentes estágios de desenvolvimento;
- crianças ou adultos, desde que capazes de desempenhar as tarefas propostas;
- não há distinção de sexo e lateralidade (destro/canhoto);
- exclusão de voluntários que apresentem histórico de problemas psiquiátricos ou neurológicos, casos de epilepsia ou dependência química.

Voluntários com doenças degenerativas graves, como algumas distrofias musculares (Duchenne), são potenciais usuários da tecnologia assistiva em questão. O aprendizado e uso da ICC nas fases iniciais da doença, nas quais os pacientes ainda possuem a capacidade de comunicação, permitirá que o usuário tenha domínio dessa ferramenta poderosa quando estiver nas fases mais severas da doença.

Os voluntários que participaram dos experimentos até o momento são:

Voluntário 1: com distrofia muscular de Duchenne, 12 anos, destro, participou de 1 sessão em experimentos de ERD/ERS visual e imaginação motora.

Voluntário 2: tetraparética com lesão na coluna cervical (C3/C4) resultante de acidente automobilístico, 31 anos, destra antes da lesão, participou de 3 sessões em experimentos de ERD/ERS visual e imaginação motora.

Voluntário 3: com amiotrofia muscular infantil, 17 anos, destro, participou de 1 sessão em experimentos de ERD/ERS visual e imaginação motora.

Voluntário 4: com paralisia cerebral provavelmente resultante de infecções cerebrais causadas por meningite depois do nascimento, 10 anos, destro, participou de 3 sessões em experimentos de ERD/ERS visual e em 1 sessão de imaginação motora.

3.11.2 Protocolo Experimental e Medida de Desempenho

A cada voluntário solicitou-se a participação em pelo menos 3 sessões experimentais em dias e horários diferentes. Cada sessão consistia em experimentos relacionados com a abordagem visual e também com a abordagem baseada em imaginação motora, tópico do próximo capítulo.

Os experimentos são realizados de uma forma não-invasiva. São utilizados eletrodos de superfície e pequena quantidade de gel, de forma a diminuir a impedância entre os eletrodos e a superfície da cabeça. Os eletrodos são posicionados na parte posterior da cabeça, sobre a região do córtex occipital (posições O_1 e O_2). O eletrodo de referência é posicionado no lóbulo da orelha direita. Para iniciar o experimento, o voluntário deve estar sentado, sem executar movimentos, em frente ao computador, o qual executará um programa. Ao iniciar, o programa apresenta uma cruz no centro da tela por 5 segundos e, após esse período, a cruz desaparece. Neste instante, o usuário deve fechar os olhos e relaxar (reforço do ritmo alfa). Dois segundos depois, um aviso sonoro avisa o momento em que ele deve abrir os olhos, completando uma tentativa (em cada sessão o voluntário faz dez tentativas). A Figura 3.16 ilustra o procedimento adotado e a localização dos eletrodos.

A medida de desempenho (MD) em cada sessão é avaliada pela quantidade de vezes, em relação ao número de tentativas, que o usuário conseguiu gerar os padrões requeridos. Assim, o desempenho será medido por:

$$MD(\text{sessão}) = \frac{\text{quantidade de acertos}}{\text{total de tentativas}} \cdot 100\%. \quad (3.5)$$

3.11.3 Voluntário 1 (distrofia muscular de Duchenne)

Sessão 1

Horário: 16h às 17h. Observação: relato de leve cansaço. Os resultados do experimento são apresentados nas figuras seguintes. O sinal de EEG original normalizado (sem

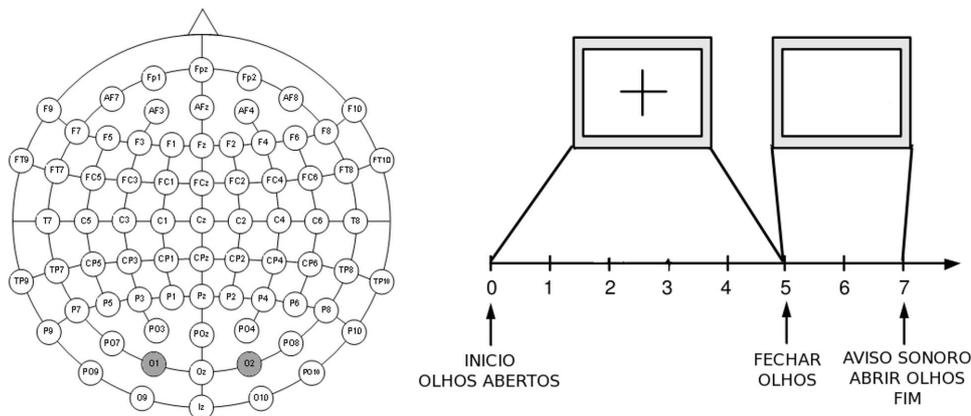


Figura 3.16: Localização dos eletrodos e o protocolo experimental utilizado.

tratamento) e após a filtragem passa-banda na faixa de 8 a 13 Hz são apresentados nas Figuras 3.17a e 3.17b, respectivamente. A evolução temporal da variância normalizada é mostrada na Figura 3.17c, e o reconhecimento dos estados mentais (ERS/ERD) representados pela saída binária do classificador é apresentado na Figura 3.17d. Percebe-se que o voluntário conseguiu gerar corretamente os 10 comandos solicitados pelo programa, obtendo, portanto $MD(1) = 100\%$. Nos gráficos 3.17d, 3.21d, 3.25d, 3.29d, 3.33d e 3.34d, o ajuste da região de histerese foi realizada em modo *offline* e todo o intervalo de dados de cada sessão foi utilizado para determinação dos limites superior e inferior da região. A diferença de ajuste de histerese para sessões distintas, ainda que para um mesmo voluntário, justifica-se pela variabilidade do sinal de EEG. Ainda referente à análise *offline*, vale ressaltar que a normalização da variância deve-se a uma melhor visualização gráfica. Nos experimentos realizados com a interface EletroBio, a calibração da região de histerese é *online* e este procedimento requer que o voluntário gere os padrões ERD/ERS (abrindo e fechando os olhos por alguns instantes), enquanto um operador executa o ajuste dos limiares. Neste caso (*online*), a variância não é normalizada.

A Figura 3.18 apresenta, em detalhe, o sinal filtrado nos 10 intervalos de tempo ao redor dos instantes de solicitação de comando. Os 10 instantes de solicitação de fechamento e abertura dos olhos são: 5-7s, 12-14s, 19-21s, 26-28s, 33-35s, 40-42s, 47-49s, 54-56s, 61-63s e 68-70s. Percebe-se que o voluntário gerou padrões bem definidos em praticamente todos os casos.

Exemplos de representações topográficas da variância do sinal são apresentados na Figura 3.19. Os instantes selecionados remetem ao quarto comando gerado pelo voluntário (26-28s). Os mapas topográficos gerados mostram que antes e depois da zona temporal de

comando (zona de reforço da banda alfa na região occipital), a variância do ritmo alfa do EEG apresenta valores mais baixos nas posições O_1 e O_2 , enquanto que aproximadamente no centro da zona de comando ($t = 27s$), tais valores aumentam de forma significativa na região occipital. Embora uma representação topográfica de todo o escalpo seja apresentado, apenas a região no entorno das posições O_1 e O_2 deve ser avaliada, visto que estes foram os pontos utilizados no registro do EEG, durante esta etapa experimental.

Por fim, a Figura 3.20 apresenta o periodograma dos sinais de EEG registrados e filtrados. Os picos de potência da banda alfa são claramente observados durante os instantes em que o voluntário está relaxado e de olhos fechados, reforçando tais frequências.

Por motivos de saúde e deslocamento esse voluntário participou de apenas uma sessão.

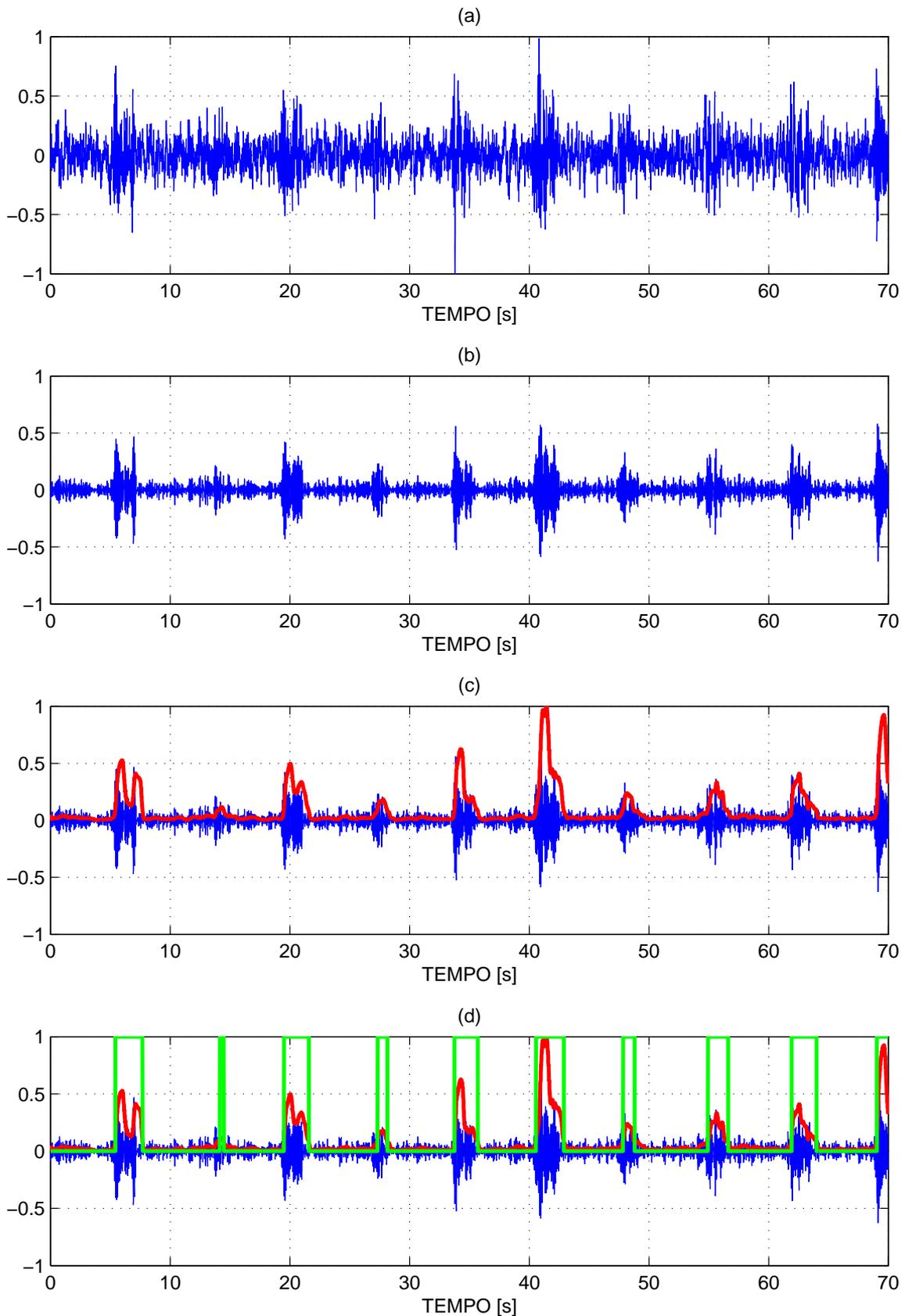


Figura 3.17: **Voluntário 1, sessão 1.** (a) Sinal sem tratamento. (b) Sinal filtrado. (c) Variância normalizada e sinal filtrado. (d) Variância, sinal filtrado e saída binária do classificador.

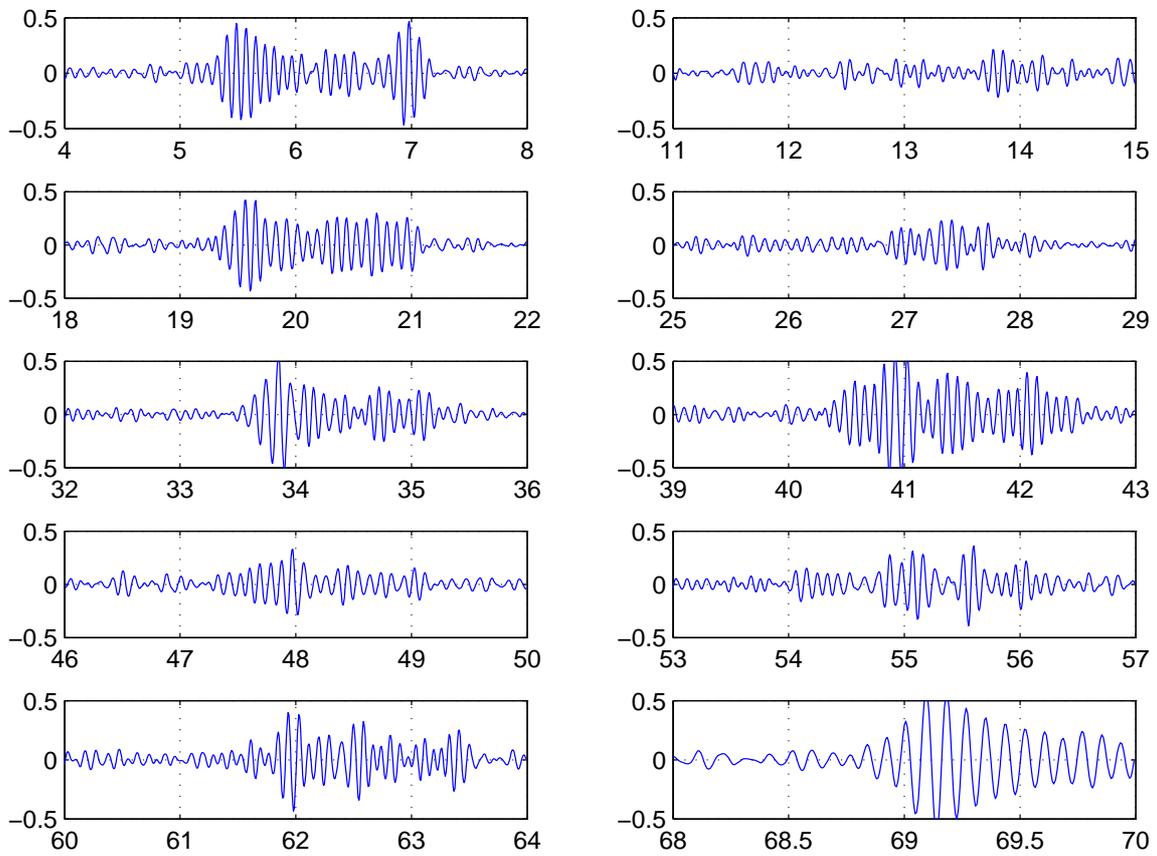


Figura 3.18: **Voluntário 1, sessão 1.** Detalhes do sinal de EEG filtrado.

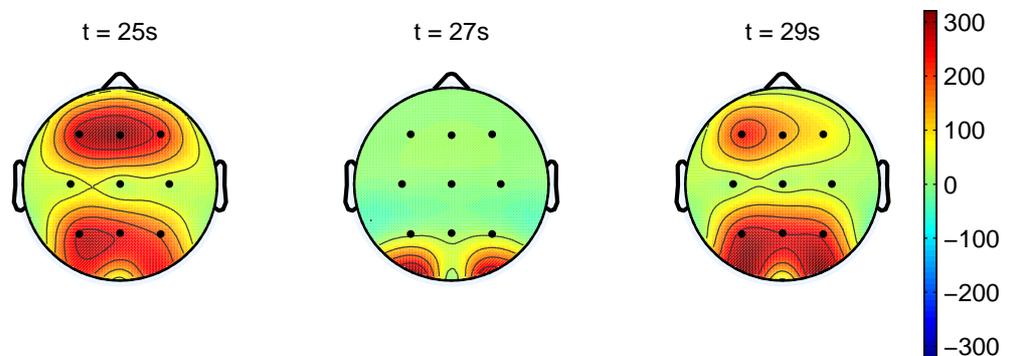


Figura 3.19: **Voluntário 1, sessão 1.** Representação topográfica da variância.

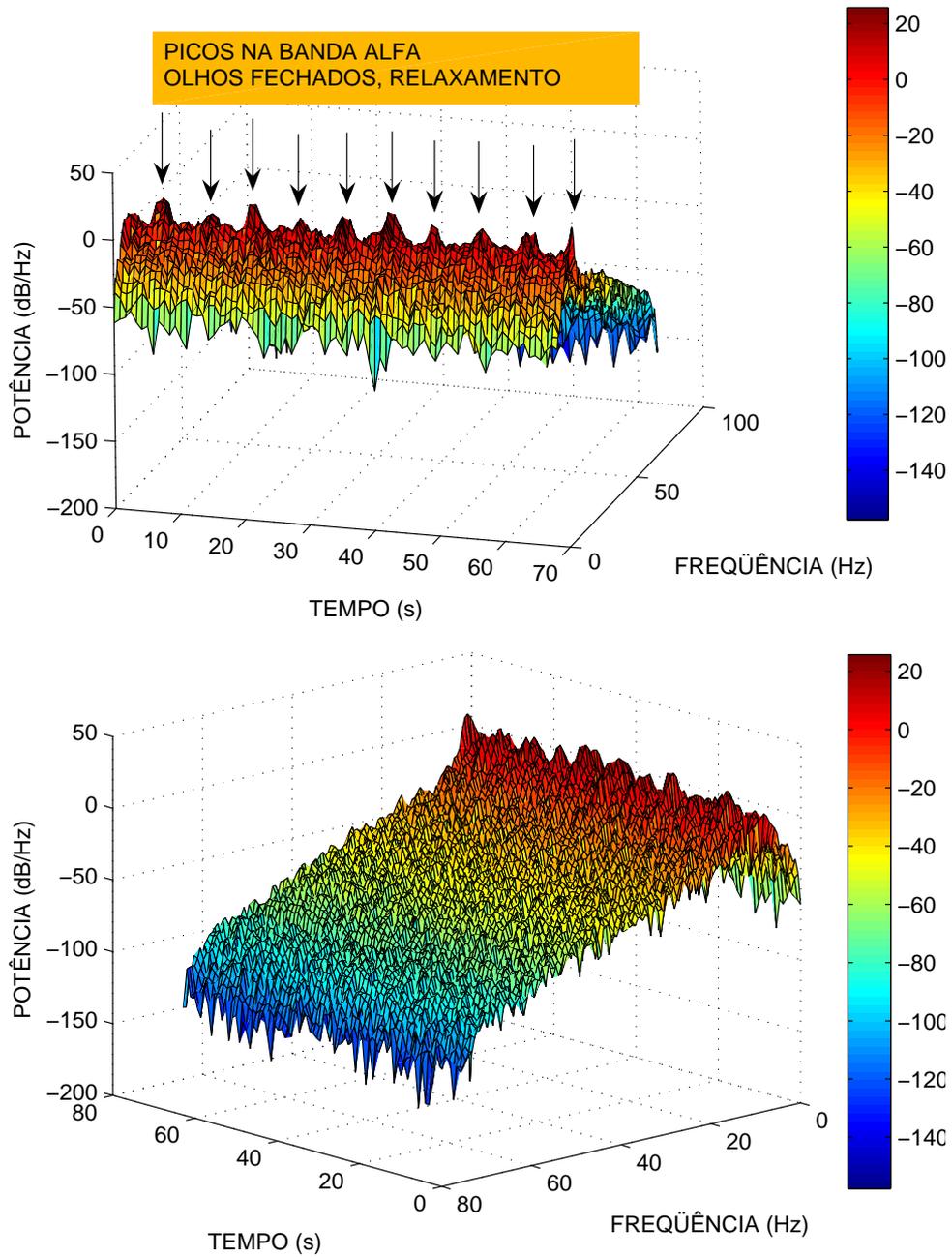


Figura 3.20: **Voluntário 1, sessão 1.** Periodograma do sinal.

3.11.4 Voluntário 2 (tetraparesia)

Sessão 1

Horário: 8:30h às 9:30h. Observação: detectaram-se pequenos movimentos. Os resultados experimentais desta primeira sessão são apresentados nas Figuras 3.21, 3.22, 3.23 e 3.24, de forma similar àquela utilizada para o Voluntário 1. Percebe-se que o voluntário conseguiu gerar corretamente 9 comandos solicitados pelo programa, obtendo, portanto $MD(1) = 90\%$.

Sessão 2

Horário: 17h às 18h. Observação: relato de sonolência. Os resultados experimentais desta segunda sessão são apresentados nas Figuras 3.25, 3.26, 3.27 e 3.28. Neste experimento o voluntário conseguiu gerar corretamente todos os 10 comandos solicitados pelo programa, obtendo, portanto $MD(2) = 100\%$. No periodograma (vide Figura 3.28) aparece uma componente de 60 Hz, característica de um artefato de rede, que pode ser suprimida com pequeno aumento da ordem do filtro, sem que haja diferença significativa no tempo de filtragem.

Sessão 3

Horário: 15h às 16h. Observação: relato de sonolência. Os resultados experimentais desta terceira sessão são apresentados nas Figuras 3.29, 3.30, 3.31 e 3.32. Neste experimento o voluntário conseguiu gerar 7 comandos solicitados pelo programa, obtendo, portanto $MD(3) = 70\%$. No entanto, vale ressaltar que houve atraso significativo no terceiro comando (19-21s) e o quarto comando foi perdido. Neste caso, o motivo pode ter sido devido à breve perda de atenção e leve sonolência, verificados durante o experimento. Nesta sessão, também foi visível o artefato de rede no periodograma (vide Figura 3.32).

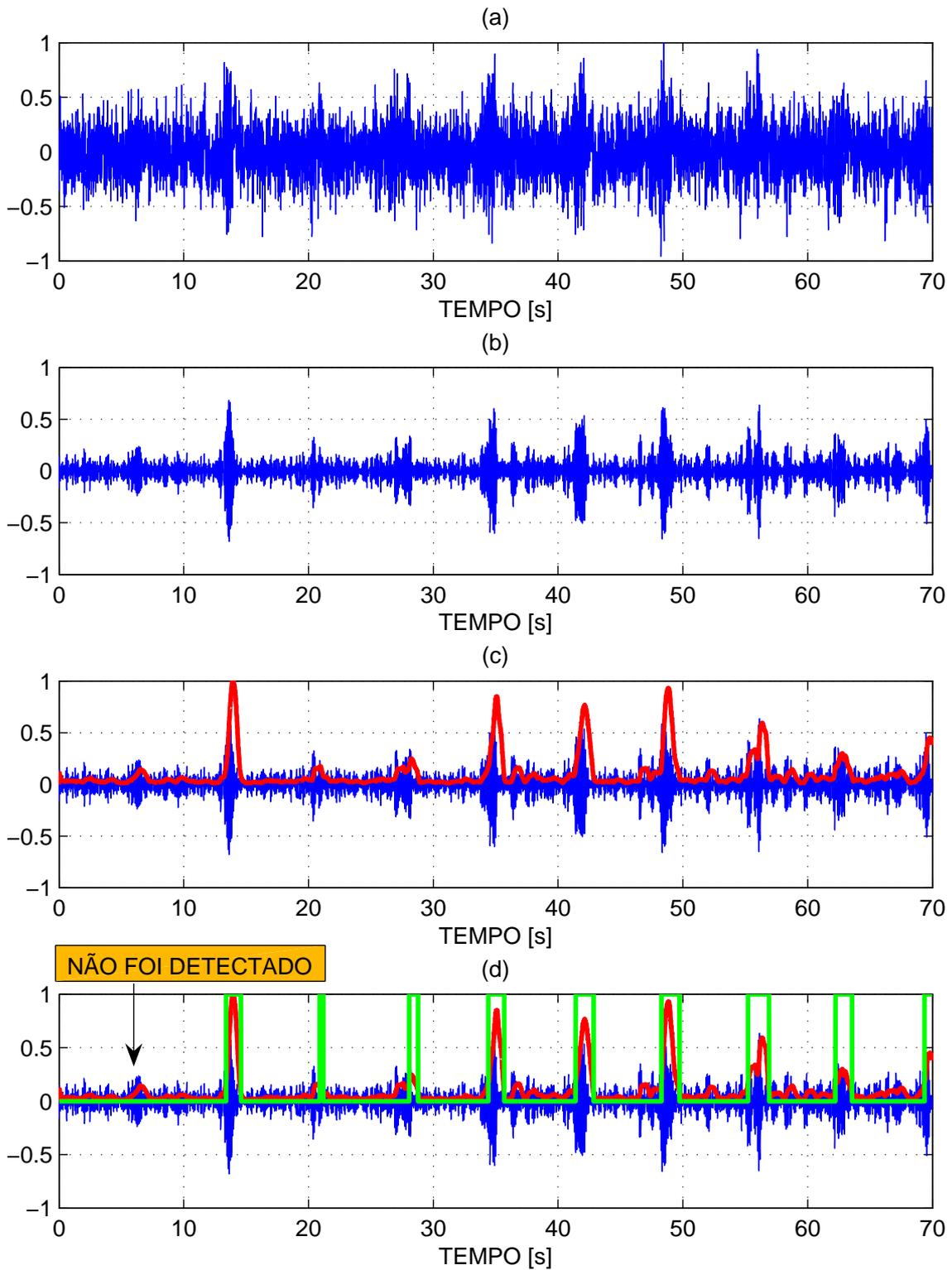


Figura 3.21: **Voluntário 2, sessão 1.** (a) Sinal sem tratamento. (b) Sinal filtrado. (c) Variância normalizada e sinal filtrado. (d) Variância, sinal filtrado e saída binária do classificador.

