



Nuno Sérgio Mendes Dias **Interface Cérebro-Máquina Baseada
em Biotelemetria e Eléctrodos Secos**

UMinho | 2009

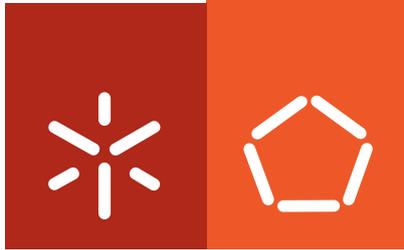


Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Nuno Sérgio Mendes Dias

**Interface Cérebro-Máquina Baseada
em Biotelemetria e Eléctrodos Secos**

Agosto 2009



Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Nuno Sérgio Mendes Dias

Interface Cérebro-Máquina Baseada em Biotelemetria e Eléctrodos Secos

Programa Doutoral em Engenharia Electrónica
e de Computadores

Trabalho efectuado sob a orientação do
Professor Doutor José Higinio Gomes Correia
e do
Professor Doutor Paulo Mateus Mendes

Agosto 2009

Anexo 3

DECLARAÇÃO

Nome

Nuno Sérgio Mendes Dias

Endereço electrónico: ndias@dei.uminho.pt Telefone: 96317 6058 /

Número do Bilhete de Identidade: 11886437

Título dissertação /tese

Interface Cérebro-Máquina Baseada em Bioteloméria e Electrodo Seco

Orientador(es):

Prof. Doutor José Higino Correia

Prof. Doutor Paulo Mateus Mendes Ano de conclusão: 2009

Designação do Mestrado ou do Ramo de Conhecimento do Doutoramento:

Programa Doutoral em Engenharia Electrónica e de Computadores

Nos exemplares das teses de doutoramento ou de mestrado ou de outros trabalhos entregues para prestação de provas públicas nas universidades ou outros estabelecimentos de ensino, e dos quais é obrigatoriamente enviado um exemplar para depósito legal na Biblioteca Nacional e, pelo menos outro para a biblioteca da universidade respectiva, deve constar uma das seguintes declarações:

1. É AUTORIZADA A REPRODUÇÃO INTEGRAL DESTA TESE/TRABALHO APENAS PARA EFEITOS DE INVESTIGAÇÃO, MEDIANTE DECLARAÇÃO ESCRITA DO INTERESSADO, QUE A TAL SE COMPROMETE;
2. É AUTORIZADA A REPRODUÇÃO PARCIAL DESTA TESE/TRABALHO (indicar, caso tal seja necessário, nº máximo de páginas, ilustrações, gráficos, etc.), APENAS PARA EFEITOS DE INVESTIGAÇÃO, , MEDIANTE DECLARAÇÃO ESCRITA DO INTERESSADO, QUE A TAL SE COMPROMETE;
3. DE ACORDO COM A LEGISLAÇÃO EM VIGOR, NÃO É PERMITIDA A REPRODUÇÃO DE QUALQUER PARTE DESTA TESE/TRABALHO

Universidade do Minho, 31/08/2009

Assinatura: Nuno Sérgio Mendes Dias

Agradecimentos

O autor deseja manifestar o seu mais sincero agradecimento às pessoas e instituições que contribuíram, directa ou indirectamente, para que a realização deste trabalho fosse possível.

Ao Professor Doutor Higinio Correia agradeço a orientação científica, o incentivo constante, as sugestões, as condições proporcionadas para a realização deste trabalho e a confiança depositada ao longo dos últimos quatro anos. Agradeço ainda as sugestões feitas durante a escrita da tese e a sua revisão final.

Ao Professor Doutor Paulo Mendes agradeço também pela orientação científica, interesse constante pelo decorrer dos trabalhos e as muitas discussões produtivas nas várias fases deste projecto.

Ao Professor Doutor Steven Schiff por ter-me recebido amistosamente no seio do seu grupo de neuro-engenharia na *Pennsylvania State University (PSU)*, pelas discussões produtivas e orientação do trabalho realizado na mesma instituição.

À Doutora Mst. Kamrunnahar pelo seu companheirismo, amizade, por proporcionar valiosas discussões sobre processamento de sinal e colaboração em todas as tarefas realizadas na PSU. Estendo este agradecimento a todos os colegas da PSU pelo apoio e amizade demonstrados, nas três visitas realizadas.

Aos colegas Alexandre Silva, Luís Jacinto, Celso Figueiredo, Fernando Ferreira e Doutor João Paulo Carmo pelo apoio prestado no trabalho realizado em conjunto, no Departamento de Electrónica Industrial (DEI), Universidade do Minho (UM).

À minha noiva, pais, irmã e amigos, pela compreensão, amizade, apoio e dedicação que demonstraram durante os últimos 4 anos, especialmente na fase de elaboração desta tese.

Este trabalho de Doutoramento teve o apoio financeiro da Fundação para a Ciência e a Tecnologia (FCT) através da bolsa de Doutoramento (SFRH / BD / 21529 / 2005) no âmbito do Quadro Estratégico de Referência Nacional (QREN POPH – Programa Operacional do Potencial Humano – Tipologia 4.1).

Interface Cérebro-Máquina Baseada em Biotelemetria e Eléctrodos Secos

Um sistema de interface cérebro-máquina (ICM) permite controlar uma aplicação baseada em computador (e.g. cursor no ecrã, teclado virtual), uma cadeira de rodas ou uma prótese mecânica na ausência de actividade muscular. Pessoas com incapacidade física, bem como pessoas saudáveis, enviam sinais de controlo unicamente através da performance de tarefas mentais que geralmente envolvem a imaginação de movimento. O electroencefalograma é comumente adquirido em ICM não-invasivas. Contudo, as ICM actuais não são práticas nem apropriadas a operações prolongadas devido a quatro questões principais: o tempo de preparação dos indivíduos pode demorar até 45 minutos, considerando o efeito abrasivo e a aplicação do electrólito nos eléctrodos; a qualidade do sinal EEG degrada-se rapidamente com o tempo à medida que o electrólito seca; a mobilidade do indivíduo é limitada pelos fios da ligação à unidade de processamento; grande parte das ICM obriga à aquisição de sinal de muitos eléctrodos.

Esta tese sugere uma ICM baseada em biotelemetria e eléctrodos secos, de preparação rápida e para utilizações prolongadas. Eléctrodos com microagulhas de 100-200 μm de profundidade foram fabricados e revestidos com óxido de irídio (IrO). Estes eléctrodos penetram na camada mais externa da pele (*stratum corneum*) e entram em contacto directo com os fluidos electrólitos da epiderme. Assim, o gel electrólito é evitado o que acelera a preparação do indivíduo e mantém a qualidade do sinal elevada por períodos mais longos. O sistema de biotelemetria adquire sinais de 5 canais, com 16 bits de resolução, a uma taxa de amostragem de 1000 amostras/s e envia-os por radiofrequência para uma unidade de processamento num raio de 10 m. Embora a ligação sem fios restaure a mobilidade do indivíduo, um sistema de biotelemetria apresenta geralmente recursos limitados: poucos canais, taxa de amostragem e independência energética reduzidas, entre outros. Destas limitações, apenas os canais utilizados dependem das tarefas mentais e dos indivíduos. Assim, dois algoritmos de selecção de características foram desenvolvidos para minimizar o número de eléctrodos de EEG necessários à discriminação de imaginações motoras. As características foram extraídas da potência em bandas de frequência ou da amplitude de potenciais evocados. Os dados adquiridos durante a calibração duma ICM foram usados para avaliar, tanto a selecção de características, como a influência de diferentes disposições de estímulos visuais (simétricos vs. assimétricos) na selecção de características.

Os eléctrodos em microagulha revestidos a IrO adquirem sinais semelhantes aos dos eléctrodos convencionais de EEG revestidos a Ag/AgCl. O sistema de biotelemetria adquire sinais de EEG com consumo de energia moderado (107 mW). Os novos algoritmos de selecção de características demonstram maior precisão de classificação (máximo de 91%) do que outros algoritmos usados em ICM, com menos eléctrodos seleccionados (em média 16% dos eléctrodos disponíveis). Os algoritmos de selecção calculam conjuntos de eléctrodos compatíveis com os recursos disponíveis no sistema de biotelemetria desenvolvido: discriminações significativas entre a imaginação de movimentos da mão esquerda e da mão direita são alcançadas para conjuntos com menos de 5 eléctrodos e sinais com taxa de amostragem de 256 amostras/s. A selecção de potências em bandas de frequência confirma a detecção de padrões EEG evocados pela imaginação de movimento das mãos. Os potenciais evocados sugerem que a utilização de estímulos visuais simétricos ou letras pode ajudar a proteger contra paradigmas em que a ICM detecta o estímulo visual apresentado em vez da intenção do indivíduo. Entretanto, a utilização criativa de potenciais evocados pela visão, para detectar a fixação do olhar e a atenção, oferece boas perspectivas para aperfeiçoar a ICM.

Brain-Machine Interface Based on Biotelemetry and Dry Electrodes

A brain-machine interface (BMI) system lets subjects control a computer-based application (e.g. screen cursor, virtual keyboard), a wheelchair or a mechanical prosthesis in the absence of muscle activity. Both physically disabled and healthy subjects send control signals just by performing mental tasks that often involve motor imagery. The electroencephalogram (EEG) is usually acquired in the non-invasive BMIs. However, current BMIs are neither practical nor suitable for long-term operation due to four main issues: subject preparation times take up to 45 minutes, considering abrasion and electrolyte gel for electrode application; EEG signal quality degrades rapidly with time as the electrolyte gets dry; subject mobility is usually restrained by the wired connection to the processing unit; most BMIs require signal acquisition from many EEG electrodes.

This thesis suggests a BMI based on a biotelemetry system and dry electrodes, for short preparation and long operation periods. Electrodes with microneedles as deep as 100-200 μm were fabricated and coated with iridium oxide (IrO). These electrodes penetrate the outer skin layer (*stratum corneum*) and get in contact with electrolytic fluids in epidermis. Therefore, the electrolyte gel is avoided for accelerating subject preparation and for maintaining high signal quality for longer periods. The biotelemetry system acquires signals from 5 channels, with a resolution of 16 bits, at a sampling rate of 1000 samples/s and sends them to a processing unit through radiofrequency, in a 10 m range. Although the wireless link restores subject mobility, the biotelemetry systems often provide limited acquisition resources: few channels, low sampling rate and low-capacity energy supply, among others. From these limitations, only the number of channels is both task and subject-specific. Thus, two feature selection algorithms were developed to minimize the number of EEG electrodes required for movement imagery discrimination. Features were extracted from frequency-band power or event-related potentials (ERPs). The data acquired during BMI calibration sessions were used to evaluate both the feature selection and the influence of different visual cue layouts (symmetric vs. asymmetric) on feature selection.

The microneedle electrodes with IrO coating acquire signals comparable to the conventional Ag/AgCl EEG electrodes. The biotelemetry system successfully acquires EEG signals with moderate energy consumption (107 mW). The new feature selection

algorithms demonstrate higher classification accuracies (as high as 91%) than other algorithms commonly used in BMI research, with fewer electrodes (on average, less than 16% of all available electrodes). The feature selection algorithms calculate electrode sets compatible with the resources available in the developed biotelemetry system: significant discriminations between left-hand and right-hand movement imageries are achieved for sets of less than 5 electrodes and sampling rate of 256 samples/s. The frequency-band power selection confirms the detection of EEG patterns evoked by hand movement imagery. The ERPs selection suggests that employing symmetric visual cues, or symbols such as letters, may help to protect against paradigms in which the BMI algorithm reads the visual cue presented rather than the subject intention. Meanwhile, creative use of visually-evoked potentials to detect fixation and attention offers creative prospects to improve BMI.

Lista de Símbolos e Constantes.....	xiii
Lista de Acrónimos e Termos	xv
1 Introdução	1
1.1 O cérebro	2
1.1.1 Sistema Nervoso	2
1.1.2 Neurónios e células gliais	4
1.1.3 Potencial de acção.....	7
1.2 Electroencefalograma	9
1.2.1 Sistema 10-20 e montagem de eléctrodos.....	9
1.2.2 Ritmos do electroencefalograma	11
1.2.3 Potenciais evocados	14
1.2.4 Electrooculograma	14
1.3 Aquisição do electroencefalograma	15
1.3.1 Eléctrodos	15
1.3.2 Sistema de aquisição e processamento do sinal neuronal.....	15
1.4 Interface cérebro-máquina (ICM).....	16
1.4.1 Estado-da-arte das ICM não-invasivas	19
1.4.2 Estado-da-arte das ICM invasivas	21
1.5 Motivação	22
1.6 Organização da dissertação	24
1.7 Referências	25
2 Eléctrodos para Biopotenciais	29
2.1 A pele humana	29
2.2 Interface eléctrodo-electrólito.....	31
2.3 Eléctrodos	33
2.3.1 Aquisição de biopotenciais	33
2.3.2 Estimulação funcional.....	36

2.3.3	Materiais de revestimento	37
2.3.4	Técnicas de deposição	38
2.4	Eléctrodo em microagulha.....	39
2.5	Comparação entre IrO e Ag/AgCl.....	41
2.5.1	Deposição de IrO	41
2.5.2	Caracterização do eléctrodo de IrO.....	45
2.5.3	Correcção dos valores medidos	47
2.5.4	Resultados	48
2.6	Eléctrodo seco com microagulhas	50
2.6.1	Fabrico	51
2.6.2	Experiência com electrooculograma (EOG).....	54
2.7	Discussão de resultados.....	57
2.8	Referências	58
3	Sistema de Biotelemetria para ICM.....	61
3.1	Introdução à biotelemetria	61
3.2	Sistemas de biotelemetria: estado-da-arte	63
3.3	<i>Design</i> e fabrico do sistema de biotelemetria para ICM	65
3.3.1	Aquisição de biopotenciais	65
3.3.2	<i>Design</i> do PCB.....	76
3.3.3	Transmissão de dados sem fios.....	77
3.4	Testes e resultados	79
3.5	Referências	86
4	Seleção de Eléctrodos e Personalização da ICM.....	89
4.1	Características do electroencefalograma (EEG).....	89
4.1.1	Sistema sensorio-motor.....	90
4.1.2	Características dos ritmos do EEG	92
4.2	Métodos de Classificação	93
4.2.1	Análise linear discriminativa	94
4.2.2	Máquinas de vectores de suporte	98

4.3	Validação cruzada de resultados.....	99
4.4	Métodos de selecção de características desenvolvidos	101
4.4.1	Método de selecção iterativa discriminante (SID).....	102
4.4.2	Método <i>across-group variance</i> (AGV)	103
4.5	Métodos de selecção de características existentes.....	105
4.5.1	Algoritmo <i>recursive feature elimination</i> (RFE)	105
4.5.2	Algoritmo <i>relief</i>	106
4.5.3	Algoritmo genético (AG).....	106
4.6	Dados de imaginação motora	107
4.7	Comparação dos resultados obtidos	108
4.8	Discussão de resultados.....	114
4.9	Referências	116
5	Interfaces Cérebro-Máquina Implementadas.....	119
5.1	Pré-processamento do EEG.....	120
5.2	Processamento de potenciais evocados	121
5.3	Projecção de imagem no sistema visual	122
5.4	Potenciais evocados visuais.....	123
5.5	Potenciais evocados motores.....	125
5.6	Calibração das ICM implementadas.....	126
5.6.1	Experiência 1 – Calibração com estimulação visual assimétrica.....	128
5.6.2	Resultados da Experiência 1	132
5.6.3	Experiência 2 – Calibração com estimulação visual simétrica.....	138
5.6.4	Resultados da Experiência 2	139
5.6.5	Análise das formas de onda dos potenciais evocados.....	142
5.7	Análise e comparação de resultados.....	144
5.8	Referências	148
6	Conclusões	151
6.1	Eléctrodo seco para aquisição de biopotenciais	152
6.2	Sistema de biotelemetria para ICM	152

6.3	Seleção de eléctrodos e personalização da ICM.....	153
6.4	ICM implementadas	153
6.5	Trabalho futuro	155
6.6	Referências	158
	Anexo I - Esquema eléctrico do circuito de <i>PCB</i> para aquisição de biopotenciais.....	160
	Anexo II.1 – Diagrama de fluxo da aplicação de interface ADC-Micaz [®]	161
	Anexo II.2 – Diagrama de fluxo da aplicação de interface entre RF e RS-232.	162
	Anexo II.3 – Diagrama de fluxo da aplicação de gestão da <i>UART</i>	163
	Anexo III – Cálculo dos coeficientes de ponderação	164
	Anexo IV – Artigos em revistas internacionais e capítulos de livros.....	166

Lista de Símbolos e Constantes

Símbolo	Descrição	Unidade
σ	Condutividade eléctrica	S/m
ρ	Resistividade	$\Omega \times m$
ε	Permitividade eléctrica	F/m
ε_0	Permitividade eléctrica em vácuo	F/m
ε_r	Permitividade eléctrica relativa	-
A	Área	m^2
l	Comprimento	m (metro)
k	Constante da célula electroquímica	m
Ω	Frequência angular	rad/s
f	Frequência	Hz (hertz)
t	Tempo	s
j	Operador complexo	-
R	Resistência	Ω
X	Reactância	Ω
G	Condutância eléctrica	S
B	Susceptância eléctrica	S
Z	Impedância	Ω (ohm)
Y	Admitância	S (siemens)
V	Diferença de potencial eléctrico	V (volt)
I	Intensidade de corrente eléctrica	A (ampere)
F	Transformada de <i>Fourier</i>	-
Q_d	Capacidade de entrega de cargas	mC/cm^2
C	Capacidade	F (Faraday)
s	Stress mecânico	Pa (Pascal)
F	Força	N (Newton)
G	Ganho do amplificador	-
N	Número de amostras	-
N_e	Número de eléctrodos	-

Símbolo	Descrição	Unidade
X	Matriz de características	-
S	Matriz de covariância	-
W	Matriz de covariância interna aos grupos	-
B	Matriz de covariância entre grupos	-
V	Matriz de vectores próprios	-
Λ	Matriz diagonal de valores próprios	-
U	Matriz de componentes ortogonais	-
Z	Matriz diagonal de valores singulares	-
P	Número de características	-
P_{opt}	Número óptimo de características	-
C	Número de componentes principais	-
C_{opt}	Número óptimo de componentes principais	-
W	Estatística de <i>Wilks</i>	-

Lista de Acrónimos e Termos

Acrónimo	Descrição
<i>AC</i>	<i>Alternating Current</i>
<i>ADC</i>	<i>Analog-to-Digital Converter</i>
<i>AG</i>	Algoritmo Genético
<i>Ag/AgCl</i>	Prata/Cloreto de prata
<i>AGV</i>	<i>Across-Group Variance</i>
<i>AI</i>	Amplificador de instrumentação
<i>AmpOp</i>	Amplificador operacional
<i>ANOVA</i>	<i>Analysis of variance</i>
<i>CAR</i>	<i>Common-Average Reference</i>
<i>COTS</i>	<i>Commercial of-the-shelf</i>
<i>CSP</i>	<i>Common Spatial Patterns</i>
<i>CVD</i>	<i>Chemical vapor deposition</i>
<i>DAC</i>	<i>Digital-to-Analog Converter</i>
<i>DC</i>	<i>Direct Current</i>
<i>DEI</i>	Departamento de Electrónica Industrial
<i>ECG</i>	Electrocardiograma
<i>EEG</i>	Electroencefalograma
<i>EMG</i>	Electromiograma
<i>EOG</i>	Electrooculograma
<i>ERD/ERS</i>	<i>Event-related Desynchronization/ Event-related Synchronization</i>
<i>ERG</i>	Electroretinograma
<i>ERL</i>	<i>Event-related lateralization</i>
<i>ERP</i>	<i>Event-related potential</i>
<i>FES</i>	<i>Functional electrical stimulation</i>
<i>FFT</i>	<i>Fast Fourier Transform</i>
<i>HF</i>	Ácido Fluorídrico
<i>I²C</i>	<i>Inter-integrated circuit</i>

Acrónimo	Descrição
ICM	Interface cérebro-máquina
<i>IEEE</i>	The Institute of Electrical and Electronics Engineers
IrO	Óxido de irídio
K-S	Teste não paramétrico Kolmogorov-Smirnov
LAP	Filtro LAPlaciano
<i>LDA</i>	<i>Linear Discriminant Analysis</i>
<i>LRP</i>	<i>Lateralized readiness potential</i>
MEG	Magnetoencefalograma
<i>MRP</i>	<i>Movement-related potential</i>
PC	<i>Personal Computer</i>
<i>PCA</i>	<i>Principal component analysis</i>
<i>PCB</i>	<i>Printed Circuit Board</i>
<i>PSU</i>	<i>Pennsylvania State University</i>
RF	Radiofrequência
<i>RFE</i>	<i>Recursive Feature Elimination</i>
<i>RIE</i>	<i>Reactive ion etching</i>
sccm	<i>Standard cubic centimeters per minute</i>
SID	Seleção Iterativa Discriminante
<i>SPI</i>	<i>Serial peripheral interface</i>
<i>SVD</i>	<i>Singular value decomposition</i>
<i>SVM</i>	<i>Support vector machines</i>
<i>UART</i>	<i>Universal asynchronous receiver/transmitter</i>
UM	Universidade do Minho
<i>VEP</i>	<i>Visual-evoked potential</i>
<i>WTEC</i>	<i>World Technology Evaluation Center</i>

1 Introdução

Uma interface cérebro-máquina¹ (ICM) transforma a actividade eléctrica gerada pelo cérebro em mensagens transmitidas através do computador, por exemplo, no controlo do cursor, na produção de texto em teclados virtuais ou vídeo jogos. Alternativamente, uma ICM pode gerar comandos que controlam dispositivos robóticos, como cadeiras de rodas eléctricas e próteses mecânicas. A ICM tem especial interesse para pessoas com elevado grau de incapacidade física decorrente de amputações, traumatismos ou doenças neurodegenerativas (e.g. doença de Alzheimer, doença de Parkinson, esclerose lateral amiotrófica), como meio de transmissão de informação através do pensamento [1]. Uma ICM pode também ser utilizada como meio de reabilitação de movimentos em vítimas de ataque vascular cerebral (AVC) [2], e para pessoas saudáveis como meio alternativo de transmissão de informação em aplicações multimédia, de entretenimento (e.g. vídeo jogos, realidade virtual) [3], assim como na indústria automóvel (e.g. detecção do nível de alerta dos condutores) [4]. A motivação principal duma ICM é restaurar pelo menos um meio de comunicação entre os indivíduos com incapacidade física total² e o ambiente que os rodeia. A imaginação de movimento é uma estratégia frequentemente utilizada em ICM que permite ao indivíduo ter algum controlo sobre a própria actividade cerebral e assim transmitir a sua intenção.

¹ Conhecido na literatura de língua inglesa como *Brain-Machine Interface – BMI* ou *Brain-Computer Interface – BCI*.

² *Locked-in syndrome* – paralisção total, incapacidade de falar ou mover qualquer músculo de forma controlada. Contudo não interfere com as funções cognitivas pois estas normalmente permanecem intactas. Este nível de incapacidade pode ser causado, por exemplo, por Esclerose Lateral Amiotrófica, lesões na espinal medula ou mesmo ataque vascular cerebral (AVC).

O electroencefalograma (EEG) é geralmente adquirido para medir a actividade cerebral em resposta às tarefas de imaginação motora. A investigação actual em ICM tem-se debruçado principalmente nos seguintes temas: novas tecnologias de sensores [5]; interfaces bióticos-abióticos [6]; desenvolvimento de modelos e técnicas de processamento do sinal cerebral [7]; aplicações robóticas e protésicas [8]; estimulação eléctrica funcional e reabilitação [9]; desenvolvimento de dispositivos de comunicação baseados em ICM [10]; e próteses cognitivas e emocionais [11]. Este projecto abordou alguns dos temas acima referidos, e teve como principal alvo de investigação uma interface cérebro-máquina baseada em biotelemetria e eléctrodos secos.

1.1 O cérebro

1.1.1 Sistema Nervoso

O sistema nervoso é constituído por nervos, gânglios e centros nervosos que controlam e coordenam as funções vitais (e.g. respiração, temperatura corporal, funcionamento dos órgãos), a actividade muscular e a recepção das mensagens sensoriais [12]. O tecido nervoso constitui todo o sistema nervoso, que se divide em sistema nervoso central e periférico. O sistema nervoso central é constituído pelo encéfalo (também chamado de cérebro) e pela espinal medula. O sistema nervoso periférico subdivide-se em: sistema somático que é constituído pelos nervos cranianos³, nervos raquidianos⁴ e gânglios nervosos; sistema autónomo que regula o funcionamento interno do organismo (e.g. respiração, ritmo cardíaco, controlo motor dos órgãos internos, glândulas exócrinas) [13].

O encéfalo, como centro do sistema nervoso central, é constituído por estruturas que estão anatómica e fisiologicamente ligadas: o córtex⁵ cerebral que é a camada mais externa do cérebro e que processa essencialmente a memória, atenção, consciência, linguagem e percepção sensorial; o cerebelo que é responsável pelo equilíbrio, postura corporal e planeamento de movimentos; o tálamo que reorganiza os estímulos vindos da periferia e tronco cerebral, integra-os e redistribui-os, e tem ligações abundantes com o córtex; o hipotálamo que regula processos metabólicos bem como outras actividades autónomas⁶, liga o sistema nervoso ao sistema endócrino e ajuda a controlar as

³ Nervos com aparente origem no encéfalo.

⁴ Nervos que ligam a espinal medula aos músculos.

⁵ Também conhecido por massa cinzenta devido à grande concentração de corpos celulares.

⁶ Intimamente ligado à manifestação de instintos básicos como a fome, sede, regulação da quantidade de água no corpo, comportamento emocional, entre outros.

secreções hormonais da glândula pituitária; os gânglios da base⁷ que estão envolvidos em funções motoras, de memória e cognitivas; o tronco cerebral (constituído por bulbo raquidiano, ponte, etc.) é um condutor de impulsos nervosos (motores e sensoriais), liga o cérebro e a espinal medula; o corpo caloso, que se localiza na fissura longitudinal, liga os hemisférios direito e esquerdo para que estes possam comunicar harmoniosamente. A espinal medula recebe informação sensorial de todo corpo e direcciona informação motora do sistema somático para os músculos e do sistema autónomo para os diversos órgãos (e.g. estômago, intestinos, pulmões, rins) [14].

O córtex cerebral representa o centro de processamento sensorial e motor, e subdivide-se em lóbulos sob a forma de áreas funcionais como ilustrado na Figura 1.1 [15]. No lóbulo frontal processa-se parte da actividade motora e visual, o controlo motor do discurso, as várias modalidades da personalidade e comportamento, funções executivas (e.g. planeamento, decisão), memória, julgamento moral e formação do pensamento abstracto. O lóbulo parietal processa a informação sensorial e produz associações de visão e espaço. A proximidade das pregas motora e sensorial promove uma resposta mais eficiente aos estímulos recebidos. As várias regiões do nosso corpo estão mapeadas nestas duas circunvoluções segundo um padrão idêntico em todos os humanos designado de “homúnculo sensório-motor” [16]. O lóbulo temporal processa a função auditiva bem como a linguagem, interpretação de leitura e alguns aspectos da memória. O lóbulo occipital processa e interpreta a informação sensorial vinda dos olhos (i.e. visão).

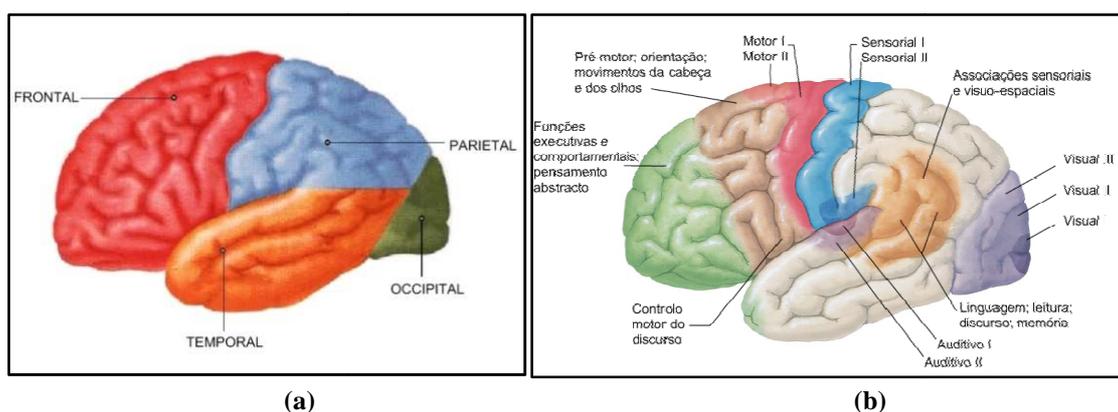


Figura 1.1 - Os lóbulos cerebrais do córtex estão representados com cores diferentes na figura (a) e as áreas funcionais do cérebro estão ilustradas na figura (b) (figuras adaptadas de [15]).

⁷ Também conhecidos por massa branca devido à grande concentração de axónios.

1.1.2 Neurónios e células gliais

Ao nível celular, o tecido nervoso é essencialmente constituído por células nervosas (i.e. neurónios) e células gliais (i.e. neuróglia⁸). Um neurónio é capaz de produzir e conduzir impulsos eléctricos, denominados por potenciais de acção. O neurónio representado na Figura 1.2 é frequentemente encontrado no sistema periférico e tem três partes constituintes: as dendrites, que são filamentos relativamente curtos e extremamente ramificados; o corpo celular ou soma, região de maior volume onde se encontra o núcleo da célula; e o axónio, um filamento único e alongado que emerge do corpo celular e se ramifica na extremidade. O impulso eléctrico percorre o neurónio desde as suas dendrites, passando pelo corpo celular até à extremidade do axónio⁹. O último tem a função de conduzir o impulso desde o corpo celular até outros neurónios, músculos ou glândulas. O axónio pode ser envolvido pelas células de *Schwann*¹⁰ (um tipo de neuróglia), que produzem a bainha de mielina em seu redor. A mielina é um lípido que age como isolante eléctrico optimizando a condução do impulso pelo axónio. Entre uma célula de Schwann e outra existe um curto segmento desprovido de mielina com a aparência de um estrangulamento que se designa por nóculo de *Ranvier* [13].

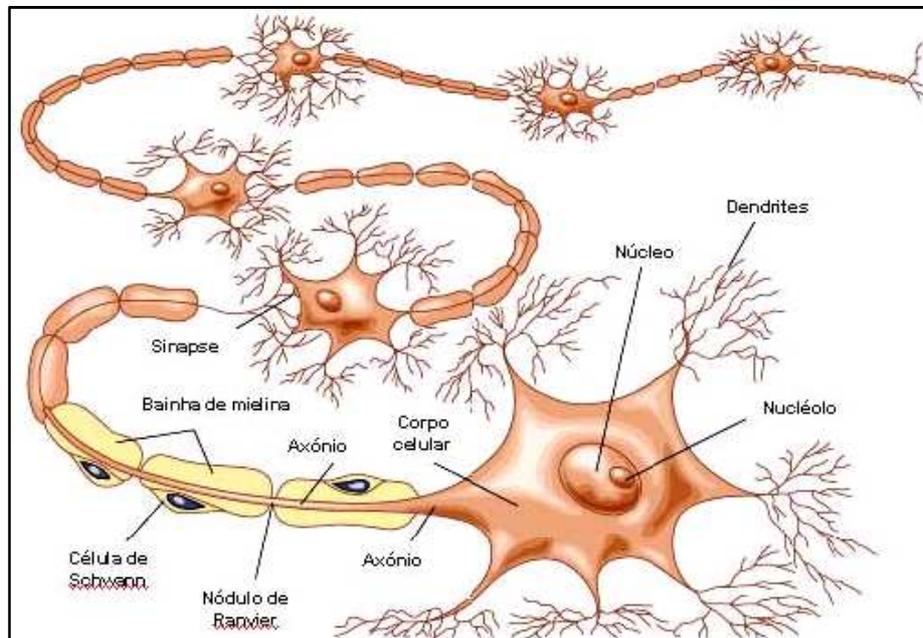


Figura 1.2 – Diagrama de um neurónio do sistema nervoso periférico de um humano (adaptado de [15]).

⁸ Conjunto de células gliais que sustentam o tecido nervoso [54].

⁹ O impulso eléctrico passa pelo corpo celular se a combinação das várias sinapses for de forma a despolarizar o corpo, caso contrário o impulso é gerado pelo corpo celular.

¹⁰ Presente no sistema nervoso periférico pois os oligodendrócitos têm a mesma função no sistema nervoso central.