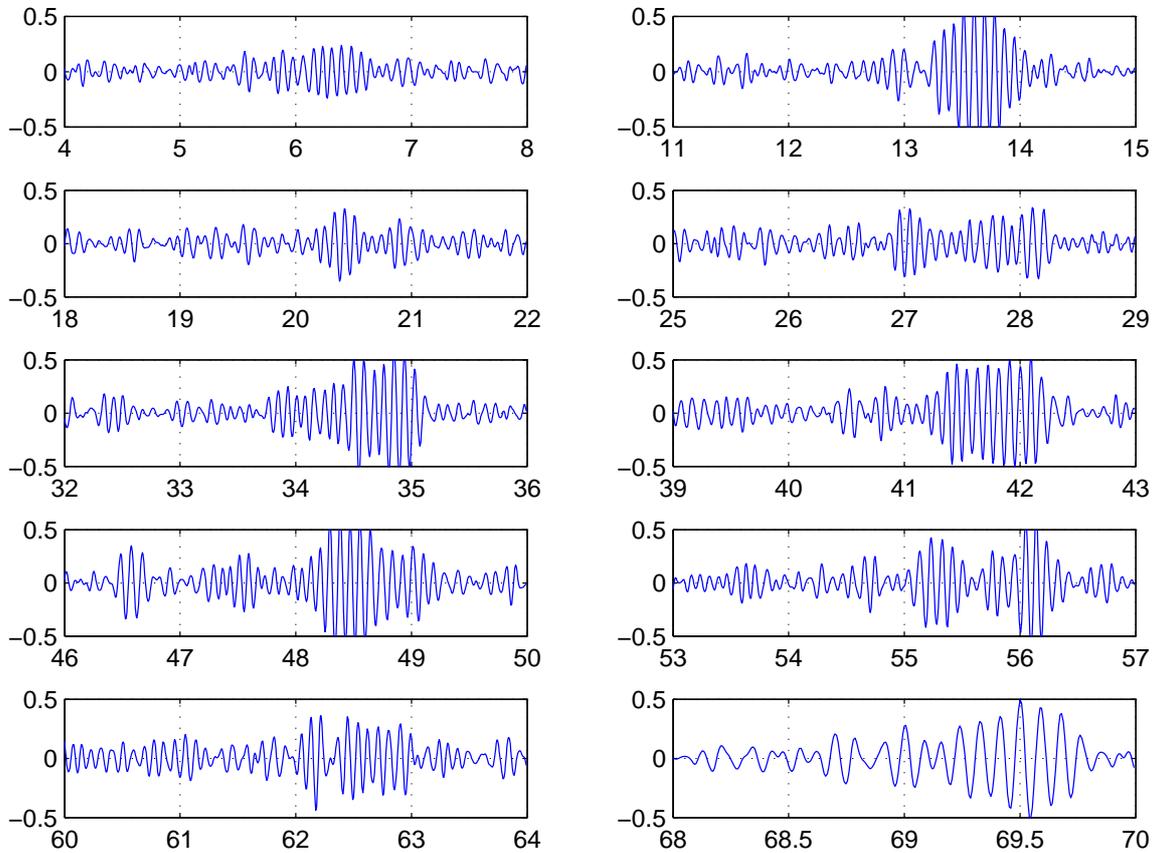


Figura 3.22: **Voluntário 2, sessão 1.** Detalhes do sinal de EEG filtrado.

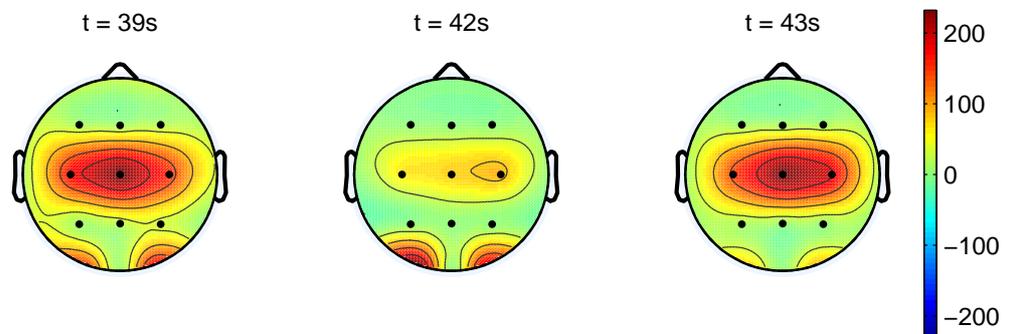
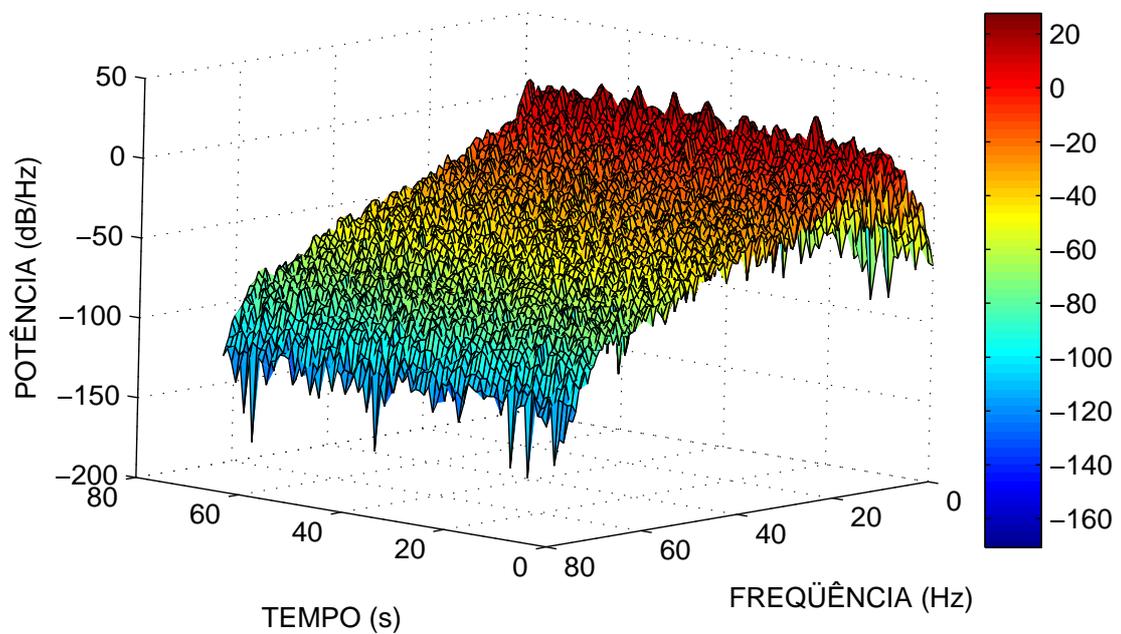
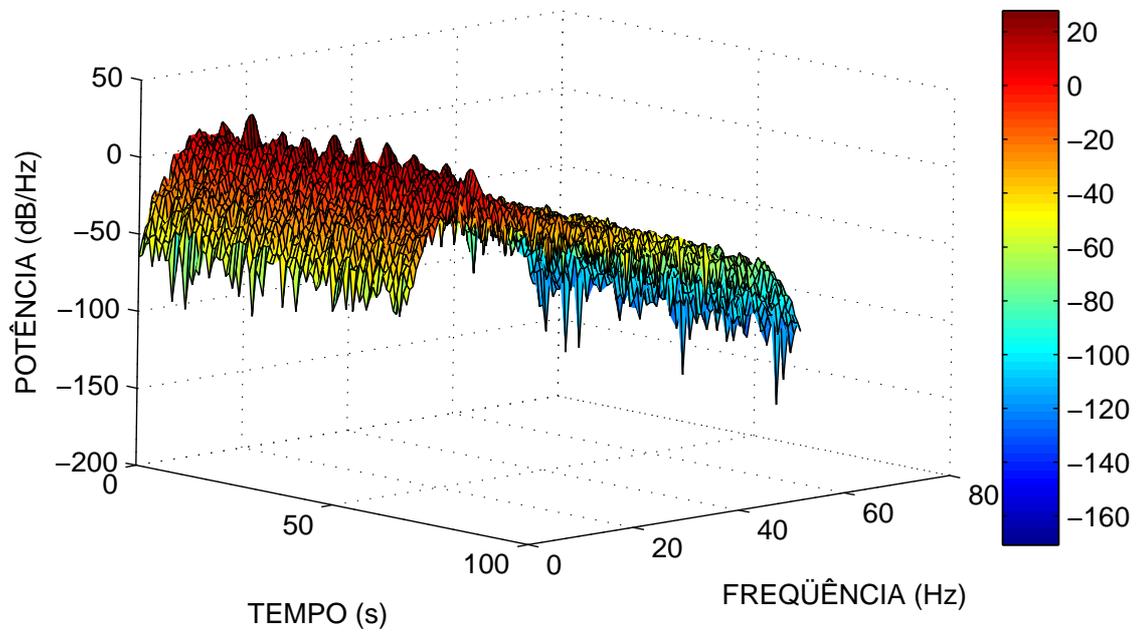


Figura 3.23: **Voluntário 2, sessão 1.** Representação topográfica da variância.

Figura 3.24: **Voluntário 2, sessão 1.** Periodograma do sinal.

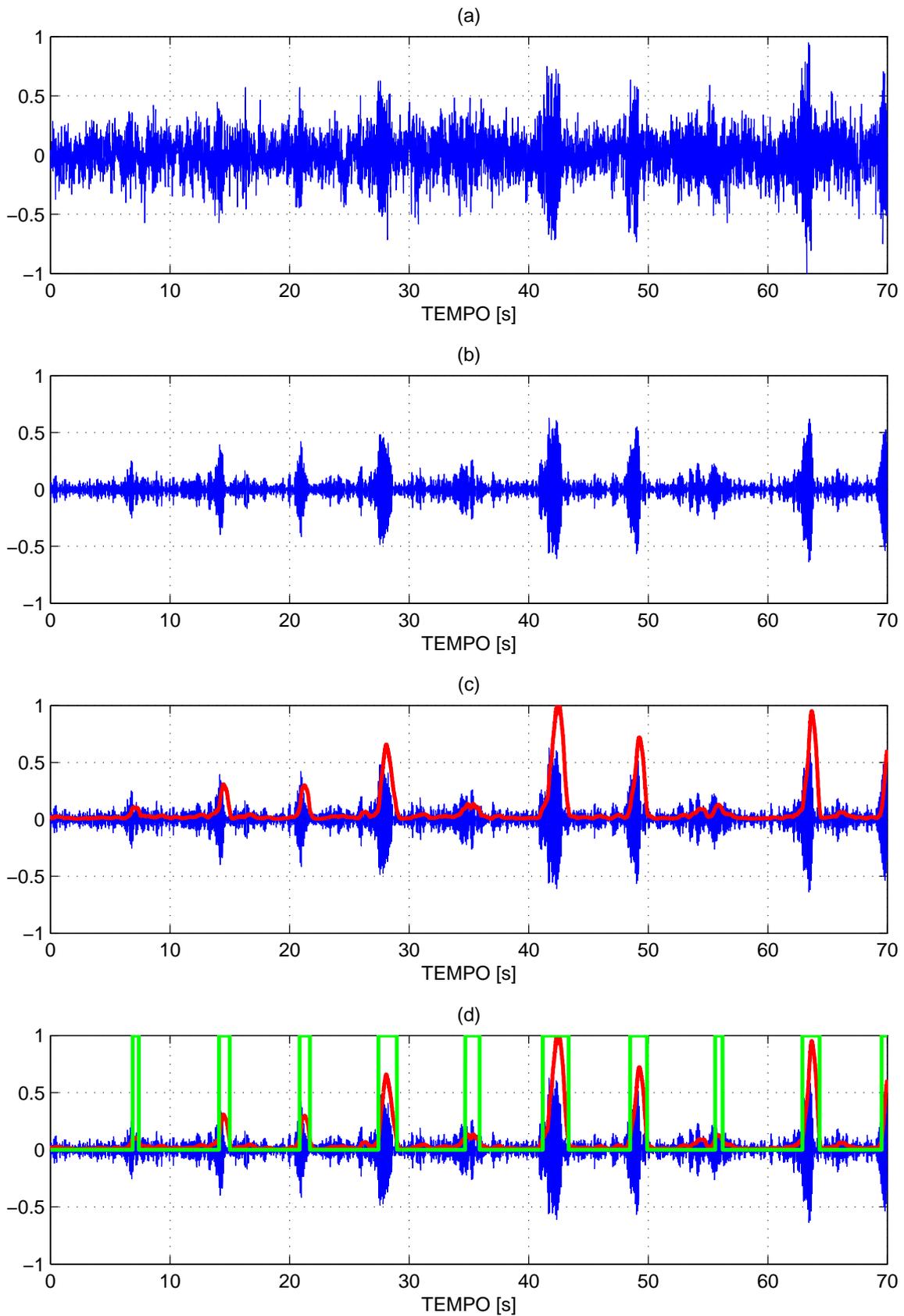


Figura 3.25: **Voluntário 2, sessão 2.** (a) Sinal sem tratamento. (b) Sinal filtrado. (c) Variância normalizada e sinal filtrado. (d) Variância, sinal filtrado e saída binária do classificador.

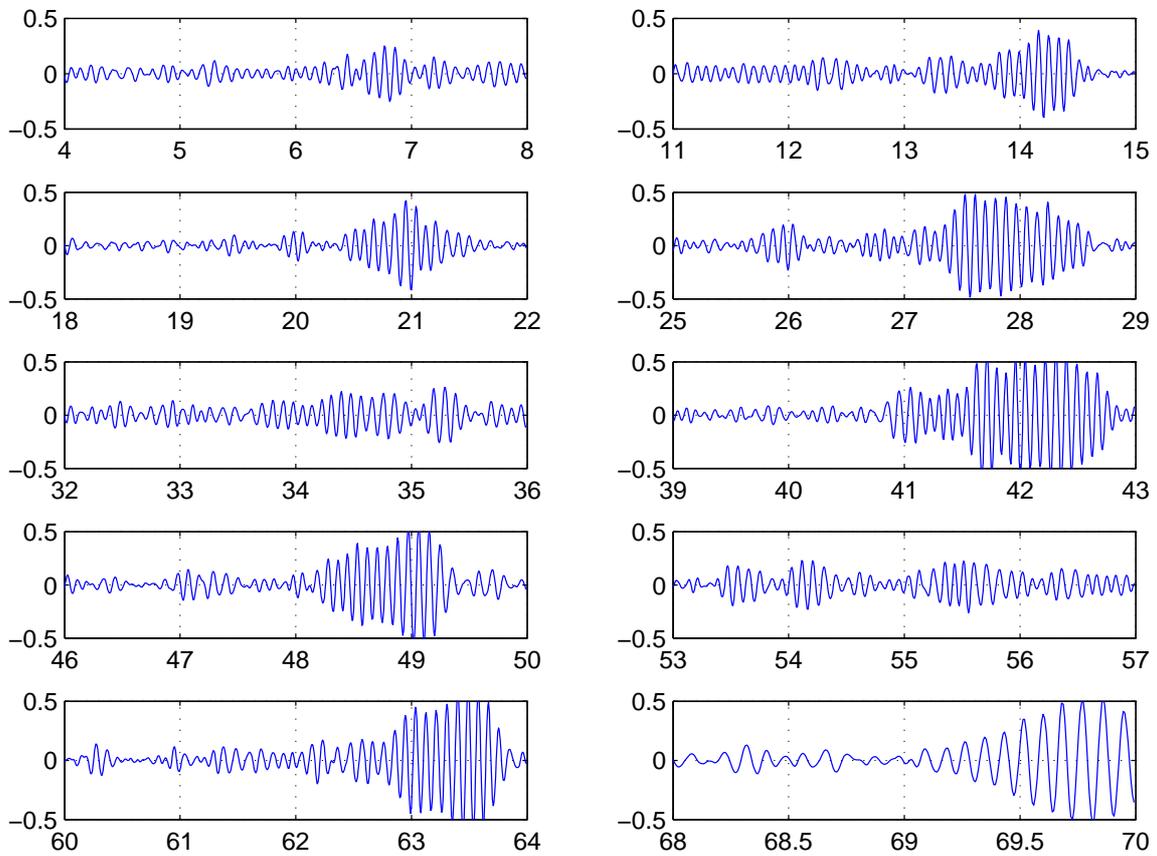


Figura 3.26: **Voluntário 2, sessão 2.** Detalhes do sinal de EEG filtrado.

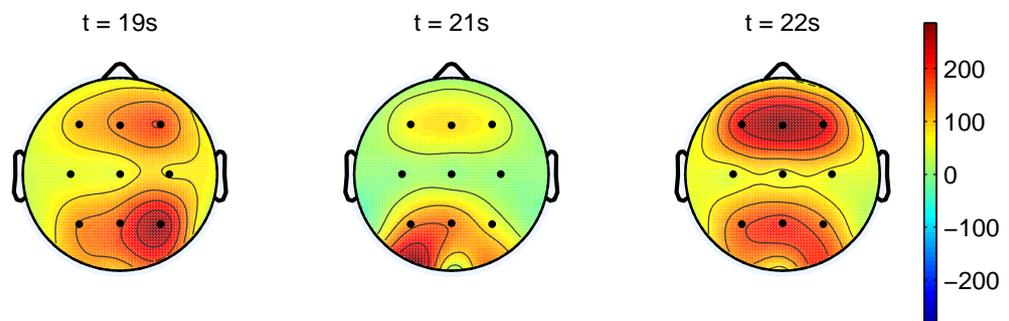


Figura 3.27: **Voluntário 2, sessão 2.** Representação topográfica da variância.

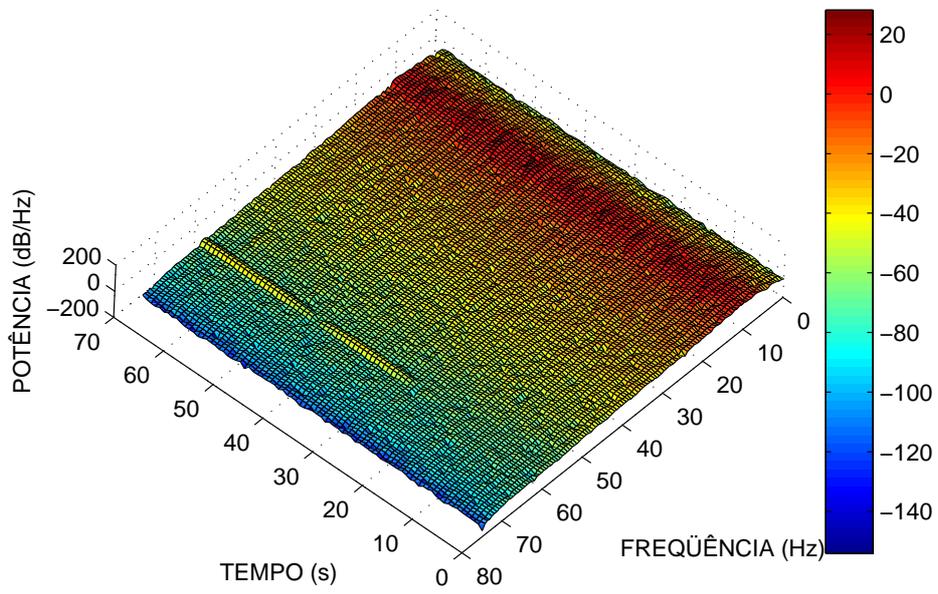
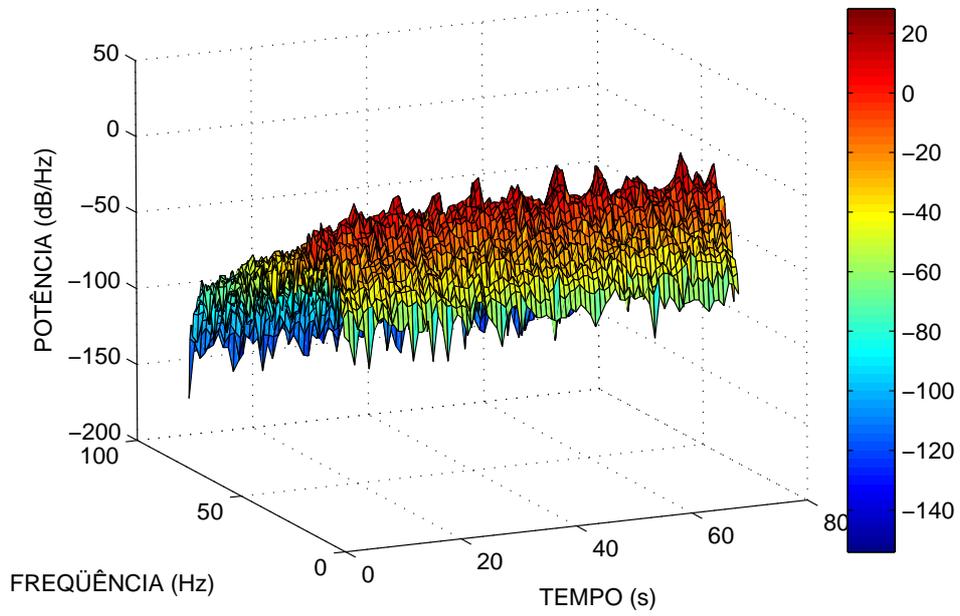


Figura 3.28: **Voluntário 2, sessão 2.** Periodograma do sinal.

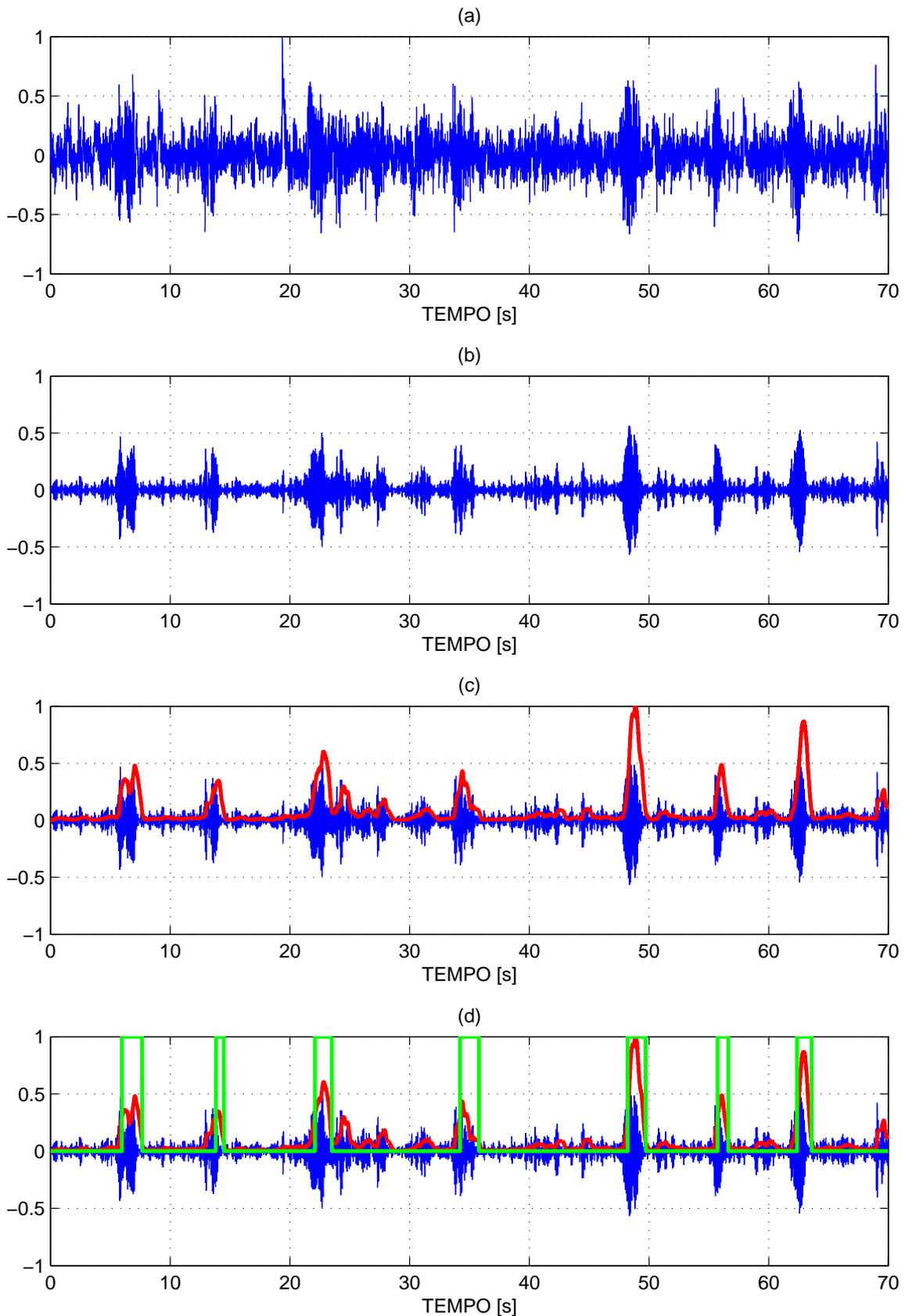


Figura 3.29: **Voluntário 2, sessão 3.** (a) Sinal sem tratamento. (b) Sinal filtrado. (c) Variância normalizada e sinal filtrado. (d) Variância, sinal filtrado e saída binária do classificador.

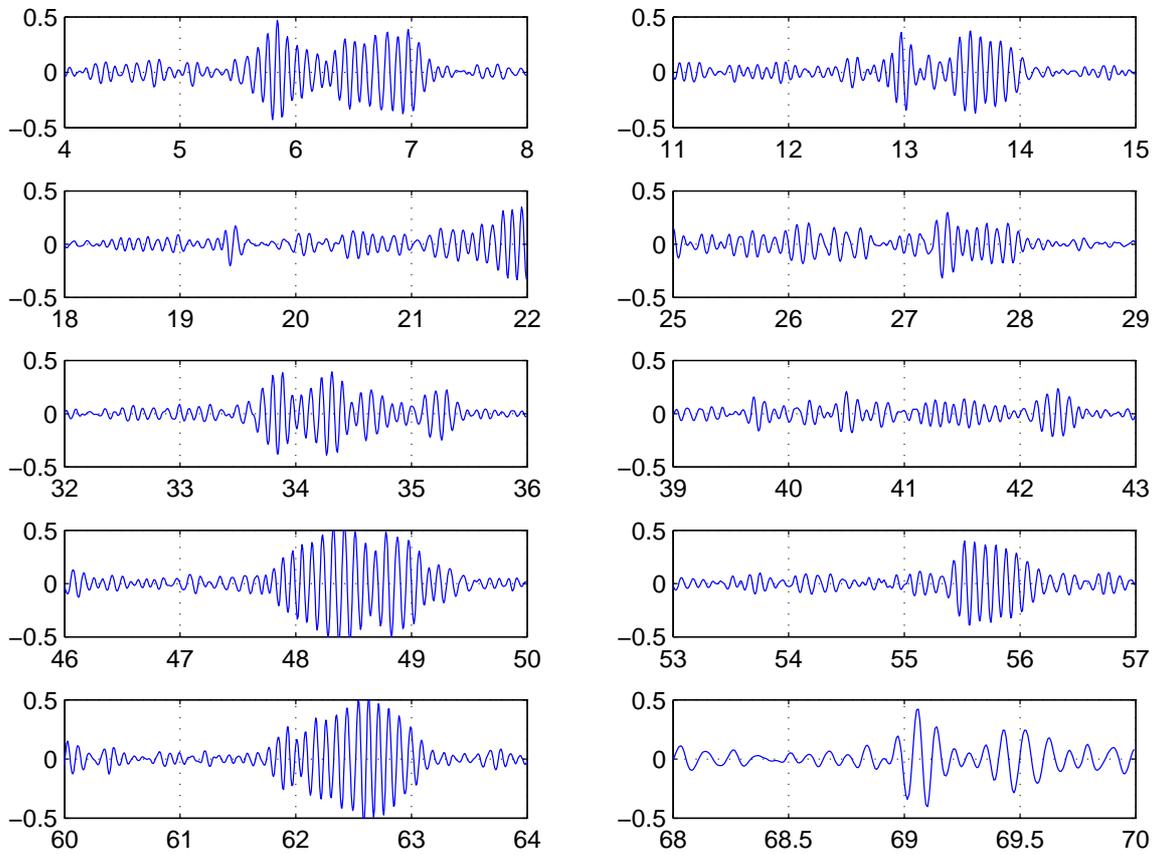


Figura 3.30: **Voluntário 2, sessão 3.** Detalhes do sinal de EEG filtrado.

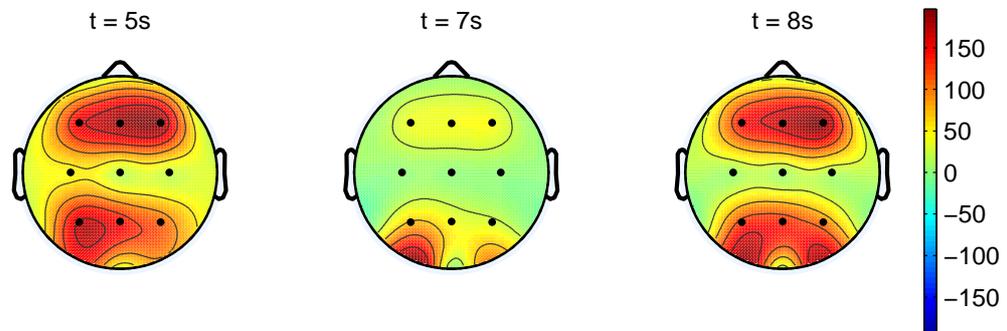
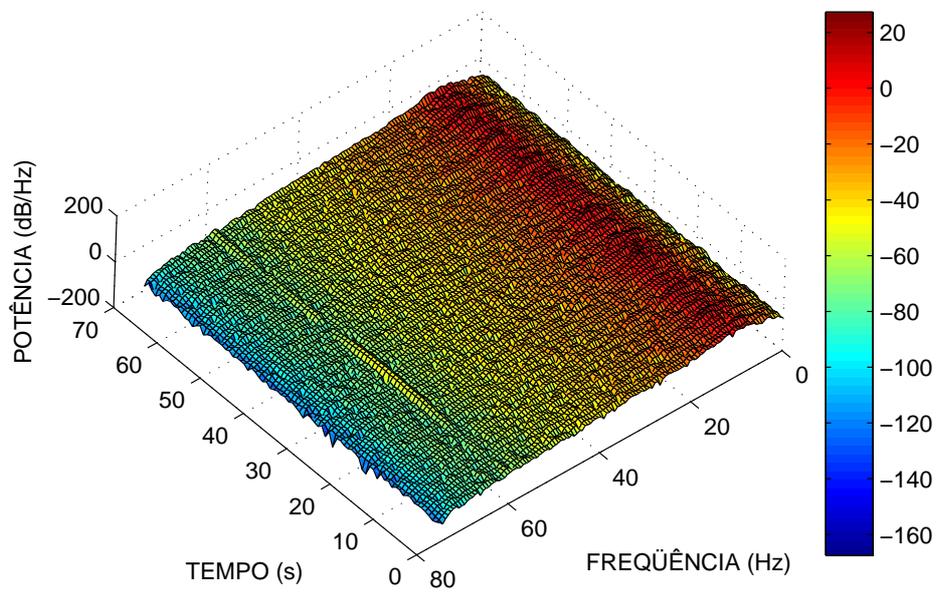
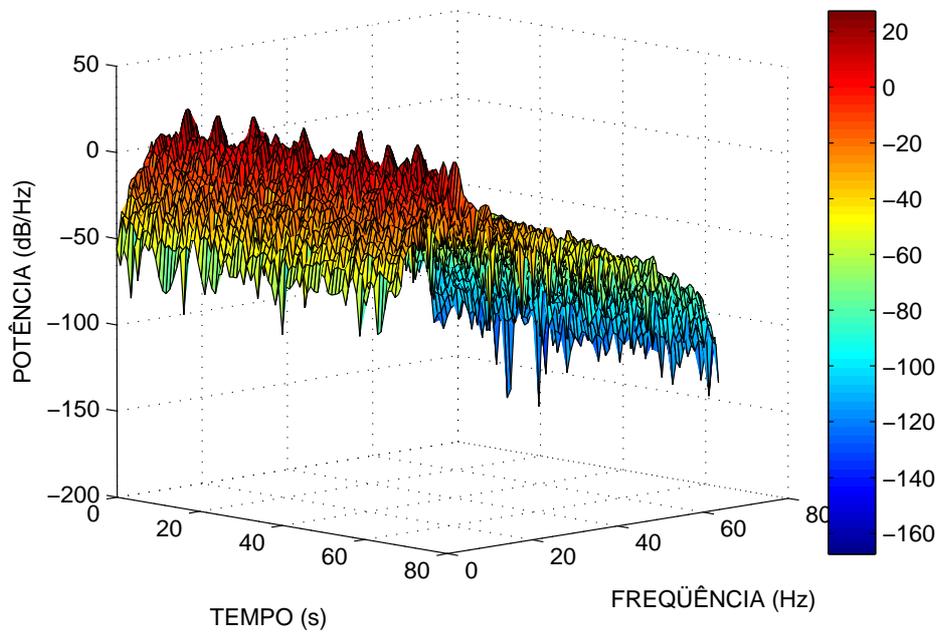


Figura 3.31: **Voluntário 2, sessão 3.** Representação topográfica da variância.

Figura 3.32: **Voluntário 2, sessão 3.** Periodograma do sinal.

3.11.5 Voluntário 3 (amiotrofia muscular infantil)

Sessão 1

Horário: 15h às 17h. Observação: o voluntário ficou deitado, detectaram-se espasmos musculares, os eletrodos occipitais foram pressionados contra o travesseiro e as tarefas mentais foram indicadas verbalmente pelo operador, o que gerou perda de sincronismo e atrasos nos experimentos. Os resultados experimentais desta primeira sessão são apresentados na Figura 3.33. Percebe-se que o voluntário conseguiu gerar 3 comandos solicitados pelo programa, obtendo $MD(1) = 30\%$.

Por motivos de deslocamento esse voluntário participou de apenas uma sessão.

3.11.6 Voluntário 4 (paralisia cerebral)

Sessão 1

Horário: 8h às 9h. Observação: presença de atividade muscular, leve sonolência, conversação, leve distração e alguns atrasos na execução das tarefas. Os resultados experimentais desta primeira sessão são apresentados na Figura 3.34. Percebe-se que o voluntário conseguiu gerar 7 comandos solicitados pelo programa, obtendo, portanto $MD(1) = 70\%$.

Sessão 2 e Sessão 3

Nessas duas sessões foram feitos os registros de EEG dos experimentos propostos, mas o voluntário, embora muito esforçado, mantinha movimentos rápidos das pálpebras e parecia não relaxar. Os sinais foram altamente contaminados e decidiu-se descartar essas sessões.

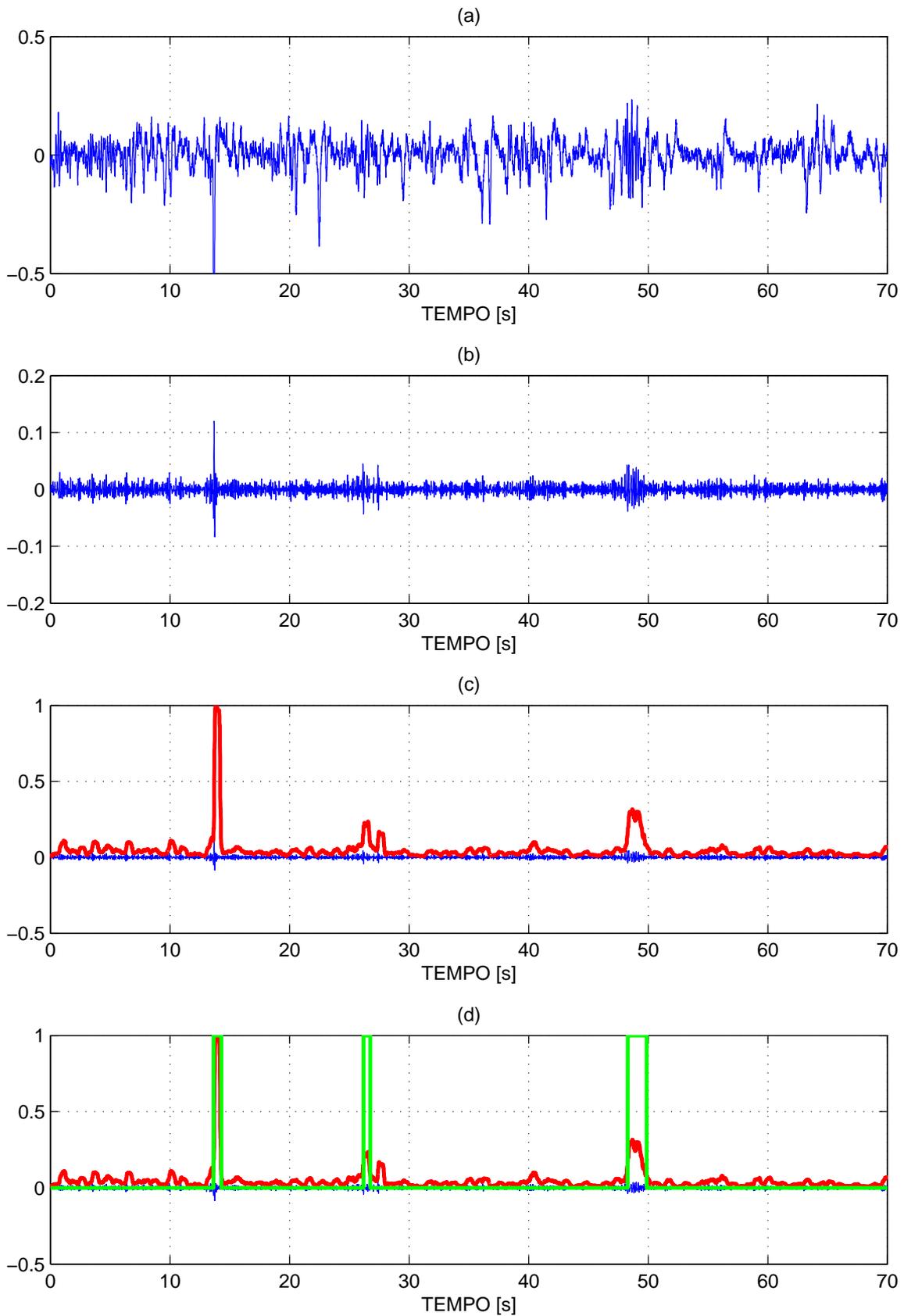


Figura 3.33: **Voluntário 3, sessão 1.** (a) Sinal sem tratamento. (b) Sinal filtrado. (c) Variância normalizada e sinal filtrado. (d) Variância, sinal filtrado e saída binária do classificador.

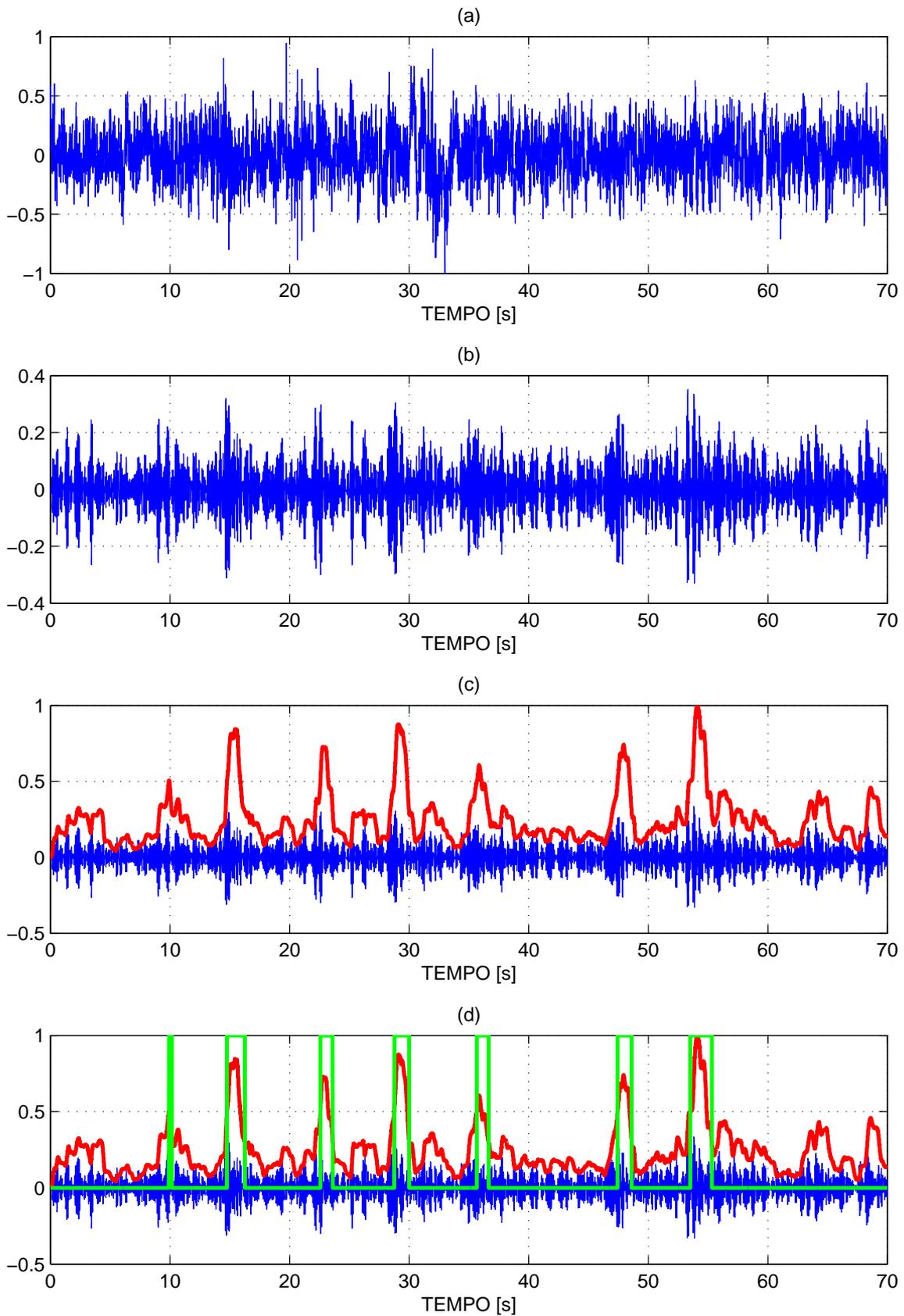


Figura 3.34: **Voluntário 4, sessão 1.** (a) Sinal sem tratamento. (b) Sinal filtrado. (c) Variância normalizada e sinal filtrado. (d) Variância, sinal filtrado e saída binária do classificador.

3.12 Discussão e Conclusões

Ao final da primeira etapa experimental, quatro adultos (três homens e uma mulher sem problemas neuromusculares) haviam testado a ICC implementada. O sistema avaliado pelos quatro voluntários incluiu *hardware* de aquisição e condicionamento de sinais, e *software* desenvolvido na UFES, além da cadeira de rodas robótica.

O sistema funcionou adequadamente, mostrando bom desempenho, de acordo com o relato dos participantes. A avaliação de desempenho feita pelos usuários refere-se à facilidade de uso da interface (não requer longos períodos de treinamento), a interface de *software* é simples e intuitiva, os comandos foram reconhecidos em praticamente 100% das vezes e em um tempo próximo de dois segundos. Inclusive, um dos indivíduos que avaliou a interface durante o evento Robótica Expo 2007, realizado em São Paulo (11 a 15 de abril de 2007), estava apto para operar a cadeira em aproximadamente 10 minutos, sem qualquer conhecimento prévio do sistema.

O sistema de aquisição, aliado ao PDA, mostrou-se eficaz na escolha de comandos para a cadeira de rodas através de sinais de EEG. Um mínimo de familiarização e treinamento é requerido para operação do mesmo.

Na segunda bateria experimental foram avaliados 4 voluntários com diferentes tipos de deficiência, incluindo casos severos. Nesta etapa avaliou-se a capacidade do usuário em gerar os padrões de ERD e ERS, que é a parte fundamental da estrutura da ICC desenvolvida. Um equipamento comercial com certificação do INMETRO e registro na ANVISA foi utilizado para aquisição e condicionamento dos sinais de EEG. É importante ressaltar que embora esse equipamento possa ser utilizado embarcado na cadeira de rodas por suas características de portabilidade, o custo é um fator impeditivo, além da subutilização dos 36 canais disponíveis, considerando a ICC em discussão (1 canal bipolar para tarefas visuais e 3 canais bipolares para tarefas de imaginação motora). O equipamento foi utilizado para fins de pesquisa e uma vez identificada uma configuração adequada e suficiente para a aplicação em questão, um *hardware* específico pode ser implementado.

Analisando os resultados apresentados, percebem-se várias situações de atrasos desde a solicitação de comando pelo programa até o seu reconhecimento pelo sistema. Dentre as principais causas desses atrasos podem ser citadas: o tempo de percepção do estímulo na tela e de reação do voluntário, o tempo para que o padrão (ERD/ERS) se manifeste no sinal de EEG, a etapa de filtragem, a janela móvel da variância e ajustes da zona de histerese. Apesar da variabilidade do atraso total entre diferentes voluntários, o tempo total médio para gerar um comando foi de aproximadamente dois segundos. Embora a janela móvel da variância de 100 pontos tenha apresentado bons resultados para uma taxa de amostragem de

150 Hz, cabe ressaltar que diminuindo-se a largura da janela móvel, os valores da variância se aproximam de uma forma de onda similar à da *envoltória* do sinal, os atrasos diminuem, mas vários comandos não desejados (falsos-positivos) podem ser detectados. Há, portanto, um compromisso entre reconhecimento correto de comandos (baixo número de falsos-positivos) e o tempo necessário para tal reconhecimento.

Embora todos os voluntários tenham demonstrado interesse e empenho durante as sessões, alguns problemas eram freqüentes, tais como espasmos musculares, distrações, sonolência, reacomodação na cadeira de rodas ou leito, estresse, ansiedade, entre outros. Assim, durante a realização dos experimentos com pessoas com deficiência, verificou-se a importância desta etapa para implementação de uma ICC real.

A Tabela 3.1 contém um resumo dos resultados alcançados na segunda bateria experimental. Todas as pessoas com deficiência avaliadas (pacientes com DMD, tetraparesia, ELA e PC), sem qualquer conhecimento prévio do sistema e já na primeira sessão experimental, conseguiram gerar sinais válidos de ERD/ERS, que poderiam ser facilmente convertidos em comandos reais para comunicação, para movimentação da cadeira de rodas, ou para outros dispositivos. No caso de um dos voluntários, que passa grande parte do tempo em um leito, inclusive com respirador artificial via traqueostomia, optou-se por fazer os experimentos nessa situação, ao invés de sentado numa cadeira de rodas, com vistas à maior comodidade e conforto do voluntário. Mesmo com capacidade motora fortemente comprometida, ele foi capaz de gerar três comandos válidos (em um total de 10) sem nenhum treinamento prévio ou conhecimento da interface. Neste caso, em especial, em que a necessidade de comunicação impera sobre a de movimentação, o uso da ICC como interface de comunicação poderia proporcionar maior grau de independência ao usuário e, indiretamente, ganhos psicológicos de auto-estima.