A sinapse é o ponto em que dois neurónios vizinhos, o neurónio pré-sináptico e o neurónio pós-sináptico, se encontram para a transmissão de um impulso eléctrico. As sinapses estão entre a extremidade do axónio de um neurónio e a extremidade das dendrites de outro neurónio vizinho. Ao nível molecular, existem dois tipos de sinapses: nas sinapses químicas não existe realmente contacto entre os neurónios uma vez que entre eles existe a fenda sináptica onde os axónios libertam mensageiros químicos (i.e. neurotransmissores) que vão atravessar este espaço e estimular os receptores das dendrites (i.e. propagação do impulso nervoso); nas sinapses eléctricas, o impulso nervoso propaga-se mais rapidamente entre neurónios vizinhos, pois estes estão virtualmente em contacto (separados 3.5 nm)¹¹ [13]. Enquanto as sinapses químicas podem ter acções excitatórias (i.e. que promovem a despolarização) ou inibitórias (i.e. que contrariam a despolarização) no neurónio pós-sináptico que podem durar até largos minutos, as sinapses eléctricas apenas produzem acções excitatórias de curta duração [13]. Na sinapse eléctrica não há intervenção de neurotransmissores, o impulso nervoso propaga-se através de correntes iónicas entre neurónios. Além de promover a propagação e amplificação de um estímulo, os neurotransmissores podem também efectuar a reacção final no órgão ou músculo alvo [13].

O potencial de acção percorre o neurónio pré-sináptico até ao terminal do axónio, onde o sinal eléctrico leva a que as vesículas sinápticas libertem um mensageiro químico orientado a receptores específicos no neurónio pós-sináptico ou célula alvo [13]. Diferentes tipos de neurónios produzem diferentes neurotransmissores e o tipo de acção desencadeada (i.e. excitatória ou inibitória) apenas depende do receptor que reconhece e recolhe o neurotransmissor [13]. Até ao momento, cerca de 60 neurotransmissores foram identificados e podem ser classificados numa de quatro categorias: as colinas, e.g. a acetilcolina¹² é libertada em sinapses entre neurónios motores e tecidos musculares causando a contracção dos músculos e intervém em processos da atenção e da memória; as aminas biogénicas, e.g. serotonina¹³ com efeito no humor, na ansiedade e na agressividade, a dopamina¹⁴ que controla a estimulação e os níveis do controlo motor e a norepinefrina que é mediadora dos batimentos cardíacos, pressão arterial e taxa de conversão de glucose em energia; os aminoácidos, e.g. glutamato que é o principal neurotransmissor excitatório do sistema nervoso

¹¹ Numa sinapse química a distância entre neurónios é de 20-40 nm.

¹² Com níveis baixos nos pacientes com doença de Alzheimer.

¹³ Os níveis de serotonina e a norepinefrina são normalmente controlados através de drogas anti-depressivas (e.g. Prozac).

¹⁴ Com níveis baixos nos pacientes com doença de Parkinson.

protagonista de processos cognitivos; e os neuropeptídeos que são cadeias maiores de aminoácidos importantes na transmissão e modulação da informação neuronal [13].

Quanto à forma, os neurónios podem ser classificados como: bipolares, possuem uma dendrite e um axónio (encontrados na retina e mucosa olfativa); multipolares, classe à qual pertencem a maior parte dos neurónios (e.g. neurónios motores); unipolares, classe de neurónios muito raros que só têm um corpo celular e um prolongamento; e pseudo-unipolares, apresentam-se bipolares durante a fase embrionária e depois sofrem uma mutação (encontrados nos gânglios espinais) [13]. Quanto à função, os neurónios podem ser categorizados como: sensoriais ou aferentes, quando conduzem estímulos da periferia do organismo até um centro nervoso para servir o propósito de percepção ou controlo motor; motores ou eferentes, quando conduzem um impulso de um centro nervoso para glândulas ou músculos; e inter-neurónios (a maior classe), quando estabelecem conexões entre outros neurónios e não executam as funções anteriores [13].

Os neurónios estão frequentemente organizados em camadas e entre estes encontra-se a neurógliia que lhes proporciona suporte, nutrição e protecção contra agentes patogénicos. A neurógliia é incapaz de gerar electricidade por si só. As células gliais são cerca de 10 vezes mais numerosas do que os neurónios. Ao contrário dos neurónios, nestas células desencadeia-se o processo de divisão celular em que uma célula divide seus cromossomas entre duas células filhas (i.e. mitose) [13].

As células gliais dividem-se em vários tipos. Os astrócitos têm como principais funções captar os neurotransmissores, regulação do metabolismo celular, suportar o tecido nervoso, sintetizar factores neurotróficos¹⁵ e estabelecem a barreira sangue-cérebro uma vez que fazem de interface entre os neurónios e os vasos sanguíneos promovendo a troca de nutrientes. Os oligodendrócitos têm como principal função a síntese das bainhas de mielina dos axónios no sistema nervoso central. As células microgliais têm origem na medula óssea e desempenham um papel fundamental na defesa imunológica do sistema nervoso central. Estas ingerem e destroem as bactérias e ao morrerem segregam proteínas que atraem macrófagos¹⁶ do sistema imunitário para o local infectado. As células de *Schwann* revestem total ou parcialmente os neurónios do sistema nervoso periférico com bainhas de mielina e também combatem infecções aí localizadas. As células satélite também se encontram no sistema

¹⁵ Que ajudam à sobrevivência de neurónios existentes assim como o crescimento e diferenciação de novos neurónios e sinapses.

¹⁶ Células de grandes dimensões que intervêm na defesa do organismo contra infecções.

nervoso periférico, delimitam a superfície exterior dos neurónios e regulam o ambiente químico externo [13].

1.1.3 Potencial de acção

A membrana celular de um neurónio impede que moléculas carregadas a atravessem facilmente, o que permite a existência de uma diferença de potencial entre os dois lados da membrana. A propagação de impulsos eléctricos entre neurónios acontece devido a alterações do potencial intracelular em relação ao potencial extracelular (normalmente considerado nulo). A diferença de potencial permanente entre o interior e o exterior de uma célula chama-se potencial de repouso e é devido a diferentes distribuições iónicas (e.g. iões de sódio e potássio) entre os dois lados da membrana e também à permeabilidade da membrana a esses iões. O potencial de repouso em neurónios varia entre -60 mV e -70 mV (considerando o interior da célula em relação ao exterior) e diz-se que a célula está polarizada [13]. O transporte activo de iões de potássio e sódio para dentro e para fora da célula, respectivamente, é feito por diversas bombas de sódio e de potássio distribuídas pela membrana celular. Quando um impulso eléctrico chega a um receptor da membrana, a sua energia causa uma inversão temporária de cargas na membrana do neurónio. Esta inversão vai abrir alguns canais de sódio que vão permitir a entrada de iões de sódio e assim tornar a diferença de potencial na membrana mais positiva. Os canais da membrana abrem ou fecham dependendo da diferença de potencial entre os dois lados da membrana e por isso dizem-se canais dependentes de voltagem. Quando a membrana de uma célula excitável é despolarizada acima de um potencial limiar (cerca de -55 mV), a célula dispara um potencial de acção com valor de pico 20-50 mV aproximadamente [13]. Nesta condição a membrana diz-se despolarizada. Atingido o potencial de pico, acções inibitórias da membrana cessam a entrada de iões de sódio e promovem a saída de iões de potássio restabelecendo o potencial de repouso. Como ilustrado na Figura 1.3, um potencial de acção é uma alteração rápida na polaridade da voltagem da membrana, de negativa para positiva e de volta para negativa num ciclo que se completa em poucos milissegundos [13].

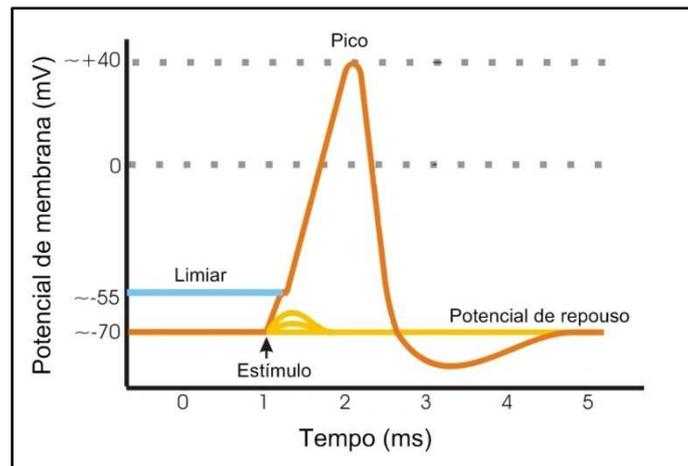


Figura 1.3 – Forma de onda esquemática dum potencial de acção (adaptado de [17]).

Devido à evolução temporal dos potenciais da membrana, pensa-se que os potenciais pós-sinápticos dos inúmeros neurónios numa determinada região nervosa contribuem maioritariamente para a geração de um potencial extracelular local [18]. Além dos neurónios, a neuróglia também contribui para a geração destes potenciais. O disparo repetitivo dos neurónios gera um aumento da concentração de potássio no espaço extracelular devido à saída de iões de potássio da membrana. Nestas condições, as células gliais adjacentes aos referidos neurónios despolarizam-se devido à entrada de iões de potássio. Estes gradientes de potencial rapidamente se espalham a células gliais mais afastadas, o que pode estar na origem de potenciais com grande distribuição espacial. Assim, as células gliais são responsáveis pelo fenómeno de amplificação dos potenciais extracelulares [18]. Estes potenciais podem ser gravados externamente aos elementos do sistema nervoso central e são vulgarmente designados de potenciais de campo local (*local-field potentials*). Dois tipos de potenciais de campo local podem ser analisados quando estes são gravados relativamente a um ponto de referência inactivo e filtrados com um limite superior de frequência de aproximadamente 100 Hz. Se o dispositivo de amplificação tiver uma constante de tempo de 1 s ou menos, os potenciais extracelulares correspondem ao electroencefalograma (EEG). Se a constante de tempo for “infinita”, (i.e. amplificador de corrente contínua) os potenciais mais lentos podem ser igualmente adquiridos. Estes últimos são geralmente conhecidos como potenciais DC e a sua gravação ao nível do escalpe é tecnicamente mais exigente do que a gravação do EEG. À excepção de certas áreas de aplicação (e.g. estudo da epilepsia e *biofeedback*¹⁷), as gravações de potenciais DC são geralmente executadas em

¹⁷ Sistemas de malha fechada que detectam mudanças no EEG e as apresentam de volta ao paciente em tempo-real para facilitar a mudança de estado mental do utilizador; usado no tratamento de hiperactividade, *stress* pós-traumático, depressão, etc. [19].

experiências animais. Os potenciais DC reflectem directamente o estado de actividade das células dos centros nervosos e conseqüentemente contribuem para a explicação da génese dos potenciais de campo [18].

1.2 Electroencefalograma

O electroencefalograma é um registo do sinal eléctrico gerado pela acção cooperativa dos neurónios, ou mais precisamente, a sequência temporal dos potenciais extracelulares de campo gerados por sua acção síncrona [19]. A palavra electroencefalograma é derivada das palavras gregas *enkephalo* (cérebro) e *graphein* (escrever). A aquisição do EEG pode ser realizada através de eléctrodos colocados sobre o escalpe ou directamente sobre o córtex. No último caso, o registo é chamado de electrocorticograma (ECoG). O EEG pode ser analisado como um potencial em resposta a um estímulo externo (i.e. *event-related potential* - ERP) ou analisado na ausência de um estímulo externo, designando-se de EEG espontâneo. A amplitude dum EEG gravado com eléctrodos sobre o escalpe de um indivíduo¹⁸ normal e acordado é de 10-100 μ V. No caso de um paciente epiléptico, as amplitudes de EEG podem aumentar cerca de uma ordem de grandeza. Para eléctrodos colocados sobre o córtex, as amplitudes de sinal são de 500-1500 μ V [18].

A banda de frequências do EEG com relevância clínica e científica tem limites mínimo e máximo algo subjectivos. As componentes de muito baixa frequência (menor que 1 Hz) são frequentemente analisadas em estados de coma profundo e em estados terminais. Assim, a resposta em frequência de um sistema de aquisição de EEG concentra-se nas bandas relevantes dos pontos de vista clínico e psicofisiológico (0.1-100 Hz) ou científico (0.3-70 Hz).

1.2.1 Sistema 10-20 e montagem de eléctrodos

Para registar um electroencefalograma são necessários eléctrodos capazes de medir as diferenças de potencial entre pontos do escalpe com relevância para o estudo em causa. Para possibilitar a replicação de estudos ao longo do tempo e em laboratórios diferentes, um comité do *International Federation of Societies for Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* recomendou a utilização dum sistema standard de colocação de eléctrodos [20]. Este sistema é actualmente conhecido como o sistema internacional 10-20 uma vez que usa 10% e 20% das distâncias entre

¹⁸ No desenvolvimento desta dissertação o termo "indivíduo" é usado para identificar o sujeito ou cobaia humana que participa em experiências laboratoriais.

alguns marcos ósseos como distâncias entre eléctrodos para determinar as suas posições relativas. O sistema de numeração do sistema 10-20 determina que os eléctrodos com número ímpar ficam no hemisfério esquerdo e números pares no hemisfério direito, enquanto a letra designa a área anatómica (F – frontal, C – central, P – parietal, O – occipital). Inicialmente o sistema previa a utilização de 21 eléctrodos mas, em 1991 a *American EEG Society* especificou 75 posições de eléctrodos ao longo de cinco planos posteriores/anteriores paralelos à linha central de 11 posições (Figura 1.4) [18].

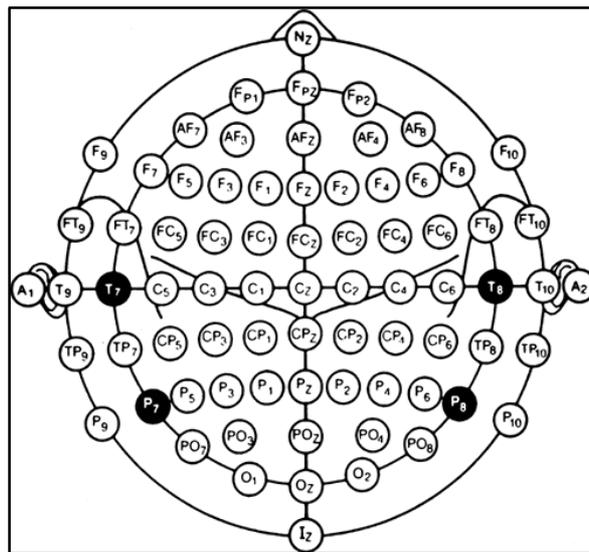


Figura 1.4 – Sistema Internacional 10-20 para colocação de eléctrodos num registo de EEG segundo a *American Electroencephalographic Society* [18].

Antes de proceder à análise do EEG, é necessário definir a combinação de eléctrodos (i.e. montagem) que vai ser utilizada para adquirir o EEG. A montagem utilizada tem por objectivo uma mais fácil interpretação das características do EEG que se pretende analisar. Uma montagem pode ser referencial (i.e. monopolar), quando as diferenças de potencial são medidas entre cada eléctrodo e um eléctrodo de referência comum (normalmente numa posição com o mínimo de actividade possível, e.g. lóbulo da orelha), ou bipolar quando as diferenças de potencial são medidas entre pares de eléctrodos. Esta última tem especial interesse quando se pretende medir características do EEG que se manifestam de forma distinta em cada hemisfério cerebral. Neste caso, é implementada uma montagem em que cada canal mede diferenças de potencial entre eléctrodos de hemisférios diferentes. Contudo uma montagem bipolar apresenta desvantagens na aquisição de potenciais com grande distribuição espacial. Neste caso, a montagem referencial apresenta-se mais vantajosa. Porém, numa montagem referencial, os potenciais registados numa dada posição vão ser sempre influenciados por outras

posições simultaneamente adquiridas, independentemente do eléctrodo usado como referência. Entre as várias tentativas para implementar uma filtragem de baixa frequência espacial¹⁹, um método de derivação de fontes foi sugerido por Hjorth em 1975 [21]. Esta derivação, também conhecida por filtro laplaciano, é formada por 4 derivações bipolares, sobrepostas em forma de estrela, que partilham 1 eléctrodo central. O filtro laplaciano tem especial interesse na interpretação do EEG uma vez que deriva a componente ortogonal da corrente numa determinada posição do escalpe e evidencia a localização dos potenciais (i.e. baixa correlação entre derivações vizinhas).

1.2.2 Ritmos do electroencefalograma

As formas de onda do EEG espontâneo são geralmente classificadas relativamente à frequência, amplitude, forma, e os locais no escalpe onde podem ser gravados. No domínio da frequência, identificam-se geralmente os ritmos Delta, Teta, Alfa, Beta, e Gama de acordo com a Tabela 1.1. Informações relativas à frequência, forma da onda, idade do paciente/indivíduo, estado de alerta e o local de gravação são combinadas para determinar o significado de um determinado ritmo. Contudo, a frequência é a principal característica usada para distinguir ritmos normais de anormais no EEG: frequências acima de 7 Hz são consideradas normais no EEG de um adulto acordado; frequências abaixo de 7 Hz são classificadas frequentemente como anormal em adultos acordados, embora possam ser detectadas em crianças ou em adultos durante o sono [22]. Exceptuam-se as componentes de baixa frequência que estão relacionadas com artefactos devido ao movimento ocular, respiração ou batimento cardíaco.

As ondas Delta têm uma frequência inferior a 3 Hz e são registadas normalmente em adultos durante o sono profundo assim como em bebés e crianças (ver Figura 1.5a). Contudo, as ondas Delta são anormais num adulto acordado. Estas ondas são frequentemente as de maior amplitude podendo ser focalizadas (i.e. patologia local) ou difusas (i.e. disfunção generalizada).

As ondas Teta têm frequências entre 4 e 7 Hz e são registadas normalmente durante o sono em todas as idades. Em adultos acordados, estas ondas são anormais se ocorrerem em excesso. As ondas Teta, assim como as Delta são colectivamente designadas de ondas lentas.

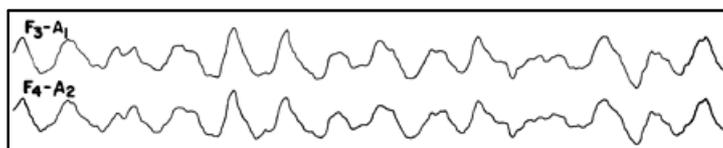
As ondas Alfa têm frequências entre 8 e 13 Hz e são geralmente registadas em todas as faixas etárias embora sejam mais comuns em adultos. Os seus ritmos ocorrem em

¹⁹ Idealmente pretendem-se medições locais independentes de qualquer referência.

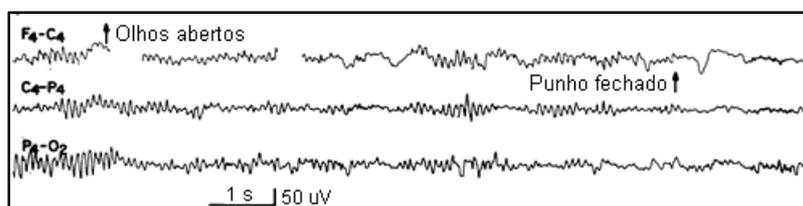
ambos os lados da cabeça mas têm frequentemente amplitudes mais elevadas no lado contrário à destreza do indivíduo, especialmente em destros. Estão presentes principalmente nas zonas posteriores da cabeça e sua amplitude é especialmente elevada com os olhos fechados ou num estado de relaxamento (ver Figura 1.5b). Todavia, a actividade Alfa desaparece quando o indivíduo presta atenção numa determinada tarefa mental²⁰. Na maioria de casos, é considerado um ritmo normal.

Tabela 1.1 – Categorização dos ritmos de electroencefalograma no domínio das frequências e estados de ocorrência não patológica de acordo com Niedermeyer e Lopes da Silva [18].

Designação	Banda de Frequências	Estados de ocorrência
Delta	<3,5 Hz	Em adultos durante o sono profundo ou em crianças bastante novas
Teta	4-7,5 Hz	Em todas as fases do sono e em crianças
Alfa	8-13 Hz	Em todas as faixas etárias mas são mais comuns em adultos; mais evidente com os olhos fechados e normalmente desaparece com a atenção
Beta	14-30 Hz	Em qualquer idade no estado acordado
Gama	>30 Hz	Na execução de movimentos



(a) Sono Profundo



(b) Acordado

Figura 1.5. Segmentos EEG gravados num indivíduo em sono profundo (a) e acordado (b) (imagens adaptadas de [18]).

O ritmo Miu rolandico²¹ engloba-se na banda Alfa e pode apresentar frequências de 8-12 Hz. Este ritmo tem uma forma de onda arcada (i.e. em forma de “M”) com amplitude semelhante à das ondas Alfa, encontra-se essencialmente na área centro-parietal, é frequentemente assimétrico relativamente à linha sagital mediana, assíncrono entre os 2 hemisférios e pode até manifestar-se unilateralmente. A principal característica que distingue este ritmo de todos os outros é a sua reactividade à

²⁰ Tarefa que envolve um exercício mental e não produz resposta comportamental, e.g. aritmética mental, imaginação de movimentos, imaginação de objectos em rotação, entre outras.

²¹ Em homenagem ao anatomista italiano Luigi Rolando (1773-1881), ritmo que diminui de amplitude com a execução, imaginação ou planeamento de actividades motoras.

percepção ou planeamento de movimento. A amplitude do ritmo Miu sofre atenuação contralateral durante a execução do movimento de uma extremidade (i.e. mão esquerda ou direita), a imaginação do movimento ou estimulação táctil da extremidade em causa. Ao contrário do ritmo Alfa, não reage ao abrir e fechar de olhos. O ritmo Miu foi inicialmente documentado por Gastaut numa gravação sob a dura-máter do córtex sensorio-motor (córtex rolandico) e apresenta as mesmas características duma gravação superficial de EEG, incluindo a distribuição, a morfologia, e a reactividade [23]. Contudo este ritmo não é facilmente detectável em todos os indivíduos. Embora este ritmo esteja fortemente relacionado com as funções do córtex motor, a contribuição do córtex somatossensorial adjacente não deve ser ignorada [18]. O ritmo Miu tornou-se efectivamente um tópico de investigação com especial interesse aquando dos trabalhos efectuados por Pfurtscheller *et al.* [24-25].

As ondas Beta são observadas em todas as faixas etárias, apresentam amplitudes baixas, são geralmente simétricas relativamente à linha sagital mediana [15] e mais evidentes nas zonas anteriores da cabeça. As ondas Beta podem apresentar múltiplas frequências entre 14 e 30 Hz em resposta à contínua actividade cerebral, ansiedade ou concentração, mas são geralmente associadas a um estado normal de consciência em indivíduos acordados. Através da gravação dum ECoG num paciente sob anestesia local, Jasper e Penfield encontraram evidência de uma actividade Beta, com frequência de 20 Hz, estritamente localizada sobre o córtex motor humano [26]. De forma semelhante ao ritmo Miu, este também pode ser obstruído contralateralmente à extremidade movida ou à imaginação do movimento.

Alguns autores englobam a actividade rítmica acima dos 30 Hz na banda de frequências Beta. Outros denominam esta actividade de ritmos Gama. Um estudo realizado em 1992 por Pfurtscheller e Neuper, demonstrou uma actividade rítmica de 40 Hz sobre a região central esquerda (eléctrodo C3) no início de movimentos voluntários do dedo direito [27]. Foram detectadas uma dessincronização da actividade rítmica local de 10 Hz durante o período de preparação do movimento e uma elevada sincronização da actividade de 40 Hz que coincidiu com a iniciação do movimento. Os ritmos Gama parecem estar relacionados com o controlo fino de movimentos voluntários [18].

Durante os últimos anos tem-se intensificado o interesse em ritmos ultra rápidos desde 80 até 1000 Hz. O aparecimento da gravação digital de EEG trouxe novas oportunidades a esta nova tendência. Esta escala de frequências é especialmente

importante para o estudo da epilepsia [28], mas também para a compreensão da percepção cortical, da actividade motora e em particular de processos neuro-cognitivos [29].

1.2.3 Potenciais evocados

Os potenciais evocados são uma forma alternativa de interpretar os potenciais cerebrais. Estes são flutuações ou desvios (i.e. componentes) positivos ou negativos das diferenças de potencial registadas no electroencefalograma que são sincronizadas com estímulos sensoriais (e.g. visuais, auditivos, somatossensoriais), motores, ou cognitivos [18]. As componentes dos potenciais evocados são úteis como medidas de processamento encoberto de informação, uma vez que diferenças entre respostas a condições experimentais distintas podem ser obtidas na ausência de resposta comportamental (e.g. resposta a estímulos inesperados ou novos). Os potenciais evocados apresentam amplitude muito baixa (1-30 μV) relativamente à actividade do EEG espontâneo [18]. O processamento dos potenciais evocados assim como os potenciais evocados mais frequentemente utilizados em interfaces cérebro-máquina serão abordados no capítulo 5.

1.2.4 Electrooculograma

O electrooculograma (EOG) é outro tipo de sinal electrofisiológico registado frequentemente durante uma experiência de EEG. Este resulta essencialmente de uma diferença de potencial permanente entre a córnea e a retina. Na ausência de movimento ocular, o potencial eléctrico da parte anterior da retina é positivo relativamente à sua parte posterior. Isto faz com que a córnea tenha um potencial positivo quando comparada com a parte traseira do olho. Em movimentos do olho para a esquerda, a córnea com potencial positivo torna um eléctrodo colocado à esquerda do olho mais positivo do que um eléctrodo colocado à direita do mesmo. Assim podemos medir a diferenças de potencial (100-1000 μV aproximadamente) entre dois eléctrodos colocados lateralmente para determinar movimentos horizontais do olho. Com eléctrodos colocados acima e abaixo do olho podemos também determinar movimentos verticais do olho [30]. Embora o EOG seja útil para medir mudanças no sentido do olhar, não pode medir movimentos absolutos do olhar porque a variação do potencial da pele é superior à do sinal EOG. Com frequência, artefactos oculares são detectados nos registos de EEG devido à propagação dos potenciais geradores do EOG à generalidade dos canais EEG. Em 1983, Gratton *et al.* desenvolveram um método regressivo para

correção de artefactos oculares recorrendo aos dados EOG registados [31]. Além dos novos métodos regressivos desenvolvidos para correção destes artefactos [32], os métodos baseados em análise de componentes independentes constituem alternativas promissoras [33].

1.3 Aquisição do electroencefalograma

1.3.1 Eléctrodos

O eléctrodo é o transdutor que lê os potenciais do escalpe num dispositivo de aquisição de EEG. Geralmente, os eléctrodos convencionais (i.e. eléctrodos passivos) para EEG são discos pequenos, de metal aplicados ao escalpe com um gel condutor que promove a condução entre a pele e o eléctrodo. O ouro, a prata, o titânio e a platina são os metais mais usados.

No entanto, os eléctrodos convencionais para aquisição de EEG (Figura 1.6) são problemáticos para monitorizações longas, em consequência das reacções da pele e da secagem do gel electrólito. Além disto, o tempo de aplicação destes eléctrodos é longo (i.e. 45 minutos para 32 eléctrodos com aplicação do gel electrólito e abrasão da pele) devido à necessidade de diminuir a impedância de contacto entre a pele e o eléctrodo para valores inferiores a 20 K Ω . Quanto menor for esta impedância, melhor é a qualidade de gravação dos dados, e estes são menos susceptíveis a artefactos e interferências electromagnéticas do ambiente [22]. As características dos eléctrodos convencionais de EEG e outros tipos de eléctrodos serão descritos em mais pormenor no capítulo 2.



Figura 1.6. Eléctrodo convencional fabricado em Ag/AgCl para aquisição de electroencefalograma.

1.3.2 Sistema de aquisição e processamento do sinal neuronal

Num sistema de aquisição de electroencefalograma, o hardware de acondicionamento do sinal é particularmente sensível. Devido à baixa amplitude do EEG (menor do que 100 μ V), o amplificador deve ter ganho elevado e deve isolar o sinal de interesse de todo o ruído que o envolve. As especificações de um sistema de

instrumentação para aquisição de EEG serão abordadas em mais detalhe no capítulo 3. Além da instrumentação de aquisição, o processamento digital de sinal requer também uma ligação rápida (e.g. fibra óptica) entre o sistema de instrumentação e o computador. Algumas rotinas de filtragem, segmentação de dados, cálculo de médias, remoção de artefactos e visualização (Figura 1.7) são posteriormente aplicadas nos dados recolhidos.

O sistema convencional de aquisição e processamento do EEG, tal como ilustrado na Figura 1.7, torna-se desconfortável para experiências longas devido ao gel electrolítico que vai secando, o que degrada a qualidade do sinal e pode provocar irritações na pele. Adicionalmente, a ligação com fios entre o computador e o sistema de aquisição restringe a mobilidade do indivíduo. Os sistemas alternativos para superar as restrições de utilização e mobilidade num sistema de aquisição EEG serão abordados no capítulo 3.

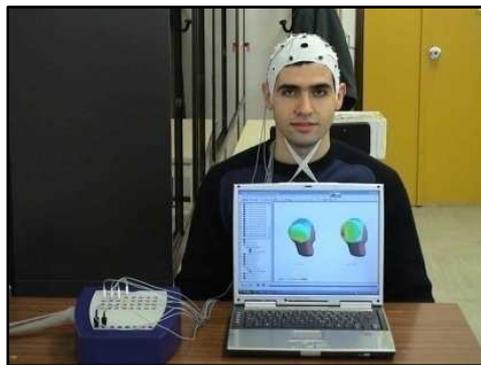


Figura 1.7. Sistema completo de aquisição e processamento do electroencefalograma.

1.4 Interface cérebro-máquina (ICM)

Por definição, uma interface cérebro-máquina (ICM) é um sistema em que características específicas extraídas do EEG são usadas para operar dispositivos controlados por computador e assim assistir pacientes com dificuldades motoras (e.g. tetraplégicos) [18]. Em 1973, uma ICM foi inicialmente proposta por Vidal, Universidade da Califórnia, Los Angeles, EUA, para permitir a transferência de informação na ausência total de movimento, estabelecendo uma forma de comunicação entre o cérebro e um dispositivo externo como alternativa à ligação nervosa e muscular utilizada pelo corpo humano [34]. A actividade eléctrica gerada pelo cérebro é transformada em mensagens ou comandos, permitindo que pessoas com incapacidade física total possam emitir informação através do pensamento e pacientes com lesões na espinal medula possam controlar próteses neuronais [35]. Mais recentemente, a interface cérebro-máquina foi sugerida como possível ferramenta de reabilitação motora

para um paciente que tenha sofrido um ataque vascular cerebral [36]. No entanto, se o paciente puder mover os olhos ou um músculo de forma controlada, as interfaces baseadas no movimento ocular [37] ou no electromiograma [38] são de mais fácil implementação do que uma ICM. No entanto, a ICM permite ainda criar um meio alternativo de transmissão de informação para pessoas saudáveis com especial interesse em aplicações multimédia para entretenimento como os vídeo jogos e a realidade virtual [3].

Desde a aquisição do EEG ao actuador do dispositivo a controlar, todo o processamento levado a cabo pela ICM distribui-se por 4 módulos principais, de acordo com o diagrama na Figura 1.8. No primeiro módulo, o EEG é adquirido e acondicionado por um sistema de aquisição tal como descrito na subsecção anterior. O sinal EEG é adquirido através dos eléctrodos, é amplificado e depois convertido do formato analógico para o formato digital. No módulo seguinte, determinadas características são extraídas do sinal EEG. Os métodos de extracção de características utilizam, por exemplo, medidas de amplitude de sinal numa banda de frequências ou a amplitude de potenciais evocados durante o desempenho da tarefa mental (e.g. imaginação de movimentos da mão esquerda, mão direita, língua ou pés – ver Figura 1.8). As características extraídas constituem a entrada do algoritmo de classificação. A maior parte das ICM implementadas classificam dados que incluem respostas a 2 ou 4 tarefas mentais distintas. Um classificador simples pode utilizar o método de *threshold*²², ou métodos mais complexos, para prever a que tarefa mental pertence uma determinada amostra. Através da comparação entre a predição para cada amostra de treino e a tarefa mental que lhe corresponde realmente, podemos aferir da performance do classificador e assim decidir sobre a sua aplicabilidade em tempo-real. Os tipos de características e métodos de classificação serão abordados em mais pormenor no capítulo 4. A decisão tomada pelo classificador constitui a entrada para o actuador do dispositivo a controlar. O controlo de dispositivo pode ser do tipo *on-off* ou pode codificar vários comandos de dispositivo. Na maior parte das ICM, o dispositivo de saída é o ecrã do computador, em que secções-alvo do ecrã são seleccionadas (Figura 1.8). O utilizador selecciona letras ou símbolos numa aplicação de escrita virtual, controla dispositivos protésicos ou aplicações multimédia. O utilizador pode avaliar a precisão do seu desempenho através da realimentação²³ duma ICM, que consiste na

²² O valor a classificar é comparado com um valor limiar.