Tabela 3.1: Experimentos com pessoas com deficiência.

Voluntário	# Sessões	$MD(\%)$	$\overline{MD}(\%)$
V ₀₁	1	100	100
V ₀₂	3	90/100/70	86.7
V ₀₃	1	30	30
V ₀₄	1	70	70

É importante ressaltar que nas sessões realizadas os usuários não tinham realimentação visual do sinal de EEG que geravam, apenas recebiam instruções do programa e executavam as tarefas mentais. A realimentação visual e mais sessões de treino seguramente elevariam a taxa de reconhecimento do sistema, que utiliza uma abordagem de auto-condicionamento do operador.

Assim, a ICC baseada em ERD/ERS visual implementada na UFES pode ser classificada como assíncrona, *online*, baseada em EEG (não-invasiva), com pequeno número de eletrodos (três), abordagem de Auto-Condicionamento do Operador e rápido aprendizado (comprovado nos experimentos, inclusive com pessoas com deficiência). A ICC em questão segue a tendência atual das interfaces cérebro-computador, os chamados *Home Systems*, possuindo um *hardware* de custo relativamente baixo e com baixa complexidade, uma interface com usuário simples e intuitiva, e ainda é portátil e voltada para aplicações embarcadas.

Um problema observado é que o paradigma experimental desta abordagem requer a abertura e o fechamento dos olhos do indivíduo para que os padrões investigados sejam gerados. Desta forma, mesmo que somente sinais cerebrais sejam utilizados para comandar esta ICC, o movimento muscular resultante do ato de abrir e fechar os olhos faz-se necessário. O próximo capítulo apresenta uma proposta de ICC baseada em imaginação motora, para a qual não há necessidade de abrir/fechar os olhos.

Capítulo 4

A ICC da UFES - Proposta Baseada em Imaginação Motora

A interface cérebro-computador discutida no capítulo anterior baseia-se na identificação dos padrões ERD e ERS visuais, presentes no sinal de EEG, para seleção de comandos em um PDA. Tal ICC, assim como aquelas baseadas em P300 visual ou SSVEP, requer ações musculares (movimentação das pálpebras ou, no caso das últimas, do globo ocular) mínimas, porém indispensáveis para gerar os padrões observados no sinal de EEG do usuário [43]. Embora alguns usuários com graves problemas neuromusculares tenham mostrado capacidade de utilizar a ICC implementada, ela tem uma limitação inerente à abordagem adotada, que neste caso é a necessidade de piscar os olhos, que pode impedir que os mesmos usuários, quando em estados avançados dessas doenças, sejam capazes de utilizá-la. Sem o comando voluntário dos olhos ou na presença de espasmos musculares, tal interface não traria benefícios para esses usuários.

Assim, neste capítulo é proposta uma alteração do paradigma utilizado na ICC da UFES, com vistas a possibilitar o uso dessa ICC por pessoas com nível mais alto de deficiência. A proposta consiste em substituir o paradigma de ERD/ERS visuais por outro que identifique as alterações na energia do sinal de EEG nas bandas mu e beta, resultantes da imaginação motora (imaginação do movimento) de membros superiores. São apresentados no final do capítulo experimentos envolvendo voluntários sem problemas neuromusculares e voluntários com deficiência, os quais permitem concluir que é viável o uso deste novo paradigma.

4.1 O Paradigma da Imaginação Motora

A *imaginação motora* pode ser vista como um ensaio mental de um ato motor sem que haja qualquer manifestação motora real. Os grupos de pesquisa liderados por Wolpaw e Pfurtscheller são pioneiros na utilização desse paradigma. Wolpaw e seu grupo desenvolveram uma ICC para comandar o ponteiro de um *mouse* para cima ou para baixo, em função do nível do ritmo mu [95], por outro lado, o grupo de Pfurtscheller trabalhou no reconhecimento de três tarefas de imaginação motora, sendo que os resultados iniciais ficaram próximos dos 50% de acertos [38].

A estimulação sensorial, o comportamento motor e também a imaginação motora podem alterar a conectividade funcional dentro do córtex cerebral, resultando numa supressão (ERD) ou reforço (ERS) da amplitude dos ritmos mu (9-11 Hz) ou beta central (14-18 Hz) [57]. Um exemplo desse fenômeno neurológico é a dessincronização dos ritmos mu e beta durante a preparação e planejamento do movimento das mãos. A Figura 4.1 apresenta dados experimentais que demonstram a existência de pelo menos três tipos de ritmos eletroencefalográficos, registrados a partir de um mesmo eletrodo (posição C_3), durante o planejamento e a execução de um rápido movimento voluntário do dedo indicador direito. Os valores de ERD e ERS apresentados na Figura 4.1 estão expressos como porcentagens dos valores registrados durante um período de referência (linha de base), alguns segundos antes da ocorrência do evento. O ERD na banda mu começa a partir de 2,5 s antes da execução do movimento (instante $t = 0$ s), alcança a máxima dessincronização na iminência do movimento e depois retorna à linha de base em alguns segundos. O ritmo beta, por sua vez, apresenta um ERD de curta duração bem próximo ao instante $t = 0$ s e, logo em seguida, apresenta um ERS. Embora o ritmo gama apareça de forma clara antes do movimento, raramente está presente no EEG (Seção 2.1.2). Cabe ressaltar que diferentemente de um experimento para medir o tempo de reação simples de uma pessoa, usualmente próximo de 200 ms e definido como o tempo necessário para um observador perceber a presença de um estímulo, no experimento apresentado a pessoa realiza o movimento voluntário do dedo indicador e a análise temporal dos dados é feita com base no instante de término deste movimento, indicado na Figura 4.1 pela linha vertical $t = 0$ s.

Na Figura 4.2 é possível observar o comportamento do ritmo alfa durante a imaginação motora das mãos esquerda e direita, a qual se inicia no instante $t = 3$ s. Os valores de potência relativa do sinal são apresentados para as posições C_3 (hemisfério esquerdo) e C_4 (hemisfério direito). Ainda nessa figura, no gráfico à esquerda, ocorre um ERD em presença da imaginação motora da mão direita, enquanto no gráfico à direita ocorre o inverso. As regiões mais escuras da Figura 4.3 indicam áreas de mais baixa energia, ou presença de um ERD.

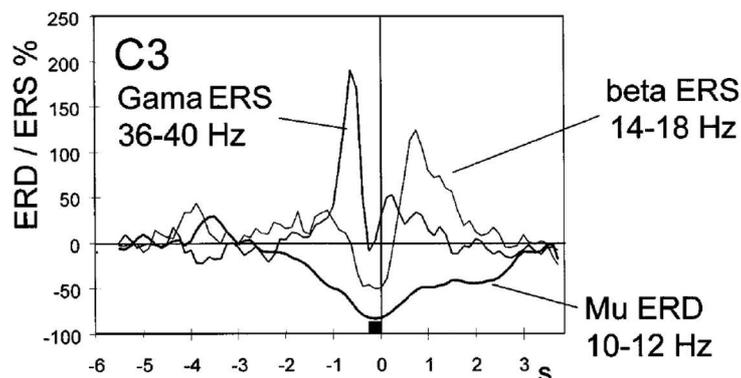


Figura 4.1: Comportamento dos ritmos eletroencefalográficos envolvidos na preparação e execução do movimento voluntário do dedo indicador direito (adaptado de [61]).

Assim como a execução unilateral do movimento, a imaginação motora também é responsável pela ativação de áreas moto-sensoriais, nas quais ocorre um ERD no hemisfério contralateral e um ERS no hemisfério ipsilateral [62].

Uma observação interessante é que durante a execução de um movimento, o ERD se manifesta inicialmente de forma contralateral e depois passa a uma distribuição bilateral, o que não acontece durante a imaginação motora, na qual o ERD prevalece no hemisfério contralateral. Isto significa que a imaginação motora causa uma maior supressão dos ritmos mu e beta do que a execução real do movimento, representando um paradigma poderoso para utilização nas ICCs [61].

Estudos realizados pelo grupo da Universidade de Tecnologia de Graz com 14 indivíduos destros mostraram a relevância da imaginação motora cinestésica sobre a visual [53]. Na primeira, o indivíduo imagina o movimento de um membro próprio, por exemplo de sua mão ou pé, mas sem realizar a ação respectiva (chamado processo em primeira pessoa). Na segunda, o indivíduo forma uma imagem visual deste movimento sendo executado por outra pessoa (processo em terceira pessoa). Todos os experimentos apresentados nesta Tese de Doutorado e que envolvem imaginação motora, utilizaram o processo em primeira pessoa.

4.2 A ICC Proposta

A idéia principal consiste em substituir a abordagem de ERD/ERS visuais pela imaginação motora, mantendo o PDA para seleção de comandos para a cadeira de rodas ou para o sistema de comunicação. O usuário da ICC proposta poderá, então, escolher uma entre as várias opções disponíveis no PDA, sem a necessidade de qualquer movimento muscular.

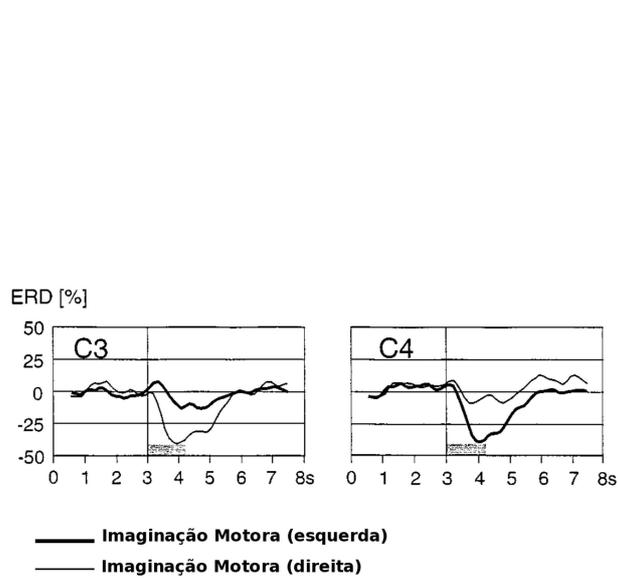
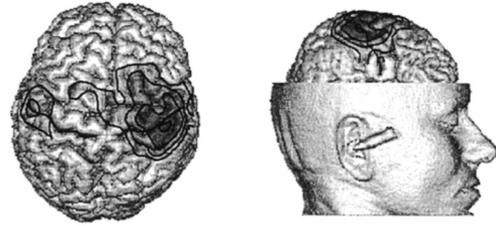


Figura 4.2: Alterações no ritmo alfa em regiões dos dois hemisférios durante tarefas de imaginação motora das mãos (adaptado de [62]).

Imaginação Motora (esquerda)



Imaginação Motora (direita)

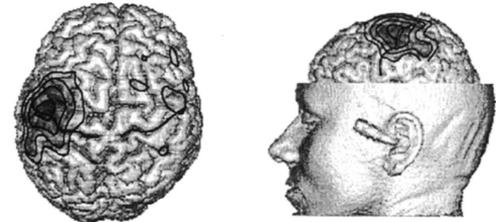


Figura 4.3: Presença de ERD no hemisfério contralateral (adaptado de [62]).

Em virtude do paradigma proposto, os eletrodos serão reposicionados da região occipital para a região do córtex motor. O registro do EEG é feito através de uma montagem bipolar nas proximidades dos pontos C_3 , C_z e C_4 , conforme ilustrado na Figura 4.4. Os três canais bipolares (canal 1, canal 2 e canal 3) registram o sinal de EEG em $FC_3 - CP_3$, $FC_z - CP_z$ e $FC_4 - CP_4$, respectivamente (ver Figura 2.10). O eletrodo de referência é posicionado em FP_z (como na Figura 4.4) ou no lóbulo da orelha direita.



Figura 4.4: Montagem dos eletrodos utilizada nos experimentos envolvendo imaginação motora (adaptado de [30]).

Quanto à relação de aprendizagem indivíduo-máquina, a ICC proposta baseia-se em *aprendizado de máquina*, em que um sistema de reconhecimento de padrões é treinado,

de forma supervisionada, para realizar a correta identificação das tarefas mentais (vide Seção 2.2.3).

Para a extração de características, dois métodos bastante utilizados em ICCs foram avaliados. O primeiro deles é não-paramétrico e baseia-se na Densidade Espectral de Potência (PSD, do inglês *Power Spectral Density*) [22, 51, 84, 86], enquanto o segundo é um método paramétrico, que utiliza os parâmetros auto-regressivos adaptativos (AAR, do inglês *Adaptive Autoregressive Parameters*) [34, 71, 74, 75]. Na seqüência, é proposta uma metodologia para avaliação desses dois métodos, incluindo uma Máquina de Vetor-Suporte (SVM, do inglês *Support-Vector Machine*) na etapa de classificação. Tal avaliação é feita com vistas a identificar qual das configurações apresenta melhores taxas de reconhecimento correto. Os detalhes de cada abordagem são discutidos nas respectivas seções.

4.3 Avaliação: Extrator de Características e Classificador

Nesta seção é discutida a avaliação do uso das componentes PSD e dos parâmetros AAR, associados aos sinais de EEG adquiridos em regiões sobre o córtex motor do cérebro humano, como entradas de um classificador baseado em uma SVM. O sistema deve ser capaz de classificar duas tarefas mentais relacionadas com a imaginação motora das mãos, objetivando permitir a implementação de uma ICC que será utilizada para comandar a cadeira de rodas robótica da UFES [65]. Duas bases de dados referentes às tarefas de imaginação motora foram utilizadas: uma própria, gerada na Universidade de Alcalá (UAH), Espanha, por ocasião de um estágio ali realizado, e outra internacionalmente utilizada, disponibilizada pela Universidade de Tecnologia de Graz. Essas bases de dados serão discutidas em detalhes a seguir. De modo a cumprir tal avaliação, a seguinte metodologia foi seguida:

1. avaliar duas abordagens diferentes: PSD-SVM e AAR/RLS¹-SVM, conforme apresentado na Figura 4.5;
2. avaliar as duas abordagens em diferentes configurações de canais [$C_3 C_z C_4$] e [$C_3 C_4$]²;
3. na abordagem com PSD, avaliar intervalos de tempo distintos (3-5s, 4-6s, 5-7s, 6-8s e 7-9s);
4. na abordagem com AAR/RLS, avaliar instantes de classificação (CT, do inglês *Classification Time*) distintos [75]. Os CTs utilizados foram 3s, 4s, 5s, 6s, 7s e 8s;

¹*Recursive Least Squares*

²De fato, os canais são bipolares e os eletrodos são posicionados ao redor dessas posições, como apresentado nas Figuras 4.4 e 4.6

5. avaliar os algoritmos utilizando a base de dados registrada na UAH e buscar a melhor configuração (extração de características e classificador SVM);
6. utilizar tal configuração com a base de dados de Graz e avaliar os resultados.

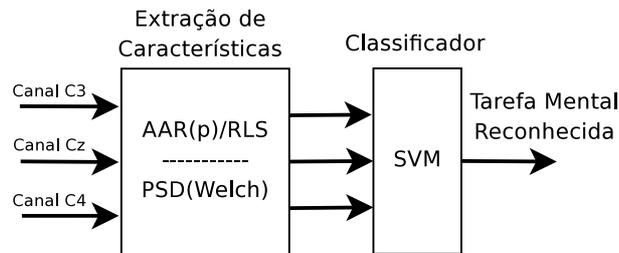


Figura 4.5: Abordagens avaliadas.

4.3.1 A Base de Dados de Graz

A base de dados (*Data set III*) de Graz foi disponibilizada pelo Departamento de Informática Médica da Universidade de Tecnologia de Graz (Áustria), durante o evento *BCI Competition 2003*. Esta base contém um experimento com 140 tentativas (*trials*), e seus respectivos rótulos, 70 referentes à imaginação do movimento da mão direita e 70 referentes à imaginação do movimento da mão esquerda. Cada experimento contém aproximadamente 9 s de gravação, a uma taxa de amostragem de 128 Hz, resultando em 1152 amostras/canal/experimento. Os dados são obtidos de forma bipolar em torno dos pontos C_3 , C_z e C_4 , de acordo com o sistema internacional 10-20, como apresentado na Figura 4.6. Na mesma figura (do lado direito), é apresentada uma ilustração do protocolo utilizado durante a etapa experimental. Depois de dois segundos iniciais, um sinal acústico indica o início do experimento, e uma cruz é apresentada na tela, permanecendo até o instante $t = 3$ s. Neste instante, uma seta indicando esquerda ou direita é apresentada ao operador, indicando qual tarefa mental deve ser executada. A duração da tarefa é de 6 segundos (até o instante $t = 9$ s). Os dados foram filtrados, mantendo o espectro de frequências entre 0,5 Hz e 30 Hz, e foi utilizada realimentação visual (mais detalhes podem ser encontrados em [72]). Os dados foram gravados em formato compatível com Matlab, e dispostos na forma de uma matriz tridimensional, como apresentado na Figura 4.7.

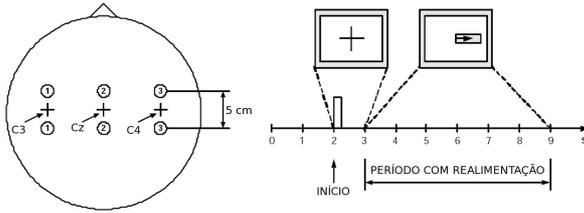


Figura 4.6: Posicionamento dos eletrodos e protocolo experimental referentes à base de Graz.

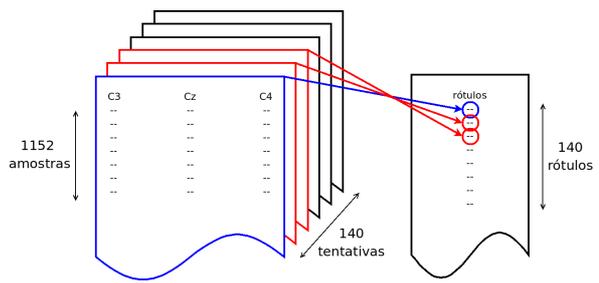


Figura 4.7: Apresentação dos dados.

4.3.2 A Base de Dados da UAH

Experimentos similares àqueles descritos na Seção 4.3.1 foram realizados no Departamento de Eletrônica da Universidade de Alcalá, Espanha, onde parte deste trabalho foi realizado. As tarefas mentais são as mesmas da base de dados de Graz, também relacionadas com a imaginação motora das mãos. Na ocasião, a base de dados foi gravada com 4 indivíduos normais, em diferentes sessões. Cada sessão correspondia a 60 tentativas (metade com cada uma das duas tarefas mentais consideradas) e cada tentativa durava 9 s, resultando em 9 minutos/sessão. Três voluntários participaram de 3 sessões e um voluntário participou de 4 sessões, gerando-se 780 tentativas. A base do sistema *g.tec* visto na Figura 4.8 era composta pelo amplificador de bio-sinais *g.BSamp* para registro dos dados de EEG e a utilização do gorro de eletrodos mostrado na Figura 4.9, tornava prático o posicionamento dos mesmos. As rotinas desenvolvidas foram implementadas em Matlab. Os dados também foram filtrados para manter a mesma faixa de frequências (0,5 a 30 Hz), mas os voluntários não tinham realimentação visual. Um resumo dos experimentos realizados é apresentado na Tabela 4.1.

Tabela 4.1: Experimentos realizados (UAH)

Voluntário	# Sessões	# Tentativas	Mão Esquerda	Mão Direita
V_{01}	3	180	90	90
V_{02}	3	180	90	90
V_{03}	4	240	120	120
V_{04}	3	180	90	90

4.3.3 Extração de Características: PSD

Assim como os modelos auto-regressivos (AR), a Densidade Espectral de Potência (PSD) está entre os métodos mais aplicados na caracterização de padrões de atividade cerebral presentes no sinal de EEG [22, 51, 84, 86]. Visto que os ritmos eletroencefalográficos estão definidos principalmente no domínio da frequência, e que a análise da PSD do sinal de EEG



Figura 4.8: Sistema g.tec, dotado de computador, módulo de aquisição de dados, módulo de amplificação e filtragem, e *toolbox* de processamento de sinais cerebrais, disponível na UAH/Espanha.



Figura 4.9: Gorro com eletrodos de EEG, também disponível na UAH/Espanha.

expressa o nível de atividade em cada banda de interesse (delta, teta, alfa, mu, beta e gama), isto permite que as componentes de potência possam ser interpretadas diretamente como ritmos cerebrais.

Quanto à estimativa da PSD, testes apresentados em [51], mostram duas vantagens principais na utilização de métodos clássicos (via FFT): maior eficiência computacional e a estimativa não é polarizada, como aquela obtida via modelos AR. Considerando uma abordagem baseada em Fourier, a PSD é estimada aqui via o método de Welch, um aprimoramento do periodograma. Este método consiste em dividir os dados da série temporal em segmentos (possivelmente com sobreposição), calcular o periodograma modificado de cada segmento e calcular a média das estimativas de PSD. Esse procedimento tende a diminuir a variância da estimativa final quando comparada a uma única estimativa de um periodograma de todo o conjunto de dados. A PSD é computada sobre segmentos de 1 s, através do cálculo da média de estimativas espectrais de três segmentos de 0,5 s cada (64 amostras a 128 Hz) com 50% de sobreposição entre os segmentos. O tamanho máximo de cada segmento é importante para que o comportamento do sinal de EEG seja considerado estacionário [48, 51]. Uma janela de *Hanning* é aplicada ao sinal, devido à sua considerável atenuação dos lóbulos laterais. As componentes espectrais extraídas do sinal e utilizadas como características estão entre 8 e 30 Hz, com resolução de 2 Hz, e, portanto, são geradas 12 componentes para cada canal. Este procedimento de extração de características é ilustrado na Figura 4.10.

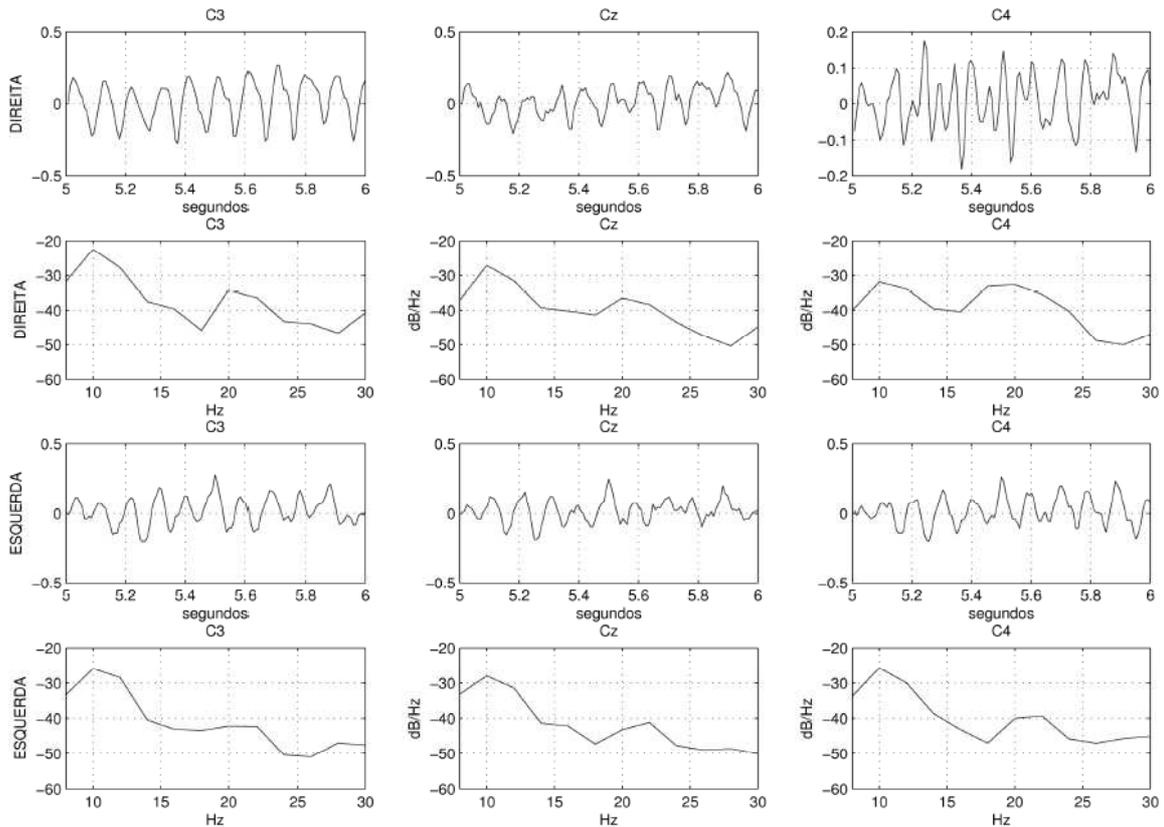


Figura 4.10: Exemplo de extração de características utilizando as componentes PSD (8 a 30 Hz, em dB/Hz). Sinais de EEG relativos aos canais C_3 , C_z e C_4 (bipolar) durante a imaginação motora das mãos.