²³ Também designado de feedback.

visualização da saída do classificador num ecrã de computador (Figura 1.8) ou através de realimentação auditiva, táctil, entre outras. A realimentação é uma parte integrante da interface pois permite que os utilizadores recebam informação sobre o comportamento dos dispositivos que controlam, para poderem ajustar o seu desempenho das tarefas mentais.

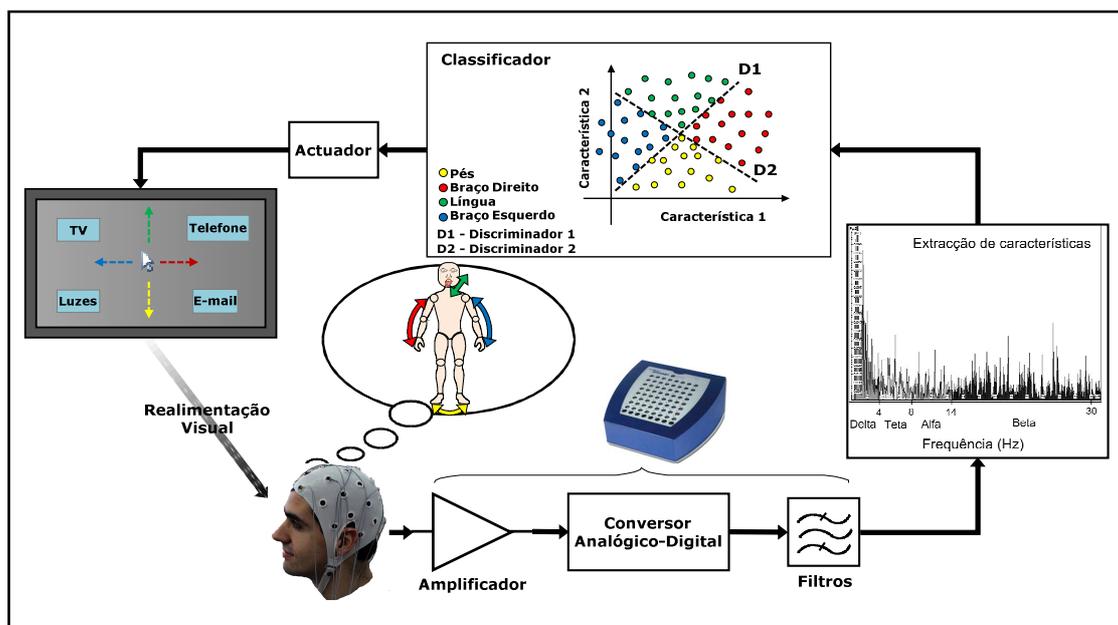


Figura 1.8. Diagrama dos 4 módulos principais constituintes numa interface cérebro-máquina.

Dois modos de operação têm sido estudados: interface com sincronização externa (i.e. ICM síncrona) e interface com sincronização interna (i.e. ICM assíncrona). No caso da ICM síncrona, o utilizador é submetido a um estímulo visual ou auditivo que sugere o início de execução dum tarefa mental. Os padrões cerebrais em resposta ao desempenho do utilizador são analisados numa janela temporal predefinida. A maior parte das ICM desenvolvidas utilizam este modo de operação. Uma operação assíncrona requer a análise continuada de características EEG uma vez que nenhuma janela temporal é predefinida. As ICM assíncronas são normalmente mais complexas devido à ausência de uma sincronização externa e por isso têm sido menos investigadas [39].

Uma ICM pode ser genericamente classificada com base no tipo de eléctrodos utilizados: em sistemas invasivos os eléctrodos são inseridos directamente no córtex cerebral ou sobre o córtex (ECoG); em sistemas não-invasivos os eléctrodos são colocados sobre o escalpe para aquisição do electroencefalograma. Além das ICM baseadas em EEG, outras abordagens não-invasivas têm sido experimentadas. Entre outras, técnicas de imagiologia por ressonância magnética funcional (fMRI) [40] ou

magnetoencefalograma (MEG) [41] parecem promissoras. Destas técnicas, o MEG, tal como o EEG, são gravações neuronais contínuas e “instantâneas” da actividade cerebral (resolução temporal de aproximadamente 1 ms), que são requeridas para uma ICM em tempo real. Contudo, o uso do MEG não é tão prático como o EEG, pois o MEG é registado através de um dispositivo muito volumoso dentro de um quarto protegido magneticamente.

1.4.1 Estado-da-arte das ICM não-invasivas

O centro de avaliação de tecnologia mundial (*World Technology Evaluation Center - WTEC*) elaborou recentemente um relatório sobre a investigação em interface cérebro-máquina que declara não haver um interesse comum na investigação mundial. Enquanto a implementação de sistemas invasivos de ICM está centrada na América do Norte, a abordagem não-invasiva tem sido preferida na Europa e Ásia e a integração destes com a robótica tem sido essencialmente estudada na Ásia [1].

As ICM não-invasivas distinguem-se essencialmente pelas características de EEG que utilizam para prever a intenção do utilizador e pelos dispositivos que controlam.

As ICM baseadas nos ritmos EEG usam frequentemente a imaginação de movimentos das mãos, dos braços ou dos pés como tarefas mentais. Consequentemente, várias medidas do ritmo Miu são utilizadas para caracterizar intenções de movimento. Pineda *et al.* estudaram o uso do ritmo Miu em ICM e concluíram que este é modulado pela expressão do movimento gerado por vontade própria bem como pela observação e pela imaginação do movimento [42]. Wolpaw *et al.* usaram a auto-regulação da amplitude dos ritmos Miu e Beta na sua ICM [43]. Nesta abordagem, a deslocação do cursor no ecrã numa determinada direcção corresponde à variável dependente numa equação linear em que a variável independente é a amplitude de um dos ritmos referidos. Estudos mais recentes aplicam combinações lineares de várias características, em que cada uma delas tem um peso calculado por um algoritmo regressivo, baseado em performances anteriores [44]. A ICM desenvolvida na TU Graz, Austria, é baseada na detecção de sincronizações/dessincronizações dos ritmos Miu e Beta durante a imaginação de movimentos da mão esquerda ou da mão direita [45]. A interface da Figura 1.9 permite que os indivíduos controlem o cursor no ecrã dum PC, através da alternância entre imaginação motora das mãos e a ausência de imaginação (i.e. relaxamento). Várias ICM têm usado imaginação de movimento como estratégia de controlo uma vez que esta é capaz de modular os ritmos sensório-motores de forma

semelhante à observada na fase preparatória de movimentos efectivos [46]. Uma vez que a imaginação de movimento resulta em padrões de activação somatotópicos²⁴, a imaginação de diversos movimentos (e.g. mão esquerda versus mão direita, mão versus pé) apresenta-se como uma estratégia eficiente para controlar uma ICM com base nas variações da actividade rítmica em determinadas regiões cerebrais. O desafio consiste em identificar as variações relacionadas com cada tarefa mental nas gravações de EEG espontâneo [47].



Figura 1.9 – Interface cérebro-máquina aplicada ao controlo do cursor: (a) resposta à imaginação do movimento das mãos; (b) resposta à ausência de imaginação motora (i.e. relaxamento).

Um outro tipo de abordagem utiliza potenciais evocados por estímulos. Birbaumer *et al.* descrevem um dispositivo chamado *Thought Translation Device* (TTD), que é baseado na auto-regulação dos potenciais corticais lentos²⁵ evocados por diversas tarefas mentais [48]. A Figura 1.10 ilustra a interface utilizada em algumas ICM que detectam o potencial evocado P300²⁶, em resposta à estimulação visual. Donchin *et al.* descrevem uma ICM que apresenta uma matriz de 6×6 símbolos no ecrã, cada um contendo uma letra do alfabeto [49]. O utilizador concentra-se na letra que pretende seleccionar, enquanto as linhas e colunas da matriz são intensificadas sequencialmente (ver Figura 1.10). A linha e a coluna que contêm o símbolo pretendido produzem um potencial evocado denominado P300 (Figura 1.10 – gráfico central). Este tipo de aplicação é conhecido como teclado virtual uma vez que identifica sequencialmente as letras que o utilizador pretende escrever para assim formar palavras e frases [49-50].

²⁴ Correspondência entre zonas nervosas e o controlo motor de certas partes do corpo, e.g., o córtex motor primário no hemisfério direito controla o lado esquerdo do corpo humano.

²⁵ Desvios DC do EEG associados a um estado de processamento crescente de uma determinada região cortical; podem durar desde 300 ms até vários segundos.

²⁶ Relacionado com um mecanismo de reorientação da atenção; evocado por estímulos de baixa frequência e desviantes que são apresentados numa sequência de estímulos homogéneos.

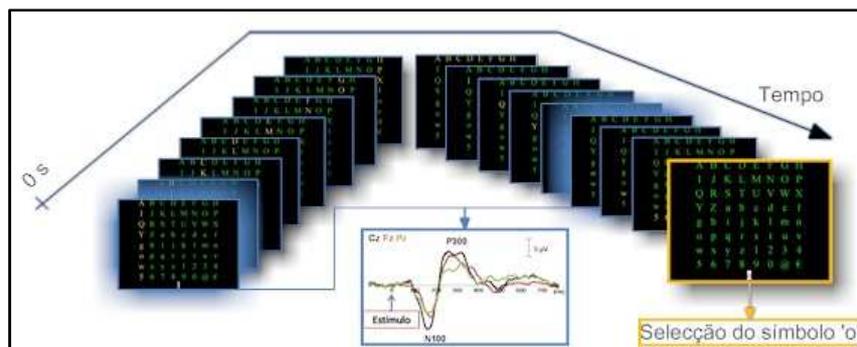


Figura 1.10 – Diagrama da interface visual utilizada num teclado virtual com uma matriz de símbolos de 8×8 e forma de onda do potencial evocado P300 (gráfico central), em resposta a estímulos atendidos pelo utilizador.

O biofeedback é uma das aplicações da interface cérebro máquina mais testadas clinicamente [51]. Durante esta prática, o EEG é monitorizado frequentemente e a sua interpretação é apresentada ao indivíduo. Este recebe recompensas por aprender a mudar a sua própria actividade para padrões cerebrais mais apropriados no tratamento de patologias associadas ao stress.

1.4.2 Estado-da-arte das ICM invasivas

Na abordagem invasiva os potenciais são adquiridos localmente, com maior relação sinal-ruído, possibilitando que pessoas incapacitadas se tornem capazes de controlar próteses mecânicas e outros dispositivos de forma mais complexa. No entanto, esta abordagem é mais arriscada e necessita de mais recursos uma vez que requer um processo cirúrgico para implantação de eléctrodos sob a dura-máter ou de microeléctrodos que poderão ser usados para gravação dos potenciais de acção de um ou vários neurónios em simultâneo.

Se forem utilizados registos de ECoG é possível observar uma melhoria de velocidade e precisão da ICM relativamente às interfaces baseadas em EEG, apesar do aumento do risco de infecções²⁷ para o paciente. O ECoG regista potenciais corticais através de tiras ou grelhas de eléctrodos colocados sobre o córtex. A grande vantagem do ECoG relativamente ao EEG é a sua melhor relação sinal-ruído o que possibilita uma mais fácil detecção dos ritmos Gama que acompanham os ritmos sensório-motores Alfa e Beta [47]. Estudos recentes de ICM baseado em ECoG apresentam resultados promissores no controlo bidimensional do cursor [52]. Contudo, normalmente apenas os pacientes com epilepsia descontrolada são implantados com eléctrodos de ECoG para o

²⁷ Devido ao processo cirúrgico para aplicação dos eléctrodos.

estudo do foco epiléptico antes da sua remoção, o que limita a generalização desta abordagem.

Estudos em macacos têm mostrado que a gravação da actividade de vários neurónios em áreas corticais possibilita o controlo tridimensional de próteses robóticas. Em 2000, num estudo de Wessberg *et al.*, foram implantados entre 32 e 96 microelctrodos em diferentes áreas do córtex motor [8]. Após um período de treino com tarefas motoras distintas, os macacos conseguiram controlar um dispositivo robótico nas três dimensões. No mesmo ano, a praticabilidade do controlo directo de um cursor no ecrã para a selecção de ícones ou letras, implantando elctrodos corticais, foi demonstrada por Kennedy *et al.* [53].

Mais recentemente, a matriz de 10×10 elctrodos da Figura 1.11c, com 96 microelctrodos, foi implantada com sucesso no córtex motor de um paciente tetraplégico (Figura 1.11a) [6]. A intenção de movimento das mãos modulou a actividade de grupos de neurónios no córtex motor primário que foi usada para mover um cursor no ecrã assim como controlar uma mão protésica e um braço robótico.

Uma revisão mais detalhada de interfaces para controlo robótico de próteses baseados em gravações corticais para humanos tetraplégicos pode ser consultada em Donoghue *et al.* [5].

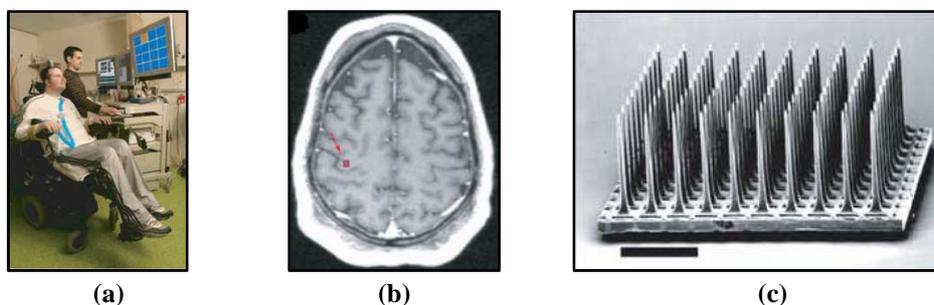


Figura 1.11 – Interface cérebro-máquina invasivo implantado em humanos: (a) indivíduo e interface; (b) localização dos microelctrodos; (c) matriz de microelctrodos.

1.5 Motivação

A investigação em ICM está ainda em clara expansão e aproxima-se rapidamente do nível necessário para implementar-se como uma prática médica de primeira geração [1]. Espera-se que a investigação com fins comerciais na área dos jogos electrónicos, automóvel e robótica se intensifique nos próximos anos. Embora a interface cérebro-máquina prometa, num futuro próximo, ser uma ferramenta muito útil tanto para indivíduos fisicamente incapacitados como para indivíduos saudáveis, algumas questões relacionadas com a sua utilização a longo termo estão ainda por resolver. Nesta

perspectiva, um novo eléctrodo seco²⁸, com microagulhas (ver Figura 1.12a) capazes de penetrar na camada mais externa da pele (*stratum corneum*), é proposto para diminuição do tempo de preparação e aumento de conforto para o utilizador em utilizações prolongadas. Este eléctrodo não requer preparação prévia da pele nem gel electrolítico para reduzir a impedância da interface pele-eléctrodo. A necessidade duma ligação com fios entre o sistema de aquisição e o computador restringe a mobilidade dos pacientes/indivíduos quer na perspectiva médica (e.g. estudos de epilepsia) quer na perspectiva da ICM. Sendo esta uma questão fundamental para a ergonomia da interface, um novo sistema de biotelemetria (Figura 1.12b), de consumo energético reduzido, é proposto para permitir maior mobilidade aos indivíduos. Estas duas vertentes de investigação pretendem contribuir para o desenvolvimento duma ICM baseada em biotelemetria e eléctrodos secos, sem necessidade de preparação prolongada do indivíduo e adequada a utilizações durante longos períodos de tempo. A ICM deverá ter a capacidade de detectar as tarefas de imaginação motora, respeitando as limitações de recursos dum sistema de biotelemetria (e.g. número de canais, taxa de amostragem, consumo de energia). Assim, dois algoritmos de selecção de eléctrodos/características foram desenvolvidos para minimizar o número de eléctrodos necessários à correcta discriminação das tarefas motoras, ao mesmo tempo que personalizam o algoritmo de tradução para cada indivíduo. Esta ICM será útil no desenvolvimento de dispositivos médicos (e.g. restituição de mobilidade a tetraplégicos), de segurança (e.g. prevenção de estados de sonolência) e de entretenimento (e.g. controlo em videojogos). Os algoritmos desenvolvidos foram ainda utilizados para estudar os efeitos de diferentes disposições dos estímulos visuais (balanceados ou não balanceados no campo visual do indivíduo) nos eléctrodos/características seleccionadas (Figura 1.12c).

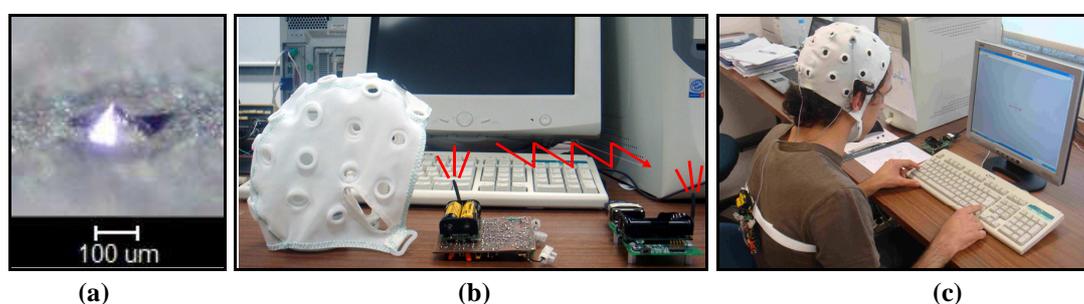


Figura 1.12 – As três áreas de investigação desenvolvidas: (a) eléctrodo seco com microagulhas; (b) sistema de biotelemetria para ICM; (c) selecção de características em interface cérebro-máquina com estimulação visual.

²⁸ Não requer aplicação de gel electrolítico.

1.6 Organização da dissertação

O presente capítulo começa por introduzir alguns conceitos básicos de anatomia e fisiologia cerebral que estão na génese do electroencefalograma. São descritos os vários tipos de células nervosas constituintes do tecido nervoso. Segue-se a introdução ao electroencefalograma, ritmos, potenciais evocados e montagens de eléctrodos para aquisição de EEG. O sistema convencional de aquisição de EEG é descrito. De seguida define-se um sistema de interface cérebro-máquina, suas componentes e são descritas algumas implementações da interface nas abordagens invasiva e não-invasiva. Finalmente são apresentadas as motivações deste trabalho onde se destaca um novo sistema de biotelemetria para a ICM, baseado em eléctrodos secos, e dois algoritmos de selecção de eléctrodos/características utilizados para minimizar e personalizar os eléctrodos utilizados pela ICM.

No capítulo 2, é apresentado um novo eléctrodo seco com microagulhas e revestido a óxido de irídio (IrO). Inicialmente, é abordada a constituição da pele humana e a interface eléctrodo-electrólito. São apresentados o estado-da-arte de eléctrodos sensores de biopotenciais e estimuladores de tecidos excitáveis, os materiais de revestimento e técnicas de deposição. Em seguida, dois materiais (IrO e Ag/AgCl) são comparados como materiais de deposição para aquisição de EEG. Seguem-se os detalhes de fabrico duma matriz de microagulhas para desenvolvimento dum eléctrodo seco revestido a IrO. Por fim, os resultados duma experiência de EOG são usados para comparar o eléctrodo desenvolvido com eléctrodos convencionais de EEG.

O capítulo 3 apresenta um sistema de biotelemetria para ICM. Inicialmente, é introduzida a biotelemetria e apresentado o estado-da-arte das suas implementações actuais. Seguidamente, o capítulo 3 apresenta o *design* e fabrico do sistema de biotelemetria, abordando: os circuitos de aquisição de biopotenciais; o *design* da placa de circuito impresso; e a transmissão de dados sem fios com base em módulos de rádiofrequência (RF) comercialmente disponíveis. Por fim são apresentados os resultados dos testes efectuados ao sistema de biotelemetria.

O capítulo 4 aborda a selecção de eléctrodos e a personalização duma ICM. Este capítulo começa por descrever o sistema sensorio-motor e a importância dos seus ritmos na extracção de características de EEG para uma ICM. Os fundamentos matemáticos e estatísticos dos dois algoritmos desenvolvidos para selecção de eléctrodos/características são apresentados, assim como suas implementações. Em

seguida, são descritos outros métodos existentes. Posteriormente, são expostos os resultados da comparação entre os métodos desenvolvidos e os métodos existentes num conjunto de dados públicos.

No capítulo 5 são apresentados os resultados das experiências de ICM realizadas. Inicialmente, é feita uma introdução aos métodos de pré-processamento do EEG (e.g. filtros espaciais) e ao processamento de potenciais evocados. Uma breve descrição da projecção de imagem no sistema visual antecipa a introdução aos potenciais evocados visuais e motores. Em seguida, são apresentadas duas experiências, com diferentes disposições espaciais dos estímulos visuais geralmente utilizados para calibração duma ICM. São expostos os resultados da aplicação dos métodos de selecção de características desenvolvidos nas duas experiências realizadas. As formas de onda dos potenciais evocados são analisadas. Por fim, é feita a análise e comparação dos resultados das duas experiências.

Por fim, o capítulo 6 expõe as conclusões acerca dos tópicos estudados nos capítulos anteriores. Na parte final deste capítulo, são ainda abordados alguns aspectos relacionados com os temas estudados, que serão alvo de futura investigação.

1.7 Referências

- [1] T. W. Berger et al., *Brain Computer Interfaces: an international assessment of research and development trends*, WTEC, Ed. USA: Springer, 2008.
- [2] G. Pfurtscheller, G. R. Müller-Putz, R. Scherer, and C. Neuper, "Rehabilitation with brain-computer interface systems," *Computer*, vol. 41, no. 10, pp. 58-65, Outubro 2008.
- [3] T. Ebrahimi, J. -M. Vesin, and G. Garcia, "Brain-computer interface in multimedia communication," *IEEE Signal Processing Magazine*, vol. 20, no. 1, pp. 14-24, 2003.
- [4] B. S. Reddy, O. A. Basir, and S. J. Leat, "Estimation of driver attention using Visually Evoked Potentials," *Proceedings of the 2007 IEEE Intelligent Vehicles Symposium*, Istanbul, Turkey, 2007, pp. 588-593.
- [5] J. P. Donoghue, A. Nurmikko, M. Black, and L. R. Hochberg, "Assistive technology and robotic control using motor cortex ensemble-based neural interface systems in humans with tetraplegia," *The Journal of Physiology*, vol. 579, p. 603-611, 2007.
- [6] L. R. Hochberg et al., "Neuronal ensemble control of prosthetic devices by a human with tetraplegia," *Nature*, vol. 442, no. 13, pp. 164-171, Julho 2006.
- [7] G. Pfurtscheller and C. Neuper, "Motor imagery and direct brain-computer communication," *Proc. IEEE*, vol. 89, no. 7, pp. 1123-1134, 2001.
- [8] J. Wessberg et al., "Real-time prediction of hand trajectory by ensembles of cortical neurons in primates," *Nature*, vol. 408, pp. 361-365, 2000.
- [9] V. K. Mushahwar, P. L. Jacobs, R. A. Normann, R. J. Triolo, and N. Kleitman, "New functional electrical stimulation approaches to standing and walking," *J. Neural Eng.*, vol. 4, pp. 181-197, 2007.
- [10] M. Cheng, X. Gao, and S. Gao, "Design and implementation of a brain-computer interface with high transfer rates," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 49, pp. 1181-1186, 2002.

- [11] M. Schroeder and R. Cowie. (2009, August) HUMAINE Emotion Research. [Online]. HYPERLINK <http://emotion-research.net>
- [12] Porto Editora. (2009, June) Infopedia. [Online]. HYPERLINK [http://www.infopedia.pt/\\$sistema-nervoso](http://www.infopedia.pt/$sistema-nervoso)
- [13] E. R. Kandel, J. H. Schwartz, and T. M. Jessell, *Principles of Neural Science*. New York, USA: McGraw-Hill, 2000.
- [14] W. J. Hendelman, *Atlas of functional neuroanatomy*, Segunda ed. Boca Raton, FL, USA: CRC Press, 2006.
- [15] F. H. Netter, J. A. Craig, J. Perkins, J. T. Hansen, and B. M. Koeppen, *Atlas of Neuroanatomy and Neurophysiology*. USA: Icon Custom Communications, 2002.
- [16] Jaakko Hakulinen. (2009, March) Motor/Sensory Homunculus. [Online]. HYPERLINK <http://www.cs.uta.fi/~jh/homunculus.html>
- [17] Wikimedia Commons contributors. (2009, June) Main Page. [Online]. HYPERLINK http://commons.wikimedia.org/w/index.php?title=Main_Page&oldid=21402509
- [18] E. Niedermeyer and F. L. da Silva, *Electroencephalography: Basic principles, clinical applications and related fields*, Quinta ed., Ernst Niedermeyer and Fernando Lopes da Silva, Eds.: Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
- [19] M. Akay, *Wiley encyclopedia of biomedical engineering*, Metin Akay, Ed. USA: John Wiley & Sons, 2006.
- [20] H. Jasper, "Report of committee on methods of clinical exam in EEG," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 10, pp. 370-375, 1958.
- [21] B. Hjorth, "An on-line transformation of EEG scalp potentials into orthogonal source derivations," *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 39, pp. 526-530, 1975.
- [22] E. Tolunsky and A. J. Rowan, *Primer of EEG With a Mini-Atlas*, Primeira ed. USA: Butterworth Heinemann, 2003.
- [23] H. Gastaut, "Etude electrocorticographique de la reactivite des rythmes rolandiques," *Revue neurologique*, vol. 87, pp. 176-182, 1952.
- [24] G. Pfurtscheller and A. Aranibar, "Occipital rhythm activity within the alpha band during conditioned externally paced movement," *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 45, pp. 226-235, 1978.
- [25] G. Pfurtscheller, "Rolandic mu rhythm and assessment of cerebral functions," *The American journal of EEG technology*, vol. 26, pp. 19-32, 1986.
- [26] H. H. Jasper and W. Penfield, "Electrocorticograms in man: Effects of voluntary movement upon the electrical activity of the precentral gyrus," *Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten*, vol. 183, pp. 163-174, 1949.
- [27] G. Pfurtscheller and C. Neuper, "Simultaneous EEG 10 Hz desynchronization and 40 Hz synchronization during finger movements," *NeuroReport*, vol. 3, pp. 1057-1060, 1992.
- [28] S. J. Schiff et al., "Brain chirps: spectrographic signatures of epileptic seizures," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 111, pp. 953-958, 2000.
- [29] G. Curio, "Ain't no rhythm fast enough: EEG bands beyond beta," *J. Clin. Neurophysiol.*, vol. 17, pp. 339-340, 2000.
- [30] J. Z. Tsai, "Nervous System," in *Bioinstrumentation*, J. G. Webster, Ed.: Wiley, 2003, ch. 7, pp. 1-36.
- [31] G. Gratton, M. G. H. Coles, and E. Donchin, "A new method for the off-line removal of ocular artifact," *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 55, p. 468-484, 1982.
- [32] R. J. Croft, J. S. Chandler, R. J. Barry, and N. R. Cooper, "EOG correction: A comparison of four methods," *Psychophysiology*, vol. 42, p. 16-24, 2005.

- [33] R. N. Vigario, "Extraction of ocular artefacts from EEG using independent component analysis," *Electroencephalography and Clinical Neurophysics*, vol. 103, pp. 395-404, 1997.
- [34] J. Vidal, "Toward direct brain-computer communication," *Annual Review of Biophysics and Bioengineering*, vol. 2, pp. 157-180, 1973.
- [35] N. Birbaumer and L. G. Cohen, "Brain-computer interfaces: communication and restoration of movement in paralysis," *Journal of Physiology*, vol. 579, no. 3, pp. 621-636, Março 2007.
- [36] N. Sharma, V. M. Pomeroy, and J-C. Baron, "Motor Imagery: A Backdoor to the Motor System after Stroke?," *Stroke*, pp. 1941-1952, Julho 2006.
- [37] R. Barea, L. Boquete, M. Mazo, and E. López, "System for Assisted Mobility Using Eye Movements Based on Electrooculography," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 10, no. 4, pp. 209-218, Dezembro 2002.
- [38] M. A. Oskoei and H. Hu, "Myoelectric control systems—A survey," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 2, p. 275–294, 2007.
- [39] S. G. Mason and G. E. Birch, "A brain-controlled switch for asynchronous control applications," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 47, no. 10, pp. 1297-1307, 2000.
- [40] R. Sitaram et al., "fMRI Brain-Computer Interface: A Tool for Neuroscientific Research and Treatment," *Computational Intelligence and Neuroscience*, pp. 25487: 1-10, Novembro 2007.
- [41] A. P. Georgopoulos, F. J. P. Langheim, A. C. Leuthold, and A. N. Merkle, "Magnetoencephalographic signals predict movement trajectory in space," *Experimental Brain Research*, vol. 25, p. 132–135, 2005.
- [42] J. A. Pineda, B. Z. Allison, and A. Vankov, "The Effects of Self-Movement, Observation, and Imagination on Rhythms and Readiness Potentials (RP's): Toward a Brain–Computer Interface (BCI)," *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 8, no. 2, pp. 219-222, Junho 2000.
- [43] J. R. Wolpaw, D. J. McFarland, and T. M. Vaughan, "Brain–Computer Interface Research at the Wadsworth Center," *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 8, pp. 222-226, Junho 2000.
- [44] D. J. McFarland and J. R. Wolpaw, "Sensorimotor rhythm-based brain-computer interface (BCI)," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 13, no. 3, pp. 372-379, Setembro 2005.
- [45] G. Pfurtscheller et al., "Current Trends in Graz Brain–Computer Interface (BCI) Research," *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 8, no. 2, pp. 216-219, Junho 2000.
- [46] C. Kranczioch, S. Mathews, P. J. A. Dean, and A. Sterr, "On the equivalence of executed and imagined movements: evidence from lateralized motor and nonmotor potentials," *Human Brain Mapping*, disponível online (DOI: 10.1002/hbm.20748), 2009.
- [47] G. Pfurtscheller and C. Neuper, "EEG-Based Brain-Computer Interfaces," in *Electroencephalography*, Quinta ed., Ernst Niedermeyer and Fernando Lopes da Silva, Eds.: Lippincott Williams & Wilkins, 2005, ch. 60, pp. 1266-1271.
- [48] N. Birbaumer et al., "The Thought Translation Device (TTD) for Completely Paralyzed Patients," *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 8, no. 2, pp. 190-193, Junho 2000.
- [49] E. Donchin, K. M. Spencer, and R. Wijesinghe, "The Mental Prosthesis: Assessing the Speed of a P300-Based Brain–Computer Interface," *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 8, no. 2, pp. 174-179, Junho 2000.
- [50] G. Pires, U. Nunes, and M. Castelo-Branco, "P300 Spatial Filtering and Coherence-Based Channel Selection," *Proceedings of the 4th International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering*, Antalya, Turkey, 2009, pp. 311-314.
- [51] V. J. Monastra, D. M. Monastra, and S. George, "The Effects of Stimulant Therapy, EEG Biofeedback, and Parenting Style on the Primary Symptoms of Attention-Deficit/Hyperactivity Disorder," *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, vol. 27, no. 4, pp. 231-249, Dezembro 2002.

- [52] G. Schalk et al., "Two-dimensional movement control using electrocorticographic signals in humans," *Journal of Neural Engineering*, vol. 5, p. 75–84, 2008.
- [53] P. R. Kennedy, R. A. E. Bakay, M. M. Moore, K. Adams, and J. Goldwaithe, "Direct control of a computer from the human central nervous system," *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 8, no. 2, pp. 198-202, Junho 2000.
- [54] A. Houaiss, *Dicionário Houaiss da língua portuguesa*, Objectiva, Ed.: Instituto Antônio Houaiss, 2007.

2 Eléctrodos para Biopotenciais

O capítulo 1 abordou, entre outros assuntos, a origem dos biopotenciais. O presente capítulo começa por introduzir alguns conceitos básicos sobre a anatomia da pele humana e a interface que se estabelece entre o eléctrodo e o electrólito. Os vários tipos de eléctrodos existentes são também apresentados. Posteriormente, os resultados comparativos entre eléctrodos de óxido de irídio (IrO) e eléctrodos convencionais de prata e cloreto de prata (Ag/AgCl) são avaliados. O segundo capítulo termina com o processo de fabrico dum eléctrodo seco com microagulhas e sua aplicação na aquisição dum electrooculograma (EOG).

2.1 A pele humana

A pele é um órgão dinâmico que sofre alterações contínuas ao longo da vida do indivíduo, em que as células das camadas mais externas são libertadas e substituídas por células vindas das camadas interiores [1]. A pele humana é constituída por tecidos e fluidos que são responsáveis pelas seguintes funções: protecção do organismo (contra agressões físicas, químicas e biológicas); recepção de estímulos através dos seus órgãos sensoriais (e.g. tacto, dor, temperatura, pressão); manutenção da temperatura corporal; primeiro agente de imunidade. Como ilustrado na Figura 2.1, a pele está estruturada em 2 camadas principais: a epiderme e a derme. A epiderme pode ser subdividida em 2 camadas: a camada mais externa que é a *stratum corneum*; a epiderme viva (onde se encontra a *stratum germinativum*). A *stratum corneum* é constituída principalmente por

células mortas ricas em queratina²⁹, compactas e desidratadas. As novas células vivas são criadas na *stratum germinativum* (camada mais profunda da epiderme), através de divisão celular. Contudo, as células da epiderme formadas na *stratum germinativum* têm um processo metabólico muito rápido, o que as leva a subir rapidamente até às camadas mais superficiais, tornando-as lisas, compactas e desidratadas. Desta forma, a epiderme renova-se em aproximadamente 30 dias [2].

A *stratum corneum* é a maior barreira do corpo humano uma vez que: impede a perda de água e a invasão de microrganismos; fornece protecção mecânica ao mesmo tempo que é flexível e resistente; fornece isolamento eléctrico devido à falta de água. Esta camada tem cerca de 10-15 μm de espessura e a epiderme viva tem uma espessura de aproximadamente 150 μm . Não existem vasos sanguíneos nem órgãos sensoriais na epiderme [2].

A derme é uma camada bastante mais espessa (600 μm) do que a epiderme. Esta é percorrida por vários órgãos sensoriais (e.g. tacto, pressão, temperatura), terminações nervosas e capilares sanguíneos que suportam a epiderme fornecendo-lhe nutrientes e oxigénio.

Ao contrário da *stratum corneum*, a derme e as camadas da epiderme constituídas por células vivas são ricas em espécies iónicas que favorecem a condução de correntes eléctricas. Contudo, devido à presença de órgãos sensoriais, sensações desconfortáveis e até mesmo dor podem ser experimentadas no caso de algum elemento sensor penetrar a derme [2].

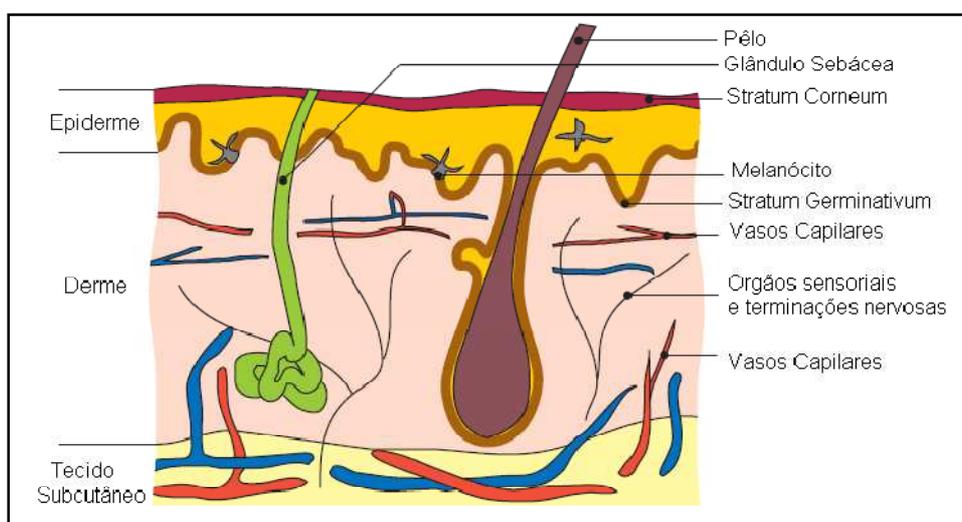


Figura 2.1 – Ilustração das várias camadas constituintes da pele humana (adaptado de [2]).

²⁹ Proteína fibrosa e pouco solúvel em água, comum na epiderme, constituinte principal do cabelo, unhas, pêlos e de várias estruturas celulares.

2.2 Interface eléctrodo-electrólito

A medição de biopotenciais na superfície da pele ou no interior de tecidos vivos requer a utilização de um elemento transdutor entre o corpo humano e o aparelho de medida. Este elemento pode ser um eléctrodo para biopotenciais que transforma as correntes iónicas presentes no corpo humano em correntes electrónicas nos eléctrodos e aparelhos de medida. Na aplicação de eléctrodos convencionais à superfície da pele, é utilizado um gel³⁰ electrólito que faz o ajuste de impedâncias entre o eléctrodo (baixa impedância) e a pele (elevada impedância). O electrólito é geralmente rico em substâncias iónicas (e.g. aniões de cloreto – Cl⁻) que são facilmente absorvidas pela pele promovendo assim a troca de cargas entre o eléctrodo e a pele. A interface entre o eléctrodo e o electrólito é fundamental na aquisição de biopotenciais.

O potencial de dupla camada que se forma na interface entre o eléctrodo e o electrólito é um dos conceitos mais importantes na aquisição de biopotenciais. Quando um eléctrodo entra em contacto com um electrólito, iniciam-se instantaneamente reacções químicas de oxidação-redução. Na equação (2.1), os átomos metálicos são oxidados, libertando catiões (e.g. Ag⁺) no electrólito e os electrões resultantes ficam no eléctrodo como transportadores de cargas. Na equação (2.2), os aniões (e.g. Cl⁻) presentes no electrólito vão para a interface eléctrodo-electrólito, são oxidados resultando num átomo neutro e libertam electrões para o eléctrodo [3].



Assim, a corrente que atravessa a interface resulta da combinação de três efeitos:

- i. electrões que se movem na direcção contrária à corrente no eléctrodo;
- ii. catiões (e.g. Ag⁺) que se movem na mesma direcção da corrente;
- iii. aniões (e.g. Cl⁻) que se movem na direcção contrária à corrente no electrólito.

Estas reacções são reversíveis e ocorrem até se atingir um ponto de equilíbrio em que as correntes devidas às reacções de oxidação são equivalentes às correntes devidas às reacções de redução (i.e. ausência de corrente eléctrica entre o eléctrodo e o electrólito). Quando se coloca um eléctrodo numa solução com substâncias iónicas (i.e. electrólito), as reacções ilustradas pelas equações (1) e (2) começam a modificar as concentrações destas substâncias nas zonas próximas do eléctrodo. Embora se mantenha a neutralidade de cargas na solução, o electrólito que rodeia o eléctrodo vai adquirir um potencial

³⁰ Por vezes o electrólito pode ser também utilizado em pasta ou creme depois de uma prévia abrasão da pele no local de contacto.

eléctrico diferente devido a diferentes concentrações iónicas. Assim, na interface eléctrodo-electrólito estabelece-se uma diferença de potencial designada de potencial de dupla camada³¹. Esta diferença de potencial depende do metal do eléctrodo, concentração de seus iões na solução e temperatura, entre outros factores. Esta diferença de potencial é afectada quando existe uma corrente a fluir entre eléctrodo e electrólito [3].

Quanto à corrente que atravessa a interface eléctrodo-electrólito, os eléctrodos podem ter duas classificações:

- i. perfeitamente polarizáveis são aqueles em que não há cargas a atravessar a interface quando uma corrente é aplicada;
- ii. perfeitamente não polarizáveis são aqueles em que as cargas atravessam livremente a interface.

Enquanto os eléctrodos polarizáveis têm um comportamento semelhante ao de um condensador, nos eléctrodos não polarizáveis não existe nenhuma queda de tensão na interface. Embora nenhum destes tipos de eléctrodos possa ser fabricado, os exemplos práticos aproximam-se mais de um ou de outro tipo de comportamento. Eléctrodos feitos de metais nobres como a platina aproximam-se mais dos eléctrodos perfeitamente polarizáveis. Devido à inércia química dos metais nobres, estes não se dissolvem nem são oxidados num electrólito. Por outro lado, as características de um eléctrodo de prata e cloreto de prata (Ag/AgCl) aproximam-se das características dos eléctrodos perfeitamente polarizáveis. Este é um eléctrodo de prata revestido com uma camada de cloreto de prata que é ligeiramente solúvel num electrólito com os aniões Cl^- . Quando o eléctrodo está em contacto com o electrólito, a reacção ilustrada pela equação (2.1) ocorre para oxidar os átomos de prata. Simultaneamente ocorre a recombinação dos catiões de prata (Ag^+) com os aniões de cloro (Cl^-) já presentes no electrólito. Como o cloreto de prata resultante é apenas ligeiramente solúvel, este acaba por se precipitar no eléctrodo [3].

Os eléctrodos de Ag/AgCl podem ser fabricados de duas formas: deposição electrolítica numa célula electroquímica; ou aglomeração de pó de prata com pó de cloreto de prata numa prensa com posterior cozedura a 400° C durante várias horas [3]. Este último processo permite obter eléctrodos com maior resistência mecânica, sendo por isso mais indicados para utilizações frequentes. Além do comportamento não polarizável que o cloreto de prata confere a estes eléctrodos, torna-os também mais

³¹ Também designado na literatura de *half-cell potential* [3].

imunes a ruído de baixa frequência, o que constitui uma das mais sérias interferências na aquisição do electroencefalograma (EEG) e do electrocardiograma (ECG) [3].

As características de corrente e tensão da interface eléctrodo-electrólito variam com a frequência dos sinais que se pretendem medir e são por vezes não lineares. Assim, um dos modelos frequentemente sugeridos para esta interface requer a utilização de resistências e condensadores tal como no diagrama da Figura 2.2.

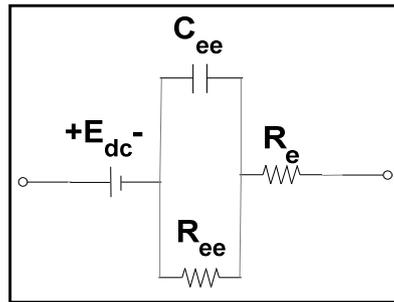


Figura 2.2 – Circuito equivalente da interface eléctrodo-electrólito.

E_{dc} representa o potencial de dupla camada, C_{ee} e R_{ee} representam respectivamente os comportamentos capacitivos e resistivos da interface eléctrodo-electrólito e R_e representa essencialmente a resistividade do electrólito. Assim esta interface tem um comportamento puramente resistivo (R_e) para frequências muito elevadas e apresenta impedância mais elevada para muito baixas frequências ($R_e + R_{ee}$) [3].

2.3 Eléctrodos

Avanços recentes na área da biomedicina têm requerido tecnologias mais sofisticadas no fabrico de eléctrodos. Novas aplicações requerem eléctrodos capazes de simultaneamente adquirir biopotenciais e estimular tecidos excitáveis.

2.3.1 Aquisição de biopotenciais

A aquisição de biopotenciais pode ser realizada recorrendo a eléctrodos invasivos ou não-invasivos. Entre outras áreas de investigação, as neurociências têm requerido eléctrodos invasivos que são implantados para registar sinais de locais únicos ou múltiplos [4]. A partir de um local único de aquisição é possível adquirir o sinal neuronal de pequenos grupos³² de neurónios ou os potenciais de campo locais. Aquisições em locais múltiplos permitem igualmente adquirir os potenciais de campo assim como a actividade de grupos neuronais extensos (centenas de neurónios) o que garante sinais mais estáveis e adequados, por exemplo, para o controlo de próteses

³² Esta abordagem sofre de instabilidade devido à variação da actividade neuronal e da população neuronal amostrada.

mecânicas com vários graus de liberdade. Entre os vários tipos de eléctrodos invasivos para aquisição de biopotenciais destacam-se os seguintes:

- i. Os microeléctrodos em ponta de prova que são usados normalmente em experiências de electrofisiologia para medir diferenças de potencial entre o interior e o exterior das células excitáveis e também podem ser colocados no córtex cerebral para adquirir potenciais locais; estes eléctrodos devem ser pequenos relativamente à dimensão da célula³³ para evitar estragos ou alterações de comportamento; eléctrodos de ouro (Au) ou cloreto de prata (Ag/AgCl) numa estrutura em forma de ponta de prova são ligados a sistemas microelectrónicos de aquisição (Figura 2.3a);
- ii. As matrizes de eléctrodos em agulha que são normalmente fabricadas com recurso a microtecnologias no silício; estas podem ter 4-100 eléctrodos organizados em 1, 2 ou 3 dimensões de acordo com o processo de fabrico utilizado; os eléctrodos tridimensionais (Figura 2.3b) são fabricados de forma semelhante aos microeléctrodos mencionados anteriormente, as suas agulhas (1-2 mm de comprimento) são isoladas à excepção das suas pontas afiadas, que adquirem potenciais de acção com grande qualidade e são usados frequentemente em dispositivos protésicos testados em primatas não humanos [4];
- iii. As grelhas de eléctrodos circulares de ouro (Au) ou cloreto de prata (AgCl) que são envolvidas num plástico fino (Figura 2.3c – grelha de 8×8 eléctrodos e 64 cm² de área) e colocadas directamente sobre o córtex cerebral e sob a dura mater para aquisição de electrocorticograma (ECoG); embora usem tecnologia de aquisição semelhante à dos eléctrodos para EEG, são implantados para localizar focos epilépticos que não são detectáveis através de métodos menos invasivos; estas grelhas com 20-128 eléctrodos cobrem 5-64 cm² do córtex cerebral [5].

³³ O diâmetro médio de uma célula piramidal do córtex é cerca de 20 µm.

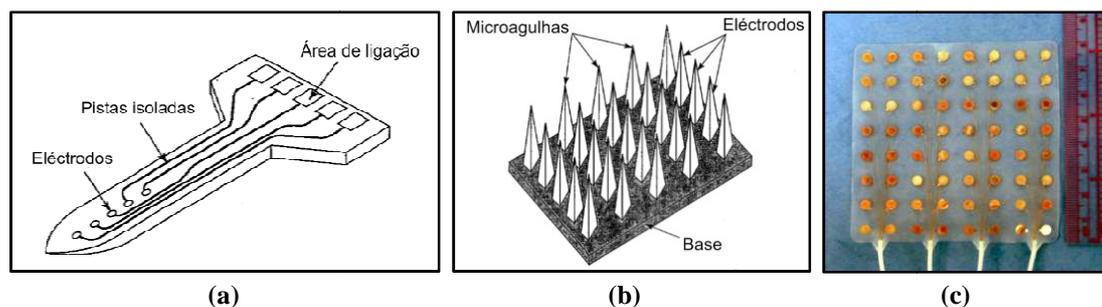


Figura 2.3 – Ilustrações de eléctrodos invasivos para aquisição de biopotenciais (adaptado de [3]): (a) microeléctrodos em ponta de prova; (b) matriz de eléctrodos em agulha; (c) grelha de eléctrodos.

Os eléctrodos não-invasivos são usados para aquisição de biopotenciais tais como o electroencefalograma (EEG), o electrooculograma (EOG), o electrocardiograma (ECG), o electromiograma (EMG), entre outros sinais da superfície da pele. Estes eléctrodos podem ser fixados através duma touca, no caso duma aquisição de EEG, ou através de fita adesiva de dupla face. Dois tipos de eléctrodos não-invasivos poderão destacar-se:

- i. Passivos – entre os eléctrodos passivos destacam-se os eléctrodos com plataformas ou discos metálicos (Figura 2.4a) que são geralmente fabricados em Ag/AgCl ou Au, e os eléctrodos metálicos revestidos com materiais polímeros [6];
- ii. Activos – os eléctrodos activos permitem uma preparação mais rápida, uma vez que adquirem os sinais EEG através duma interface capacitiva de impedância elevada (Figura 2.4b); são feitos de materiais altamente dieléctricos, como os óxidos metálicos (e.g. SiO_2 , TiO_2), e possuem um amplificador seguidor de tensão com uma impedância de entrada elevada e impedância de saída baixa (i.e. transforma a alta impedância da interface entre o eléctrodo e a pele numa fonte de tensão de baixa impedância³⁴) [7-8].

Geralmente, os eléctrodos passivos não estão em contacto directo com a pele mas sim através de um electrólito (e.g. gel, creme, esponja ou até fluidos corporais como o suor) [9]. Embora alguns eléctrodos activos também requeiram o uso de um electrólito para atingir a mesma qualidade de sinal dos eléctrodos passivos, os eléctrodos activos não requerem o desgaste da pele (i.e. efeito abrasivo) para reduzir a impedância de interface. Adicionalmente, se o tamanho dos eléctrodos for suficientemente grande, é possível até adquirir um ECG sem contacto entre os eléctrodos activos e a pele [10].

³⁴ Os eléctrodos activos transmitem o sinal adquirido para a unidade de aquisição com menos perdas e menor contaminação por interferências do que os eléctrodos passivos convencionais.

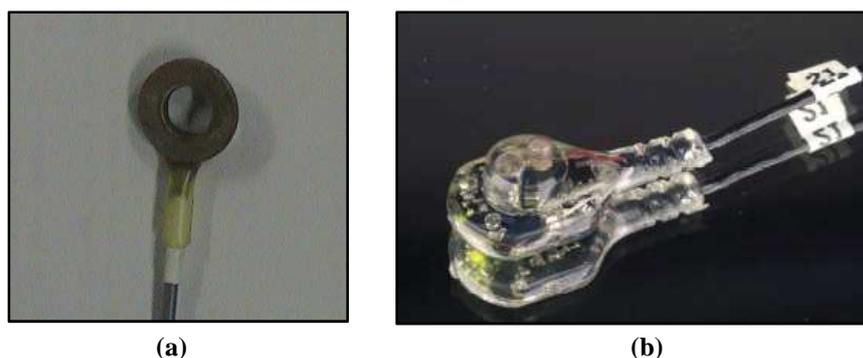


Figura 2.4 – Eléctrodos não-invasivos para aquisição de biopotenciais: (a) eléctrodo passivo; (b) eléctrodo activo (instrumentação incluída no encapsulamento).

2.3.2 Estimulação funcional

A estimulação de tecido excitável também pode ser realizada com recurso a eléctrodos invasivos ou não-invasivos, semelhantes aos descritos na subsecção anterior. A principal diferença consiste nas correntes (mais elevadas na estimulação – na ordem dos miliamperes, do que na aquisição) que atravessam a interface eléctrodo-electrólito. Ao contrário da aquisição de biopotenciais, a corrente total que atravessa esta interface durante a estimulação não é sempre diferente de zero³⁵. Pulsos rectangulares de corrente, monopolares ou bipolares, são usados frequentemente na estimulação eléctrica. Eléctrodos não-invasivos são empregados na estimulação eléctrica funcional³⁶ de superfície [11] e na estimulação eléctrica do tacto [12]. Esta última, também chamada de electroestimulação nervosa transcutânea³⁷, consiste na aplicação de corrente eléctrica para activação de fibras nervosas no interior da pele através de eléctrodos superficiais que geram assim sensações de pressão ou vibração sem recorrer a um actuador mecânico. Este tipo de estimulação pode ser usado para converter informação visual em informação táctil [13], aumentando ou ajudando a reabilitar a percepção sensorial do indivíduo, ou usado com função analgésica para o alívio da dor crónica [14]. Os eléctrodos invasivos podem ser usados em diversas aplicações como a estimulação do ouvido interno em próteses auditivas, a estimulação da córnea em próteses visuais, estimulação cerebral profunda³⁸ de conjuntos neuronais para aliviar sintomas da doença de Parkinson, estímulo do coração em que o ritmo cardíaco é controlado por um *pacemaker*, entre muitos outros.

³⁵ Quando um pulso bifásico é usado para estimulação, a corrente total pode ser nula ao fim de vários ciclos, mas em cada ciclo pode ter direcções diferentes a cada instante.

³⁶ Functional electrical stimulation (FES).

³⁷ Transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS).

³⁸ Deep brain stimulation (DBS).

2.3.3 Materiais de revestimento

Do ponto de vista ergonómico, os eléctrodos para aquisição/estimulação de biopotenciais devem preencher alguns requisitos: geometria e flexibilidade adequada ao local de aquisição/estimulação (i.e. adquirir apenas o potencial de interesse sem danificar os tecidos); aquisições/estimulações a longo termo de forma estável resistindo à corrosão promovida pela grande quantidade de água presente nos tecidos; compatibilidade com os tecidos evitando a libertação de substâncias capazes de provocar danos nos mesmos. Do ponto de vista eléctrico, os eléctrodos devem apresentar: baixa impedância na banda de frequências de interesse e boa capacidade de entrega de cargas (para estimulação). A capacidade de preencher os requisitos mencionados tem sido testada em diversos materiais para revestir eléctrodos: aço inoxidável [15], prata e cloreto de prata (Ag/AgCl) [16], nitreto de titânio (TiN) [17], alumínio (Al) [18], platina (Pt) e suas ligas [19], irídio e seus óxidos (e.g. IrO) [20], entre outros.

De entre os materiais referidos, o titânio, a platina, o aço inoxidável e o irídio apresentam elevada biocompatibilidade³⁹. A platina, a prata e o irídio são os que apresentam um comportamento electroquímico mais estável numa gama de potenciais alargada. Contudo, apesar da sua biocompatibilidade, a platina e as suas ligas apresentam impedância instável a baixas frequências [21].

Os eléctrodos convencionais de prata e cloreto de prata (Ag/AgCl) prensados são usados frequentemente para aquisição de biopotenciais em aplicações clínicas e biomédicas (e.g. para aquisição de ECG e EEG), pois apresentam geralmente baixa impedância de interface pele-eléctrodo e boa estabilidade ao longo da banda de frequências de interesse. No entanto, estes eléctrodos requerem uma prévia preparação da pele (abrasão de pele) e o uso de gel electrólito para promover um bom contacto entre a pele e o eléctrodo e assim diminuir o efeito isolante da *stratum corneum* na interface pele-eléctrodo. Grimnes e Martinsen referem que a impedância da pele é determinada principalmente pela camada mais externa da pele (*stratum corneum*) para frequências inferiores a 10 kHz [22]. As frequências de interesse para aquisição de ECG ou EEG cabem inteiramente nesta banda de frequências. Uma forma alternativa de ultrapassar esta barreira isolante consiste em fabricar eléctrodos capazes de penetrar

³⁹ Materiais biocompatíveis são aqueles que quando estão em contacto com tecidos biológicos não provocam reacções químicas que os danificam.

nesta camada de pele e assim entram em contacto com os líquidos electrólitos⁴⁰ das camadas inferiores da epiderme. Um eléctrodo de Ag/AgCl foi proposto como um revestimento de eléctrodos secos para aquisição de biopotenciais com resultados promissores [23]. Contudo, apesar das boas características electroquímicas, o cloreto de prata (AgCl) é tóxico e apresenta um risco de infecção associado uma vez que se dissolve na pele⁴¹ [24].

O óxido de irídio tem provado ser um dos materiais mais promissores para estimulação pois apresenta: elevada capacidade de entrega de cargas em estimulação difásica sem provocar a electrólise da água⁴²; baixa impedância ao longo da banda de frequências para estimulação neuronal; elevada biocompatibilidade [21, 25]. Ao contrário dos eléctrodos de Ag/AgCl, a troca de cargas entre um eléctrodo de IrO e o electrólito, ou na direcção inversa, resulta numa reacção química que altera o estado de oxidação do irídio e não na injeção de espécies iónicas metálicas no electrólito. O irídio apresenta ainda vantagens relativamente à platina para aplicações de estimulação, pois tem 4 estados de oxidação (platina tem apenas 2) o que promove uma maior troca de cargas entre o eléctrodo e o tecido e é mais resistente à corrosão [26]. Alguns estudos têm ainda proposto os eléctrodos de IrO para simultaneamente adquirir biopotenciais e estimular tecidos excitáveis [27]. Assim, a possibilidade de revestir eléctrodos com IrO com capacidade de penetrar na *stratum corneum* para aquisição e/ou estimulação em aplicações biomédicas parece promissora.

2.3.4 Técnicas de deposição

Entre os vários métodos de deposição de filmes finos destacam-se as técnicas de: evaporação [28], deposição química de vapores (*chemical vapor deposition – CVD*) [28], deposição electroquímica a partir de uma solução [27], e pulverização catódica (*sputtering*) [20], entre outras. Tendo em conta a qualidade da deposição em termos de homogeneidade e custos económicos, a técnica de *sputtering* é a mais atractiva.

A técnica de *sputtering* consiste em depositar partículas vaporizadas da superfície de um alvo (constituído pelo material a depositar) num ambiente de plasma⁴³ em vácuo. Partículas do tamanho de um átomo são ejectadas da superfície do alvo (no estado sólido) através de uma transferência de momento resultante do bombardeamento de iões

⁴⁰ Devido à abundância de alguns cloretos como o NaCl.

⁴¹ O AgCl sofre reacções de oxidação libertando cations Ag^+ nos tecidos que se vão recombinar com anions de Cl⁻ presentes nas substâncias electrolíticas formando novamente AgCl nos tecidos.

⁴² Utilização da electricidade para decompor a água (H₂O) em moléculas de H₂ e O e conseqüente libertação de energia através de calor.

⁴³ Constituído por cations de árgon (Ar⁺).

provenientes do plasma contra o alvo (Figura 2.5). Geralmente, o alvo tem um elemento magnético acoplado que quando alimentado reversamente (diferença de potencial negativa entre o alvo e o substrato) cria um campo electromagnético, levando os iões plasmáticos a chocar contra o alvo, libertando assim as partículas do material a depositar. A variante de *sputtering* DC pulsado foi preferida nas deposições realizadas uma vez que resulta numa taxa de deposição superior à de outras variantes [29].

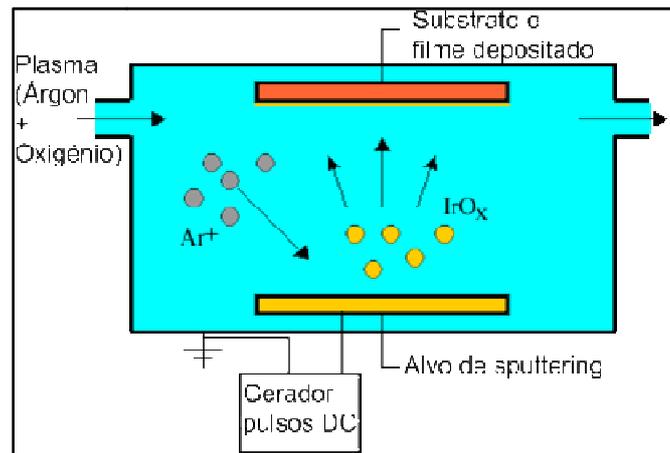


Figura 2.5 – Diagrama de um sistema de *sputtering* DC pulsado em ambiente reactivo.

2.4 Eléctrodo em microagulha

O objectivo deste capítulo é apresentar a construção de um eléctrodo com microagulhas de aproximadamente 100-200 μm de altura (Figura 2.6b), para que possam passar através da camada de pele mais externa (i.e. *stratum corneum*), obviando assim as suas características isolantes e colocando o eléctrodo em contacto com os fluidos biológicos presentes nas camadas mais inferiores da epiderme. Estes fluidos vão promover a diminuição da impedância pele-electrólito (obviando assim o uso do gel electrólito) devido à sua grande quantidade de H_2O (necessária à troca de cargas com eléctrodos de IrO) e Cl^- (necessária à troca de cargas com eléctrodos de AgCl). Contudo, as microagulhas não devem ter uma altura superior a 150 μm , correndo o risco de atingir os receptores sensoriais e terminações nervosas da derme. Na Figura 2.6 são apresentados os modelos eléctricos para aquisição de biopotenciais resultantes da aplicação de eléctrodos convencionais (Figura 2.6a) e eléctrodos secos com microagulhas (Figura 2.6b). No primeiro caso, a impedância eléctrodo-electrólito, tal como ilustrada na Figura 2.2, verifica-se na interface entre o eléctrodo e o gel electrólito. Como a *stratum corneum* é uma camada semipermeável a substâncias iónicas, o gel electrólito vai ser parcialmente absorvido, provocando diferenças de

concentração iónica ao longo da epiderme, o que causa uma diferença de potencial E_{se} [3]. Um circuito RC paralelo constituído pela resistência R_{sc} e a capacitância C_{sc} representa a impedância da *stratum corneum*. As camadas inferiores da epiderme, assim como todas as camadas de pele subjacentes (i.e. derme) apresentam comportamento resistivo R_v . No caso do eléctrodo seco, as microagulhas penetram na pele até às camadas mais inferiores da epiderme. Neste caso o modelo eléctrico é bastante mais simples uma vez que:

- i. a interface eléctrodo-electrólito (E_{dc} , R_{ee} , C_{ee}) ocorre entre o eléctrodo e os fluidos presentes na epiderme (a função do gel electrólito nos eléctrodos convencionais é realizada, nos eléctrodos propostos, pelos fluidos biológicos presentes nos tecidos inferiores da epiderme);
- ii. as impedâncias relativas à *stratum corneum*, gel electrólito e a diferença de potencial E_{se} são eliminadas.

A aplicação dos eléctrodos convencionais é normalmente precedida de abrasão da pele na tentativa de diminuir a impedância (R_{sc} e C_{sc}) devida à *stratum corneum*. Contudo, esta prévia preparação apenas consegue remover uma parte desta camada de pele e consome bastante tempo antes da aquisição dos biopotenciais. Assim, o eléctrodo seco com microagulhas surge como uma solução para este problema, diminuindo a impedância pele-eléctrodo e o tempo de preparação, e é mais adequado para gravações de longo termo pois não requer a aplicação de gel electrólito.

As próximas subsecções descrevem as deposições de IrO realizadas assim como o fabrico das microagulhas.

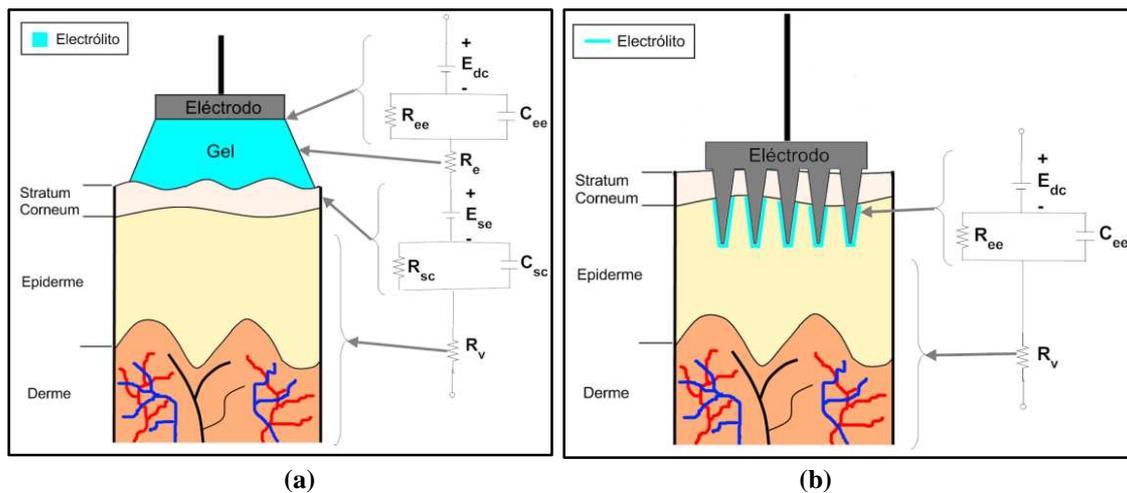


Figura 2.6 – Representação gráfica de eléctrodos e respectivos modelos eléctricos para aquisição de biopotenciais: (a) eléctrodo convencional com aplicação de gel electrólito; (b) eléctrodo seco com microagulhas que ultrapassam a camada mais externa da pele – *stratum corneum* (5-10 μm de espessura).

2.5 Comparação entre IrO e Ag/AgCl

Um sistema de pulverização catódica (*sputtering*) foi usado para depositar filmes finos de óxido de irídio (IrO) em *wafers* de silício. O IrO permite o uso de um microeléctrodo como meio de aquisição de biopotenciais e igualmente como meio de estimulação funcional [21]. A baixa resistência do irídio puro assegura boas capacidades de aquisição e a possibilidade de depositar um dos seus óxidos num meio reactivo assegurem o trajecto para gerar a reacção oxidação-redução⁴⁴ necessária na electroestimulação. Assim, deve estabelecer-se um compromisso entre as características do filme necessárias à aquisição e à estimulação através da quantidade de oxigénio consumido pelo filme.

2.5.1 Deposição de IrO

A técnica de *sputtering* DC pulsado em ambiente reactivo foi preferida para depositar diferentes espécies⁴⁵ de óxido de irídio (IrO) em substrato de silício pois permite: boas taxas de deposição; depositar vários materiais; a deposição reactiva é facilmente realizável incluindo gases reactivos (e.g. oxigénio) no plasma; permite o ajuste de uma ampla variedade de parâmetros de deposição (e.g. taxa de deposição, composição do material depositado).

Várias sessões de *sputtering* foram realizadas cujos parâmetros de deposição estão detalhados na Tabela 2.1 e basearam-se em estudos anteriores [21] e em sessões anteriormente realizadas [30].

Tabela 2.1 – Parâmetros usados nas sessões de deposição por *sputtering*.