4.3.4 Extração de Características: AAR/RLS

Modelos auto-regressivos (AR) têm sido amplamente utilizados em ICCs como características para a etapa de classificação, principalmente porque os coeficientes AR estimados fornecem boa representação das diferenças entre várias tarefas mentais realizadas [31, 71, 74, 75]. De modo a considerar variações no espectro do EEG, os coeficientes utilizados são Auto-Regressivos Adaptativos (AAR) e estimados aqui via Mínimos Quadrados Recursivo (RLS, do inglês *Recursive Least Squares*), tal como apresentado em [34, 75]. Embora o algoritmo RLS tenha maior complexidade computacional em comparação com o de Mínimos Quadrados Médio (LMS, do inglês *Least Mean Squares*), ele possui algumas vantagens, como convergência mais rápida, estimativa mais precisa e o fato de não ser necessária uma inversão matricial. Os coeficientes AAR são obtidos com uma resolução temporal tão alta quanto a taxa de amostragem, favorecendo o desenvolvimento de aplicações *online* com re-

alimentação visual para os usuários. Este procedimento é executado de acordo com

$$E_t = Y_t - \mathbf{a}_{t-1}^T \mathbf{Y}_{t-1} \quad (4.1)$$

$$\mathbf{r}_t = (1 - UC)^{-1} \mathbf{A}_{t-1} \mathbf{Y}_{t-1} \quad (4.2)$$

$$\mathbf{k}_t = \mathbf{r}_t / (\mathbf{Y}_{t-1}^T \mathbf{r}_t + 1) \quad (4.3)$$

$$\mathbf{a}_t = \mathbf{a}_{t-1} + \mathbf{k}_t E_t \quad (4.4)$$

$$\mathbf{A}_t = (1 - UC)^{-1} \mathbf{A}_{t-1} - \mathbf{k}_t \mathbf{r}_t^T \quad (4.5)$$

onde

$$\mathbf{a}_t = [a_{1,t} \dots a_{p,t}]^T \quad (4.6)$$

$$\mathbf{Y}_{t-1} = [Y_{t-1} \dots Y_{t-p}]^T. \quad (4.7)$$

O erro de predição (E_t) é obtido pela diferença entre uma nova amostra (Y_t) e o escalar resultante do produto interno entre o vetor de coeficientes AAR passados (\mathbf{a}_{t-1}) e o vetor de amostras passadas (\mathbf{Y}_{t-1}). O novo vetor de coeficientes AAR (\mathbf{a}_t) é atualizado através da soma entre o anterior (\mathbf{a}_{t-1}) e o resultado do produto entre (E_t) e o vetor de ganhos (\mathbf{k}_t). Os valores iniciais adotados são $\mathbf{A}_0 = I$, $\mathbf{a}_0 = \mathbf{0}$, o coeficiente de atualização foi $UC = 0.007$, e a ordem do modelo foi escolhida como $p = 6$. A escolha de p e UC foi feita com base em [75], em virtude das características dos experimentos realizados. Tal escolha implica em um compromisso entre velocidade de adaptação e exatidão da estimativa dos coeficientes AAR [73]. A Figura 4.11 mostra a evolução temporal de seis coeficientes AAR. Neste caso, foi considerado o canal C_3 da primeira tentativa incluída na base de dados de Graz.

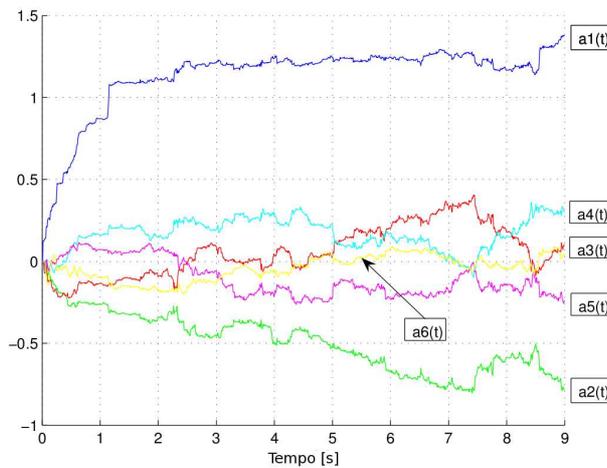


Figura 4.11: Evolução temporal dos coeficientes AAR.

4.3.5 Classificador: SVM

A etapa de extração de características é uma das mais importantes de um sistema de reconhecimento de padrões e, quando boas características são escolhidas, em geral, classificadores excelentes não são necessários. Entretanto, para um mesmo conjunto de características, alguns classificadores podem melhorar bastante a taxa de acertos do sistema. As principais vantagens das Máquinas de Vetor-Suporte (SVMs) são a robustez com grandes bases de dados e vetores de características de dimensões elevadas, boa capacidade de generalização sem tendência ao sobre-treinamento e teoria bem definida e baseada em análise funcional e estatística.

Embora o conceito de Máquina de Vetor-Suporte (SVM) tenha sido introduzido no COLT-92 (*Fifth Annual Workshop on Computational Learning Theory*) [10], sua aplicação na área das ICCs é bem recente. Resumidamente, a idéia básica de uma SVM é encontrar um hiperplano de separação ótimo, para um dado conjunto de características. Dado um conjunto de pares de dados rotulados para treinamento $(\mathbf{x}_i, y_i), i = 1, \dots, l$, onde $\mathbf{x}_i \in R^n$ e $y_i \in \{1, -1\}$, a SVM requer a solução do problema de otimização

$$\min_{\mathbf{w}, b, \xi} \frac{1}{2} \mathbf{w}^T \cdot \mathbf{w} + C \sum_{i=1}^l \xi_i \quad (4.8)$$

sujeito a

$$y_i(\mathbf{w}^T \cdot \phi(\mathbf{x}_i) + b) \geq 1 - \xi_i \quad (4.9)$$

$$\xi_i \geq 0. \quad (4.10)$$

O vetor \mathbf{w} é chamado de vetor de pesos e o escalar b é o parâmetro de polarização (*bias*). No espaço de características, os pontos que satisfazem a $\mathbf{w} \cdot \mathbf{x} = 0$ correspondem aqueles sobre o hiperplano. O escalar b translada o hiperplano em relação à origem. O termo $\xi_i \geq 0$, que faz com que um dado esteja ou na margem ou seja mal classificado, representa uma idéia de flexibilidade da margem. A constante C no termo $C \sum_{i=1}^l \xi_i$ representa uma importância relativa de maximizar a margem e minimizar a flexibilidade. Assim, para valores altos de C , uma alta penalidade é associada aos erros no processo de minimização, fazendo com que a margem seja menor. Se o valor de C diminui, maior flexibilidade é permitida aos pontos próximos da margem, que podem ir para o interior da mesma, e uma margem maior é válida para o resto dos dados.

Vetores de treinamento \mathbf{x}_i são mapeados em um espaço de dimensão mais elevada (talvez até infinita) pela função ϕ . A SVM encontra um hiperplano linear de separação com margem máxima neste espaço de maior dimensão. A função $K(\mathbf{x}_i, \mathbf{x}_j) \equiv \phi(\mathbf{x}_i)^T \phi(\mathbf{x}_j)$ é chamada

kernel. A função kernel utilizada foi do tipo Base Radial (RBF, do inglês *Radial Basis Function*), definida como

$$K(\mathbf{x}_i, \mathbf{x}_j) = \exp(-\gamma \|\mathbf{x}_i - \mathbf{x}_j\|^2), \quad \gamma > 0. \quad (4.11)$$

Para a seleção dos parâmetros C e γ do kernel RBF foi utilizado o método de *grid search* e validação cruzada [12]. O método de validação utilizado foi a validação cruzada em k -subconjuntos estratificados (em inglês *stratified k-fold cross-validation*), no qual o conjunto de dados para treinamento é dividido em k subconjuntos de mesmo tamanho e com aproximadamente o mesmo número de elementos de cada classe (estratificação) [12]. Em k etapas, $k - 1$ subconjuntos são utilizados para treinamento e o subconjunto restante é utilizado para validação. A exatidão (*accuracy*) da validação cruzada é a média das exatidões das k etapas. Todos os pares de parâmetros (C, γ) em uma dada região são avaliados no processo de validação cruzada, buscando o par que gera o maior valor de exatidão. O melhor conjunto de parâmetros é utilizado para gerar o modelo final, a partir de todo o conjunto de treinamento. Esse modelo final é aplicado ao conjunto de teste, previamente separado, que representa 25% de toda a base. O procedimento de validação cruzada ajuda na prevenção de *sobretreinamento* do classificador. Embora existam outros métodos para escolha de parâmetros com menor custo computacional, como alternativas ao *grid search*, as duas motivações principais para seu uso são a busca exaustiva pelos melhores parâmetros e porque sua demanda computacional, neste caso de apenas dois parâmetros, não é tão distinta daquela alcançada por métodos avançados.

A escolha de uma função kernel RBF para um classificador baseado em uma SVM deve-se a trabalhos prévios que demonstraram bons resultados com esta configuração [32, 39, 74, 78]. Além disso, um classificador SVM melhorou a taxa de acerto em 13%, quando comparado a um discriminante linear (LDA, do inglês *Linear Discriminant Analysis*) e em 16,3%, quando comparado a uma classificação com Redes Neurais, usando o mesmo conjunto de características [54]. Os *scripts* implementados durante este trabalho são baseados na biblioteca *libsvm* [12].

Quanto à detecção de *outliers*³, a abordagem básica baseia-se na estimativa do suporte dos dados (domínio no qual reside a maior parte dos dados) e as amostras fora desta região são declaradas *outliers*. Portanto, o problema pode ser considerado como uma *classificação de classe única*, em que um dado ponto ou pertence ao domínio de dados ou é um *outlier*. Várias abordagens utilizando SVMs têm sido propostas para solução deste problema [76, 81].

³Termo usado em estatística para uma observação que está numericamente distante do restante dos dados.

4.4 Medidas de Desempenho

Após a construção da matriz de confusão H , a exatidão (ACC) é calculada da seguinte forma [58]

$$ACC = p_0 = \frac{1}{N} \sum_i H_{ii}, \quad (4.12)$$

onde $N = \sum_i \sum_j H_{ij}$ é o número total de elementos da matriz de confusão e H_{ii} são elementos da diagonal de H . A taxa de acertos de cada classe é calculada utilizando a quantidade de verdadeiros-positivos (VP) e falsos-negativos (FN) de cada classe, da seguinte forma:

$$ACC_{classe} = \frac{VP_{classe}}{VP_{classe} + FN_{classe}}. \quad (4.13)$$

Um exemplo para ilustrar tal procedimento é apresentado a seguir. Duas classes (1 e 2) representam a imaginação da mão direita e imaginação da mão esquerda. A primeira seqüência (entrada) contém os valores conhecidos e a segunda seqüência (saída) contém os valores que foram reconhecidos pelo sistema. A matriz de confusão é apresentada na Tabela 4.2 e os cálculos de ACC são apresentados em seguida.

Correto (entrada): 1111122122221222221211112212111122122121212
 Reconhecido (saída): 12111122112221222211211112212111112122121212

Tabela 4.2: Exemplo de matriz de confusão

	Classe1 (entrada)	Classe2 (entrada)
Reconhecido Classe1	21	3
Reconhecido Classe2	1	19

$$H_{ii} = 40, N = 44 \rightarrow ACC = 90,9\%$$

$$VP_{Classe1} = 21, FN_{Classe1} = 1 \rightarrow ACC_{Classe1} = 95,5\%$$

$$VP_{Classe2} = 19, FN_{Classe2} = 3 \rightarrow ACC_{Classe2} = 86,4\%.$$

4.5 Resultados: Voluntários sem Deficiência

A distribuição dos dados entre as etapas do sistema de reconhecimento de padrões implementado foi feita da seguinte forma: 75% da base foi utilizada para as etapas de treinamento e validação enquanto os 25% restantes dos dados foram utilizados para teste. Após avaliação de duas técnicas para extração de características (PSD e AAR/RLS), os resultados são

apresentados nas tabelas seguintes. A primeira (Tabela 4.3) mostra a taxa de acerto obtida para cada voluntário da base de dados da UAH, quando a abordagem PSD-SVM é utilizada. As células em negrito representam os melhores resultados de classificação encontrados para cada voluntário, durante a avaliação. Os maiores valores estão relacionados com o intervalo central do experimento (4-6s) e, exceto pelo voluntário V_{01} , estes valores podem ser obtidos com apenas dois canais. A média (μ) de cada intervalo é apresentada na última linha da tabela.

Tabela 4.3: PSD-SVM (base de dados da UAH)

Voluntário	2 canais (C_3 C_4)					3 canais (C_3 C_z C_4)				
	3-5s	4-6s	5-7s	6-8s	7-9s	3-5s	4-6s	5-7s	6-8s	7-9s
V_{01}	71,1	71,1	73,3	73,3	66,7	73,3	80,0	66,7	75,6	64,4
V_{02}	68,7	80,0	73,3	73,3	71,1	75,6	75,6	73,3	73,3	66,7
V_{03}	68,3	76,7	66,7	66,7	66,7	68,3	70,0	66,7	65,0	70,0
V_{04}	75,6	91,1	82,2	84,4	84,4	73,3	86,7	82,2	84,4	75,6
μ	70,9	79,7	73,9	74,4	72,2	72,6	78,1	72,2	74,6	69,2

A Tabela 4.4 contém os resultados para a outra situação explorada (AAR/RLS-SVM). Quatro voluntários da base de dados da UAH são avaliados, considerando diferentes instantes de classificação (CT) e configurações de canal. Novamente, as células em negrito representam as melhores taxas de classificação para cada voluntário avaliado durante a fase experimental. Múltiplas células em negrito de um mesmo indivíduo indicam as distintas situações nas quais os melhores valores podem ocorrer. Como no caso do PSD, as melhores taxas de acerto estão relacionadas com o intervalo central do experimento (Tabela 4.3 e Tabela 4.4 (4-6s)). Os melhores resultados também podem ser alcançados com apenas 2 canais, visto que todos os bons resultados obtidos com 3 canais também aparecem no lado esquerdo da Tabela 4.4 (2 canais).

Tabela 4.4: AAR/RLS-SVM (base de dados da UAH)

Voluntário	2 canais (C_3 C_4)						3 canais (C_3 C_z C_4)					
	3s	4s	5s	6s	7s	8s	3s	4s	5s	6s	7s	8s
V_{01}	66,7	73,3	66,7	68,9	62,2	73,3	66,7	73,3	64,4	66,7	71,1	66,7
V_{02}	66,7	68,9	66,7	80,0	57,8	57,8	68,9	68,9	64,4	73,3	64,4	64,4
V_{03}	60,0	66,7	73,3	61,7	66,7	73,3	58,3	61,7	68,3	66,7	65,0	70,0
V_{04}	66,7	71,1	86,7	82,2	75,6	73,3	66,7	73,3	86,7	77,8	71,1	75,5
μ	65,0	70,0	73,4	73,2	65,6	69,4	65,2	69,3	71,0	71,1	67,9	69,2

Assim, os melhores resultados com a base de dados da UAH foram obtidos utilizando PSD-SVM, 2 canais (C_3 C_4) e no intervalo de 4 a 6 s. Um resumo destes resultados é apresentado na Tabela 4.5. A porcentagem total de acertos e a porcentagem de acertos por

classe (mão direita ou mão esquerda) foram calculadas de acordo com as Equações 4.12 e 4.13, respectivamente.

Tabela 4.5: Melhores resultados: base da UAH

Voluntário	Acertos	Mão Esquerda	Mão Direita	Configuração
V_{01}	80,0	82,6	77,3	PSD-SVM, C_3 C_z C_4 , 4-6s
V_{02}	80,0	78,3	81,8	PSD-SVM, C_3 C_4 , 4-6s
V_{03}	76,7	80,0	73,3	PSD-SVM, C_3 C_4 , 4-6s
V_{04}	91,1	95,7	86,4	PSD-SVM, C_3 C_4 , 4-6s

Como passo seguinte da metodologia proposta, essa configuração foi aplicada à base de dados de Graz, para fins comparativos. Os resultados obtidos para esta configuração (PSD-SVM, C_3 C_4 , 4-6s), além dos outros intervalos, são mostrados nas Tabelas 4.6 e 4.7.

Tabela 4.6: PSD-SVM (base de dados de Graz)

Voluntário	2 canais (C_3 C_4)					3 canais (C_3 C_z C_4)				
	3-5s	4-6s	5-7s	6-8s	7-9s	3-5s	4-6s	5-7s	6-8s	7-9s
V_{Graz}	88,6	97,1	85,7	74,3	77,1	85,7	94,3	85,7	80,0	71,4

Tabela 4.7: AAR/RLS-SVM (base de dados de Graz)

Voluntário	2 canais (C_3 C_4)						3 canais (C_3 C_z C_4)					
	3s	4s	5s	6s	7s	8s	3s	4s	5s	6s	7s	8s
V_{Graz}	65,7	74,3	91,4	91,4	82,9	80,0	74,3	68,6	91,4	91,4	80,0	80,0

4.6 Análise dos Resultados

Dois métodos para extração de características (componentes PSD e parâmetros AAR/RLS de um sinal de EEG) foram avaliados como entradas de um classificador SVM, de modo a distinguir entre duas tarefas mentais relacionadas à imaginação motora das mãos.

A abordagem baseada nas componentes de PSD (Método de Welch) aliada a um classificador SVM (kernel RBF) apresentou os melhores resultados. As maiores taxas de acerto estão relacionadas com o intervalo central do experimento, em geral entre os instantes 4 e 6 s. Isso pode ser explicado pela necessidade de adaptação/acomodação do voluntário (a tarefa mental é apresentada ao indivíduo no instante $t = 3$ s) até o final da tentativa, que termina no instante $t = 9$ s.

Os melhores resultados podem ser alcançados com apenas 2 canais, 4 eletrodos (configuração bipolar) posicionados ao redor das posições $[C_3 C_4]$, de acordo com o sistema internacional 10-20.

Após avaliação do sistema com a base de dados da UAH, os algoritmos correspondentes à melhor configuração encontrada foram aplicados à base de dados de Graz, e a melhor taxa de classificação (maior exatidão) foi de 97,1% (100% para a tarefa mental 1 e 94,1% para tarefa mental 2). Esses resultados mostraram-se promissores quanto à identificação de duas tarefas mentais de imaginação motora de membros superiores.

4.7 Experimentos com Pessoas com Deficiência

Experimentos similares àqueles descritos nas Seções 4.3.1 e 4.3.2, nos quais os voluntários executavam tarefas mentais de imaginação do movimento da mão esquerda ou da mão direita, também foram realizados no Centro de Reabilitação Física do Estado do Espírito Santo (CREFES). No grupo de tarefas mentais foi incluída uma de relaxamento, em que a pessoa não deveria imaginar o movimento das mãos (as outras duas tarefas). O principal motivo dessa inserção é utilizar a tarefa relaxar como a classe que é normalmente reconhecida pelo sistema, quando a pessoa não deseja selecionar ícones no PDA. As outras duas classes (imaginação motora) são utilizadas para realizar a seleção no computador de mão, podendo ser combinadas ou feita a escolha daquela que apresenta maior taxa de classificação. A base de dados foi gerada através do registro de EEG de 4 indivíduos com deficiência grave (tetraparesia, amiotrofia lateral infantil, paralisia cerebral e distrofia muscular de Duchenne). Cada sessão correspondia a 60 tentativas (20 referentes à mão direita, 20 referentes à mão esquerda e 20 referentes ao relaxamento) e cada tentativa durava 9 s, resultando em 9 minutos/sessão. Três voluntários participaram de 1 sessão e um voluntário participou de 3 sessões, gerando-se 360 tentativas. O equipamento de aquisição utilizado foi o *BrainNet* BNT36, apresentado no Capítulo 3. Os dados também foram filtrados para manter a faixa de frequências entre 1 e 35 Hz, a taxa de amostragem foi de 200 Hz e os voluntários não dispunham de realimentação visual. Um resumo dos experimentos realizados é apresentado na Tabela 4.8.

4.8 Resultados: Voluntários com Deficiência

A distribuição dos dados entre as etapas do sistema de reconhecimento de padrões implementado foi feita da seguinte forma: 75% da base foi utilizada para as etapas de treinamento e validação, enquanto os 25% restantes dos dados foram utilizados para teste. A abordagem escolhida foi PSD-SVM com dois canais ($C_3 C_4$), discutida nas sessões anteriores e

Tabela 4.8: Experimentos realizados (UFES/CREFES)

Voluntário	# Sessões	# Tentativas	Mão		Relaxar	Deficiência
			Esquerda	Direita		
V ₂₀₀	3	180	60	60	60	tetraparesia
V ₂₀₁	1	60	20	20	20	ELA
V ₂₀₂	1	60	20	20	20	PC
V ₂₀₃	1	60	20	20	20	DMD

apresentada em [27]. Nas sessões realizadas, o sinal de EEG dos voluntários foi registrado para as três tarefas mentais (imaginação motora de cada mão e uma tarefa de relaxamento). As porcentagens de acerto obtidas pela ICC proposta, referentes às distintas combinações de tarefas mentais realizadas pelos voluntários com deficiência são apresentadas nas Tabelas 4.9, 4.10, 4.11 e 4.12. As combinações de tarefas mentais utilizadas foram as seguintes:

- a imaginação do movimento da mão esquerda / relaxamento (E/R),
- a imaginação do movimento da mão direita / relaxamento (D/R),
- a imaginação do movimento da mão esquerda / da mão direita (E/D) e,
- a imaginação do movimento da mão esquerda / da mão direita / relaxamento (E/D/R).

As três últimas colunas das referidas tabelas indicam as taxas de acerto por tarefa (imaginação do movimento da mão direita, da mão esquerda ou relaxamento) dos intervalos com melhor taxa de acertos. Como exemplo, pode-se observar que na Tabela 4.9, na linha referente à E/R, o sistema apresentou 83,4% de exatidão (Equação 4.12) no reconhecimento das tarefas mentais realizadas durante o intervalo final do experimento (7-9 s). Além disso, considerando esse caso e os valores de exatidão por classe (Equação 4.13), percebe-se que a imaginação motora da mão esquerda foi corretamente reconhecida em 86,7% das vezes enquanto a tarefa de relaxamento foi reconhecida de forma correta em 80,0% das vezes. Esses resultados são apresentados em forma de gráficos na Figura 4.12.