Sessão	1	2	3	4	5	6	7
Frequência (KHz)	50	50	50	50	75	75	75
Largura de pulso positivo (ns)	1056	1056	1056	1056	3056	3056	3056
Fluxo de oxigénio (sccm ⁴⁶)	2	3.5	6.5	10	2	3.5	6.5
Tempo de <i>sputtering</i> (min:sec)	19:44	25:00	15:45	7:00	19:44	25:00	8:45

Um sistema de *sputtering Nordiko NS 2550* e um gerador de pulsos *ENI RPG-100* para ambientes de plasma foram usados em todas as sessões de deposição. Foram

⁴⁴ Reacção química necessária para a troca de electrões (i.e. cargas) entre o eléctrodo e o tecido conhecido como mecanismo de *Faraday*: a transferência de cargas faz-se através de oxidações e reduções reversíveis e que são tanto mais eficazes quanto maior for o número de estados de oxidação do material. Eléctrodos de estimulação com acoplamento capacitivo (tipo polarizáveis) podem ser usados sem envolver a troca de espécies iónicas. Apesar de mais seguros, este tipo de eléctrodos apresentam uma capacidade de transferência de cargas mais dependente da área disponível [21].

⁴⁵ A composição atómica do material a depositar pode variar no número de átomos assim, IrO, IrO₂, IrO₃, entre outros, são frequentemente depositados.

⁴⁶ A unidade de fluxo sccm refere-se a *standard cubic centimeters per minute* e usa-se uma vez que a mesma massa de gás apresenta diferentes volumes sob diferentes condições de temperatura e pressão. Assim esta unidade refere-se ao volume por minuto (i.e. fluxo) de gás sob as condições padrão de cada medidor de fluxo.

gerados sinais pulsados com 180 W de potência, frequências e larguras de pulso conforme descrito na Tabela 2.1. Para determinar o consumo de oxigénio pelo filme a ser depositado, a pressão parcial de oxigénio antes e durante as sessões de *sputtering* foi usado um barómetro *MKS Baratron*. Todos os filmes de IrO foram depositados na presença de plasmas com árgon e oxigénio (100 sccm de árgon e fluxos de oxigénio conforme a Tabela 2.1) depois de uma prévia deposição de uma camada⁴⁷ (50 nm) de adesão de titânio (Ti) sobre o substrato de silício. As espessuras dos filmes foram medidas através de um medidor de perfil *Tencor PA-10*. Antes de cada sessão, o ar presente na câmara de *sputtering* foi evacuado até se atingir uma pressão de 10^{-6} mbar usando uma bomba de vácuo criogénica.

As espessuras dos filmes depositados, taxa de deposição e resistividade dos filmes depositados com uma onda pulsada de 50 kHz estão descritos na Tabela 2.2. A resistividade dos filmes depositados é uma das características mais importantes para determinar a qualidade dos eléctrodos. Quanto maior for a pureza do filme depositado, menor vai ser a sua resistividade. Consequentemente, quanto maior for a concentração de oxigénio durante a deposição, menor é a pureza do filme e maior vai ser a sua resistividade. Do ponto de vista da aquisição de sinais, o filme ideal seria alcançado na ausência de oxigénio. Do ponto de vista da estimulação eléctrica funcional, o oxigénio é necessário para promover as referidas e necessárias reacções de oxidação-redução. Assim, um compromisso entre os dois extremos torna-se necessário para garantir uma baixa resistividade do material depositado e assegurar a presença de óxidos necessários à estimulação. A resistividade dos filmes foi medida através do método de *van der Pauw* [31] e os valores mais baixos ao longo das várias sessões estão ilustrados na Tabela 2.2. A resistividade do alvo usado (irídio puro) é de $5.3 \times 10^{-8} \Omega \times m$.

Tabela 2.2 – Características dos filmes de IrO depositados para os vários fluxos de oxigénio com um sinal pulsado de 50 KHz.

Fluxo de oxigénio (sccm)	2	3.5	6.5	10
Taxa de deposição (nm/min)	13.5	14	33	28
Espessura do Filme (nm)	265	349	526	199
Resistividade do filme ($\Omega \times m \times 10^{-7}$)	1.926	1.664	2.487	4.914

As superfícies obtidas para as várias sessões de *sputtering* foram analisadas com recurso à técnica de varrimento de microscopia electrónica⁴⁸. A Figura 2.7 apresenta

⁴⁷ Procedimento padrão na deposição de filmes finos de irídio para aumentar a adesão ao substrato.

⁴⁸ Scanning electron microscopy (SEM)

imagens de superfícies para os 4 fluxos de oxigénio. O aumento do fluxo de oxigénio altera a superfície do filme depositado desde uma aparência homogénea (ausência de oxigénio) até se tornar mais granulada e com uma estrutura fractal quando começa a perder coerência e estabilidade mecânica. De acordo com as Figuras 2.7a e 2.7b, os filmes de IrO depositados sob um fluxo moderado de oxigénio apresentam uma aparência granulada e uma estrutura porosa. Para fluxos de oxigénio elevados, como ilustrado nas Figuras 2.7c e 2.7d, os filmes depositados adquirem uma estrutura dendrítica e perdem coerência tornando-se mecanicamente instáveis. A Figura 2.7c, para um fluxo de oxigénio de 6.5 sccm, representa uma fase de transição entre estruturas mecanicamente estáveis e instáveis.

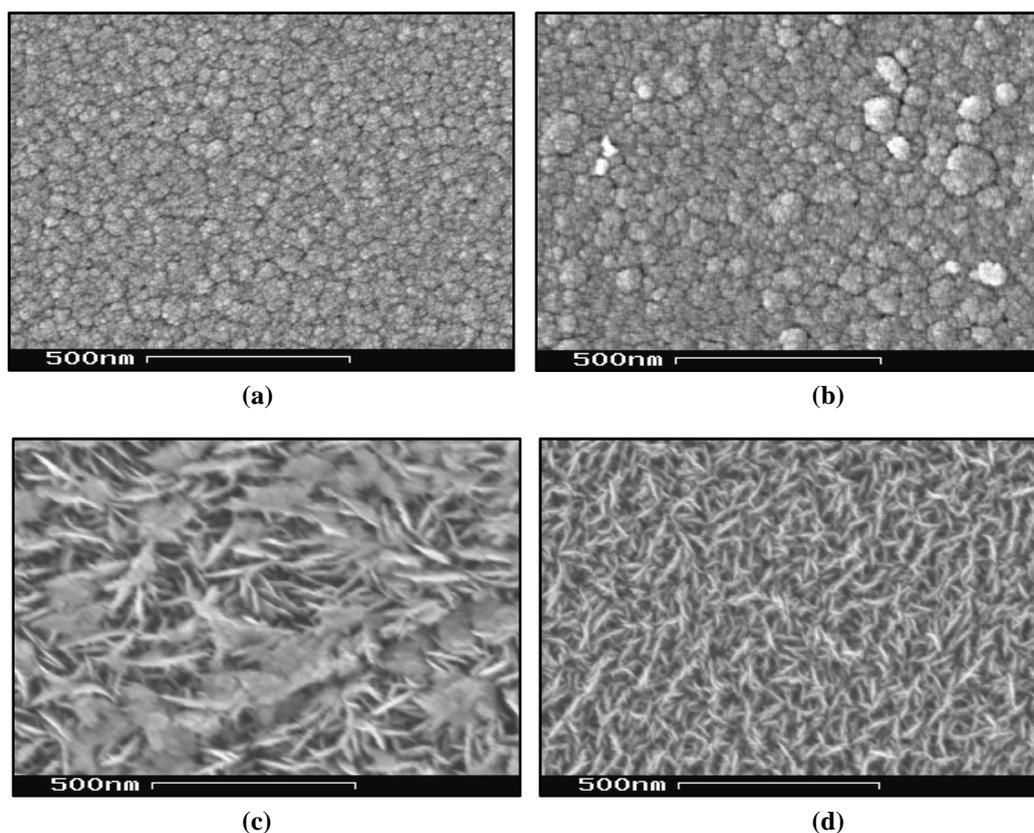


Figura 2.7 – Imagens da superfície dos filmes de irídio depositados com diferentes fluxos de oxigénio: (a) 2 sccm; (b) 3.5 sccm; (c) 6.5 sccm; (d) 10 sccm.

A Figura 2.8a representa a variação da densidade de corrente em função da tensão aplicada nos filmes depositados quando submersos numa solução aquosa de NaCl com concentração de 0.9% por peso. Os picos da densidade de corrente observados na Figura 2.8 devem-se às reacções de oxidação-redução ao fim de 50 ciclos de activação dos filmes. O facto de se observarem valores positivos e negativos de corrente devem-se à

reversibilidade das reacções. Estes resultados permitem avaliar a actividade eléctrica dos filmes de IrO para estimulação funcional. Como a Figura 2.8a ilustra, os filmes depositados com fluxos de oxigénio entre 2 e 3.5 sccm apresentam as melhores propriedades electroquímicas. A Figura 2.8b compara a capacidade de entrega de cargas (Qd) em função do fluxo de oxigénio para sessões de *sputtering* realizadas com diferentes frequências. A capacidade máxima de entrega de cargas foi encontrada para 2 sccm (50 kHz) e 3.5 sccm (75 kHz). Embora fosse necessário realizar deposições com fluxos de oxigénio inferior a 2 sccm (50 kHz) para determinar o máximo global, este valor pode ser considerado um máximo local da capacidade de entrega de cargas. Contudo, parece haver uma tendência para o Qd máximo acontecer para maiores valores de fluxo de oxigénio com o aumento da frequência de *sputtering*.

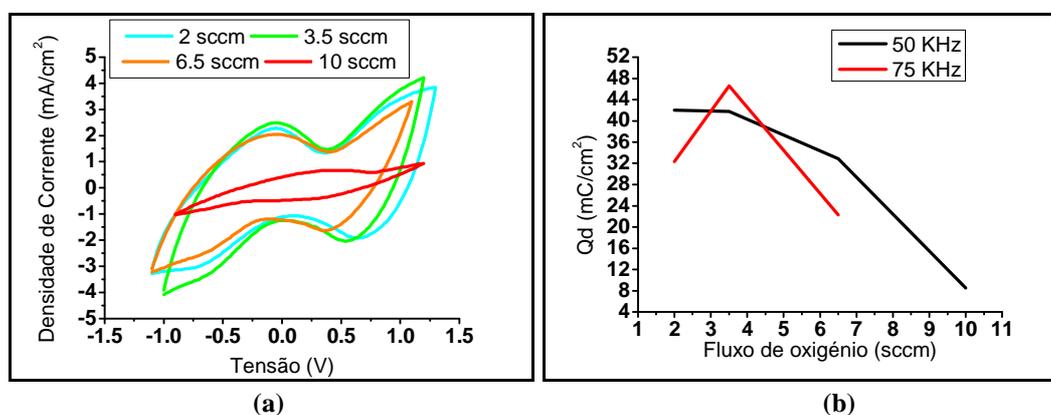


Figura 2.8 – Medidas das deposições de óxido de irídio resultantes de: (a) tensão vs. densidade de corrente para 4 valores de fluxo de oxigénio com frequência de *sputtering* de 50 kHz; (b) comparação da capacidade de entrega de cargas (Qd) em função do fluxo de oxigénio entre filmes depositados para as frequências 50 kHz e 75 kHz.

Considerando conjuntamente a resistividade, a análise de superfície e os resultados da actividade eléctrica medidos nos filmes depositados, pode-se afirmar que os fluxos de oxigénio no intervalo 2-3.5 sccm são os mais adequados à construção de eléctrodos. Estes valores garantem um bom compromisso entre as capacidades de aquisição de biopotenciais e estimulação de tecidos excitáveis. A porosidade das superfícies alcançadas para o intervalo de fluxos referido torna-as mais permeáveis à água e a espécies iónicas, levando a uma maior capacidade de entrega de cargas e menor resistividade dos filmes depositados. O decréscimo de Qd para fluxos iguais ou superiores a 6.5 sccm parece estar relacionado com a falta de estabilidade mecânica destes filmes.

Os filmes depositados por *sputtering* a 50 kHz e com fluxo de oxigénio de 3.5 sccm foram usados para caracterização e revestimento dos eléctrodos secos que serão descritos nas secções seguintes.

2.5.2 Caracterização do eléctrodo de IrO

Uma experiência electrolítica foi realizada para comparar as características electroquímicas dos filmes de IrO com eléctrodos convencionais de Ag/AgCl para aquisição de biopotenciais. Os eléctrodos de IrO utilizados nesta experiência têm 1 cm² de superfície de contacto. Eléctrodos de Ag/AgCl em forma de anel com 1.1 cm de diâmetro e 1 cm² de superfície de contacto (eléctrodos convencionais) foram usados como eléctrodos de referência (Figura 2.9).

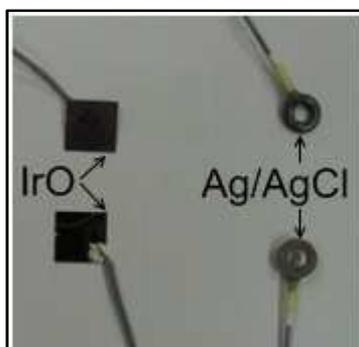


Figura 2.9 – Um par de eléctrodos de IrO (esquerda) e um par de eléctrodos de Ag/AgCl (direita).

Uma solução aquosa de cloreto de sódio⁴⁹ (NaCl) foi usada como electrólito com a concentração de 0.9% por peso. Um par de eléctrodos de cada tipo foi submerso na solução do electrólito contida numa célula electroquímica com distâncias entre eléctrodos controladas. A fim de estimar os valores de impedância da interface electrólito-eléctrodo-electrólito, foram realizadas medidas de espectroscopia de impedância da interface para os eléctrodos fabricados.

Embora existam outras abordagens para avaliar o espectro da impedância [32], a abordagem utilizada emprega a capacidade de geração de sinal digital de um PC comum equipado com uma placa com conversor analógico-digital (*ADC*) e conversor digital-analógico (*DAC*). Uma forma de onda composta por um número finito de componentes sinusoidais foi usada como o sinal de entrada (V_{in}) no circuito conversor de impedância para tensão (Figura 2.10). Dois PCs equipados com placas de aquisição foram usados para implementar o sistema de medida. As placas de aquisição *National*

⁴⁹ Fluido presente nos tecidos humanos. Os iões Na⁺ e Cl⁻ são portadores de cargas, livres para se deslocarem num campo elétrico, contribuindo assim para a condutividade DC [22].

Instruments PCI6024E foram usadas para estimular o circuito conversor assim como para medir a sua saída e foram controladas por aplicações desenvolvidas em Labview[®]. Um PC correu a aplicação de geração do sinal de entrada (V_{in}) e outro correu a aplicação de aquisição do sinal de saída (V_{out}). A fim de limitar a corrente que percorre a célula electroquímica e a amostra eléctrodo-electrólito-eléctrodo, os valores da resistência $R_{current}$ foram escolhidos de forma a limitar a corrente a $100 \mu A$. Este valor de corrente respeita o valor limite de comportamento linear do electrólito assim como os valores aconselháveis para o indivíduo e não afecta os potenciais gerados pelo corpo humano que pretendemos adquirir. O valor da resistência $R_{current}$ escolhido foi de $1 K\Omega$ e o valor médio de V_{out} foi sempre inferior a $100 mV$. O circuito na Figura 2.10 permite medir impedâncias usando apenas 2 eléctrodos uma vez que o amplificador operacional 741 fornece uma terra virtual na sua entrada negativa.

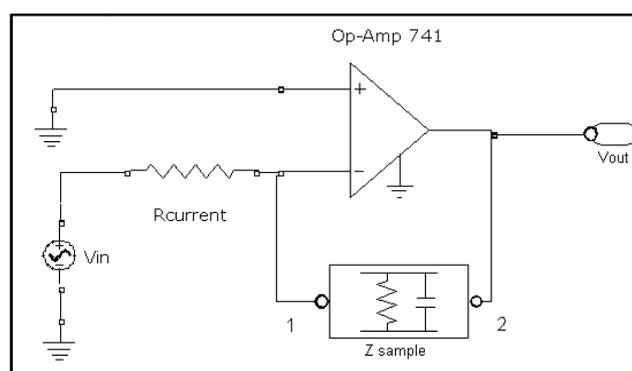


Figura 2.10 – Circuito conversor impedância-tensão baseado na montagem amplificador inversor com amplificador operacional.

O procedimento de leitura de impedâncias inicia-se com a determinação das componentes de frequência necessárias para gerar a forma de onda na entrada.

Durante a aquisição de dados, o PC com a aplicação geradora aplica continuamente a forma de entrada V_{in} no circuito conversor (Figura 2.10). Simultaneamente, o sinal V_{out} é adquirido pela aplicação de gravação no PC de aquisição assim como a forma de onda aplicada a V_{in} . Na aplicação de gravação, a transformada rápida de *Fourier* (*Fast Fourier Transform - FFT*) é aplicada aos sinais V_{in} e V_{out} para calcular seus espectros de frequência. Os valores absolutos da impedância eléctrodo-electrólito $|Z(i)|$ são calculados através da equação (2.3). $F_{out}(i)$ e $F_{in}(i)$ são as componentes espectrais de V_{out} e V_{in} respectivamente. Os valores complexos de impedância são determinados através dos valores absolutos da impedância e da diferença de fase entre os sinais V_{in} e V_{out} adquiridos.

$$|Z| = R_{\text{current}} \times |F_{\text{out}}(i)| / |F_{\text{in}}(i)| \quad (2.3)$$

A frequência máxima que foi possível gerar em V_{in} sem significativa distorção de sinal foi de 1000 Hz uma vez que a frequência máxima de actualização do conversor digital-analógico era de 10^4 amostras/s.

V_{in} e V_{out} foram adquiridos a uma taxa de amostragem de 10^5 amostras/s e os espectros de frequência foram gerados para a banda de frequências 1-1000 Hz com 0.1 Hz de resolução.

Inicialmente os sinais obtidos (V_{in} e V_{out}) não se apresentavam como esperados. Diversos circuitos secundários (e.g. pré-amplificador, filtros) no sistema de medida da impedância, assim como fontes externas de interferência⁵⁰ introduziam erros de medida da amplitude e da fase dos sinais. Assim, todas as medições foram precedidas de calibração, em que a distorção dos valores de amplitude e fase intrínsecos ao sistema de medida foram determinados colocando uma resistência de valor conhecido em vez da amostra (Figura 2.10). Os valores medidos foram subtraídos aos resultados recolhidos posteriormente.

O espectro da impedância é traçado em tempo-real o que permite realizar ajustes do sistema de medida de forma interactiva. Os valores adquiridos são armazenados para posterior comparação dos materiais de aquisição. A condutividade e a permitividade dos filmes finos depositados foram calculadas como a média de 100 s de aquisição para cada par de eléctrodos.

2.5.3 Correção dos valores medidos

Os valores da impedância não são determinados unicamente pelas propriedades eléctricas dos materiais (condutividade e permitividade) mas igualmente pelas restrições geométricas do volume de condução entre 2 eléctrodos. Geralmente os valores de interesse são as propriedades eléctricas dos materiais uma vez que estes não dependem da geometria dos eléctrodos. Embora os valores calculados na subsecção anterior sejam expressos como impedâncias, estes foram transformados em propriedades eléctricas dos materiais através de um factor de ajuste de magnitude que depende do volume de condução entre os 2 eléctrodos, designado de constante da célula electroquímica (*cell-constant*) [22]. A constante celular estabelece o volume da condução entre um par de eléctrodos ($k = A / l$) como a razão entre a área de secção (A) do volume de condução e o comprimento (l) que é a distância entre eléctrodos. A resistividade (ρ), a

⁵⁰ Fontes de interferência electromagnética: os 50/60 Hz dos cabos de alimentação da rede eléctrica e seus harmónicos, a iluminação fluorescente, as máquinas eléctricas; fontes comutadas e ecrãs dos computadores; entre outros.

condutividade (σ) e a permitividade relativa ($\epsilon_r = \epsilon/\epsilon_0$) (ϵ_0 é 8.854×10^{-12} F/m) do material de aquisição foram calculados de acordo com as equações (4) e (5). É de notar que a admitância ($Y = G + jB$) é o inverso dos valores de impedância que foram calculados previamente ($Z = R + jX$).

$$\rho = R \times k \quad (2.4)$$

$$Y = k \times (\sigma + j\omega\epsilon) \quad (2.5)$$

É possível calcular a constante celular a partir da geometria dos eléctrodos e da distância entre eles. Contudo, para a finalidade de comparação de eléctrodos e seus materiais de revestimento, a resistividade da solução salina com concentração de 0.9% é conhecida ($72.8 \times 10^{-2} \Omega \times m$) e a constante k pode ser calculada a partir da equação (2.4) usando os valores de resistência medidos para altas frequências (a parte imaginária da impedância do eléctrodo assume-se nula para altas frequências).

2.5.4 Resultados

A condutividade e a permitividade relativa calculadas estão ilustradas nas Figuras 2.11 e 2.12 respectivamente, para a banda de frequências 1-1000 Hz. O desvio padrão da amostra é representado por uma barra vertical para cada frequência medida. Em análises electroquímicas, os valores de admitância (Y) são avaliados frequentemente, em vez dos valores da impedância (Z) que são calculados directamente a partir das diferenças de potencial adquiridas [22]. A condutividade eléctrica (σ) equivale a um valor de condutância (G) independente da geometria da célula electroquímica (k) e é geralmente assumido como o inverso da resistividade (ρ), que por sua vez equivale a um valor de resistência independente de k . A condutividade variou de cerca de 5 mS/cm para 1 Hz até quase 14 mS/cm para 1000 Hz. Os eléctrodos de IrO_2 apresentam uma condutividade significativamente diferente dos eléctrodos de Ag/AgCl para frequências abaixo de 3 Hz e apenas inferior para frequências iguais ou inferiores a 1 Hz. Os eléctrodos exibem condutividade semelhante para frequências acima de 3 Hz.

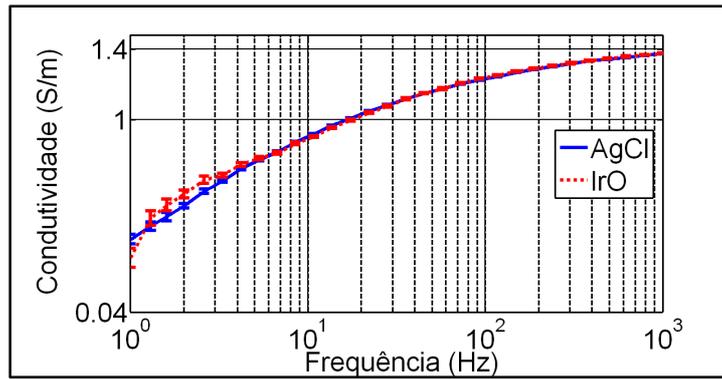


Figura 2.11 – Condutividade eléctrica (σ) dos eléctrodos fabricados (linha tracejada vermelha) e dos eléctrodos do controlo Ag/AgCl (linha contínua azul), para toda banda de frequências (1-1000 Hz).

A permitividade relativa (ϵ_r) equivale a um valor de susceptância (B) independente da geometria da célula (k) em relação à permitividade do vácuo ($\epsilon_0 = 8.8 \times 10^{-12}$ F/m) e dá uma ideia da quantidade de comportamento capacitivo de cada tipo de eléctrodo. A permitividade relativa dos eléctrodos de Ag/AgCl varia de 3.5×10^5 para 1000 Hz até 10^{10} para 1 Hz. A permitividade relativa dos eléctrodos de IrO é ligeiramente mais elevada do que a dos eléctrodos de Ag/AgCl para frequências abaixo de 3 Hz.

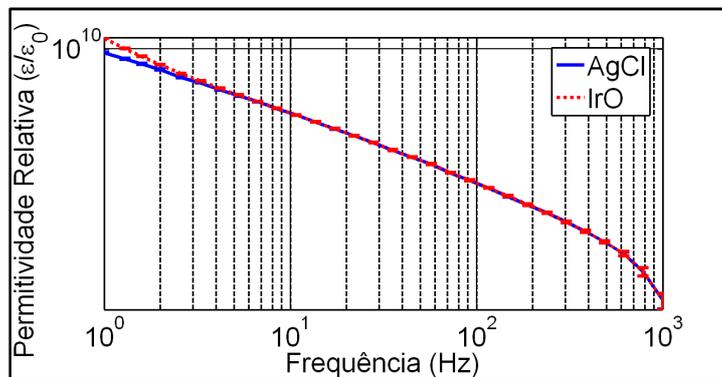


Figura 2.12 – Permitividade relativa (ϵ_r) dos eléctrodos de IrO fabricados (linha tracejada vermelha) e dos eléctrodos de controlo Ag/AgCl (linha contínua azul), para toda banda de frequências (1-1000 Hz).

A Figura 2.13 representa a fase da impedância medida para ambos os eléctrodos. Os eléctrodos de Ag/AgCl apresentaram uma fase da impedância de -40° para 1 Hz que diminui com a frequência até cerca de 0° para 1 kHz. Os eléctrodos de IrO manifestaram valores de fase da impedância significativamente mais elevados (-67° para 1 Hz) para frequências abaixo de 3 Hz.

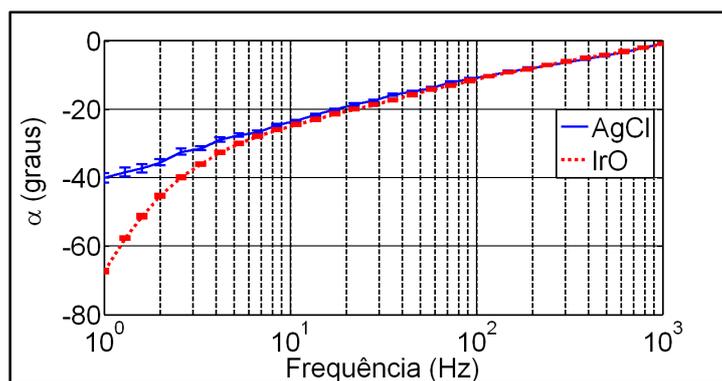


Figura 2.13 – Fase da impedância medida para os eléctrodos IrO fabricados (linha tracejada vermelha) e os eléctrodos de controlo Ag/AgCl (linha contínua azul) para toda banda de frequências (1-1000 Hz).

A permitividade mais elevada exibida pelos eléctrodos de IrO para frequências abaixo de 3 Hz, além de um desvio de fase superior, sugere que os eléctrodos de IrO₂ apresentam um comportamento mais capacitivo do que os eléctrodos de Ag/AgCl para baixas frequências. Para frequências superiores a 3 Hz, os 2 tipos de eléctrodos mostram comportamentos semelhantes relativamente à condutividade, permitividade e fase. Para aplicações de estimulação, o comportamento mais capacitivo dos eléctrodos de IrO confere maior segurança na entrega de cargas. Apesar desta impedância acrescida ser aparentemente uma desvantagem em aplicações de aquisição de biopotenciais, as componentes espectrais mais importantes na aquisição de biopotenciais (e.g. EEG) é superior a 3 Hz. Adicionalmente, um ligeiro aumento do fluxo de oxigénio durante as sessões de *sputtering* reactivo poderá permitir alcançar superfícies mais porosas (embora mecanicamente estáveis), por isso mais permeáveis a substâncias iónicas.

Os eléctrodos com filmes de IrO depositados através de um processo de *sputtering* DC pulsado apresentaram comportamento semelhante aos eléctrodos convencionais de Ag/AgCl – estes últimos amplamente utilizados para aquisição de biopotenciais. Contudo, os eléctrodos fabricados têm a vantagem de serem mais biocompatíveis, mais resistentes à corrosão e permitirem aplicações de estimulação funcional. Num estudo realizado anteriormente que comparou materiais depositados por *sputtering*, eléctrodos de IrO já tinham mostrado performance superior à de eléctrodos de nitreto de titânio (TiN) para aquisição de biopotenciais [33].

2.6 Eléctrodo seco com microagulhas

Nesta secção são apresentados o processo de fabrico do eléctrodo seco com microagulhas num substrato de silício e os resultados comparativos entre o eléctrodo

fabricado revestido com um filme fino de IrO e um eléctrodo convencional de Ag/AgCl [34].

2.6.1 Fabrico

Esta secção descreve o fabrico dum eléctrodo seco com estruturas tridimensionais em forma de microagulhas. Um processo de corrosão química em silício (*etching*) foi aplicado no fabrico das microagulhas de silício numa solução líquida de hidróxido de potássio (KOH). A forma das pontas das microagulhas foi alcançada através do efeito de corrosão em solução aquosa por debaixo da máscara (*undercut*), onde planos de corrosão rápida são revelados [35].

Uma *wafer* convencional de silício com 500 μm de espessura foi usada com duas camadas de nitreto de silício, uma na face superior e outra na face inferior da *wafer*, como máscara anti-corrosão química. O processo de fabrico das microagulhas está ilustrado na Figura 2.14 em 6 passos distintos que envolvem o processo litográfico e a corrosão química.

Uma máscara com estruturas quadradas de 200 μm de lado foi usada no processo de litografia para desenho das microestruturas. O tamanho escolhido para as estruturas da máscara teve em consideração uma análise prévia do efeito das características da máscara na formação de estruturas tridimensionais [35]. Embora vários tamanhos de estrutura (e.g. 60 μm , 100 μm) tenham sido considerados durante o processo de desenho da máscara, o tamanho de 200 μm foi escolhido devido a limitações na resolução do processo de impressão e também por permitir melhor controlo de progressão da corrosão uma vez que é necessário mais tempo para a formação da ponta da agulha.

O primeiro passo no fabrico das microagulhas (Figura 2.14a) é um processo de litografia que consiste em gravar o desenho da máscara no substrato para proteger algumas zonas da corrosão, e assim definir as dimensões das estruturas a fabricar. Uma substância sensível à luz (*photoresist*) é aplicada no substrato de silício para gravar a informação contida na máscara. A exposição a uma fonte de luz (e.g. ultravioleta) é responsável pela transferência do desenho da máscara para o *photoresist*. Posteriormente o *photoresist* é revelado (Figura 2.14b) através de um químico que dissolve as zonas do *photoresist* que não foram sujeitas à luz (*photoresist* negativo). A camada de nitreto de silício previamente depositada protege da corrosão as zonas do *wafer* de silício cobertas pelo *photoresist*. O padrão impresso nesta camada define as estruturas de microagulhas que se pretendem obter. No terceiro passo (Figura 2.14c), as

zonas da camada de nitreto de silício que ficaram expostas foram eliminadas através de um processo de corrosão iónica reactiva (*reactive ion etching – RIE*) [28].

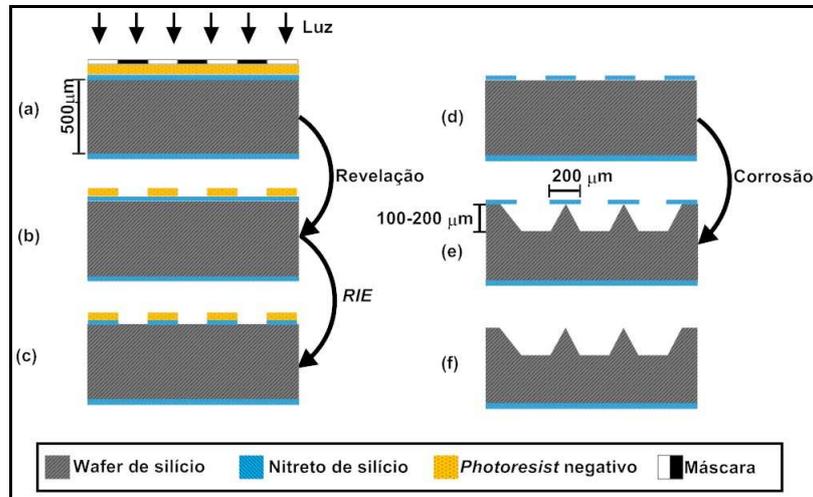


Figura 2.14 – Esquemático com 6 passos para o fabrico das microagulhas.

Nos passos seguintes (Figura 2.14d e Figura 2.14e), deu-se a remoção do *photoresist* e a corrosão do *wafer* de silício. As áreas restantes com nitreto de silício funcionaram como uma camada protectora contra a corrosão do *wafer* de silício com uma solução aquosa de hidróxido de potássio (KOH) a 30%, à temperatura de 87° C. A taxa de corrosão foi de aproximadamente 125 μm/h. Na última fase de fabrico (Figura 2.14f), o nitreto de silício restante na face superior do eléctrodo é removido numa solução aquosa de ácido fluorídrico (HF).

As microagulhas emergem devido à corrosão por debaixo da máscara (efeito do *undercut*), que foi monitorizado por meio de microscopia óptica a cada 30 minutos. A Figura 2.15 apresenta a evolução do processo de corrosão onde é possível seguir a evolução dos planos laterais de corrosão que dão origem a uma estrutura tridimensional.

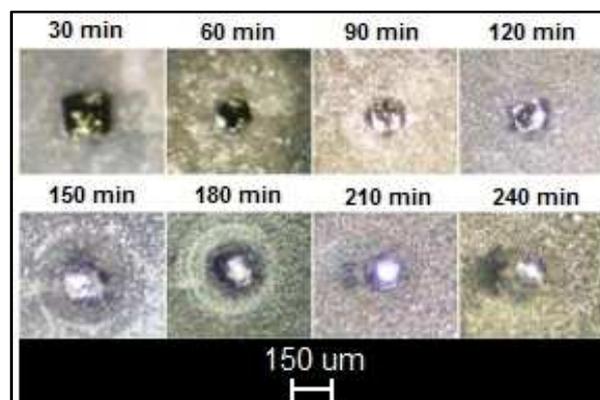


Figura 2.15 – Vista de topo ao microscópio óptico dos vários estágios do processo de corrosão com intervalos de 30 minutos.

No processo corrosivo do silício podem ser identificados 3 planos de corrosão (Figura 2.16a) em relação à orientação dos seus cristais. Diferentes taxas de remoção de material estão associadas a cada plano, sendo que o plano $\langle 111 \rangle$ é o mais lento. As diferenças na taxa de remoção são atribuídas a diferentes energias de ligação atómica dos átomos de silício em cada plano [36]. O processo de corrosão usado é anisotrópico⁵¹, com um ângulo de 54.7° entre os planos $\langle 111 \rangle$ e $\langle 100 \rangle$. O *wafer* utilizado tem os átomos de silício orientados no plano $\langle 100 \rangle$, o que leva a uma taxa de corrosão mais elevada no plano de topo $\langle 100 \rangle$ do que a taxa de corrosão no plano lateral $\langle 110 \rangle$, formando uma estrutura piramidal (Figura 2.16a). Os cantos quadrados foram corroídos e a estrutura final ficou com uma estrutura em pirâmide hexagonal (Figura 2.16a). Assim foi possível fabricar microagulhas em estrutura piramidal com ângulos sólidos de 54.7° e largura aproximada de 150-200 μm . As microagulhas atingiram alturas entre 100-200 μm . Na Figura 2.16b é apresentado um eléctrodo em matriz de 4x4 microagulhas.

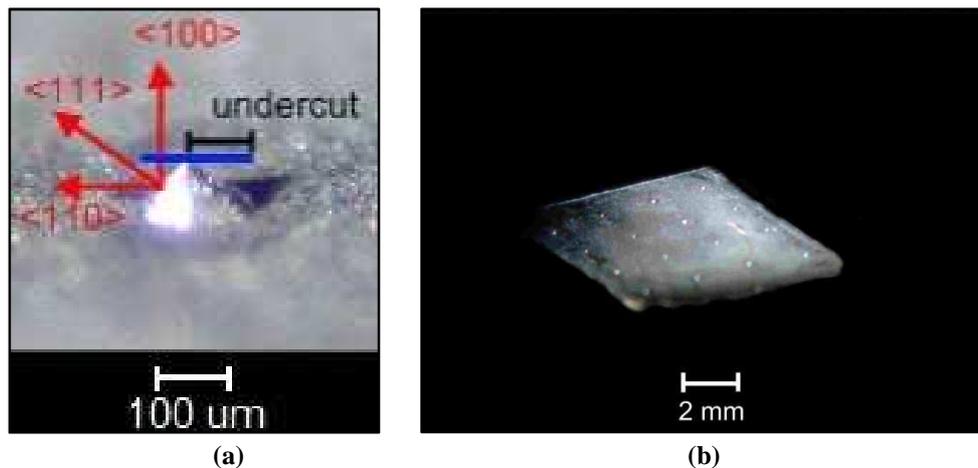


Figura 2.16 – Imagens recolhidas com um microscópio óptico: a) uma microagulha com estrutura em pirâmide hexagonal, identificação dos planos de corrosão e efeito *undercut*; b) eléctrodo em matriz de 4x4 microagulhas.

Um revestimento condutor de IrO foi depositado na superfície dos eléctrodos com microagulhas em matriz. O revestimento de IrO resultou de uma sessão de *sputtering* a 50 kHz com fluxo de oxigénio de 3.5 sccm, em que os restantes parâmetros de deposição coincidiram com os parâmetros utilizados nas sessões de *sputtering* descritas na subsecção 2.5.1. Conforme a Tabela 2.2, a espessura esperada para este filme é cerca de 350 nm. Contudo, devido ao facto de a amostra ter estruturas tridimensionais, a

⁵¹ Taxas de remoção diferentes em cada direcção.

espessura do filme poderá variar em algumas zonas (e.g. paredes laterais, vértice e base das estruturas piramidais) 10%-20% [33]. No entanto, as variações de espessura não são suficientes para afectar significativamente a resistência do filme depositado. Uma forma de diminuir a variação de espessura no filme consiste em inclinar o substrato onde o filme está a ser depositado (Figura 2.5), ou reduzir a distância entre o alvo e o substrato de forma a fazer variar o ângulo sólido entre o alvo e as zonas de espessura reduzida [37].

2.6.2 Experiência com electrooculograma (EOG)

Nesta secção são apresentados os resultados da comparação de desempenho entre o eléctrodo com microagulhas revestido a IrO e o eléctrodo convencional de Ag/AgCl durante uma experiência de EOG. O EOG foi gravado por meio de 2 eléctrodos colocados horizontalmente junto ao canto externo de cada olho. Devido à diferença de potencial de tensão permanente entre a córnea e a retina (a córnea é positiva relativamente à retina), os movimentos dos olhos produzem mudanças na diferença de potencial entre os eléctrodos. O indivíduo executa a experiência movendo seus olhos horizontal ou verticalmente a uma linha do horizonte imaginária. Os eléctrodos convencionais de Ag/AgCl foram colocados usando gel electrólito e após prévia abrasão da pele. Os eléctrodos com microagulhas revestidos a IrO foram colocados sem a prévia preparação da pele e na ausência de gel electrólito.

Os dados de EOG foram adquiridos a uma taxa de 2000 amostras/s por um sistema convencional de aquisição de biopotenciais com resolução de 22 *bits*. Os sinais de ambos os tipos de eléctrodos foram filtrados digitalmente na banda passante 1-40 Hz. Um filtro rejeita-banda a 50 Hz foi também aplicado para evitar a interferência proveniente da alimentação eléctrica. Os filtros utilizados foram do tipo *Butherworth* com correcção de fase.

O indivíduo foi motivado a olhar sequencialmente para um de dois pontos que eram horizontalmente equidistantes do centro do seu campo visual. O indivíduo executou três sessões de movimentos dos olhos de 1 minuto cada, com um intervalo entre sessões de 1 minuto (i.e. período de descanso). A experiência durou cerca de 5 minutos.

A Figura 2.17 apresenta 3 s de aquisição de EOG para ambos os tipos de eléctrodos em simultâneo. Os dados de EOG, com cerca de 1 mV de amplitude (pico-a-pico), foram gravados quando o indivíduo foi instruído a fazer movimentos oculares horizontais. Embora o eléctrodo de Ag/AgCl tenha sido aplicado após uma preparação

prévia e o eléctrodo com microagulhas aplicado directamente na pele, ambos os sinais do eléctrodo reflectem de forma semelhante o sinal EOG típico dos movimentos oculares rápidos⁵².

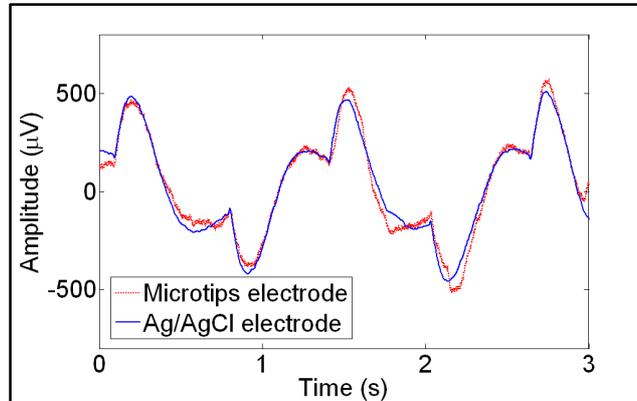


Figura 2.17 – Registo dos sinais adquiridos pelos eléctrodos com microagulhas e convencionais de Ag/AgCl em resposta a movimentos oculares horizontais rápidos.

A experiência realizada não permitiu medir a profundidade que as microagulhas atingiram durante a penetração da pele. As pequenas pregas à superfície da pele (i.e. dermatóglifos) e os pêlos podem levar a que as microagulhas não penetrem totalmente na pele. As microtecnologias usadas permitem ajustar o tamanho das microagulhas de forma a que estas sejam capazes de penetrar na camada *stratum corneum*, evitando atingir os órgãos sensoriais da derme. Devido ao facto de a *stratum corneum* ter uma espessura de apenas 10-15 µm (as microagulhas têm altura média de 150 µm) e o EOG adquirido pelo eléctrodo fabricado ser muito semelhante ao EOG adquirido pelo eléctrodo convencional (mesmo sem gel electrólito), aparentemente os eléctrodos fabricados com microagulhas foram capazes de penetrar na camada mais externa da pele entrando em contacto com os fluidos da pele com função electrolítica (e.g. Na⁺ e Cl⁻).

Quanto à resistência mecânica das microagulhas, eléctrodos fabricados através de processos de corrosão semelhantes mostraram boa robustez mecânica [37-38]. O stress mecânico (s) provocado numa estrutura sólida (e.g. microagulha com estrutura em pirâmide) por uma força (F) aplicada perpendicularmente a uma das suas faces com secção A segue a equação (2.6). O silício pode aguentar um stress mecânico até 0.5 GPa.

$$s = \frac{F}{A} \quad (2.6)$$

⁵² Este tipo de sinal é apresentado na literatura de língua inglesa sob a expressão *eye saccade*.

A força necessária para inserir ou remover um eléctrodo com microagulhas na pele é cerca de 10 N [38]. A Figura 2.18 ilustra o par de forças acção-reacção que se estabelece num eléctrodo quando é aplicado na pele (se, no pior cenário, considerarmos que a pele tem resistência mecânica igual à do silício). Idealmente, segundo o processo corrosivo usado, as estruturas piramidais resultantes, com ângulos sólidos de 54.7° , teriam altura aproximadamente igual ao comprimento do lado da base (base quadrada). Assumindo que a força aplicada no eléctrodo tem uma distribuição uniforme pelas 4×4 microagulhas (0.625 N em cada microagulha), a base de cada estrutura piramidal vai estar sujeita a um stress mecânico de apenas 15.6 MPa. Assim, cada pirâmide fica sujeita ao stress mecânico máximo aguentado pelo silício para a secção que dista $165 \mu\text{m}$ da base (secção a vermelho na Figura 2.18). Uma vez que a altura média das estruturas piramidais fabricadas é cerca de $150 \mu\text{m}$, e a resistência mecânica da pele é muito inferior à do silício, é pouco provável que alguma microagulha tenha sido fracturada. Mesmo para microagulhas com razões altura/largura superiores às fabricadas, é de esperar que menos de 5% dos eléctrodos aplicados na pele sofram de fracturas [38]. No caso de algumas microagulhas sofrerem fracturas, o processo regenerativo da epiderme mencionado anteriormente será responsável por expulsar da pele os fragmentos nela retidos aquando da remoção do eléctrodo, com um risco mínimo de infecção.

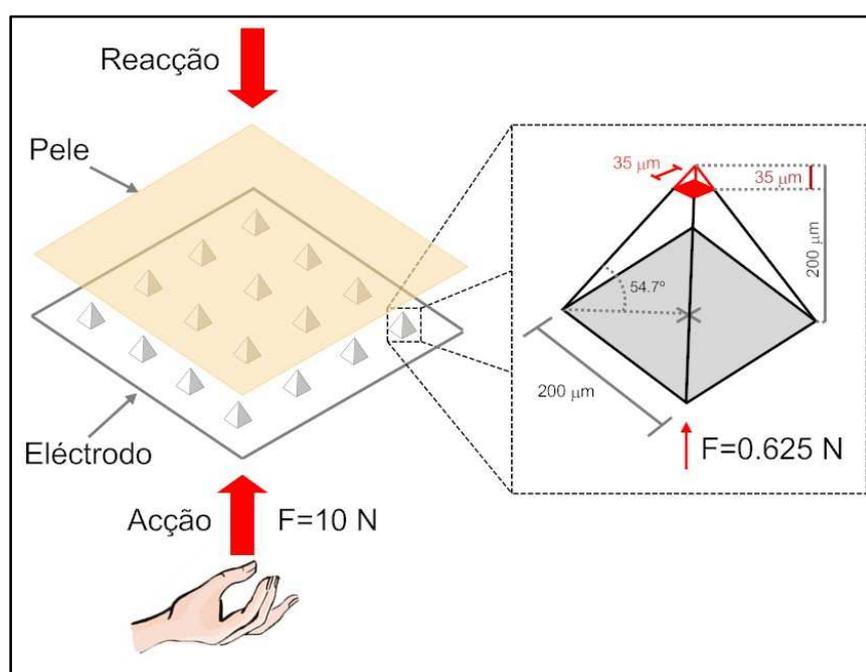


Figura 2.18 - Par de forças acção-reacção que resulta da aplicação de um eléctrodo em matriz de 4×4 microagulhas na pele.

2.7 Discussão de resultados

O método de corrosão química do silício com efeito *undercut* provou ser uma solução para o fabrico de microagulhas a custos reduzidos quando comparado com outros métodos de corrosão a seco [39].

Os eléctrodos com microagulhas e revestimento de IrO parecem ser capazes de adquirir biopotenciais sem necessidade de preparação da pele, nem gel electrólito devido à sua capacidade para obviar as propriedades isolantes da camada de pele *stratum corneum*. Assim, eléctrodos com microagulhas revestidos a IrO deverão ser melhor opção que os eléctrodos convencionais de Ag/AgCl para gravações a longo termo e permitem uma colocação mais rápida. Adicionalmente, eléctrodos revestidos com filmes finos de IrO, em resultado de *sputtering* DC pulsado com fluxos de oxigénio entre 2 e 3.5 sccm, parecem ainda capazes de cumprir ambas as funções de aquisição e estimulação. No entanto, mais deposições devem ser realizadas futuramente para fluxos de oxigénio no intervalo 2-3.5 sccm a fim de se encontrar o valor óptimo para eléctrodos de estimulação. Caso a aplicação dos eléctrodos a fabricar requeira apenas a função de aquisição, a deposição de irídio deverá ocorrer na ausência de oxigénio de forma a minimizar a resistividade do filme depositado.

Na experiência EOG não foram considerados eléctrodos activos. Apesar de este tipo de eléctrodos dispensar uma preparação prévia da pele (efeito abrasivo), requerem geralmente a presença dum electrólito, por exemplo, esponja condutora ou gel, entre o elemento sensor e a pele, para alcançar a mesma qualidade de sinal dos eléctrodos passivos [9]. Embora alguns eléctrodos activos sejam denominados ‘secos’ por não necessitarem da aplicação de nenhum dos mencionados electrólitos, têm sido registadas performances inferiores na ausência de transpiração⁵³ na interface pele-eléctrodo [8, 40]. Após a aplicação destes eléctrodos, podem ser necessários vários minutos até se formar uma camada de transpiração que lhes permita operar em condições óptimas [40]. Adicionalmente, estes eléctrodos são mais complexos e frágeis uma vez que incluem um estágio pré-amplificador no próprio encapsulamento, que por sua vez aumenta o consumo energético do sistema de aquisição. Contudo, os eléctrodos activos podem apresentar melhor imunidade às interferências dos 50 Hz do que os eléctrodos passivos [8, 40]. Por sua vez, os eléctrodos de IrO com microagulhas são totalmente passivos

⁵³ Durante a transpiração, o suor, que é produzido nas glândulas sudoríparas, é libertado na pele. O suor é essencialmente constituído por Na⁺, Cl⁻, H₂O e K⁺ cuja mistura resulta num excelente electrólito. Contudo, a libertação de suor é dependente da temperatura, estado emocional ou actividade física.

(não requerem alimentação) e aparentam entrar em funcionamento óptimo imediatamente após a penetração da pele. Assim, os eléctrodos propostos parecem constituir uma alternativa válida aos eléctrodos convencionais com a vantagem de simplificar a colocação de eléctrodos e permitir utilizações prolongadas com baixos recursos energéticos.

Apesar de o novo eléctrodo fabricado apresentar resultados promissores, mais testes são necessários para se poder tirar conclusões acerca da sua efectividade na aquisição do EEG. O trabalho futuro irá debruçar-se sobre o valor ideal para a relação altura/largura das microagulhas, uma solução para fixar o eléctrodo na pele e a imunidade a artefactos motores e interferências (e.g. 50 Hz).

2.8 Referências

- [1] B. Amirlak et al. (2008, September) Skin Anatomy. [Online]. <http://emedicine.medscape.com/article/1294744-overview>
- [2] P. Griss, "Micromachined Interfaces for Medical and Biochemical Applications," Royal Institute of Technology (KTH), Stockholm, Sweden, PhD Thesis 2002.
- [3] M. R. Neuman, "Biopotential Electrodes," in *Medical Instrumentation*, J. G. Webster, Ed. New York, USA: John Wiley & Sons, 1998, cap. 5, pp. 183-232.
- [4] M. A. Lebedev and M. A. L. Nicolelis, "Brain Machine interfaces: past, present and future," *Trends in Neurosciense*, vol. 29, no. 9, pp. 536-546, 2006.
- [5] M. D. Serruya and J. P. Donoghue, "Design Principles of a Neuromotor Prosthetic Device," in *Neuroprosthetics: Theory and Practice*, Gurpreet S. Dhillon Kenneth W. Horch, Ed.: Imperial College Press, 2003, cap. 3, pp. 1158-1196.
- [6] K-P. Hoffmann, R. Roman, and W. Poppendieck, "Long-term characterization of electrode materials for surface electrodes in biopotential recording," *Proc. 28th IEEE EMBS Annual International Conference*, New York City, USA, 2006, pp. 2239-2242.
- [7] D. Prutchi and A. Sagi-Dolev, "New technologies for in-flight pasteless bioelectrodes," *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, vol. 64, p. 552-556, 1993.
- [8] C. Fonseca et al., "A Novel Dry Active Electrode for EEG Recording," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 54, no. 1, pp. 162-165, Janeiro 2007.
- [9] A. Gruetzmann, S. Hansen, and J. Müller, "Novel dry electrodes for ECG monitoring," *Physiological Measurement*, vol. 28, pp. 1375-1390, Novembro 2007.
- [10] M. Oehler, V. Ling, K. Melhorn, and M. Schilling, "A multichannel portable ECG system with capacitive sensors," *Physiological Measurement*, vol. 29, p. 783-793, 2008.
- [11] V. K. Mushahwar, P. L. Jacobs, R. A. Normann, R. J. Triolo, and N. Kleitman, "New functional electrical stimulation approaches to standing and walking," *Journal of Neural Engineering*, vol. 4, pp. 181-197, 2007.
- [12] K. Kaczmarek, J. Webster, P. Bach-y-Rita, and W. Tompkins, "Electrotactile and vibrotactile displays for sensory substitution systems," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 38, no. 1, pp. 1-16, 1991.
- [13] H. Kajimoto, N. Kawakami, S. Tachi, and M. Inami, "Smarttouch: electric skin to touch the untouchable," *IEEE Computer Graphics and Applications*, vol. 24, no. 1, pp. 36-43, 2004.
- [14] K. E. Nnoaham and J. Kumbang. (2008, April) Transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS)

- for chronic pain. Cochrane Database of Systematic Reviews.
- [15] S. Nishimura, Y. Tomita, and T. Horiuchi, "Clinical application of an active electrode using an operational amplifier," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 39, p. 1096–1099, 1992.
- [16] J. A. McLaughlin, E. T. McAdams, and J. M. Anderson, "Novel dry electrode ECG sensor system," *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, Baltimore, USA, 1994, p. 804.
- [17] W. M. Heuvelman, P. Helderma, G. C. A. M. Janssen, and S. Radelaar, "TiN reactive sputter deposition studied as a function of the pumping speed," *Thin Solid Films*, vol. 332, pp. 335–339, 1998.
- [18] A. Lopez and P.C. Richardson, "Capacitive electrocardiographic and bioelectric electrodes," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 16, p. 99, 1969.
- [19] A. Ivorra et al., "Minimally invasive silicon probe for electrical impedance measurements in small animals," *Biosensors & Bioelectronics*, vol. 19, pp. 391–399, 2003.
- [20] S. F. Cogan, T. D. Plante, and J. Ehrlich, "Sputtered iridium oxide films (SIROFs) for low-impedance neural stimulation and recording electrodes," *Proc 26th Annual Int. Conf. IEEE EMBS*, San Francisco, CA, USA, 2004, pp. 4153–4156.
- [21] E. Slavcheva, R. Vitushinsky, W. Mokwa, and U. Schnakenberg, "Sputtered iridium oxide films as charge injection material for functional electrostimulation," *Journal of the Electrochemical Society*, vol. 151, no. 7, pp. 226–237, Maio 2004.
- [22] S. Grimnes and Ø.G. Martinsen, *Bioimpedance and bioelectricity basics*. London, UK: Academic Press, 2000.
- [23] P. Griss, H.K. Tolvanen-Laakso, P. Meriläinen, and G. Stemme, "Characterization of micromachined spiked biopotential electrodes," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 49, pp. 597–604, 2002.
- [24] T. C. Ferree, P. Luu, G. S. Russell, and D. M. Tucker, "Scalp electrode impedance, infection risk, and EEG data quality," *Clinical Neurophysiology*, vol. 112, pp. 536–544, 2001.
- [25] B. Wessling, W. Mokwa, and U. Schnakenberg, "RF-sputtering of iridium oxide to be used as stimulation material in functional medical implants," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 16, pp. 142–148, 2006.
- [26] R. Fröhlich, A. Rpzany, J. Riedmüller, A. Bolz, and M. Schaldach, "Electroactive coating of stimulating electrodes," *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, vol. 7, no. 7, pp. 393–397, Novembro 1996.
- [27] R. D. Meyer, S. F. Cogan, T. H. Nguyen, and R. D. Rauh, "Electrodeposited Iridium Oxide for Neural Stimulation and Recording Electrodes," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 9, no. 1, pp. 2–11, Março 2001.
- [28] S. A. Campbell, *The science and engineering of microelectronic fabrication*.: Oxford University Press, 2001.
- [29] A. Belkind et al., "Characterization of pulsed dc magnetron sputtering plasmas," *New Journal of Physics*, vol. 7, pp. 1–16, 2005.
- [30] N. S. Dias et al., "Study on Pulsed DC-Sputtering of Iridium Oxide for Implantable Electrodes," *Proceedings of the XVIII Conference MicroMechanicsEurope (MME)*, Guimaraes, Portugal, 2007, pp. 395–396.
- [31] L. J. van der Pauw, "A method of measuring the resistivity and Hall coefficient on lamellae of arbitrary shape," *Philips Research Reports*, vol. 20, pp. 220–224, 1958.
- [32] R. Patterson, "Bioelectric Impedance Measurements," in *The Biomedical Engineering Handbook. Medical Devices and Systems.*, J.D. Bronzino, Ed. Boca Raton, FL, USA: CRC Press, 2006, cap. 53, pp. 53.1–53.9.
- [33] J. H. Correia et al., "Sputtered TiN and IrO₂ electrodes versus standard Ag/AgCl electrodes for non-invasive EEG applications," *Proc. of MME 2006*, Southampton, UK, 3–5 Setembro 2006, 2006,

pp. 25-28.

- [34] N. S. Dias, A. F. Silva, P. M. Mendes, and J. H. Correia, "Non-invasive Iridium Oxide Biopotential Electrodes," *Proceedings of IEEE IECON*, Porto, 2009, aceite para apresentação.
- [35] A.F. Silva, "Microel ctrodos para biopotenciais baseados em IrOx," Universidade do Minho, Tese de Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica - Ramo de Electrónica Médica 2007.
- [36] C. Liu, *Foundations of MEMS*, US edition ed.: Prentice Hall, 2005.
- [37] P. Griss et al., "Micromachined Electrodes for Biopotential Measurements," *Journal of Microelectromechanical Systems*, vol. 10, no. 1, pp. 10-16, Março 2001.
- [38] S. Henry, D. V. Mcallister, M. G. Allen, and M. R. Prausnitz, "Microfabricated Microneedles: A Novel Approach to Transdermal Drug Delivery," *Journal of Pharmaceutical Sciences*, vol. 87, no. 8, pp. 922-925, Agosto 1998.
- [39] T. Fofonoff, M. Marchtel, N. Hatsopoulos, J. Donoghue, and I. Hunter, "Microelectrode array fabrication by electrical discharge machining and chemical etching," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 51, no. 6, pp. 890-895, Junho 2004.
- [40] A. Searle and L. Kirkup, "A direct comparison of wet, dry and insulating bioelectric recording electrodes," *Physiological Measurement*, vol. 21, pp. 271-283, 2000.

3 Sistema de Biotelemetria para ICM

O capítulo 3 descreve o desenvolvimento dum sistema de biotelemetria para aplicações biomédicas, mais especificamente para a interface cérebro-máquina (ICM), através da aquisição de electroencefalograma. Este capítulo começa por apresentar uma breve introdução à biotelemetria e sistemas existentes. Seguidamente, é apresentado o design e fabrico dum novo sistema de biotelemetria para ICM. O presente capítulo termina com os testes realizados ao sistema desenvolvido e a análise dos resultados.

3.1 Introdução à biotelemetria

A biotelemetria consiste na monitorização remota de pacientes, idealmente através duma ligação sem fios entre o paciente e a unidade de processamento dos sinais [1]. Geralmente, o paciente transporta um módulo de comunicação por radiofrequência (RF), infravermelhos ou outro, semelhante ao módulo existente no sistema de recepção que, localizado remotamente, detecta o sinal enviado e recupera o sinal biológico para posterior processamento.

A principal vantagem da ligação sem fios entre o paciente e a unidade de processamento é a eliminação de restrições comportamentais relacionadas com a mobilidade que não permitam uma correcta avaliação dos sinais medidos (e.g. EEG adquirido durante a monitorização dum paciente com epilepsia). Um sistema de biotelemetria permite também isolar a instrumentação de aquisição dos cabos da rede eléctrica, diminuindo o risco de choque eléctrico.

Na sequência do trabalho apresentado no capítulo anterior sobre o desenvolvimento de eléctrodos secos para biopotenciais, o sistema de biotelemetria visa construir um sistema de aquisição do electroencefalograma e comunicação sem fios duma ICM (Figura 3.1), de rápida colocação (i.e. sem necessidade de preparação da pele) e que permita total mobilidade a pacientes (e.g. monitorização de pacientes epilépticos) ou utilizadores duma ICM.

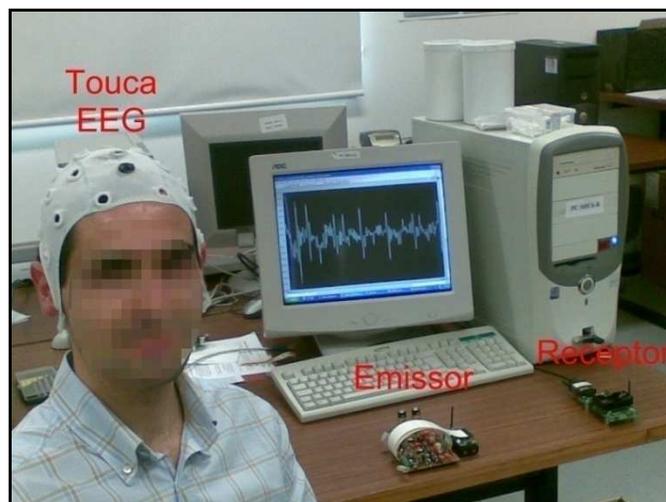


Figura 3.1 – Sistema de biotelemetria de electroencefalograma.

Biopotenciais

Os sinais vitais adquiridos usando a biotelemetria podem ser classificados de acordo com a fonte de sinal a que se devem, a aplicação biomédica e as características do sinal [2]. O sinal pode ser caracterizado pela amplitude, frequência e sítio de aquisição (Tabela 3.1). As características do electroencefalograma (EEG) e do electrooculograma (EOG) foram já discutidas no capítulo 1. Contudo, outros sinais como o electrocardiograma (ECG), electromiograma (EMG) e electroretinograma (ERG) são normalmente adquiridos e as suas características estão descritas na Tabela 3.1.

Tabela 3.1 – Características de alguns sinais biomédicos.

Sinais	Local de Aquisição	Banda de Frequências	Gama de Amplitudes	Comentários
Electroencefalograma (EEG)	Superfície do escalpe	0.5–100 Hz	2–100 μ V	Multicanal (2-32 eléctrodos)
Electrocardiograma (ECG)	Superfície do peito, braços ou pernas	0.05–100 Hz	1–10 mV	Potenciais devidos à estimulação do músculo cardíaco
Electromiograma (EMG)	Agulhas superficiais ou semi-invasivas	500 Hz–10 kHz	1–10 μ V	Potenciais de acção de fibras musculares únicas.
Electroretinograma (ERG)	Microeléctrodo na superficial ocular	0.2–200 Hz	0.5–1000 μ V	Potenciais da retina evocados por flashes.
Electrooculograma (EOG)	Superfície facial perto dos olhos	DC–100 Hz	10–5000 μ V	Diferença de potencial entre a córnea e a retina.

3.2 Sistemas de biotelemetria: estado-da-arte

Entre os sistemas de biotelemetria existentes sobressaem 2 abordagens distintas: sistemas com desenho personalizado recorrendo à microelectrónica; sistemas que resultam da junção de plataformas de redes de sensores sem fios e componentes electrónicos comercialmente disponíveis⁵⁴ (i.e. *commercial of-the-shelf* – COTS).

Entre os sistemas que utilizam a abordagem personalizada distinguem-se: o dispositivo implantável construído por Pastor *et al.*, da Universidade da Califórnia (UCLA), EUA, para aquisição de sinais neuronais em modelos animais, com consumo energético de 13.8 mW e dimensão de $1.4 \times 1.2 \times 0.4 \text{ cm}^3$ [3]; o sistema de biotelemetria desenvolvido por Mohseni *et al.*, na Universidade do Michigan, USA, para aquisição de sinais neuronais de macacos *in vivo*, bastante compacto ($1.8 \times 1.3 \times 0.16 \text{ cm}^3$), com massa de apenas 1.1 g e consumo de 8.8 mW [4]. Ainda seguindo uma abordagem com desenho personalizado, alguns grupos de investigação adoptaram uma solução híbrida, ao juntarem amplificadores de biopotenciais personalizados a plataformas de comunicação sem fios disponíveis comercialmente. São exemplos desta abordagem: o chip para a aquisição de sinais neuronais em insectos desenvolvido por Takeuchi *et al.*, da Universidade de Tóquio, Japão, com dimensões $1.5 \times 0.8 \text{ cm}^2$ e consumo de 10 mW [5]; o estágio de amplificação de baixo ruído e consumo de 143 mW desenvolvido por Cheney *et al.*, da Universidade da Florida, EUA, para aquisição de potenciais de acção em roedores [6]; o circuito integrado com consumo de 0.8 mW e dimensões reduzidas, desenvolvido por Song *et al.*, da Universidade de Brown, EUA, para aquisição de potenciais de acção *in vivo* a partir de uma matriz de eléctrodos implantada em modelos animais [7]. Nesta primeira abordagem, os sistemas desenvolvidos aplicam-se essencialmente a implantes neuronais (e.g. matrizes de eléctrodos com capacidade de adquirir e processar sinais, realizar microinjecção de fluidos, comunicar sem fios através da pele [8]). Os exemplos apresentados para a abordagem com desenho personalizado demonstram grande especificidade nas aplicações a que se destinam, geralmente recorrendo a técnicas invasivas de aquisição de sinal. Esta abordagem permite minimizar o ruído, o consumo energético e a dimensão dos sistemas desenvolvidos. Contudo, estes sistemas não são adequados a aplicações que requerem maior flexibilidade, pois torna-se caro e demorado redesenhar um microssistema para novas aplicações ou para introduzir melhorias graduais.

⁵⁴ Esta abordagem é também designada de solução *commercial of-the-shelf* (COTS), uma vez que junta vários componentes prontos a usar que estão disponíveis no mercado para desenvolver um sistema mais complexo.