Tabela 4.9: Voluntário V200 (UFES/CREFES), PSD-SVM, 2 canais (C₃ C₄)

	Intervalo					Tarefa Mental		
	3-5s	4-6s	5-7s	6-8s	7-9s	Mão Esquerda	Mão Direita	Relaxar
E/R	70,0	73,4	76,7	73,4	83,4	86,7	—	80,0
D/R	66,7	66,7	66,7	80,0	80,0	—	93,4	66,7
E/D	70,0	66,7	73,4	80,0	73,4	80,0	80,0	—
E/D/R	53,4	57,8	53,4	60,0	57,8	60,0	73,4	46,7

Tabela 4.10: Voluntário V201 (UFES/CREFES), PSD-SVM, 2 canais (C₃ C₄)

	Intervalo					Tarefa Mental		
	3-5s	4-6s	5-7s	6-8s	7-9s	Mão Esquerda	Mão Direita	Relaxar
E/R	90,0	70,0	90,0	90,0	70,0	80,0	—	100,0
D/R	80,0	80,0	80,0	80,0	90,0	—	80,0	100,0
E/D	80,0	70,0	70,0	80,0	90,0	80,0	100,0	—
E/D/R	73,4	53,4	53,4	53,4	60,0	60,0	80,0	80,0

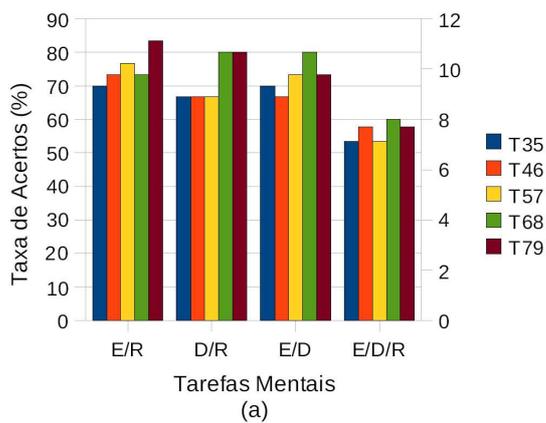
Tabela 4.11: Voluntário V202 (UFES/CREFES), PSD-SVM, 2 canais (C₃ C₄)

	Intervalo					Tarefa Mental		
	3-5s	4-6s	5-7s	6-8s	7-9s	Mão Esquerda	Mão Direita	Relaxar
E/R	70,0	70,0	80,0	90,0	80,0	100,0	—	80,0
D/R	70,0	80,0	90,0	80,0	70,0	—	100,0	80,0
E/D	90,0	60,0	80,0	90,0	80,0	80,0	100,0	—
E/D/R	46,7	53,4	60,0	73,4	53,4	60,0	60,0	100,0

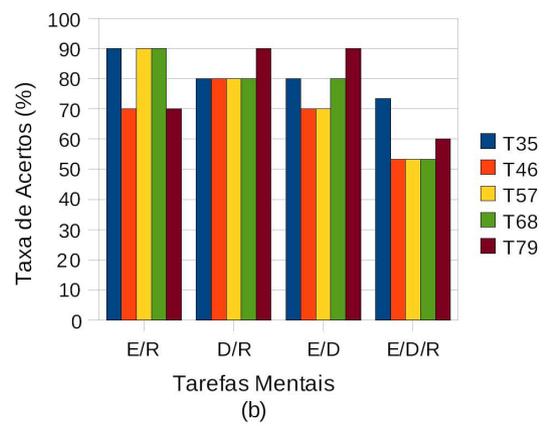
Tabela 4.12: Voluntário V203 (UFES/CREFES), PSD-SVM, 2 canais (C₃ C₄)

	Intervalo					Tarefa Mental		
	3-5s	4-6s	5-7s	6-8s	7-9s	Mão Esquerda	Mão Direita	Relaxar
E/R	90,0	70,0	80,0	80,0	80,0	100,0	—	80,0
D/R	80,0	70,0	70,0	80,0	90,0	—	80,0	100,0
E/D	80,0	80,0	80,0	90,0	80,0	100,0	80,0	—
E/D/R	60,0	60,0	60,0	66,7	66,7	60,0	80,0	60,0

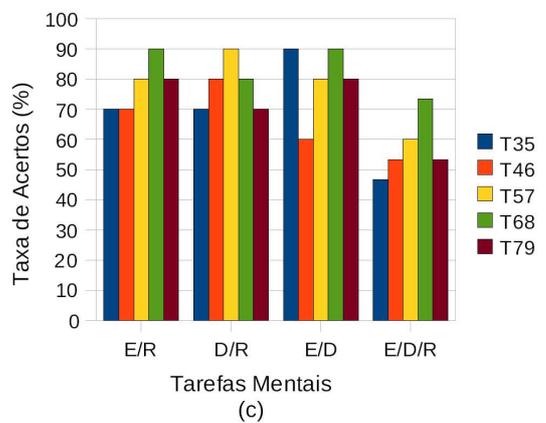
Voluntário V200, 2 canais (C3 e C4)



Voluntário V201, 2 canais (C3 e C4)



Voluntário V202, 2 canais (C3 e C4)



Voluntário V203, 2 canais (C3 e C4)

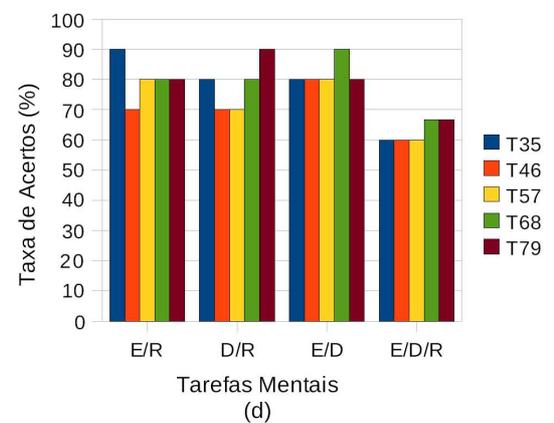


Figura 4.12: Taxa de acertos de cada voluntário com deficiência nos distintos intervalos analisados e as respectivas tarefas mentais executadas. A configuração utilizada foi PSD-SVM com 2 canais (C_3 C_4) de registro do EEG.

4.9 Análise dos Resultados (pessoas com deficiência)

Voluntário V200 - observando-se a Figura 4.12a, percebe-se que as maiores taxas de acerto estão ao final de cada tentativa (intervalo de 6 a 9 s), independente do grupo de tarefas analisado. Dado que a solicitação de comando feita pelo sistema ao voluntário ocorre no instante $t = 3$ s, e o intervalo com maior taxa de acerto está entre 6 e 9 s, em termos práticos isso levaria a um tempo maior (em torno de 3 a 6 segundos) para seleção de um símbolo no PDA quando comparado aos resultados obtidos com voluntários sem deficiência. As taxas de acerto do par E/R são ligeiramente superiores àquelas correspondentes do par D/R. A maior taxa de acerto foi de 83,4%, com o par E/R e no intervalo final (7 a 9 s). Embora a taxa de acerto (93,4%, vide Tabela 4.9) referente à tarefa de imaginação do movimento da mão direita (MD) tenha sido maior do que aquela (86,7%) equivalente a da mão esquerda (ME), o par D/R apresenta baixo reconhecimento da tarefa relaxar, implicando em maior quantidade de falsos-positivos. Assim, a utilização do par de tarefas mentais E/R no intervalo final de cada tentativa (7 a 9 s), representa um bom compromisso entre reconhecimento da tarefa de ativação (ME), aquela utilizada para selecionar símbolos no PDA, e menor quantidade de falsos-positivos quando comparado ao par D/R.

Voluntário V201 nota-se na Figura 4.12b, que o intervalo de 4 a 6 s, ao contrário dos resultados obtidos com voluntários sem deficiência, apresenta as menores taxas de acerto, independente do grupo de tarefas analisado. O par E/R apresentou taxas de acerto de 90% como a do par D/R, mas em uma quantidade maior de intervalos (nos intervalos 3-5 s, 5-7 s e 6-8 s). Na Tabela 4.10, a elevada taxa de reconhecimento da tarefa relaxar, tanto em E/R quanto em D/R, é indicativo do baixo número de falsos-positivos. Assim, o par de tarefas mentais E/R no intervalo inicial ou intermediário apresenta maiores valores de classificação e baixos valores de falsos-positivos.

Voluntário V202 através da análise da Figura 4.12c, é possível observar que as maiores taxas de acerto se concentram entre os instantes 4 e 8 s. Os pares E/R (intervalos finais) e D/R (intervalos intermediários) apresentam valores similares de acertos. Dessa forma, o par de tarefas mentais D/R, no intervalo de tempo entre 4 e 8 s, representa uma diminuição do tempo de reconhecimento da tarefa em relação ao par E/R (melhor taxa de acerto entre instantes 5 e 9 s, vide Tabela 4.11).

Voluntário V203 a Figura 4.12d mostra que as taxas mais baixas de acerto estão no intervalo 4 a 6 s. O par E/R apresentou maior média de acertos em relação ao par D/R, embora este último tenha menor número de falsos-positivos (ver Tabela 4.12).

4.10 Discussão e Conclusões

Neste capítulo foi proposta uma ICC baseada em imaginação motora para que o usuário seja capaz de gerar padrões no sinal de EEG, traduzidos em comandos, sem a necessidade de qualquer movimento muscular.

A densidade espectral de potência do sinal de EEG e um classificador SVM foram utilizados para o reconhecimento dos padrões gerados pelo voluntário, em virtude dos bons resultados apresentados em vários trabalhos mencionados. Inicialmente, o registro de EEG foi feito através de três canais bipolares ao redor das posições C_3 , C_z e C_4 . Posteriormente à análise apresentada neste capítulo, verificou-se que a aquisição poderia ser feita com apenas dois canais (excluindo a posição central), sem perdas significativas nas taxas de classificação e diminuindo a quantidade de eletrodos.

Nos experimentos realizados com os voluntários sem problemas neuromusculares, as melhores taxas de classificação variaram entre 77 e 97%, com maior concentração nos instantes seguintes (intervalo entre 4 e 6 s) à solicitação do comando ($t = 3$ s). Em outras palavras, o tempo médio necessário para reconhecimento de um comando gerado pelo usuário foi de aproximadamente 2 segundos.

Nos experimentos envolvendo voluntários com deficiência grave foi avaliada a capacidade da ICC proposta de discernir entre duas classes de tarefas mentais (pares E/R, D/R e E/D) e entre três classes (E/D/R). Para todos os voluntários foi possível encontrar pelo menos um conjunto de tarefas mentais, dentre as três possíveis, e um intervalo de tempo em que a menor taxa de acerto foi de 83,4%. A Tabela 4.13 mostra um resumo de tais configurações para cada voluntário. Na construção dessa tabela foi considerada a análise individual feita nas Seções 4.8 e 4.9 bem como as maiores taxas de acerto, o intervalo que propicia o menor tempo médio de reconhecimento da tarefa mental e a menor quantidade de falsos-positivos. Além disso, o par de tarefas escolhido para cada voluntário deve ser, preferencialmente, E/R ou D/R, com vistas a uma maior naturalidade na utilização de tais tarefas para gerar comandos, ou não, no PDA. Assim, a tarefa relaxar (não pensar no movimento de mãos) é associada ao estado normal do PDA (não realizar seleção) e a imaginação do movimento da mão direita ou da esquerda, dependendo do voluntário, é associada à ação de seleção no PDA.

Tabela 4.13: Configurações com melhores taxas de acerto (UFES/CREFES)

Voluntário	Tarefas Mentais	Intervalo	ACC (%)
V ₂₀₀	E/R	7 a 9 s	83,4
V ₂₀₁	E/R	3 a 5 s	90,0
V ₂₀₂	D/R	5 a 7 s	90,0
V ₂₀₃	E/R	3 a 5 s	90,0

O nível aceitável de erro de classificação depende da aplicação da ICC e da robustez do sistema de tolerância a falhas envolvido. Especificamente para a guiagem da cadeira de rodas, grande autonomia pode ser atribuída à cadeira robótica, cujo sistema embarcado (provido de vários sensores) é capaz de executar uma navegação segura em um ambiente semi-estruturado.

Nos experimentos realizados, os voluntários não dispunham de realimentação visual, como no caso da base de dados de Graz, característica esta que poderia elevar as taxas de classificação correta.

Capítulo 5

Conclusões e Trabalhos Futuros

Nesta Tese foi apresentada a implementação de uma Interface Cérebro-Computador (ICC) para comando de uma cadeira de rodas robótica e de uma interface de comunicação para pessoas com deficiência, além de uma proposta para melhoria do sistema.

Quatro adultos (três homens e uma mulher) sem problemas neuromusculares avaliaram como muito bom o sistema implementado, o que inclui *hardware* de aquisição e condicionamento de sinais e *software*, todos desenvolvidos na UFES. O sistema foi avaliado em ambientes internos e externos, incluindo situações de ruído e estresse, além de forte iluminação. O conceito atribuído pelos voluntários refere-se à facilidade de uso da interface (não requer longos períodos de treinamento), à simplicidade da interface com o usuário (também intuitiva), e ao fato dos comandos terem sido reconhecidos em praticamente 100% das vezes e em um tempo adequado, próximo de dois segundos.

Além dos voluntários citados, 4 voluntários com diferentes tipos de deficiência, incluindo casos severos, testaram o sistema e o aprovaram, já que o mesmo conseguiu trabalhar corretamente com os padrões de ERD e ERS por eles gerados, o que é o objetivo final. Apesar da variabilidade do atraso total entre diferentes voluntários, o tempo total médio para gerar um comando foi de aproximadamente dois segundos. Dentre as principais causas desses atrasos, podem ser citadas: o tempo de percepção do estímulo na tela e de reação do voluntário, principalmente, o tempo para que o padrão (ERD/ERS) se manifeste no sinal de EEG, a etapa de filtragem, a janela móvel da variância, e ajustes da zona de histerese do classificador baseado em limiares.

Todas as quatro pessoas com deficiência avaliadas (pacientes com DMD, tetraparesia, ELA e PC), sem qualquer conhecimento prévio do sistema e já na primeira sessão experimental, conseguiram gerar sinais válidos de ERD/ERS, que poderiam ser convertidos em comandos reais para comunicação ou para movimentação da cadeira de rodas. Um dos

voluntários, com capacidade motora fortemente comprometida, foi capaz de gerar três comandos válidos (em um total de 10) sem nenhum treinamento prévio ou conhecimento da interface. Neste caso, em especial, em que a necessidade de comunicação impera sobre a de movimentação, o uso da ICC como interface de comunicação poderia proporcionar maior grau de independência ao usuário e, indiretamente, ganhos psicológicos de auto-estima.

Como proposta de melhoria da ICC implementada, que assim como aquelas baseadas em P300 visual e SSVEP também requer um mínimo de movimento muscular, também foi proposta nesta Tese de Doutorado uma alteração no paradigma utilizado, passando de ERD/ERS visuais para a imaginação motora de membros superiores. Dessa forma o usuário pode gerar padrões no sinal de EEG, traduzidos em comandos, sem a necessidade de qualquer movimento muscular.

Em experimentos com voluntários sem problemas neuromusculares, as melhores taxas de classificação variaram entre 77 e 97%, e o tempo médio necessário para reconhecimento de um comando gerado pelo usuário foi de aproximadamente 2 segundos.

Nos experimentos envolvendo voluntários com deficiência grave foi avaliada a capacidade da ICC proposta de discernir entre duas classes de tarefas mentais (pares E/R, D/R e E/D) e entre três classes (E/D/R). Para todos os voluntários foi possível encontrar pelo menos um conjunto de tarefas mentais, dentre as três possíveis, e um intervalo de tempo em que a menor taxa de acerto foi de 83,4%. O maior tempo médio para o sistema reconhecer o comando do usuário foi de aproximadamente 5 segundos.

Em suma, a ICC implementada mostrou-se útil para seleção de comandos em um PDA para movimentação de uma cadeira de rodas robótica e para comunicação, principalmente para pessoas com deficiência. A proposta para melhoria da ICC mostrou-se promissora, mas uma fase experimental mais longa se faz necessária, com vistas a uma avaliação mais completa. Quando considerando a aplicação da ICC à cadeira de rodas motorizada, fatores como a praticidade e rapidez na fixação dos eletrodos, a simplicidade de operação da interface gráfica e a facilidade de adaptação do sistema a outras cadeiras motorizadas são atrativos importantes, principalmente se considerados os usuários finais desta tecnologia assistiva. O nível aceitável de erro de classificação depende da aplicação da ICC e da robustez do sistema de tolerância a falhas envolvido. Especificamente para a guiagem da cadeira de rodas, grande autonomia é passada à cadeira robótica, cujo sistema embarcado (provido de vários sensores) é capaz de executar uma navegação segura em um ambiente semi-estruturado.

É válido ressaltar a importância do aprendizado e manuseio da ICC nos períodos iniciais de doenças neurodegenerativas severas, com vistas ao domínio desta poderosa ferramenta quando o usuário estiver nas fases mais agudas da doença.

Pessoalmente, reafirmo a importância do período experimental que foi realizado com pessoas com deficiência para implementação de uma ICC real. Questões práticas relevantes no projeto de ICCs como espasmos musculares, distrações, sonolência, reacomodação na cadeira de rodas ou leito, estresse, ansiedade, entre outros eram constantes e servem de esboço da complexidade da interação homem-máquina.

5.1 Contribuições

As principais contribuições desta Tese são:

- a implementação de uma ICC baseada em EEG, de custo comparativamente baixo, que pode ser utilizada tanto para comandar uma cadeira de rodas robótica quanto para a realização de tarefas de comunicação interpessoal;
- a proposta de uma ICC baseada em imaginação motora, como melhoria da ICC implementada, voltada para usuários que não dispõem de outro canal de comunicação que não seja aquele baseado em atividade puramente mental (nível de capacidade 0, de acordo com a Figura 1.1);
- a avaliação da ICC implementada (e proposta) por pessoas sem e com deficiência, disponibilizando as bases de dados obtidas para a comunidade acadêmica;
- desenvolvimento e implementação de rotinas em C para comunicação com o dispositivo *BrainNet*, permitindo aquisição e processamento *online* dos sinais de EEG, o que é fundamental para aplicações envolvendo ICCs.

5.2 Trabalhos Futuros

Um dos objetivos durante a fase experimental foi a realização de no mínimo três sessões com cada voluntário, em dias e horários diferentes, justamente para incluir a variabilidade do EEG de cada um. Alguns voluntários participaram de mais de 3 sessões, enquanto outros não. Assim, mais experimentos, principalmente com pessoas com deficiência serão de grande valor na implementação de ICCs reais e na ampliação da base de dados.

Outro ponto importante seria a implementação de um classificador adaptativo, que fosse treinado e melhorado a cada sessão, de acordo com o estado do voluntário.

É importante ressaltar que nas sessões realizadas os usuários não tinham realimentação visual do sinal de EEG que geravam ou das tarefas reconhecidas, apenas recebiam instruções do programa e executavam as tarefas mentais. A realimentação visual e mais sessões de treino certamente elevariam a taxa de reconhecimento do sistema, principalmente em termos da abordagem de auto-condicionamento do operador.

Apêndice A

Trabalhos Publicados

Artigos completos publicados em periódicos:

1. A. Ferreira, W. C. Celeste, F. A. Cheeín, T. F. Bastos-Filho, M. Sarcinelli-Filho e R. Carelli. Human-Machine Interfaces based on EMG and EEG applied to robotic systems. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 5:1–10, 2008.
2. A. Ferreira, R. S. Leal, W. C. Celeste, T. F. Bastos-Filho e M. Sarcinelli-Filho. Human machine interface based on muscular and brain signals applied to a robotic wheelchair. *Journal of Physics, Conference Series (Online)*, 90:1–8, 2007.

Capítulos de livros publicados:

1. T. F. Bastos-Filho, M. Sarcinelli-Filho, A. Ferreira, W. C. Celeste, R. S. Leal, V. R. Martins, D. C. Cavalieri, P. N. S. Filgueira e I. B. Arantes. *Case Study: Cognitive Control of a Robotic Wheelchair*. Em J. L. Pons. (editor), *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*. Wiley, Madrid, 2008.

Trabalhos completos publicados em anais de congressos:

1. A. Ferreira, T. F. Bastos-Filho, M. Sarcinelli-Filho, J. L. M. Sánchez, J. C. G. García e M. M. Quintas. Evaluation of PSD components and AAR parameters as input features for a SVM classifier applied to a robotic wheelchair. Em *Proceedings of the International Conference on Biomedical Electronics and Devices BIODEVICES 2009*, Porto, Janeiro de 2009.

2. A. Ferreira, D. C. Cavalieri, R. S. Leal, T. F. Bastos-Filho e M. Sarcinelli-Filho. A versatile robotic wheelchair commanded by brain signals or eye blinks. Em *Proceedings of the International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies BIODVICES/BIOSTEC 2008*, páginas 62–67, Funchal, Janeiro de 2008.
3. A. Ferreira, T. F. Bastos-Filho e M. Sarcinelli-Filho. Cognitive control of a robotic wheelchair. Em *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation - Workshop on Wearable Robots*, Pasadena, 2008.
4. A. Ferreira, W. C. Celeste, T. F. Bastos-Filho, M. Sarcinelli-Filho, F. A. Cheeín e R. Carelli. Development of interfaces for impaired people based on EMG and EEG. Em *Proceedings of the International Congress on Domotics, Robotics and Remote-Assistance for All*, páginas 28–40, Madrid, 2007.
5. A. Ferreira, R. S. Leal, W. C. Celeste, T. F. Bastos-Filho e M. Sarcinelli-Filho. Interfaz hombre-máquina basada en señales musculares y cerebrales aplicada a una silla de ruedas robótica. Em *Actas del XVI Congreso Argentino de Bioingeniería SABI 2007 - V Jornadas de Ingeniería Clínica*, páginas 629–632, San Juan, 2007.
6. A. Ferreira, R. S. Leal, T. F. Bastos-Filho e M. Sarcinelli-Filho. Cadeira de rodas robótica com interface de comunicação por PDA comandada por sinais cerebrais. Em *Anais do VIII Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente SBAI 2007*, Florianópolis, 2007.
7. A. Ferreira, W. C. Celeste, F. A. Cheeín, T. F. Bastos-Filho e M. Sarcinelli-Filho. Human-machine interfaces based on EMG and EEG. Em *Proceedings of the Second International Workshop on Biosignal Processing and Classification BPC 2006 / ICINCO 2006*, páginas 116–125, Setúbal, 2006.
8. A. Ferreira, T. F. Bastos-Filho, M. Sarcinelli-Filho, F. A. Cheeín, J. F. Postigo e R. Carelli. Teleoperation of an industrial manipulator through a TCP/IP channel using EEG signals. Em *Proceedings of the International Symposium on Industrial Electronics ISIE 2006*, páginas 3066–3071, Montreal, 2006.
9. A. Ferreira, T. F. Bastos-Filho, M. Sarcinelli-Filho, F. A. Cheeín, J. F. Postigo e R. Carelli. Sobre a utilização de sinais de EEG para comandar dispositivos robóticos. Em *Anais do XVI Congresso Brasileiro de Automática CBA 2006*, páginas 488–493, Salvador, 2006.
10. T. F. Bastos-Filho, L. Bueno, A. F. Neto, A. Ferreira, W. C. Celeste e V. R. Martins. Desenvolvimento de protótipos de tecnologia assistiva para pessoas com deficiência.

Em Anais do I Fórum de Tecnologia Assistiva e Inclusão Social da Pessoa com Deficiência e IV Simpósio Paraense de Paralisia Cerebral, páginas 71–90, Belém, 2006.

11. T. F. Bastos-Filho, W. C. Celeste, A. Ferreira, A. F. Neto e V. R. Martins. Proposta de adaptação de uma cadeira de rodas motorizada para pessoas portadoras de mobilidade muito reduzida ou nula. *Em Anais do I Fórum de Tecnologia Assistiva e Inclusão Social da Pessoa com Deficiência e IV Simpósio Paraense de Paralisia Cerebral*, páginas 91–110, Belém, 2006.