O desenvolvimento dum sistema baseado em plataformas de redes de sensores e componentes electrónicos comercialmente disponíveis (i.e. *COTS*) permite maior flexibilidade. São exemplos desta segunda abordagem: o sistema para aquisição de EEG desenvolvido pela empresa Cleveland Medical Devices, EUA, que é capaz de transmitir simultaneamente 8 canais, com apenas 12 bits de resolução a uma taxa de 250 amostras/s (transferência de 24 kbps) [9]; o sistema de biotelemetria (WiFi⁵⁵) de 12 canais, desenvolvido por Obeid *et al.* da Universidade de Duke, EUA, para aquisições dum núcleo neuronal, com 12 bits de resolução, 31250 amostras/s e consumo de 333 mW [10]; o sistema de biotelemetria, com comunicação Bluetooth⁵⁶, desenvolvido por Ye e tal., da Universidade de Zhejiang, China, para a aquisição de actividade neuronal do córtex motor primário, assim como estimulação cerebral em ratos, de apenas 2 canais, com 12 bits de resolução de sinal [11]; o sistema de biotelemetria desenvolvido por Farshchi *et al.*, da UCLA, EUA, que adquire sinais de 6 canais com 8 bits de resolução a uma taxa de 480 amostras/s [12].

Neste projecto pretende-se desenvolver um sistema de biotelemetria de biopotenciais com recurso a técnicas não-invasivas (e.g. EEG, EOG, ECG). Seguindo a abordagem *COTS*, de forma semelhante ao que foi proposto em [13], pretende-se desenvolver um sistema com 5 canais, resolução de 16 bits e taxa de amostragem de 1000 amostras/s, minimizando o consumo energético e as dimensões do sistema. Este sistema permite aplicações biomédicas (e.g. estudos de epilepsia em humanos) e aplicações de interface cérebro máquina, casos em que a arquitectura da Figura 3.2 será utilizada para a aquisição remota de biopotenciais. Esta arquitectura deverá permitir a transmissão de vários canais de EEG, em tempo real, para vários computadores pessoais, ou para um servidor de arquivos através duma ligação Ethernet, e também o processamento dos sinais adquiridos no próprio módulo de aquisição, ou no PC para processamentos mais complexos.

⁵⁵ O WiFi é um dos protocolos de comunicação sem fios com maior consumo energético.

⁵⁶ O protocolo Bluetooth tem consumo de energia superior ao protocolo ZigBee (802.15.4).

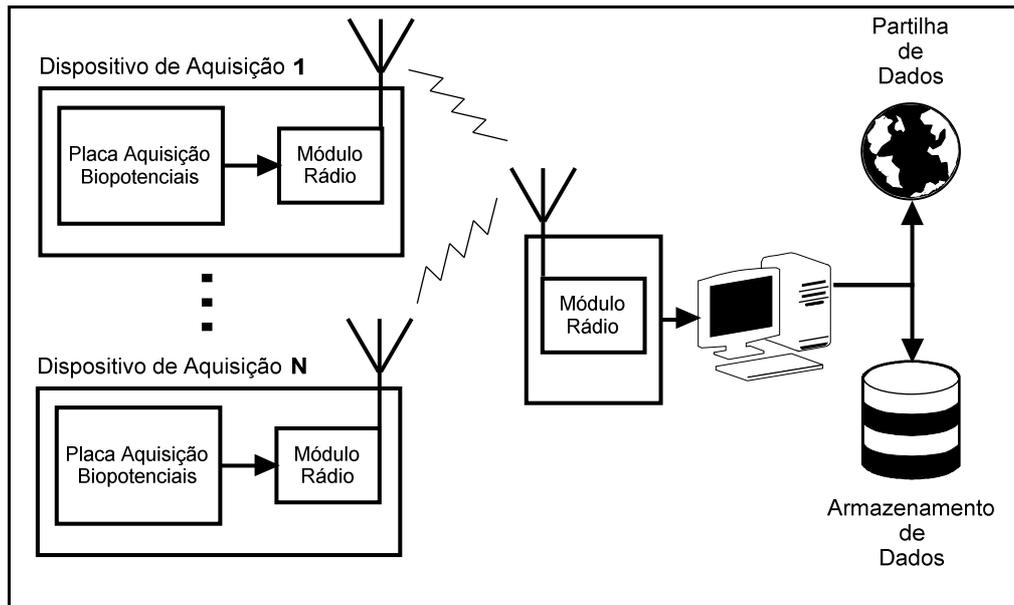


Figura 3.2 – Arquitectura do sistema implementado para aquisição remota, análise e partilha de biopotenciais.

3.3 Design e fabrico do sistema de biotelemetria para ICM

3.3.1 Aquisição de biopotenciais

Os vários blocos de hardware necessários à aquisição de biopotenciais são apresentados na Figura 3.3.

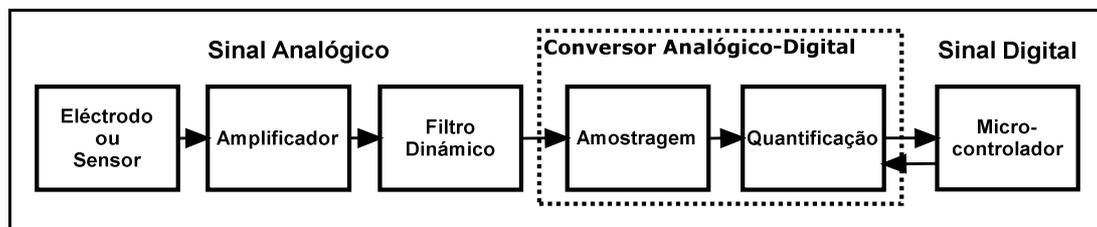


Figura 3.3 – Diagrama de fluxo de um sistema de aquisição de biopotenciais.

Um sistema de aquisição de biopotenciais requer um sensor ou eléctrodo que converte as correntes iónicas de um organismo num sinal eléctrico mensurável. Contudo este sinal sofre frequentemente de interferências (e.g. interferência de 50 Hz das linhas de alimentação eléctrica). Uma fase de amplificação torna-se assim necessária para diminuir os efeitos da tensão de modo comum (devida às interferências) no sinal a medir, transformar uma fonte de sinal com elevada impedância de saída (i.e. contacto eléctrodo-pele) numa fonte de sinal com baixa impedância (i.e. impedância de saída do amplificador), aumentar a relação entre o sinal e o ruído (deixando passar apenas as frequências do sinal de interesse – ver Tabela 3.1) e ajustar a amplitude do sinal

adquirido à gama dinâmica⁵⁷ do conversor analógico-digital (ADC). Este ajuste designa-se de ganho de sinal. Um filtro activo antes do ADC deixa apenas passar as frequências na banda de interesse reduzindo ainda o ruído com conteúdo espectral distinto. De acordo com o teorema de *Nyquist*, para que o sinal adquirido possa ser recuperado após o processo de amostragem, a frequência de amostragem (frequência de *Nyquist*) deverá ser superior ao dobro da frequência mais elevada do sinal adquirido. Um filtro com banda passante coincidente com as frequências de interesse permite reduzir o efeito de *aliasing*⁵⁸ [14]. De forma a não introduzir distorção no sinal adquirido, o filtro implementado deve ter uma resposta em frequência com módulo constante e fase linear na banda passante. O sinal analógico contínuo é convertido num sinal digital discreto à saída do ADC. A conversão analógico-digital pode ser dividida em duas fases: o processo de amostragem⁵⁹, no qual o sinal contínuo é transformado numa série de amostras discretas no tempo; e o processo de quantificação, que atribui um valor digital a cada amostra [14]. Todo o processo de aquisição é controlado por um microcontrolador.

Tendo em conta a estrutura padrão dum sistema de aquisição para biopotenciais (Figura 3.3), foi desenvolvida uma placa de circuito impresso (*printed circuit board* – *PCB*) contendo toda a instrumentação electrónica necessária à amplificação, filtragem e conversão analógico-digital de sinal [13]. A Figura 3.4 ilustra o esquema eléctrico simplificado do protótipo dum placa de aquisição de biopotenciais em esquema referencial: cada sinal resulta da amplificação dum diferença de potencial entre um dos 5 eléctrodos disponíveis e um eléctrodo de referência do indivíduo (i.e. SGND). Assim, são necessários seis eléctrodos para a aquisição de cinco canais referenciais. Além destes, é utilizado um eléctrodo neutro com a função de equalizar o potencial de modo comum do indivíduo e o potencial neutro do amplificador. Um circuito de controlo é ainda implementado para reduzir o potencial de modo comum. A tensão de referência do sistema (V_{ref}) é somada ao potencial de cada um dos eléctrodos num amplificador somador não inversor (Σ). De seguida a diferença de potencial entre cada eléctrodo e o SGND é amplificada no amplificador de instrumentação (AI) [15]. Os sinais passam depois por um filtro passa-banda (F) com uma largura de banda correspondente ao sinal

⁵⁷ Amplitude máxima do sinal de entrada.

⁵⁸ No erro de *aliasing* de um ADC, as componentes do sinal com frequência mais elevada do que metade da frequência de amostragem ($f_s/2$) vão sobrepor-se e somar-se às componentes com frequência inferior a $f_s/2$, distorcendo e corrompendo o sinal amostrado.

⁵⁹ Também conhecido por *sample & hold*

de interesse (0.5-40 Hz). Cada um dos 5 sinais resultantes é amostrado no conversor analógico-digital em relação a V_{ref} [16].

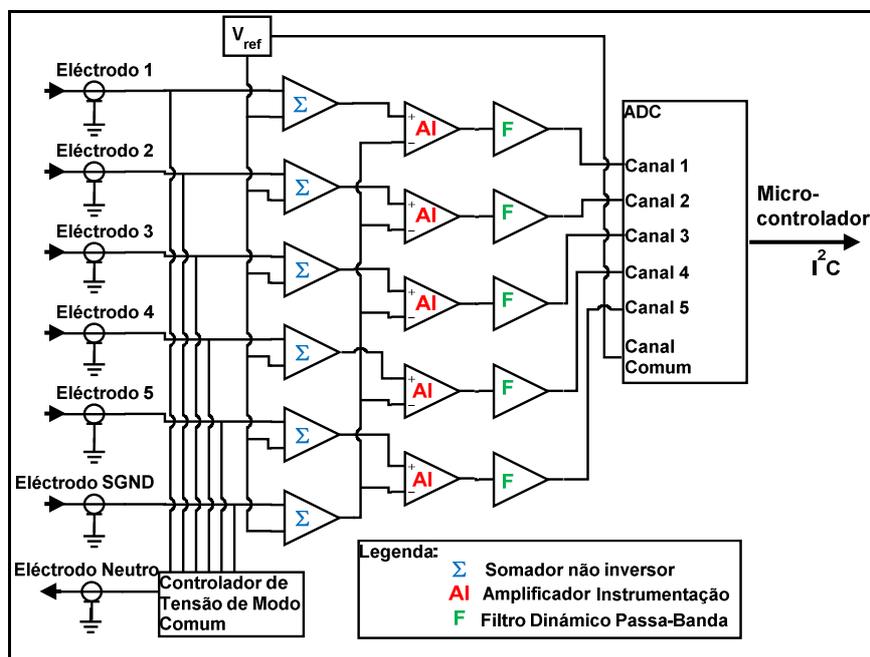


Figura 3.4 – Esquema eléctrico simplificado da placa de aquisição de biopotenciais.

Como ilustrado na Figura 3.2, pelo menos dois módulos de RF (i.e. emissor e receptor) estão envolvidos no processo de aquisição remota de biopotenciais. O microcontrolador do módulo emissor controla: o processo de amostragem, comunicando com o conversor analógico-digital através duma interface I^2C (*inter-integrated circuit*) [17]; constrói mensagens com as amostras a ser enviadas por RF num formato compatível com a norma IEEE 802.15.4⁶⁰ das redes sem fios; implementa o protocolo de controlo de acesso ao meio *CSMA/CA*⁶¹; envia as mensagens por RF para o módulo receptor. O microcontrolador do módulo receptor reencaminha as mensagens chegadas por RF para a porta série do PC. Os dados são recebidos no PC através duma aplicação que monitoriza constantemente a porta série para armazenar e processar as amostras recém-chegadas. Os dados e os resultados do seu processamento poderão ser partilhados com outros PCs com base numa arquitectura cliente-servidor⁶² suportada pela internet.

⁶⁰ Norma que estabelece a camada física e o protocolo de controlo de acesso ao meio em redes sem fios pessoais. O IEEE 802.15.4 está na base da especificação ZigBee que implementa as camadas mais altas do protocolo de comunicação que não são especificadas pela norma.

⁶¹ O protocolo de acesso ao meio é uma camada de software que define as regras de acesso ao meio físico de uma rede para que não existam vários nós da rede a transmitir em simultâneo. O protocolo *carrier sense multiple access with collision avoidance* (CSMA/CA) tem como principal função evitar as colisões de dados quando mais do que um módulo envia ao mesmo tempo. Cada módulo equipado com um *transceiver* RF escuta a rede, avisa que vai enviar dados e quanto tempo vai demorar.

⁶² Modelo computacional que liga aplicações servidor e cliente através de uma rede, em que as aplicações cliente fazem requisições (e.g. dados, estado da ligação) que são atendidas pelos servidores.

Os vários blocos de hardware constituintes da placa de aquisição são descritos detalhadamente nas seguintes alíneas:

Alimentação (0-3 V)

A placa é alimentada por duas baterias tipo AA, com 1.5 V cada, que alimentam o módulo *Micaz*[®] [18]. Assim a tensão de alimentação de todo o circuito é uma alimentação de 0-3 V. Utilizando a alimentação assimétrica de 3 V directamente das baterias permite alcançar um consumo energético reduzido, uma vez que dispensa a utilização de uma fonte de alimentação diferencial (e.g. -3 V a +3V) e circuitos conversores DC-DC para elevar a tensão (e.g. 5 V). Os limites máximo e mínimo de tensão são 2.7 V e 3.6 V respectivamente.

Tensão de referência (V_{ref})

Idealmente, a tensão de referência dum sistema de aquisição deve ser metade da gama dinâmica disponível no ADC. Assim, o nível DC dos sinais a amplificar deve ser regulado para cerca de metade da tensão fornecida pela bateria (i.e. 1.5 V). Uma vez que este nível de tensão constitui o nível DC do sinal amplificado, qualquer variação desta tensão vai provocar erros na amostragem do sinal. Variações da tensão de alimentação (e.g. devido à descarga das baterias), impedância de carga (quantidade de componentes electrónicos alimentados) e temperatura fazem variar a tensão de referência, caso esta não seja regulada (e.g. implementada através de um divisor de tensão de alimentação). Um regulador de tensão recebe uma tensão de entrada DC e produz uma saída DC com valor fixo e estável, imune às referidas variações [19]. Uma vez que não foram encontrados reguladores de tensão disponíveis com tensão de saída de 1.5 V, o componente electrónico *REF3212* com tensão de saída de 1.25 V foi usado [20].

Amplificador de entrada

A medição de biopotenciais requer especial cuidado devido ao facto de estarmos a lidar com potenciais de baixa amplitude que podem ser facilmente contaminados com ruído proveniente quer do ambiente que rodeia o sistema (e.g. interferência dos 50/60 Hz da rede), quer do próprio sistema de aquisição (i.e. ruído introduzido pelo amplificador) [21].

As principais fontes de interferências num sistema de aquisição são as linhas de distribuição de energia. A iluminação fluorescente, ecrãs e fontes comutadas, entre

outros, podem também ser fontes importantes de interferência. A Figura 3.5 apresenta o diagrama ilustrativo dos caminhos seguidos pelas correntes resultantes da interferência das linhas de distribuição de energia. Por vezes, a fonte dos biopotenciais a medir têm impedância de saída (Z_{E1} , Z_{E2} e Z_N) elevada⁶³, o que exige amplificadores com impedância de entrada (Z_{E+} e Z_{E-}) muito elevada. Várias correntes de interferência vão fluir pelo corpo humano devido à presença das várias capacidades⁶⁴ ilustradas na Figura 3.5 (traço interrompido). Genericamente, as correntes de interferência afectam a aquisição de biopotenciais através das várias combinações de caminhos que se criam desde os cabos de electricidade até à terra, percorrendo as capacidades C_E , C_T , C_{E1} , C_{E2} , C_{AMP} , C_{ISO} . Além dos dois eléctrodos de leitura dos potenciais de interesse, uma aquisição diferencial de biopotenciais requer geralmente um eléctrodo neutro que iguala a tensão de modo comum do indivíduo⁶⁵ ao neutro (i.e. massa) do amplificador. A aquisição diferencial de biopotenciais na ausência de um eléctrodo neutro é possível embora não tenha sido experimentada no decorrer deste projecto. As alterações necessárias a este tipo de aquisição são exploradas em [22]. A impedância do eléctrodo neutro (Z_N) provoca uma diferença de potencial entre o corpo e o neutro do amplificador, o que estabelece a tensão de modo comum do indivíduo. Uma das formas de contrariar esta diferença de potencial consiste em ligar o neutro do amplificador à terra. Contudo, esta abordagem aumenta o risco de choque eléctrico no indivíduo devido ao caminho de baixa impedância que se cria entre o indivíduo e a terra.

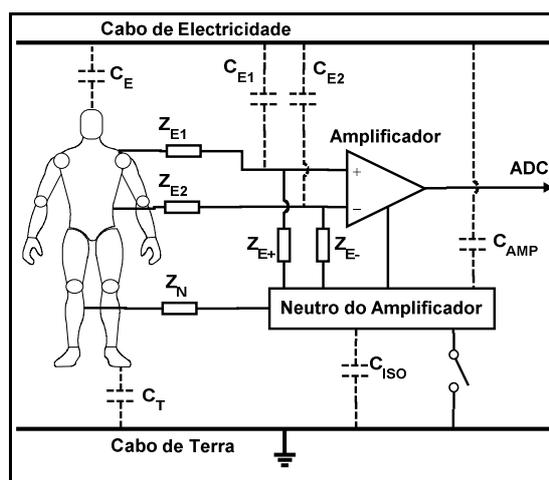


Figura 3.5 – Diagrama ilustrativo do esquema eléctrico resultante de uma aquisição de biopotenciais sujeita às interferências da rede de energia eléctrica.

⁶³ Esta impedância de saída resulta da soma entre a impedância do próprio organismo desde a fonte do biopotencial até ao local de aquisição do mesmo e a impedância da interface eléctrodo-pele (com valor elevado no caso de má colocação do eléctrodo).

⁶⁴ O ar actua como dieléctrico das capacidades.

⁶⁵ Assume-se que existe um potencial comum a todo o corpo humano.

Um amplificador de biopotenciais tem por função aumentar a amplitude de sinais pequenos para que possam ser processados, gravados ou visualizados [1]. Embora geralmente sejam utilizados amplificadores de tensão ou amplificadores de potência, por vezes os amplificadores de corrente são usados para isolar a carga da fonte de biopotencial, como mecanismo de segurança. Um amplificador de biopotenciais genérico deve respeitar os seguintes requisitos [1]:

- i. a impedância de entrada deve ser tanto mais elevada quanto possível ($>10\text{ M}\Omega$) para minimizar a distorção do sinal lido pelos eléctrodos reduzindo as interferências;
- ii. o isolamento entre o circuito de entrada e o circuito de saída ou pelo menos garantir correntes de amplitude reduzida no circuito de entrada para evitar o choque eléctrico do indivíduo e artefactos no sinal amplificado;
- iii. o circuito de saída deve ter impedância pequena em relação à impedância da carga (e.g. filtro, ADC) e fornecer a potência requerida pela carga;
- iv. deve operar apenas na banda de frequências do sinal a medir (filtragem) de forma a aumentar a relação sinal-ruído;
- v. o ganho deve ser elevado (igual ou superior a 1000) para ajustar sinais na ordem de alguns micro ou milivolts à gama dinâmica do conversor analógico-digital;
- vi. ter elevada razão de rejeição de modo comum para evitar artefactos devido à amplificação de tensões de modo comum⁶⁶ que estão presentes em ambas as entradas de um amplificador diferencial;
- vii. permitir calibração e ajuste de ganho quando se pretende adquirir sinais de diferentes amplitudes (e.g. EEG, ECG).

No âmbito desta tese, a placa desenvolvida para aquisição de biopotenciais visa principalmente a aquisição do EEG. Assim, para além dos requisitos genéricos de um amplificador de biopotenciais, alguns parâmetros (e.g. ganho, largura de banda) foram optimizados para a aquisição do EEG. Contudo, pequenos ajustes podem ser feitos para aquisição de outros biopotenciais (e.g. ECG, EMG). O amplificador de entrada foi implementado em três estágios sequenciais que são descritos nas alíneas seguintes: amplificador somador não inversor; amplificador de instrumentação; filtro passa-banda. De acordo com algumas recomendações para desenho de amplificadores de

⁶⁶ Numa aquisição de biopotenciais, a amplitude das tensões de modo comum são sempre superiores à amplitude das tensões diferenciais à entrada de um amplificador diferencial.

biopotenciais [21], o ganho do amplificador foi distribuído pelos dois últimos estágios de amplificação (i.e. amplificador de instrumentação e filtro).

Amplificador somador não inversor

O primeiro estágio de amplificação é realizado através da montagem somadora não inversora dum amplificador operacional (AmpOp). Para implementar este circuito, utilizou-se o componente electrónico *AD822*, que possui internamente dois amplificadores operacionais de alimentação simples (0-3 V) e a tensão de saída pode variar até aos limites da tensão de alimentação [23]. Este componente electrónico apresenta um consumo de energia reduzido (800 μ A por AmpOp), uma corrente máxima de polarização das entradas de 25 pA (entradas com transístores de efeito de campo), o que garante a sua compatibilidade com aplicações médicas alimentadas por bateria. A impedância de entrada dos AmpOps é de 100 T Ω .

Uma montagem somadora não inversora semelhante à da Figura 3.6 foi usada para elevar o potencial de cada eléctrodo (V_E) no valor de 1.25 V (V_{ref}).

Assim a tensão de saída (V_s) deste circuito segue a equação:

$$V_s = V_E + V_{ref} \quad (3.1)$$

Desde que $R_1=R_2$ e $R_3=R_4$, o ganho de sinal⁶⁷ (G) do amplificador somador não inversor é unitário. As resistências R_3 e R_4 têm valor elevado de forma a limitar a corrente da entrada positiva do AmpOp.

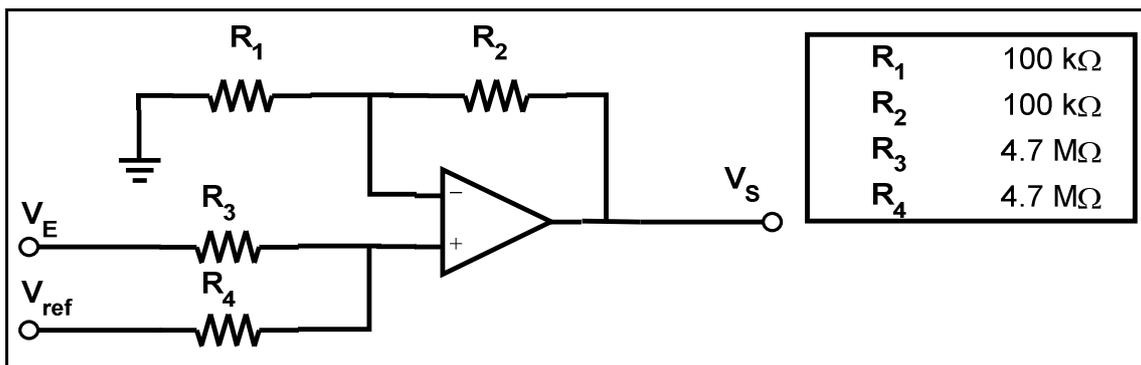


Figura 3.6 – Montagem de amplificador somador não inversor e tabela com valores de resistências.

Amplificador de instrumentação

Um amplificador de instrumentação (AI) é um circuito de ganho em malha fechada, que tem uma entrada diferencial e uma saída com um único terminal referido a uma tensão média do circuito (tensão de referência V_{ref}). Este circuito tem por função

⁶⁷ O ganho desta montagem é calculado através do método da sobreposição [19].

amplificar a diferença de potencial entre os dois terminais de entrada e cancelar a tensão comum a ambos os terminais [19]. Os AI têm correntes de polarização baixas e tal como os AmpOps têm impedância de entrada elevada ($10^9 \Omega$) e impedância de saída baixa [24]. Ao contrário dos AmpOps, os AI têm um conjunto interno de resistências isolado das entradas que define o ganho em malha fechada. Em alguns casos, o ganho pode também ser regulado através de uma adequada ligação de certos pinos do circuito integrado ou uma resistência externa que está também isolada das entradas de sinal. Os AI são normalmente utilizados em aplicações de aquisição de dados, instrumentação (i.e. interface com transdutores), áudio, vídeo, controlo de potência, entre outros [24].

Além das referidas resistências, um AI pode ser implementado com recurso a 2 ou 3 AmpOps de acordo com as especificações. As várias montagens apresentam diferentes performances relativamente à impedância de entrada e razão de rejeição de modo comum [19, 24].

O AI usado para amplificar a diferença entre cada eléctrodo e o eléctrodo de referência do indivíduo (SGND) foi o *AD627* [15], de baixo consumo energético (corrente máxima de alimentação de $85 \mu\text{A}$), em que a tensão de saída pode variar até aos limites de uma tensão de alimentação simples (0-3 V). A razão de rejeição de modo comum mantém-se acima dos 80 dB até aos 1000 Hz (para ganhos intermédios), o que ajuda a eliminar as interferências de 50/60 Hz e seus harmónicos. O *AD627* permite ajustar o ganho através duma resistência externa (R_G) entre 5 (caso nenhuma resistência externa seja aplicada) e 1000 (resistência de 200Ω). O valor da tensão de saída V_s (referenciada a V_{ref}) resulta da amplificação da diferença entre o potencial do eléctrodo V_E e o potencial de referência do indivíduo V_{SGND} de acordo com a equação:

$$V_s = (V_E - V_{\text{SGND}}) \left(5 + \frac{200\text{k}\Omega}{R_G} \right) + V_{\text{ref}} \quad (3.2)$$

Uma explicação detalhada da fórmula da tensão de saída assim como o esquema eléctrico do componente electrónico *AD627* pode ser consultada em [24].

Filtro passa-banda (0.5-40 Hz)

O último estágio de amplificação foi implementado em conjunto com um filtro activo passa-banda entre 0.5 Hz e 40 Hz. Este filtro foi especificamente desenhado para o espectro de frequências mais comuns num EEG. Desta forma é também atenuado a interferência relativa aos 50/60 Hz da rede de alimentação energética. Enquanto as componentes de sinal com frequência na banda passante (0.5-40 Hz) são amplificadas,

todas as outras são atenuadas. Outra virtude da filtragem antes da amostragem é a prevenção dos erros de *aliasing*.

O esquema eléctrico apresentado na Figura 3.7 foi usado para implementar o filtro passa-banda de 0.5-40 Hz [19]. O AmpOp *AD822* foi usado na implementação deste circuito. As frequências de corte f_1 (frequência inferior de corte) e f_2 (frequência superior de corte) são calculadas de acordo com as equações (3):

$$f_1 = \frac{1}{2\pi\pi_1 C_1} \quad (3.3)$$

$$f_2 = \frac{1}{2\pi\pi_2 C_2}$$

Na banda passante, consideramos que o condensador C_1 está em curto-circuito (impedância nula) e o condensador C_2 está em aberto (impedância infinita). O ganho máximo deste circuito na banda passante é regulável e calculado através da equação:

$$G = \frac{R_2}{R_3} + 1 \quad (3.4)$$

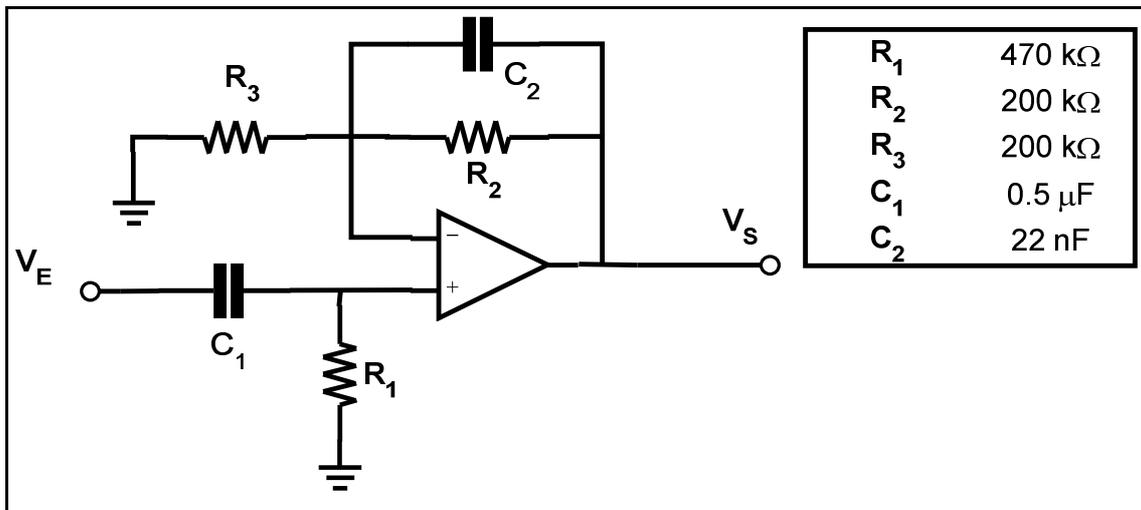


Figura 3.7 – Esquema eléctrico do filtro dinâmico passa-banda e valores dos componentes electrónicos utilizados.

A escolha dos valores das resistências e condensadores teve de limitar-se aos valores disponíveis e por isso as frequências de corte são $f_1 = 0.67$ Hz e $f_2 = 36.17$ Hz. O ganho na banda passante é 2. Foi também prevista a possibilidade de alterar o ganho de sinal na banda passante sem alterar as frequências de corte através da colocação de um conector que permite a troca da resistência R_3 .

Circuitos de compensação de interferências

Os componentes electrónicos *AD822* e *AD627* usados para implementar o amplificador de entrada possuem elevada razão de rejeição de modo comum (80 dB). Contudo, se existirem diferenças entre as impedâncias pele-eléctrodo ($Z_{E1} \neq Z_{E2}$ na Figura 3.5) ou entre as impedâncias de entrada de cada eléctrodo ($Z_{E+} \neq Z_{E-}$ na Figura 3.5), parte da tensão de modo comum vai transformar-se numa tensão diferencial já que diferentes correntes vão ser induzidas nos cabos dos eléctrodos [25]. Numa aquisição de EEG, as impedâncias dos eléctrodos resultantes da preparação (i.e. abrasão da pele e uso de gel electrolítico) da pele devem ser inferiores a 20 k Ω mas podem variar significativamente entre elas.

Tal como ilustrado na Figura 3.5, conforme o neutro do amplificador esteja ou não ligado à terra (as correntes de interferência induzidas adoptam caminhos diferentes em direcção à terra) as interferências devidas aos 50 Hz da rede vão depender sempre das capacidades que se estabelecem entre os seguintes pontos: indivíduo-cabos de electricidade (C_E); indivíduo-terra (C_T); cabos de electricidade-cabos dos eléctrodos (C_{E1} e C_{E2}); amplificador-cabos de electricidade (C_{AMP}); e amplificador-terra (C_{ISO}). Neste caso, a única solução eficiente é afastar o indivíduo e o amplificador dos cabos de electricidade. Contudo esta solução não se apresenta exequível quer em ambiente laboratorial quer em ambiente clínico. Assim, uma forma eficiente de baixar a tensão de modo comum é implementar um circuito semelhante ao da Figura 3.8, que controla a tensão comum no corpo do indivíduo forçando-a a ser equivalente à média das tensões dos n eléctrodos utilizados (resistências de valor igual a $n \times 10$ k Ω ligadas à entrada negativa do AmpOp A_{MC}). Assim reduz-se a tensão de modo comum no indivíduo, reduzindo o desvio DC em cada eléctrodo e consequentemente a diferença entre desvios DC dos vários eléctrodos. Neste circuito, em vez de se utilizar uma ligação directa entre o indivíduo e o neutro do amplificador, estabelece-se um caminho alternativo de elevada impedância através de uma resistência de 1 M Ω e um condensador de 1 nF. Consequentemente, conseguem-se medições relativamente seguras mesmo em situação de não isolamento. Este circuito requer um AmpOp extra (A_{MC}) e pode ser adicionado a qualquer sistema de aquisição, pois não interfere com os demais circuitos existentes e é compatível com qualquer número de eléctrodos utilizados. Este circuito é semelhante ao circuito *driven right leg* implementado frequentemente em sistemas de aquisição de ECG [25].

A redução das interferências nos cabos dos eléctrodos é outra forma de diminuir a tensão de modo comum. Os cabos dos eléctrodos deverão estar envolvidos numa malha de cobre⁶⁸ que constitui uma protecção contra interferências, quando ligada ao potencial neutro do amplificador (ver Figura 3.4). Contudo a capacidade que se cria entre o interior do cabo e a malha de protecção é normalmente elevada, o que leva à diminuição da impedância de entrada do amplificador resultando num aumento do nível de interferência [25]. Assim, se ligarmos a malha de protecção ao mesmo valor de tensão do interior do cabo anulamos a capacidade do cabo, ao mesmo tempo que reduzimos as interferências. Como consequência é necessário um AmpOp extra para cada entrada do amplificador ($A_1 \dots A_n$). A Figura 3.8 ilustra também o circuito de controlo da malha de protecção para cada eléctrodo. O ganho deste circuito é definido através das resistências de 100Ω e $10 \text{ k}\Omega$ e é igual a 0.99 de forma a tornar o circuito estável mesmo para altas frequências⁶⁹.