Apêndice B

Problemas Neuromusculares

B.1 Esclerose Lateral Amiotrófica (ELA)

De acordo com a Associação Brasileira de Esclerose Lateral Amiotrófica (ABrELA), a ELA é considerada uma doença degenerativa do sistema nervoso que acarreta paralisia motora progressiva, irreversível, de maneira limitante, sendo uma das mais temidas doenças conhecidas. A ELA se caracteriza por paralisia progressiva marcada por sinais de comprometimento do Neurônio Motor Superior (NMS) e do Neurônio Motor Inferior (NMI). É a forma mais comum das doenças do neurônio motor e, por isso, frequentemente, o termo ELA é utilizado indistintamente para as outras formas de Doença do Neurônio Motor (DNM). O envolvimento predominante é o da musculatura dos membros (membros superiores mais que os inferiores), seguindo-se comprometimento bulbar, geralmente de caráter assimétrico. Muitas vezes, precedendo ou seguindo-se o estabelecimento dos sintomas os pacientes queixam-se de câibras. Fraqueza, atrofia e fasciculações nos membros são os sinais clínicos mais proeminentes. Posteriormente, são afetadas as funções vocais e respiratórias. Os nervos cranianos, que controlam a visão e os movimentos oculares, e os segmentos sacros inferiores da medula espinhal, que controlam os esfíncteres, não são usualmente afetados. As capacidades mentais e psíquicas permanecem, frequentemente, inalteradas. A ELA não afeta as funções corticais superiores como a inteligência, juízo, memória e os órgãos dos sentidos, representando uma possibilidade de uso de Interfaces Cérebro-Computador. Em geral, as funções autonômicas permanecem intactas. Estas incluem: função cardíaca, digestão, micção, defecação, manutenção de pressão sanguínea e temperatura. Os sentidos, incluindo-se tato, audição, visão e olfato, permanecem intactos. A percepção da dor permanece normal. A função sexual geralmente permanece normal. Os controles fecal e urinário frequentemente permanecem intactos, mesmo em estados avançados da doença, embora possa ocorrer constipação devido à fraqueza da musculatura da parede abdominal e imobilidade nos estágios mais tardios da

doença. Os músculos que movem os olhos, freqüentemente, permanecem não afetados. Nos Estados Unidos esta enfermidade é conhecida como Doença de *Lou Gehrig*, famoso jogador de beisebol das décadas de 1920 e 1930, que veio a falecer com ELA, em 1941, cerca de três anos após o estabelecimento dos primeiros sintomas da doença. A causa para a ELA não é totalmente esclarecida. Os trabalhos epidemiológicos e sobretudo os experimentos com modelos animais têm permitido concluir que a doença relaciona-se com a presença de algum fator genético e a sua expressão clínica estaria relacionada com a exposição deste indivíduo, marcado geneticamente, a algum fator, ou fatores, que funcionariam como gatilho para o desencadeamento do processo de degeneração do motoneurônio. Dentre os gatilhos destacam-se: processo inflamatório e exposição a agentes tóxicos (endógenos – do próprio indivíduo; ou exógenos – produtos do meio ambiente).

B.2 Distrofia Muscular (DM)

De acordo com a Associação Brasileira de Distrofia Muscular (ABDIM), a DM é uma doença neuromuscular progressiva destrutiva afetando principalmente meninos, transmitida por herança genética. A DM é uma das alterações genéticas mais comuns em todo o mundo. De cada 2.000 nascidos vivos, um é portador de algum tipo de distrofia muscular. Essa incidência supera a de doenças como o câncer infantil, que é de aproximadamente um para 4.500 nascidos, de acordo com o Inca - Instituto Nacional de Câncer. Apesar das limitações físicas, a grande maioria dos afetados pelas distrofias musculares tem preservada sua capacidade intelectual. A maioria dos jovens afetados freqüenta escolas comuns, e muitos chegam à universidade.

B.2.1 Distrofia Muscular de Duchenne (DMD)

Uma das formas mais comuns e mais severas de distrofia muscular. Acontece por um defeito no gene localizado no braço curto do cromossomo X. Se um dos cromossomos X de uma mulher estiver afetado pelo defeito, o outro compensa a alteração e a doença não se manifesta, fazendo da mulher em questão uma portadora assintomática. Ela poderá, contudo, perpetuar a doença através de suas filhas. Já o homem, se receber o cromossomo X materno defeituoso, não terá o X normal para contrabalançar e garantir o bom funcionamento do músculo. É quando a doença se manifesta. Por isso, a distrofia muscular atinge principalmente meninos (99% dos casos), numa incidência de 1 para 3.500 nascimentos. É importante ressaltar que em 2/3 dos casos a mutação é adquirida da mãe e, em 1/3, ocorre

um erro genético, uma mutação nova quando a criança foi gerada. Os sintomas da DMD podem ser observados entre os 3 e 5 anos de idade: quedas freqüentes, dificuldades para subir escadas, correr, levantar-se do chão. Nessa última situação, o indivíduo afetado pela DMD faz um movimento de rolamento do corpo, ajoelha-se, apóia-se no chão com a extensão dos dois antebraços e levanta-se com dificuldade após colocar as mãos sobre os joelhos. Esta manobra é conhecida como *senal de Gowers*. Os membros superiores são atingidos com a progressão da doença. Na adolescência, a fraqueza muscular progressiva pode impedir a criança de andar. Nesta fase, o comprometimento do músculo cardíaco e da musculatura ventilatória já se manifestam.

B.3 Miastenia Gravis

A miastenia gravis é uma doença auto-imune, ou seja, causada pela resposta do organismo contra constituintes do próprio corpo. É caracterizada pela presença de anticorpos (proteínas de defesa) do próprio organismo atacando os receptores de acetilcolina na junção neuromuscular (contato entre o nervo e o músculo). A acetilcolina é um neurotransmissor (substância química que é liberada pelos impulsos nervosos) importante na passagem do estímulo nervoso ao músculo e provoca contrações musculares, responsáveis pelo movimento. A doença, que afeta as vias de resposta nervosa dos músculos, leva à progressiva fraqueza muscular (fadiga miastênica). Os músculos, que podem parecer normais no início, tornam-se fracos com o uso continuado. Isto é porque a pessoa com miastenia gravis se sente mais forte quando acorda ou está descansada, e mais fraca no final do dia quando os músculos foram usados. Na realidade, este cansaço crescente é uma característica marcante da doença. A miastenia gravis pode aparecer em qualquer idade, mas afeta principalmente as mulheres entre 20 e 40 anos de idade. Porém, quando a doença aparece após os 50 anos de idade, os homens são geralmente mais atingidos. Ainda não se sabe a causa da miastenia gravis. Embora não se acredite que a ela seja hereditária ou contagiosa, bebês nascidos de mães que têm tal enfermidade têm um risco aumentado de ter miastenia gravis após o parto. É provável que o bebê adquira anticorpos da mãe por via placentária durante a gestação. Em geral os sintomas desaparecem dentro de algumas semanas após o parto.

B.4 Paralisia Cerebral (PC)

De acordo com a Associação de Paralisia Cerebral do Brasil (APCB), a PC é decorrente de lesão de alguma(s) parte(s) do cérebro. Acontece durante a gestação, durante o parto ou após o nascimento, ainda no processo de amadurecimento do cérebro da criança. É uma

lesão provocada, muitas vezes, pela falta de oxigenação das células cerebrais. A pessoa portadora de paralisia cerebral tem inteligência normal, a não ser que a lesão tenha afetado áreas do cérebro responsáveis pelo pensamento e pela memória. A paralisia cerebral pode atingir diversas regiões do cérebro. Dependendo de onde ocorre a lesão e da quantidade de células atingidas, diferentes partes do corpo podem ser afetadas, alterando o tônus muscular, a postura e provocando dificuldades funcionais nos movimentos. A paralisia cerebral pode causar movimentos involuntários, alterações do equilíbrio, do caminhar, da fala, da visão, da audição e da expressão facial. Em casos mais graves pode haver comprometimento mental.

Apêndice C

A Cadeira de Rodas da UFES

Uma cadeira de rodas motorizada comercial foi adquirida como plataforma do sistema a ser desenvolvido. Embora uma placa microcontrolada para comandos de movimento da cadeira através de um *joystick* já estivesse disponível no modelo adquirido, um novo sistema de acionamento elétrico da cadeira foi desenvolvido, propiciando maior flexibilidade e domínio do sistema.

Uma placa baseada no microcontrolador MSP430 (*Texas Instruments, Inc.*) é responsável pelo controle de baixo nível da cadeira, incluindo controle de velocidade das rodas e desvio reativo de obstáculos, e comunicação com *hardware* de alto nível.

Um PDA embarcado na cadeira de rodas tem a função de entrada de comandos, disponibilizando uma interface gráfica, contendo as possíveis opções de escolha pelo usuário, tais como o sentido de movimento da cadeira, expressar sentimentos e necessidades ou realizar comunicação em forma de texto. As alternativas que o PDA oferece são selecionadas através de um sistema de varredura automática de linhas e colunas. Essa interface informa cada opção escolhida através de um reproduzidor de voz, facilitando a comunicação com membros do convívio.

Algoritmos de mais alto nível como os de controle e planejamento de trajetórias, processamento dos sinais biomédicos e reconhecimento de padrões são executados em um computador mini-ITX com dimensões e consumo de energia inferiores aos de PCs convencionais, voltado para aplicações embarcadas. A comunicação entre PDA e mini-ITX é realizada através de uma porta serial, enquanto a interface com o sistema de aquisição de sinais biomédicos ocorre pela porta paralela. Após o recebimento dos dados, o mini-ITX é responsável pelo pré-processamento, extração de características, classificação e geração do sinal de controle.

Atualmente, em função da relação custo/benefício e do alto desempenho dos PDAs,

estuda-se a possibilidade de execução dos algoritmos de alto nível no PDA, o que eliminaria o mini-ITX.

A instrumentação da cadeira provê sensores para interação como o ambiente, de forma a propiciar ações de localização e navegação da cadeira, detecção e desvio de eventuais obstáculos, calibração do sistema odométrico, entre outros. O sensoriamento atualmente disponível na cadeira é descrito a seguir.

Encoders (Codificadores Ópticos). Acoplados diretamente aos eixos dos motores, fornecem informação sobre posição angular dos eixos. Tal informação é utilizada pela placa microcontroladora para controle de velocidade das rodas.

Sensor magnético. Tem por função detectar a proximidade de uma porta através de uma tarja metálica fixada no solo, próximo à porta. Quando isso acontece, o sistema de controle é desativado para que um sistema de controle auto-guiado entre em funcionamento, fazendo com que a cadeira siga um caminho formado pela tarja metálica, guiando a cadeira de rodas com segurança através das portas.

RFID. Sua sigla vem do inglês, *Radio-Frequency IDentification*, designando um método de identificação automático em que um leitor RFID (módulo ativo) acessa a informação contida em um cartão RFID (módulo passivo) através de ondas de rádio. Os módulos passivos de RFID se localizam nos marcos de portas, o que permite que, ao passar por uma porta, o sistema de controle da cadeira faça a leitura do cartão identificador, calibrando a odometria e eliminando os erros acumulados até aquele instante.

Câmara. Uma câmara de vídeo é utilizada para comandos por videooculografia (VOG).

Ultra-som. Dois grupos de ultra-sons, cada um com seis transdutores, foram posicionados na parte dianteira e posterior da cadeira, além de dois pares colocados nas laterais, para seguimento de corredores/paredes. No arranjo dianteiro, há um par de transdutores voltados para baixo para identificação de irregularidades no piso, buracos ou escadas descendentes. Embora já estejam instalados na cadeira, dados oriundos desses transdutores ainda não são utilizados pelo sistema de navegação da cadeira de rodas.

A Figura C.1 ilustra como os componentes da cadeira estão interligados e a versão atual da cadeira de rodas é apresentada na Figura C.2

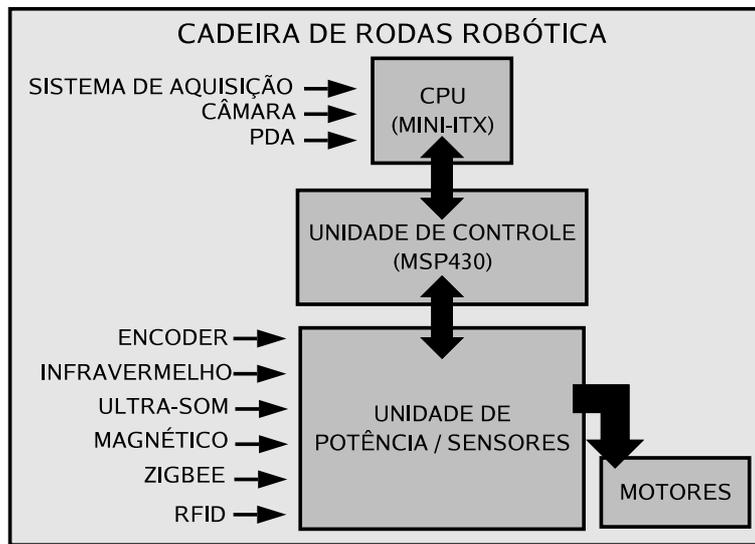


Figura C.1: Estrutura do sistema desenvolvido.

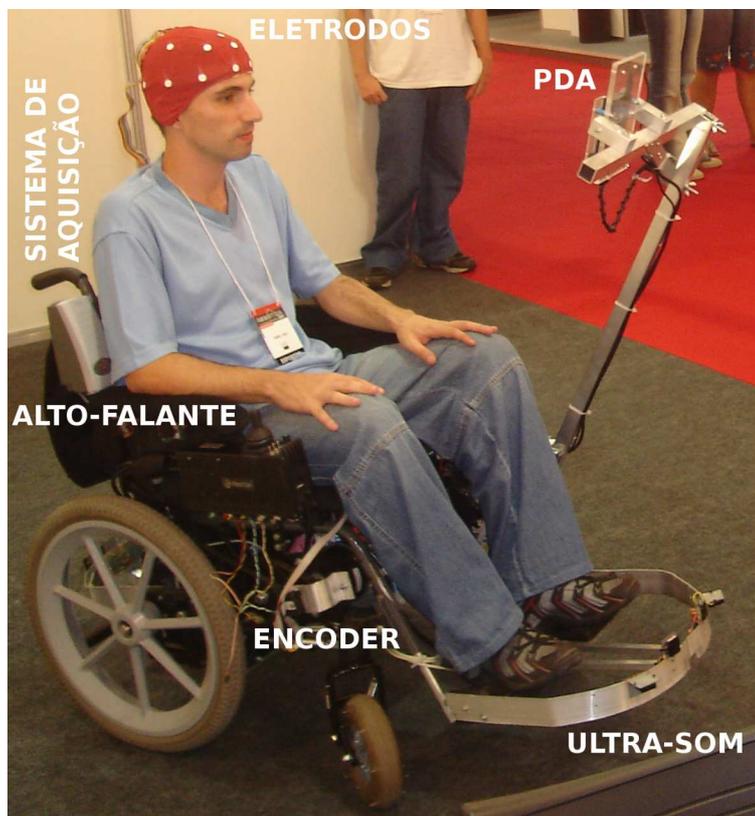


Figura C.2: Cadeira de rodas robótica da UFES.

Referências Bibliográficas

- [1] ABDIM. Doenças genéticas. Disponível em http://www.abdim.org.br/dg_numeros.php. Acessado em: 08/08/2007.
- [2] ABRELA. Tudo sobre ELA. Disponível em <http://www.tudosobreela.com.br>. Acessado em: 08/08/2007.
- [3] C. Anderson. Taxonomy of feature extraction and translation methods for BCI. Disponível em <http://www.cs.colostate.edu/eeg/taxonomy.html>. Acessado em: 08/08/2007.
- [4] APCB. Paralisia cerebral. Disponível em <http://www.apcb.org.br>. Acessado em: 08/08/2007.
- [5] A. P. Azevedo. *Estudo do sinal eletroencefalográfico (EEG) aplicado a interfaces cérebro-computador com uma abordagem de reconhecimento de padrões*. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal do Espírito Santo (UFES), Vitória, Setembro de 2005.
- [6] R. Barea, L. Boquete, M. Mazo e E. Lopez. System for assisted mobility using eye movements based on electrooculography. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 10(4):209–218, Dezembro de 2002.
- [7] A. B. Benevides. Classificação de padrões mentais via redes neurais artificiais e transformada wavelet. Monografia (Projeto de Graduação), Julho de 2007.
- [8] N. Birbaumer, A. Kubler, N. Ghanayim, T. Hinterberger, J. Perelmouter, J. Kaiser, I. Iversen, B. Kotchoubey, N. Neumann e H. Flor. The thought translation device (TTD) for completely paralyzed patients. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 8(2):190–193, Junho de 2000.
- [9] B. Blankertz, G. Dornhege, M. Krauledat, K.-R. Müller, V. Kunzmann, F. Losch e G. Curio. The Berlin brain-computer interface: EEG-based communication without subject training. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 14(2):147–152, Junho de 2006.

- [10] B. E. Boser, I. M. Guyon e V. N. Vapnik. A training algorithm for optimal margin classifiers. Em *COLT'92: Proceedings of the Fifth Annual Workshop on Computational Learning Theory*, páginas 144–152, Nova York, 1992.
- [11] Packard Center. ALS statistics. Disponível em http://www.alscenter.org/about_als/stats.cfm. Acessado em: 08/08/2007.
- [12] C.-C. Chang e C.-J. Lin. *LIBSVM: a library for support vector machines*, 2001. Disponível em <http://www.csie.ntu.edu.tw/~cjlin/libsvm>. Acessado em 25/02/2008.
- [13] F. A. Cheeín. *Diseño de una Interfase Cerebro-Computadora para la navegación de un Robot Móvil*. Dissertação de Mestrado, Faculdade de Engenharia da Universidade Nacional de San Juan, San Juan, Agosto de 2005.
- [14] F. Cincotti, L. Bianchi, G. Birch, C. Guger, J. Mellinger, R. Scherer, R.N. Schmidt, O.Y. Suarez e G. Schalk. BCI meeting 2005-workshop on technology: hardware and software. *IEEE Transactions on Neural Systems and Biomedical Engineering*, 14(2): 128–131, Junho de 2006.
- [15] B. W. Connors, M. F. Bear e M. A. Paradiso. *Neurociências: Desvendando o Sistema Nervoso*. Artmed, Porto Alegre, 2nd edition, 2002.
- [16] W. D. Cooper e A. D. Helfrick. *Instrumentación Electrónica Moderna y Técnicas de Medición*. Prentice Hall, México, 1991.
- [17] D. D. Daly e T. A. Pedley. *Current Practice of Clinical Electroencephalography*. Raven Press, Nova York, 2nd edition, 1990.
- [18] J. del R. Millán. MAIA project. Disponível em <http://www.maia-project.org>. Acessado em: 17/11/2008.
- [19] J. del R. Millán e P. Ferrez. You are wrong! — automatic detection of interaction errors from brain waves. Em *Proceedings of the 19th International Joint Conference on Artificial Intelligence*, Edimburgo, Agosto de 2005.
- [20] J. del R. Millán e J. Mourino. Asynchronous BCI and local neural classifiers: an overview of the adaptive brain interface project. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 11(2):159–161, Junho de 2003.
- [21] J. del R. Millán, J. Mourino, M. Franze, F. Cincotti, M. Varsta, J. Heikkinen e F. Babiloni. A local neural classifier for the recognition of EEG patterns associated to mental tasks. *IEEE Transactions on Neural Networks*, 13(3):678–686, Maio de 2002.

- [22] J. del R. Millán, F. Renkens, J. Mouriño e W. Gerstner. Non-invasive brain-actuated control of a mobile robot. Em *Proceedings of the 18th International Joint Conference on Artificial Intelligence*, Acapulco, Agosto de 2003.
- [23] E. Donchin, K. M. Spencer e R. Wijesinghe. The mental prosthesis: assessing the speed of a P300-based brain-computer interface. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 8(2):174–179, Junho de 2000.
- [24] L. A. Farwell e E. Donchin. Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 70(6):510–523, Dezembro de 1988. ISSN 0013-4694.
- [25] D. Feder. Distrofia muscular. Disponível em <http://www.distrofiamuscular.net>. Acessado em: 08/08/2007.
- [26] A. Ferreira, T. F. Bastos-Filho, M. Sarcinelli-Filho, F. A. Cheeín, J. F. Postigo e R. Carrelli. Teleoperation of an industrial manipulator through a TCP/IP channel using EEG signals. Em *Proceedings of the International Symposium on Industrial Electronics ISIE 2006*, volume 4, páginas 3066–3071, Montreal, Julho de 2006.
- [27] A. Ferreira, T. F. Bastos-Filho, M. Sarcinelli-Filho, J. L. M. Sánchez, J. C. G. García e M. M. Quintas. Evaluation of PSD components and AAR parameters as input features for a SVM classifier applied to a robotic wheelchair. Em *Proceedings of the International Conference on Biomedical Electronics and Devices BIODEVICES 2009*, páginas 7–12, Porto, Janeiro de 2009.
- [28] B. Graimann, J. E. Huggins, S. P. Levine e G. Pfurtscheller. Toward a direct brain interface based on human subdural recordings and wavelet-packet analysis. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 51(6):954–962, Junho de 2004.
- [29] B. Graimann, J. E. Huggins, A. Schlögl, S. P. Levine e G. Pfurtscheller. Detection of movement-related patterns in ongoing single-channel electrocorticogram. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 11(3):276–281, Setembro de 2003.
- [30] g.tec. g.tec Guger technologies. Disponível em <http://www.gtec.at>. Acessado em: 25/11/2008.
- [31] C. Guger, A. Schlögl, C. Neuper, D. Walterspacher, T. Strein e G. Pfurtscheller. Rapid prototyping of an EEG-based brain-computer interface (BCI). *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 9(1):49–58, Março de 2001.

- [32] I. Guler e E. D. Ubeyli. Multiclass support vector machines for EEG-signals classification. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 11(2):117–126, Março de 2007.
- [33] L. F. Haas. Hans Berger (1873-1941), Richard Caton (1842-1926), and electroencephalography. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, 74(1):9, Janeiro de 2003.
- [34] S. Haykin. *Adaptive Filter Theory*. Prentice Hall, Nova Jersey, 4th edition, Setembro de 2001. ISBN 0130901261.
- [35] IBGE. População residente, por tipo de deficiência, segundo as grandes regiões e as unidades da federação. Disponível em http://www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/censo2000/tabulacao_avancada/tabela_gr_uf_2.1.3.shtm. Acessado em: 08/08/2007.
- [36] ICCP. International campaign for cures of spinal cord injury paralysis. Disponível em <http://www.campaignforcure.org>. Acessado em: 08/08/2007.
- [37] H. H. Jasper. The ten-twenty electrode system of the international federation in electroencephalography and clinical neurophysiology. *EEG Journal*, 10:370–375, 1958.
- [38] J. Kalcher, D. Flotzinger, C. Neuper, S. Göllly e G. Pfurtscheller. Graz brain-computer interface II: towards communication between humans and computers based on online classification of three different EEG patterns. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 34(5):382–388, Setembro de 1996.
- [39] M. Khachab, S. Kaakour e C. Mokbel. Brain imaging and support vector machines for brain computer interface. Em *Proceedings of the 4th IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro ISBI 2007*, páginas 1032–1035, Abril de 2007.
- [40] D. J. Krusienski, E. W. Sellers e T. M. Vaughan. Common spatio-temporal patterns for the P300 speller. Em *Proceedings of the 3rd International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering. CNE'07*, páginas 421–424, Havaí, Maio de 2007.
- [41] A. Kübler, B. Kotchoubey, J. Kaiser, J. R. Wolpaw e N. Birbaumer. Brain-computer communication: unlocking the locked in. *Psychological Bulletin*, 127(3):358–75, 2001.
- [42] A. Kübler, V. K. Mushahwar, L. R. Hochberg e J. P. Donoghue. BCI meeting 2005-workshop on clinical issues and applications. *IEEE Transactions on Neural Systems and Biomedical Engineering*, 14(2):131–134, Junho de 2006.

- [43] R. Leeb, D. Friedman, G. R. Müller-Putz, R. Scherer, M. Slater e G. Pfurtscheller. Self-paced (asynchronous) BCI control of a wheelchair in virtual environments: a case study with a tetraplegic. *Computational Intelligence and Neuroscience*, 7(3):1–8, 2007. ISSN 1687-5265.
- [44] T. Luth, D. Ojdanic, O. Friman, O. Prentzel e A. Graser. Low level control in a semi-autonomous rehabilitation robotic system via a brain-computer interface. Em *Proceedings of the 10th IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics ICORR 2007*, páginas 721–728, Junho de 2007.
- [45] S. Mason, A. Bashashati, M. Fatourehchi, K. Navarro e G. Birch. A comprehensive survey of brain interface technology designs. *Annals of Biomedical Engineering*, 35(2):137–169, Fevereiro de 2007.
- [46] S. Mason, M. Jackson e G. Birch. A general framework for characterizing studies of brain interface technology. *Annals of Biomedical Engineering*, 33(11):1653–1670, Novembro de 2005.
- [47] S. G. Mason. Developing a framework for brain-interface technology design. Disponível em <http://www.braininterface.org>. Acessado em: 08/08/2007.
- [48] J. A. McEwen e G. B. Anderson. Modeling the stationarity and gaussianity of spontaneous electroencephalographic activity. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, (5):361–369, Setembro de 1975.
- [49] D. J. McFarland, C. W. Anderson, K.-R. Müller, A. Schlögl e D. J. Krusienski. BCI meeting 2005-workshop on BCI signal processing: feature extraction and translation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 14(2):135–138, Junho de 2006.
- [50] M. Middendorf, G. McMillan, G. Calhoun e K.S. Jones. Brain-computer interfaces based on the steady-state visual-evoked response. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 8(2):211–214, Junho de 2000.
- [51] J. Mouriño. *EEG-based Analysis for the Design of Adaptive Brain Interfaces*. Tese de Doutorado, Universitat Politècnica de Catalunya, Barcelona, Maio de 2003.
- [52] K.-R. Müller, S. Mika, G. Ratsch, K. Tsuda e B. Scholkopf. An introduction to kernel-based learning algorithms. *IEEE Transactions on Neural Networks*, 12(2):181–201, Março 2001.
- [53] C. Neuper, R. Scherer, M. Reiner e G. Pfurtscheller. Imagery of motor actions: Differential effects of kinesthetic and visual-motor mode of imagery in single-trial EEG. *Cognitive Brain Research*, 25(3):668–677, Dezembro de 2005.

- [54] N. Nicolaou, J. Georgeou e M. Polycarpou. Autoregressive features for a thought-to-speech converter. Em *Proceedings of the International Conference on Biomedical Electronics and Devices BIODEVICES 2008*, páginas 11–16, Funchal, Janeiro de 2008.
- [55] B. Obermaier, C. Neuper, C. Guger e G. Pfurtscheller. Information transfer rate in a five-classes brain-computer interface. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 9(3):283–288, Setembro de 2001.
- [56] Council of Europe. Towards concerted efforts for treating and curing spinal cord injury. Disponível em <http://assembly.coe.int/Documents/WorkingDocs/doc02/EDOC9401.htm>. Acessado em: 08/08/2007.
- [57] G. Pfurtscheller e A. Aranibar. Event-related cortical desynchronization detected by power measurements of scalp EEG. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 42(6):817–826, Junho de 1977.
- [58] G. Pfurtscheller, C. Brunner, A. Schlögl e F. H. Lopes da Silva. Mu rhythm (de)synchronization and EEG single-trial classification of different motor imagery tasks. *Neuroimage*, 31(1):153–159, Maio de 2006.
- [59] G. Pfurtscheller e F. H. Lopes da Silva. Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles. *Clinical Neurophysiology*, 110(11):1842–1857, 1999.
- [60] G. Pfurtscheller, G.R. Muller-Putz, A. Schlögl, B. Graimann, R. Scherer, R. Leeb, C. Brunner, C. Keinrath, F. Lee, G. Townsend, C. Vidaurre e C. Neuper. 15 years of BCI research at graz university of technology: current projects. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 14(2):205–210, Junho de 2006.
- [61] G. Pfurtscheller e C. Neuper. Motor imagery and direct brain-computer communication. *Proceedings of the IEEE*, 89(7):1123–1134, Julho de 2001.
- [62] G. Pfurtscheller, C. Neuper, C. Guger, W. Harkam, H. Ramoser, A. Schlögl, B. Obermaier e M. Pregenzer. Current trends in graz brain-computer interface (BCI) research. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 8(2):216–219, Junho de 2000.
- [63] J. Philips, J. del R. Millán, G. Vanacker, E. Lew, F. Galán, P. W. Ferrez, H. Van Brussel e M. Nuttin. Adaptive shared control of a brain-actuated simulated wheelchair. Em *Proceedings of the 10th IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, páginas 408–414, Noordwijk, Junho de 2007.
- [64] G. Pires, M. Castelo-Branco e U. Nunes. Visual P300-based BCI to steer a wheelchair: A bayesian approach. Em *Proceedings of the 30th Annual International Conference of*

- the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society IEEE-EMBS 2008*, páginas 658–661, Agosto de 2008.
- [65] J. L. Pons. *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*. Wiley, Madrid, 1st edition, 2008. ISBN 978-0-470-51294-4.
- [66] M. R. Rangaraj. *Biomedical Signal Analysis*. Wiley Interscience, Nova York, 2002.
- [67] P. Rani e M. S. Sarkar. EMG-based high level human-robot interaction system for people with disability. Em *IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication - ROMAN 2005*, páginas 280–285, Nashville, Agosto de 2005.
- [68] B. Rebsamen, E. Burdet, C. Guan, H. Zhang, C. L. Teo, Q. Zeng, C. Laugier e M. H. Ang Jr. Controlling a wheelchair indoors using thought. *Intelligent Systems*, 22(2): 18–24, Março-Abril 2007.
- [69] SCCN. EEGLAB. Disponível em <http://www.sccn.ucsd.edu/eeglab>. Acessado em: 08/08/2007.
- [70] G. Schalk, D.J. McFarland, T. Hinterberger, N. Birbaumer e J.R. Wolpaw. BCI2000: a general-purpose brain-computer interface (BCI) system. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 51(6):1034–1043, Junho de 2004.
- [71] A. Schloegl, K. Lugger e G. Pfurtscheller. Using adaptive autoregressive parameters for a brain-computer-interface experiment. Em *Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society IEEE-EMBS 1997*, volume 4, páginas 1533–1535, Novembro de 1997.
- [72] A. Schlögl. Data set: BCI-experiment. Disponível em: http://ida.first.fraunhofer.de/projects/bci/competition_ii. Acessado em 25/02/2008.
- [73] A. Schlögl. *The Electroencephalogram and the Adaptive Autoregressive Model: Theory and Applications*. Shaker Verlag GmbH, Aachen, 1st edition, 2000.
- [74] A. Schlögl, F. Lee, H. Bischof e G. Pfurtscheller. Characterization of four-class motor imagery EEG data for the BCI-competition 2005. *Journal of Neural Engineering*, 2(4):L14–L22, Dezembro de 2005.
- [75] A. Schlögl, C. Neuper e G. Pfurtscheller. Subject specific EEG patterns during motor imagery. Em *Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society IEEE-EMBS 1997*, volume 4, páginas 1530–1532, Novembro de 1997.

- [76] B. Schölkopf, R. Williamson, A. Smola, J. Shawe-Taylor e J. Platt. Support vector method for novelty detection. Em *Advances in Neural Information Processing Systems 12*, volume 12, páginas 582–588, Junho de 2000.
- [77] T. J. Sejnowski, G. Dornhege, J. del R. Millán, T. Hinterberger, D. J. McFarland e K.-R. Müller. *Toward Brain-Computer Interfacing (Neural Information Processing)*. The MIT Press, 2007. ISBN 0262042444.
- [78] L. Shoker, S. Sanei e A. Sumich. Distinguishing between left and right finger movement from EEG using SVM. Em *Proceedings of the 27th Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society IEEE-EMBS 2005*, páginas 5420–5423, 2005.
- [79] Emotiv Systems. Project epoc. Disponível em <http://emotiv.com>. Acessado em: 08/08/2007.
- [80] K. Tanaka, K. Matsunaga e H.O. Wang. Electroencephalogram-based control of an electric wheelchair. *IEEE Transactions on Robotics*, 21(4):762–766, Agosto de 2005.
- [81] D. M. J. Tax e R. P. W. Duin. Support vector domain description. *Pattern Recognition Letters*, 20(11-13):1191–1199, Novembro de 1999.
- [82] OCZ Technology. *nia: Neural Impulse Actuator*. Disponível em <http://www.ocztechnology.com>. Acessado em: 17/11/2008.
- [83] I. Tecnológica. Quer mais segurança? Transmita suas senhas pelo pensamento. Disponível em <http://www.inovacaotecnologica.com.br/noticias/noticia.php?artigo=010150060503>. Acessado em: 08/08/2007.
- [84] L. J. Trejo, R. Rosipal e B. Matthews. Brain-computer interfaces for 1-D and 2-D cursor control: designs using volitional control of the EEG spectrum or steady-state visual evoked potentials. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 14(2):225–229, Junho de 2006.
- [85] TUGRAZ. The biosig project. Disponível em <http://biosig.sourceforge.net>. Acessado em: 08/08/2007.
- [86] G. Vanacker, J. del R. Millán, E. Lew, P. W. Ferrez, F. Galán Moles, J. Philips, H. Van Brussel e M. Nuttin. Context-based filtering for assisted brain-actuated wheelchair driving. *Computational Intelligence and Neuroscience*, 2007(1):1–12, 2007. ISSN 1687-5265.

- [87] T.M. Vaughan, D.J. McFarland, G. Schalk, W.A. Sarnacki, D.J. Krusienski, E.W. Sellers e J.R. Wolpaw. The wadsworth BCI research and development program: at home with BCI. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 14(2):229–233, Junho de 2006.
- [88] L. R. G. Vialle, S. Fischer, J. C. Marcon, E. Vialle, R. Luzzi e L. F. Bleggi-Torres. Estudo histológico da lesão medular experimental em ratos. *Revista Brasileira de Ortopedia*, 34(2):85–89, Fevereiro de 1999.
- [89] C. Vidaurre, A. Schlögl, R. Cabeza, R. Scherer e G. Pfurtscheller. A fully on-line adaptive BCI. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 53(6):1214–1219, Junho de 2006.
- [90] Revista Vigor. Esclerose lateral amiotrófica. Disponível em <http://www.revistavigor.com.br/2007/06/15/esclerose-lateral-amiotrofica>. Acessado em: 08/08/2007.
- [91] J. G. Webster. *Medical Instrumentation. Application and Design*. John Wiley & Sons, Inc., Nova York, 3rd edition, 1998.
- [92] P. Wehman, K. Wilson, W. Parent, P. Sherron-Targett e W. McKinley. Employment satisfaction of individuals with spinal cord injury. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 79(2):161–169, Março-Abril 2000.
- [93] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, W. J. Heetderks, D. J. McFarland, P. H. Peckham, G. Schalk, E. Donchin, L. A. Quatrano, C. J. Robinson e T. M. Vaughan. Brain-computer interface technology: a review of the first international meeting. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 8(2):164–173, Junho de 2000.
- [94] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, D. J. McFarland, G. Pfurtscheller e T. M. Vaughan. Brain-computer interfaces for communication and control. *Clinical Neurophysiology*, 113(6):767–791, Junho de 2002. ISSN 1388-2457.
- [95] J. R. Wolpaw, D. J. McFarland, G. W. Neat e C. A. Forneris. An EEG-based brain-computer interface for cursor control. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 78(3):252–259, Março de 1991.
- [96] J.R. Wolpaw, G.E. Loeb, B.Z. Allison, E. Donchin, O.F. do Nascimento, W.J. Heetderks, F. Nijboer, W.G. Shain e J.N. Turner. BCI meeting 2005-workshop on signals and recording methods. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 14(2):138–141, Junho de 2006.

-
- [97] J.R. Wolpaw, D.J. McFarland e T.M. Vaughan. Brain-computer interface research at the wadsworth center. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 8(2):222–226, Junho de 2000.



UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DO
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

Vitória-ES, 29 de maio de 2008

Da: Profa. Dr^a. Ethel Leonor Noia Maciel
Coordenadora
Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Ciências da Saúde

Para: Prof. Teodiano Freire Bastos Filho
Pesquisador Responsável pelo Projeto de Pesquisa intitulado: **“Controlador dinâmico adaptativo aplicado a uma cadeira de rodas robotizadas comandada por sinais cerebrais.”**

Senhor Pesquisador,

Informamos à Vossa Senhoria, que o Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Espírito Santo, após analisar o Projeto de Pesquisa, N^o Registro no CEP-048/08, intitulado: **“Controlador dinâmico adaptativo aplicado a uma cadeira de rodas robotizadas comandada por sinais cerebrais.”** e o **Termo de Consentimento Livre e Esclarecido**, cumprindo os procedimentos internos desta Instituição, bem como as exigências das Resoluções 196 de 10.10.96, 251 de 07.08.97 e 292 de 08.07.99, **APROVOU** o referido projeto, em Reunião Ordinária realizada em 28 de Maio de 2008.

Gostaríamos de lembrar que cabe ao pesquisador responsável elaborar e apresentar os relatórios parciais e finais de acordo com a resolução do Conselho Nacional de Saúde n^o 196 de 10/10/96, inciso IX.2. letra “c”.

Atenciosamente,

Prof^a Dra Ethel Leonor Noia Maciel
COORDENADORA
Comitê de Ética em Pesquisa
Centro de Ciências da Saúde/UFES

Parecer Consubstanciado de Projeto

Título do Projeto: Controlador dinâmico adaptativo aplicado a uma cadeira de rodas robotizada comandada por sinais cerebrais.

Pesquisador Responsável: Teodiano Freire Bastos Filho

Data da Versão: 28/03/2008

Cadastro

Data do Parecer: 26/05/2008

Grupo e Área Temática: III - Projeto fora das áreas temáticas especiais

Objetivos do Projeto

Testar uma interface cérebro-computador que, através da captura de sinais do eletroencefalograma, deverá movimentar uma cadeira de rodas comandada por indivíduos tetraplégicos.

Sumário do Projeto

Um dos problemas que mais afetam a autonomia e a qualidade de vida de indivíduos tetraplégicos é a incapacidade de autolocomoção. Mesmo as cadeiras de rodas motorizadas não conseguem suprir esta deficiência em vista da incapacidade do indivíduo de movimentar voluntariamente todos os quatro membros. Para estes indivíduos a bioengenharia tem desenvolvido dispositivos que, ao captarem determinados tipos de sinais do registro do encefalograma do próprio cadeirante, se comunicam através de interfaces com computador o qual pode dar mobilidade à cadeira de rodas e ao deficiente físico. Um grupo de pesquisa da Pós-graduação em Engenharia Elétrica da Ufes desenvolveu uma interface capaz de traduzir sinais de EEG para um computador embarcado em cadeiras de rodas. Desta forma, o tetraplégico poderá desenvolver movimentos dos músculos orbiculares (olhar para cima, por exemplo) que geram sinais característicos no EEG capazes de serem interpretados como uma ordem pela interface (andar para a frente, por exemplo). O equipamento já foi testado em indivíduos normais e neste projeto os pesquisadores irão fazer ensaios de todo o dispositivo (cadeira de rodas, interface, computador, etc) em 10 voluntários, portadores de tetraplegia. O procedimento é não invasivo e praticamente de riscos pois depende da colocação da cabeça do examinado de um capacete contendo três eletrodos que recolhem sinais de EEG os quais são transmitidos, por cabos isolados, a um processador que é parte da cadeira de rodas.

Aspectos relevantes para avaliação	Situação
Título	Adequado
Relação dos Pesquisadores	Adequada
Local de Origem na Instituição	Adequado
Projeto elaborado por patrocinador	Não
Local de Realização	Outro (citar no comentário)
Outras instituições envolvidas	Sim
Condições para realização	Adequadas
Introdução	Adequada
Objetivos	Adequados
Método	
Tipo de projeto	Pesquisa em Seres Humanos
Delineamento	Adequado
Tamanho de amostra	Total 10 Na Instituição
Cálculo do tamanho da amostra	Adequado
Participantes pertencentes a grupos especiais	Não
Seleção equitativa dos indivíduos participantes	Adequada
Crítérios de inclusão e exclusão	Adequados
Relação risco- benefício	Adequada
Uso de placebo	Não se aplica
Período de suspensão de uso de drogas (wash out)	Não se aplica
Monitoramento da segurança e dados	Adequado
Armazenamento de material biológico	Não necessário
Instrumentos de coleta de dados	Adequados

Avaliação dos dados	Adequada - quantitativa
Privacidade e confidencialidade	Adequada
Termo de Consentimento	Adequado
Adequação às Normas e Diretrizes	Sim
Cronograma	Adequado
Data de início prevista	maio de 2008
Data de término prevista	1 ano após
Orçamento	Ausente
Solicita recursos à instituição	Não
Fonte de financiamento externa	Programas de Pós-graduação
Referências Bibliográficas	Adequadas

Recomendação

Aprovar

Comentários Gerais sobre o Projeto

O projeto não apresenta maiores riscos e tem potencial de trazer benefícios para indivíduos tetraplégicos. Além disso, trata-se de área de desenvolvimento tecnológico estratégico para o Brasil (desenvolvimento de interfaces homem-computador) pois usa os mesmos princípios aplicados ao desenvolvimento de robôs. Os indivíduos serão recrutados no CREFES que é a instituição onde tetraplégicos recebem assistência médica e fisioterapêutica.

CONVITE PARA PARTICIPAR DE UM PROJETO DE PESQUISA

INFORMAÇÃO SOBRE O PROJETO DE PESQUISA

Título do Projeto de Pesquisa:

- Controlador Dinâmico Adaptativo Aplicado a uma Cadeira de Rodas Robotizada Comandada por Sinais Cerebrais

Pesquisadores Envolvidos:

- Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho (Coordenador do Projeto de Pesquisa, Tel.: 4009-2077)
- André Ferreira, M.Sc. (Estudante de doutorado, Tel.: 4009-2661)
- Wanderley Cardoso Celeste, M.Sc. (Estudante de doutorado, Tel.: 4009-2661)

Prezado(a) Senhor(a),

Você está sendo convidado a participar de um Projeto de Pesquisa que será realizado no Centro de Reabilitação Física do Estado do Espírito Santo (CREFES).

Este formulário descreve o Projeto de Pesquisa em uma linguagem direta. Por favor, leia este formulário cuidadosamente e certifique que você entendeu o seu conteúdo antes de decidir participar. Se você tiver qualquer dúvida em relação ao Projeto, por favor, pergunte a um dos pesquisadores do mesmo.

Quem está envolvido neste Projeto de Pesquisa? Por que ele está sendo realizado?

Neste Projeto de Pesquisa estão envolvidos o Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos, do Departamento de Engenharia Elétrica da UFES, Coordenador do Projeto, André Ferreira, estudante de doutorado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da UFES e Wanderley Cardoso Celeste, estudante de doutorado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da UFES, ambos orientados pelo Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos.

Este Projeto de Pesquisa está sendo realizado para tentar conduzir uma cadeira de rodas através de sinais cerebrais.

Por que você foi escolhido?

Você foi escolhido porque é um usuário de cadeira de rodas.

Sobre o quê é o Projeto de Pesquisa? Qual o objetivo da pesquisa?

O Projeto de Pesquisa é sobre o uso de técnicas de controle dinâmico para uma cadeira de rodas comandada por sinais cerebrais.

O objetivo da pesquisa é conseguir comandar a cadeira de rodas através de sinais cerebrais.

Se eu concordar em participar, o que eu preciso fazer?

Para participar da pesquisa, serão inicialmente colocados seis eletrodos (individuais ou com auxílio de um gorro) na superfície da cabeça, além de um na orelha, e será aplicado um gel de acoplamento aos eletrodos. Em seguida você se sentará em frente a um monitor de computador. Você será instruído a não se mover e manter ambos os braços relaxados.

Um sinal sonoro indicará então que o experimento começará. Aparecerá então no centro da tela do computador a figura de uma cruz, que ficará visível por 1 segundo. Depois será mostrada uma flecha, que pode apontar para a esquerda ou para a direita, ou uma indicação sugerindo que o voluntário fique em estado normal/natural, sem pensar no movimento de membros. Se a flecha apontar para a esquerda, você deverá imaginar um movimento da sua mão esquerda. Se a flecha apontar para a direita, você deverá imaginar um movimento da sua mão direita. Você fará isto durante 13 minutos e meio por dia, em 3 dias diferentes.

Na seqüência e após alguns minutos de descanso, os eletrodos serão reposicionados para a parte posterior da cabeça, sobre a região do córtex occipital, relacionada com processamento da informação visual. Três segundos após o início do programa no computador, você verá uma indicação na tela para fechar os olhos e após poucos segundos, um aviso sonoro indica que você deve abrir os olhos. Você fará isto durante aproximadamente 5 minutos por dia, em 3 dias diferentes. No último dia, o programa será trocado. Na tela do computador serão apresentados diferentes ícones/figuras, simulando alguns comandos disponíveis na cadeira em desenvolvimento. Você tentará selecionar alguns ícones, indicados pelo operador, fechando brevemente os olhos.

Quais são os riscos envolvidos na minha participação?

Não há qualquer risco envolvido, pois serão utilizados eletrodos e equipamentos comumente utilizados em eletroencefalogramas.

Quais são os benefícios associados com a minha participação?

Os benefícios com a sua participação são que você estará contribuindo para que seja desenvolvida uma cadeira de rodas que pode ser conduzida por sinais cerebrais.

O que acontecerá com a informação que eu fornecerei?

A informação que você fornecer durante a realização das pesquisas não será utilizada para que você seja identificado, a não ser por decisão judicial ou por uma ordem expressa sua.

Quais são os meus direitos como participante?

Os direitos que você tem como participante desta pesquisa são os seguintes:

- 1) O direito de desistir de participar, em qualquer momento, sem prejuízo para você.
- 2) O direito de ter qualquer informação sobre a minha participação destruída, se eu considerar que ela pode ser utilizada para me identificar ou se eu considerar que os experimentos representam riscos para mim.
- 3) O direito de ter todas as minhas dúvidas esclarecidas, em qualquer momento.

Quem eu deveria procurar, se eu tiver qualquer dúvida?

- Teodiano Freire Bastos Filho (Tel.: 4009-2077, E-mail: teodiano@ele.ufes.br)
- André Ferreira (Tel.: 4009-2661, E-mail: andrefer@ele.ufes.br)
- Wanderley Cardoso Celeste (Tel.: 4009-2661, E-mail: wanderley@ele.ufes.br)

Sobre quais outros aspectos eu deveria ser informado se eu decidir participar?

Esta pesquisa não apresenta qualquer risco para os participantes, pois envolve o uso de eletrodos e equipamentos comumente utilizados em eletroencefalogramas.

Além disso, os experimentos não envolvem procedimentos invasivos e o equipamento que será utilizado para adquirir os sinais cerebrais é um equipamento comercial que atende a requerimentos de segurança para os usuários inclusive com selo do INMETRO e registro ANVISA (10324590003).

Todos os dados obtidos durante os experimentos serão gravados de tal forma que os participantes não são e não poderão ser identificados.

Atenciosamente,

Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos
(Coordenador do Projeto de Pesquisa)

André Ferreira (Estudante de Doutorado)

Wanderley Cardoso Celeste (Estudante de Doutorado)

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

NOME DO PACIENTE:
DATA DE NASCIMENTO:
RESPONSÁVEL:
ENDEREÇO:
TELEFONE:

Eu, _____
portador(a) do registro e identidade número _____, responsável pelo
paciente _____,
declaro que li e concordo com as afirmações abaixo relacionadas:

1. Título da Pesquisa: Controlador Dinâmico Adaptativo Aplicado a uma Cadeira de Rodas Robotizada Comandada por Sinais Cerebrais
2. Pesquisadores Responsáveis: Dr. Teodiano Freire Bastos Filho, André Ferreira, M.Sc. e Wanderley Cardoso Celeste, M.Sc.
3. A pesquisa consiste na aquisição de sinais eletroencefalográficos (impulsos elétricos gerados no córtex cerebral).
4. A pesquisa será realizada com os sinais captados do córtex cerebral, através de equipamento comercial de eletroencefalograma.
5. A pesquisa envolve risco mínimo, pois o exame realizado não requer sedação ou anestesia, bem como não envolve qualquer procedimento invasivo.
6. Terei direito a desistir de participar da pesquisa a qualquer momento sem que isto traga prejuízos a mim ou à pessoa sob a minha responsabilidade.
7. Terei direito a todas as informações pertinentes à pesquisa, mesmo que isto comprometa a minha participação na mesma.
8. Autorizo a divulgação e publicação dos resultados dos exames exclusivamente para fins acadêmicos e científicos.

Confirmo que li e entendi todas as instruções que me foram repassadas pelos coordenadores desta pesquisa e, portanto, dou meu consentimento livre e esclarecido para participar da mesma.

Vitória, ____ de _____ de 2008.

Paciente ou Responsável

Pesquisador Responsável