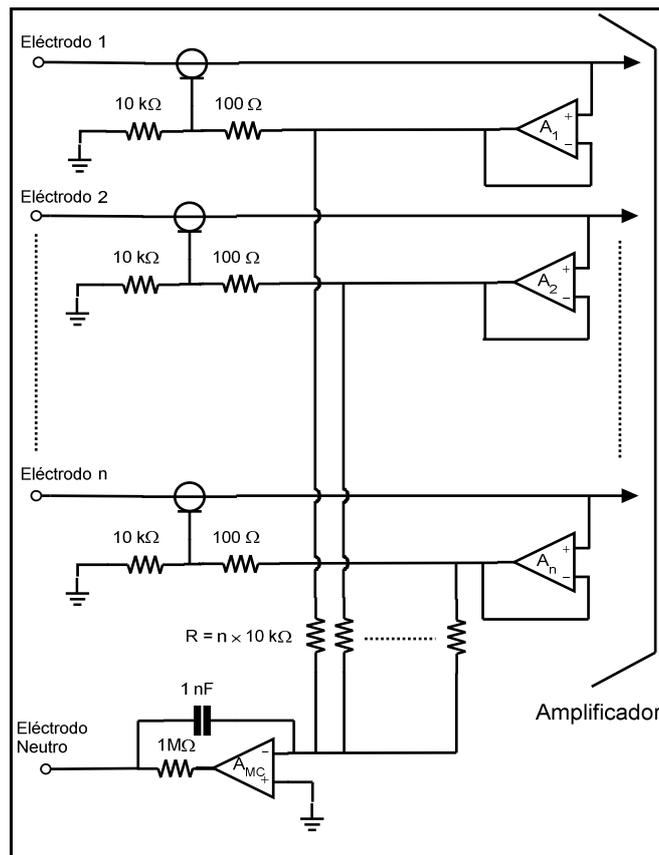


Figura 3.8 – Circuito de compensação de interferências para um sistema de aquisição de biopotenciais com n eléctrodos. Este circuito reduz a tensão de modo comum e as correntes de interferência nos cabos dos eléctrodos [25].

⁶⁸ Conhecido como o *shielding* dos cabos dos eléctrodos.

⁶⁹ A impedância de uma capacidade diminui com o aumento de frequência, o que pode levar ao aumento súbito do ganho em malha fechada.

Conversão Analógico-Digital

A escolha do ADC obedeceu aos critérios: baixo consumo energético; uma interface *SPI* (*serial peripheral interface*) ou *I²C*; frequência de amostragem elevada; e comutação rápida de canal de forma a compensar a diminuição de taxa de amostragem global devida à multiplexagem de canais. Após uma análise comparativa de alguns ADCs disponíveis no mercado [26], o componente electrónico ADS8345 [27], foi preferido. Apesar de este ADC apresentar pior resolução que os alternativos, tem menor consumo energético (3.6 mW), nível de alimentação compatível com duas baterias do tipo AA (3V)⁷⁰, 8 canais disponíveis e uma frequência de amostragem de 100 kHz. Com este componente electrónico é possível diminuir o número de ADCs necessários para sistemas com grande densidade de canais e manter uma taxa de amostragem elevada por canal (máximo de 12.5 kHz).

O potencial de cada canal (V_E) em relação ao potencial comum do indivíduo (SGND) é amostrado para implementar uma montagem referencial (i.e. SGND é comum a todos os canais).

3.3.2 Design do PCB

Uma vez desenhados todos os circuitos da placa de aquisição de biopotenciais, procedeu-se ao desenho da placa de circuito impresso (*PCB*). O *Protel DXP* [28], foi a ferramenta utilizada para desenhar a *PCB*. Numa primeira fase procedeu-se à elaboração do esquema eléctrico do circuito (Anexo I) e numa segunda fase os vários componentes electrónicos foram colocados e ligados através dum processo automático. Contudo, uma prévia colocação dos componentes electrónicos deve ser feita pelo utilizador para evitar ligações excessivamente longas. A Figura 3.9 apresenta o aspecto final da placa construída.

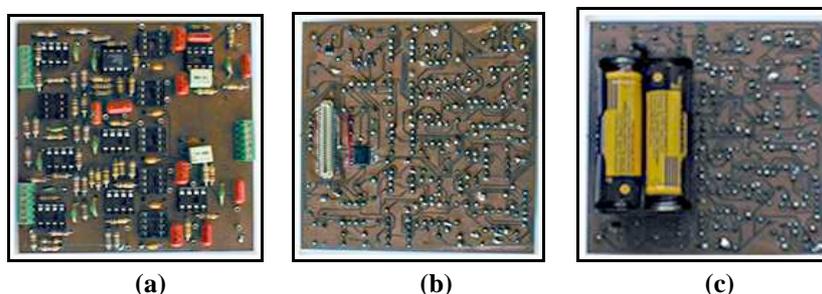


Figura 3.9 – Placa *PCB* fabricada para aquisição de biopotenciais, com interface de comunicação com o módulo RF *Micaz*[®]. As imagens da placa representam a: (a) Vista superior; (b) vista inferior; e (c) vista inferior com módulo RF acoplado.

⁷⁰ Os ADCs alternativos requerem uma alimentação de 5V, o que levaria à utilização de um conversor DC-DC do tipo *step-up* (e.g. *ADP3000*) com consumo de 500 mW.

3.3.3 Transmissão de dados sem fios

Entre outras soluções existentes no mercado⁷¹, a plataforma *Micaz*[®] [29], foi a seleccionada para implementar a transmissão de dados sem fios. A escolha desta plataforma (Figura 3.10) deve-se, entre outros factores: à programação através dum sistema operativo (*TinyOS*) especialmente desenhado para redes de sensores [30]; à elevada flexibilidade do hardware permitindo a comunicação com electrónica externa pelas interfaces *SPI* e *I²C* [17]; a boa relação entre o consumo de energia e os recursos de hardware e software disponíveis na plataforma. A possibilidade de utilizar o protocolo *ZigBee*[®] para implementar a transferência de dados sem fios, com consumo energético inferior ao de outros protocolos existentes e taxa de transferência de dados até 250 kbps [31], é relevante para monitorizar biopotenciais em tempo real.

A plataforma *Micaz*[®] é essencialmente constituída por: um microcontrolador de baixo consumo; um transceiver⁷² RF; duas baterias AA de 1.5 V cada (a plataforma opera com uma alimentação de 0-3 V); uma antena; um conector de 51 pinos que permite a interface com outros circuitos (e.g. placas de aquisição de sinal ou outro tipo de instrumentação, placa de programação do microcontrolador e interface com PC, entre outros). Embora o módulo *Micaz*[®] inclua ainda um conversor analógico-digital com 10 bits de resolução, o ADS8345 foi preferido pois apresenta resolução e taxa de amostragem mais elevadas. As dimensões do módulo são $5.8 \times 3.2 \times 1.5 \text{ cm}^3$ (com 2 pilhas tipo AA).

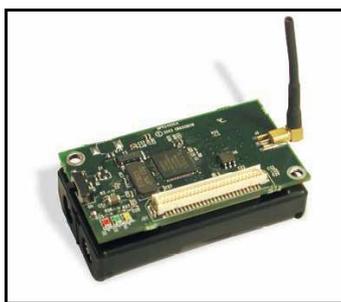


Figura 3.10 – Módulo RF *Micaz*[®] usado para transmissão de dados sem fios.

Tal como ilustrado na Figura 3.2, o sistema implementado requer a interacção de dois módulos de RF por cada placa de aquisição de biopotenciais. Como apenas um módulo está envolvido na aquisição de sinal, o outro é responsável por receber os dados enviados e redireccioná-los para o PC. Este módulo está acoplado a uma placa MIB510CA⁷³ [18], que faz a interface com a porta série do PC implementando o

⁷¹ Consultar [26] para uma comparação entre o módulo *Micaz*[®] e outras plataformas RF disponíveis no mercado.

⁷² Dupla funcionalidade de emissão e recepção.

⁷³ Está também disponível a placa de interface com o PC MIB520CA que suporta a interface USB [18].

protocolo RS-232 (baud rate de 120 kbps). A placa MIB510CA é também utilizada para programar os módulos de RF.

Para que os biopotenciais possam ser amostrados e monitorizados em tempo real, foi necessário desenvolver duas aplicações: uma aplicação que corre no *Micaz*[®] para controlar a amostragem e a transmissão de dados por RF; uma aplicação em Labview [32], que corre no PC para receber, processar e gravar os dados recebidos pela porta série (Figura 3.2). Uma terceira aplicação que implementa uma ponte de dados entre a transmissão por RF e a interface RS-232 corre no *Micaz*[®] de recepção de dados. Contudo esta é uma aplicação fornecida juntamente com os módulos *Micaz*[®]. Os diagramas de fluxo das três aplicações são incluídos no Anexo II.

A aplicação de controlo da amostragem (Anexo II.1) estabelece a interface entre o conversor analógico-digital e o microcontrolador incluído no *Micaz*[®]. Inicialmente são feitas as configurações e inicializações gerais do *Micaz*[®] e é criada um *buffer* de amostras em memória. A interrupção da sinalização “amostra pronta” do ADC é activada e o temporizador que define a taxa de amostragem é inicializado. Cada vez que o temporizador se esgota, é enviado um byte de controlo para o ADC indicando o canal que se pretende amostrar. Logo que a conversão esteja pronta, o ADC gera uma interrupção (INT0 do *Micaz*[®]) que é seguida da leitura da conversão. Este processo repete-se para todos os canais e culmina com o armazenamento das amostras em memória. Se o *buffer* de amostras estiver cheio, é enviada uma mensagem por RF para o módulo receptor com todas as amostras armazenadas. Se o *buffer* não estiver cheio ou o envio da mensagem estiver concluído, a aplicação espera por novo esgotamento do temporizador, garantindo assim uma taxa de amostragem fixa.

A aplicação que implementa uma ponte entre as interfaces RF e RS-232 (Anexo II.2) corre no módulo *Micaz*[®] de recepção de dados. Esta aplicação reencaminha todas as mensagens recebidas por RF para a porta série do PC e vice-versa.

No PC, corre uma aplicação (Anexo II.3) que está constantemente a consultar a *UART*⁷⁴ da porta série sobre novos dados. Os dados que vão chegando vão sendo concatenados num *buffer* para posterior procura de mensagens no formato *TinyOS*. Os dados referentes às mensagens completas detectadas são removidos do *buffer* e analisados a fim de se recuperar, filtrar e armazenar as amostras. De seguida têm lugar novas consultas à *UART* de forma contínua.

⁷⁴ *universal asynchronous receiver/transmitter (UART)* é um hardware presente nos PCs que é responsável pelo interface assíncrono entre padrões de comunicação série (e.g. RS-232) e paralelos (barramentos de dados num PC).

3.4 Testes e resultados

Com o objectivo de avaliar a performance do sistema desenvolvido na aquisição sem fios de biopotenciais, foram realizados testes ao amplificador relativamente ao ganho, amplitude máxima de ruído, rejeição de modo comum e resposta em frequência. Embora vários valores de ganho tenham sido testados (e.g. 10, 55, 192, 1005), o ganho máximo testado para o amplificador foi de 2005 (66 dB⁷⁵). O ganho foi desenhado para ser distribuído pelos circuitos do amplificador de instrumentação (14 dB) e filtro passa-banda (52 dB). A principal vantagem de manter um ganho de sinal reduzido no amplificador de instrumentação está relacionada com a diferença entre impedâncias pele-eléctrodo dos 2 eléctrodos de cada canal. De acordo com o mencionado na subsecção 3.3.1., quanto menor for o ganho deste estágio de amplificação, menor será a percentagem de tensão de modo comum que será convertida em tensão diferencial devido ao desequilíbrio das impedâncias pele-eléctrodo.

Uma vez que a tensão de modo comum que se gera no corpo humano devido às diversas fontes de interferência é a principal causa de ruído do circuito amplificador, a rejeição de modo comum do circuito foi testada. Uma fonte de sinal que gera uma onda sinusoidal com amplitude de $2 V_{pp}$ e frequência de 15 Hz foi ligada a ambas as entradas dum canal. Foi medido com o osciloscópio, ambas a tensão de saída do amplificador e a tensão de entrada. A razão entre as amplitudes da tensão de saída ($150 mV_{pp}$) e da tensão de entrada ($2 V_{pp}$) foi de 0.075 (-22.5 dB). Como o ganho diferencial do amplificador havia sido regulado para 55 (34.8 dB), a razão entre os ganhos diferencial e de modo comum (i.e. rejeição de modo comum) foi de 666.66 (56.5 dB).

Para analisar a resposta em frequência do amplificador, o respectivo circuito foi desenhado no software OrCAD[®], e o ganho foi simulado para várias frequências, no software PSpice[®]. Os resultados da simulação foram comparados com os valores de ganho medidos (Figura 3.11). As frequências de corte do filtro activo são $f_1=0.67$ Hz e $f_2=36.17$ Hz, de acordo com os condensadores (i.e. C_1 e C_2) e resistências (R_1 e R_2) apresentados na Figura 3.7. No entanto a resistência R_3 foi substituída por outra de valor 20 k Ω de forma a obter-se um ganho de 11 (21 dB) neste estágio de amplificação (o ganho do amplificador de instrumentação foi mantido em 5 resultando num ganho total de 55 (34.8 dB)).

⁷⁵ Calculado como $20 \times \log_{10}(\text{Tensão saída}/\text{Tensão entrada})$. As tensões de saída e entrada do amplificador referem-se à tensão de saída do filtro passa-banda e à tensão de entrada do amplificador somador inversor, respectivamente.

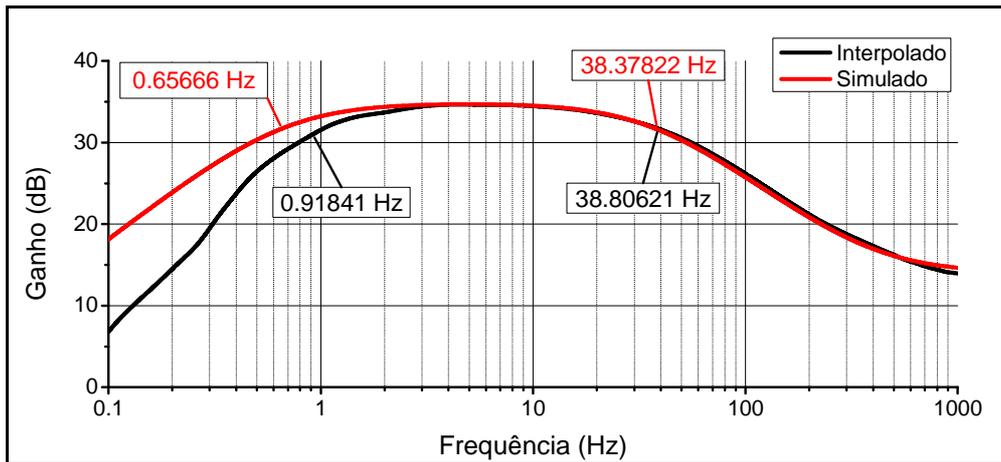


Figura 3.11 – Resposta em frequência do amplificador (incluindo os 3 estágios de amplificação) para os resultados simulados e os resultados medidos. Uma vez que o ganho do amplificador foi apenas medido para um valor de frequência por década, os restantes valores apresentados no gráfico foram calculados por interpolação de *Splines*⁷⁶.

Para ambos os valores medidos e simulados, a Figura 3.11 apresenta um ganho máximo na banda passante de cerca de 35 dB, em acordo com o ganho esperado. As frequências de corte (ganho de -3 dB em relação ao ganho máximo) simuladas também apresentam valores muito próximos dos valores calculados. Embora o comportamento do ganho nos valores medidos se apresente semelhante aos valores simulados para as altas frequências, estes divergem para frequências inferiores a 3 Hz, o que resultou numa frequência inferior de corte com valor superior ao esperado (0.92 Hz). Esta discrepância de valores deve-se à dificuldade em gerar sinusóides de baixa frequência e baixa amplitude no gerador de sinais utilizado (*Function generator Escort EGC-2230*). O sinal gerado como entrada do amplificador foi de 40 mV_{pp} e de facto verificou-se que este sinal se apresentava bastante distorcido para frequências inferiores a 3 Hz. Assim, o conteúdo espectral do sinal gerado apresenta-se bastante diferente do esperado (i.e. uma componente de frequência única) e a principal componente de frequência do sinal apresenta uma amplitude inferior à pretendida. O ganho resultante é por isso inferior ao esperado.

A fim de se avaliar a amplitude mínima que se consegue efectivamente medir com o sistema desenvolvido, ambas as entradas de um canal foram ligadas ao neutro do amplificador. O ganho de sinal foi ajustado para o máximo, ou seja 2005 (66 dB), para permitir medir a amplitude máxima de ruído intrínseco ao amplificador. A tensão de saída do amplificador registou uma amplitude máxima de 20 mV_{pp}, que dividida pelo ganho de sinal resulta num valor de ruído de 9.98 μV_{pp}.

⁷⁶ *Spline* é uma curva definida por dois ou mais pontos com a intenção de aproximar valores que não foram medidos através dos pontos medidos (i.e. interpolar). Uma equação polinomial pode ser usada para calcular os pontos a interpolar.

A Tabela 3.2 resume as características principais da placa de aquisição de biopotenciais desenvolvida. A Tabela 3.3, em anexo no final do presente capítulo, compara as características do sistema de biotelemetria desenvolvido com outros sistemas existentes mencionados na subsecção 3.2. Os sistemas de biotelemetria referidos foram categorizados de acordo com a abordagem de construção adoptada: sistemas totalmente construídos a partir doutros componentes electrónicos disponíveis no mercado (*commercial of-the-shelf* – *COTS*) e sistemas personalizados (específicos) com recurso à microelectrónica. Tal como esperado, a tabela sugere que os sistemas mais específicos são geralmente menores, consomem menos energia e apresentam maior imunidade às interferências do que os sistemas *COTS*. Isto deve-se essencialmente à capacidade de ajuste do circuito às necessidades da aplicação em causa (geralmente para aquisições invasivas) conferida pelos circuitos de microelectrónica. Desta forma, consegue-se poupar espaço e energia, eliminando a utilização de recursos supérfluos. Contudo, resistências, condensadores e indutâncias são difíceis de fabricar em circuitos de microelectrónica, o que requer a utilização de componentes electrónicos passivos, aumentando largamente as dimensões e consumo energético do sistema. Estas limitações levam a uma menor flexibilidade dos sistemas desenvolvidos e o seu fabrico em quantidades reduzidas é bastante dispendioso. Assim as implementações do tipo *COTS* (ver Tabela 3.3), podem apresentar um bom compromisso entre a flexibilidade, o tamanho e o consumo, num sistema de biotelemetria. O sistema de biotelemetria desenvolvido apresenta, apesar das dimensões superiores, maior resolução de sinal, maior ganho de sinal e uma melhor relação entre o consumo energético e recursos disponibilizados (i.e. nº de canais, resolução, taxa de amostragem) do que os restantes sistemas do tipo *COTS* em comparação.

Tabela 3.2 – Características técnicas da placa de aquisição de biopotenciais desenvolvida.

Número de canais	5
Taxa de amostragem máxima por canal (agregada)	1000 Hz (5000 Hz)
Frequência de transmissão	2.4 GHz
Alcance da transmissão aproximado	10 m
Velocidade máxima de transmissão por RF	250 Kbps
Ganho de sinal máximo	2005 (66 dB)
Resolução de conversão máxima	19 nV
Impedância de entrada (A.I.)	100 TΩ
Rejeição de modo comum	56.5 dB
Amplitude máxima de ruído	9.98 μ V _{pp}
Consumo energético por canal	10 mW
Consumo energético Micaz®	24 mW (μ C) + 33 mW (RF)
Dimensões	9×8.5×1 cm ³
Tensão de Alimentação	3 V (2 baterias AA de 1.5 V cada)

Depois de testada, a placa de aquisição foi usada conjuntamente com o módulo *Micaz*[®] em duas experiências de aquisição de biopotenciais: EEG e ECG. Apesar da taxa de amostragem máxima ser de 1000 Hz, não foi possível aplicá-la devido a uma limitação do sistema operativo TinyOS na sua versão 1, que não permitia definir temporizadores com a resolução de 1 ms. Após alguns testes concluiu-se que apenas se conseguia tempos de amostragem fixos quando o temporizador era definido para tempos iguais ou superiores a 10 ms. Assim, a taxa de amostragem foi ajustada para 100 Hz. Apesar da versão 2 deste sistema operativo já permitir temporizadores com resoluções de vários μ s, não foi possível adquirir sinais à taxa de amostragem de 1000 Hz a tempo de serem incluídos nesta tese.

Para a aquisição do ECG, o ganho do amplificador foi ajustado para 10 (20 dB) resultando numa resolução de sinal de 3.81μ V. O ECG apresentado na Figura 3.12 resulta da amplificação da diferença de potencial entre um eléctrodo colocado no antebraço direito e outro eléctrodo colocado no antebraço esquerdo. O eléctrodo neutro foi colocado na perna direita do indivíduo. Para uma mais fácil identificação das componentes P, Q, R, S e T na forma de onda do ECG [33], o sinal adquirido foi submetido a um filtro de suavização do tipo *Svitsky-Golay*, em que o sinal original é aproximado por um polinómio de 4ª ordem em janelas com 100 ms de duração [34]. A Figura 3.12 apresenta três ciclos cardíacos com a identificação das componentes P, Q, R, S e T.

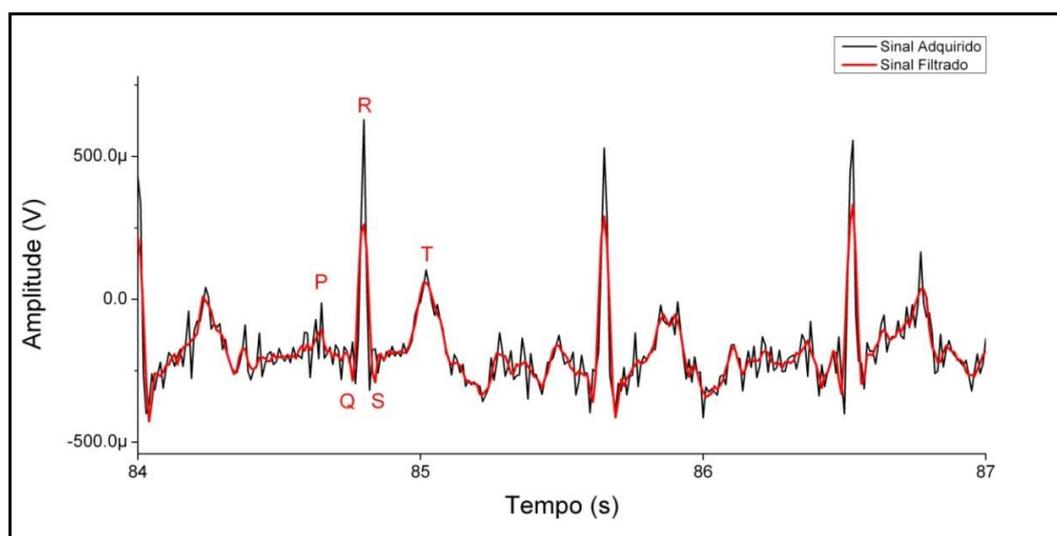


Figura 3.12 – Electrocardiograma adquirido (linha a preto) com frequência de amostragem de 100 Hz (Ganho=10) e transmitido sem fios entre módulos *Micaz*[®]. A forma de onda a vermelho resulta da suavização do sinal original através dum filtro do tipo *Savitzky-Golay* [34].

A fim de se adquirir um EEG, o ganho do amplificador foi ajustado para 192 (45.7 dB), o que resultou numa resolução de aproximadamente 0.2 μV . Nesta experiência foi usada uma touca para colocação de eléctrodos EEG segundo o sistema internacional 10-20, já referido no capítulo 1. A forma de onda apresentada na Figura 3.13a resulta da amplificação da diferença de potencial entre um eléctrodo colocado na posição Pz (entrada positiva) e outro colocado na posição Fz (entrada negativa). O eléctrodo neutro foi colocado na posição AFz. Durante esta experiência, o indivíduo foi instruído para executar 3 tarefas oculares na seguinte sequência: “olhos abertos”, “piscar olhos”, “olhos fechados”. Várias sequências foram executadas durante cerca de 130 s. Antes de uma análise do conteúdo espectral, o sinal adquirido foi submetido a um filtro digital passa-banda de 1-30 Hz. A potência média do sinal⁷⁷ durante a tarefa “olhos abertos” revela uma distribuição de frequências praticamente uniforme na banda passante. Uma vez que a tarefa “piscar olhos” provoca um sinal de elevada amplitude (100-200 μV) facilmente identificável⁷⁸ no domínio do tempo, esta foi usada como separador entre as tarefas “olhos abertos” e “olhos fechados”. Durante a tarefa “olhos fechados”, o conteúdo espectral mostra componentes de elevada amplitude na banda 8-12 Hz, o que evidencia o ritmo Alfa proveniente do lóbulo occipital. A amplitude do ritmo Alfa aumenta em consequência de os conjuntos neuronais envolvidos no processamento da visão entrarem num estado inactivo [35].

⁷⁷ A potência média foi calculada como a média temporal do quadrado da parte real da transformada de *Fourier* (*Mean Square Average*).

⁷⁸ Este sinal é considerado um artefacto ocular indesejável num EEG uma vez que se propaga a todos os outros canais adquiridos simultaneamente, dificultando a interpretação dos mesmos.

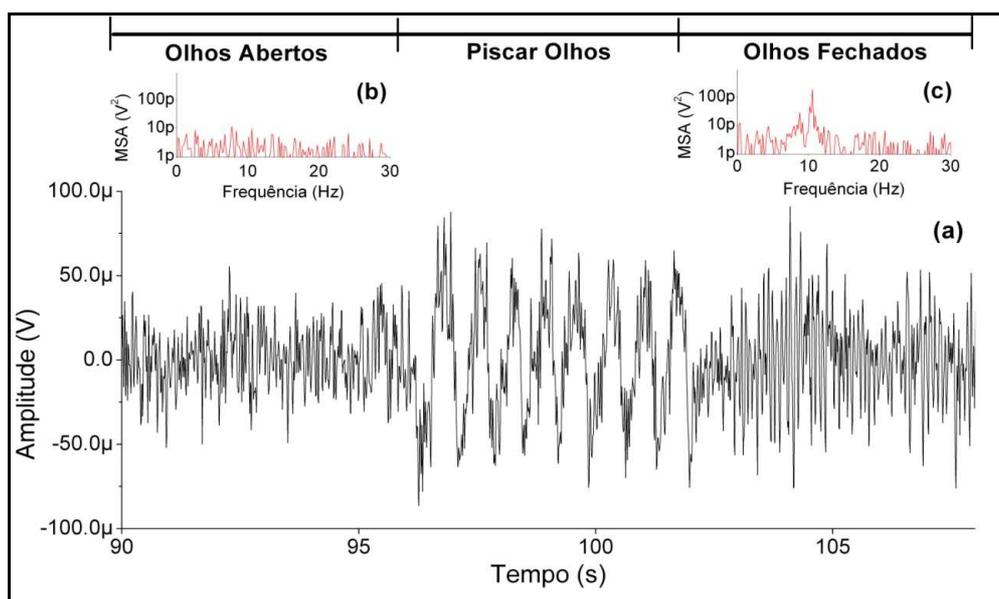


Figura 3.13 – Electroencefalograma adquirido com uma frequência de amostragem de 100 Hz e filtrado na banda passante 1-30 Hz (a). Durante esta experiência, o indivíduo executou 3 tarefas: olhos abertos; piscar olhos; olhos fechados. Os gráficos (b) e (c) apresentam a potência média de sinal em função da frequência para as tarefas olhos abertos e olhos fechados respectivamente.

O sistema de biotelemetria apresentado é sugerido como um protótipo para aplicações biomédicas que requerem monitorização remota do EEG, como são os casos do estudo da epilepsia e o estudo de doenças neurodegenerativas (e.g. doença de Parkinson, doença de Alzheimer, depressão). A possibilidade de monitorização de outros biopotenciais como o ECG pode também ser útil na avaliação do estado geral do paciente.

A ergonomia da interface cérebro-máquina irá também beneficiar do desenvolvimento dum sistema para aquisição do EEG com ligação sem fios entre o indivíduo e a unidade de processamento, assim como eléctrodos secos que permitem uma rápida colocação (discutido no capítulo 2). Assim um sistema de biotelemetria de 5 canais, com 16 bits de resolução, com uma taxa de amostragem de 1000 amostras/s e consumo energético moderado (107 mW) é proposto para permitir maior mobilidade ao indivíduo beneficiando do poder de processamento dum computador pessoal.

As dimensões da placa de *PCB* desenvolvida ainda não estão minimizadas uma vez que este protótipo foi desenvolvido com a única intenção de testar os vários circuitos projectados. Assim, como trabalho futuro, pretende-se miniaturizar (utilizar todos os componentes electrónicos em tecnologia SMD) este protótipo para dimensões semelhantes às do módulo *Micaz*[®] ($5.8 \times 3.2 \times 0.7$ cm³ sem baterias). O sistema de biotelemetria será miniaturizado e acondicionado devidamente para futura incorporação num sistema de ICM, de fácil colocação e sem restrições de mobilidade.

Tabela 3.3 – Comparação de características entre o sistema de biotelemetria apresentado nesta dissertação e outros sistemas anteriormente desenvolvidos.

Instituição	U. Minho	Zhejiang University	UCLA	Duke	Clev. Med.	U. Florida	Brown U.	Tokyo U.	UCLA	Michigan
Ref.	--	[11]	[12]	[10]	[9]	[6]	[7]	[5]	[3]	[4]
Tipo Construção	<i>COTS</i>	<i>COTS</i>	<i>COTS</i>	<i>COTS</i>	<i>COTS</i>	Personalizado	Personalizado	Personalizado	Personalizado	Personalizado
Nº. Canais	5	2	6	12	8	2	16	1	1	4
Max. Frequência detectável (Hz)	500	4500	240	15 k	125	5.4 k	7.3 k	--	10 k	10 k
Resolução de Sinal (bits)	16	12	8	12	12	12	12	n.a. ⁷⁹	n.a.	n.a.
Ganho de Sinal	2005	100	200	31	--	10000	158	--	44	92
Consumo energético p/canal (mW)	107	--	66	333	--	143	0.052	10	13.8	2.2
Alimentação (V)	3	3.7	3	3.3 – 5	9	5	Indutiva	3	Indutiva	±1.5
Frequência Transmissão (MHz)	2400	2400	800/900	2400	902-928	2400	13.56 ⁸⁰	--	3000	94-98
Taxa Transmissão Max. (kbps)	250	70	9.6	--	40	240	--	--	--	--
Protocolo comunicação	802.15.4	Bluetooth	FSK	802.11b	FSK	GFSK	PCM (IV)	FM analógico	FM analógico	FM analógico
Distância Transmissão (m)	10	100	2	9	45	--	--	16	--	0.5
Dimensões (cm ³)	9×8.5×1	3.6×2.2×0.4	2.6×2.6×1.8	5.1×8.1×12.4	6.4×5.1×1	--	1×1	1.5×0.8 cm ²	1.4×1.2×0.4	1.7×1.2×0.16
Tipo de aquisição	Não-invasiva	Invasiva/estimulação	Invasiva	Invasiva	Não-invasiva	Invasiva	Invasiva	Invasiva	Invasiva	Invasiva

⁷⁹ Não aplicável pois o sinal adquirido é transmitido em formato analógico.

⁸⁰ Ligação sem fios usada para alimentação.

3.5 Referências

- [1] M. R. Neuman, "Biopotential Amplifiers," in *Medical Instrumentation: Application and Design*, J. G. Webster, Ed.: Wiley, 1997, cap. 6, pp. 233-286.
- [2] A. Cohen, "Biomedical Signals: Origin and Dynamic Characteristics; Frequency-Domain Analysis," in *The Biomedical Engineering Handbook. Medical Devices and Systems*, J. D. Bronzino, Ed. USA: CRC Press, 2006, cap. 1, pp. 1-22.
- [3] P. I. Pastor, I. Mody, and J. W. Judy, "Transcutaneous RF-powered neural recording device," *Proc. 24th Annu. Conf./Annu. Fall Meeting Biomedical Engineering Society*, Houston, TX, USA, 2002, p. 23-26.
- [4] P. Mohseni, K. Najafi, S. J. Eliades, and X. Wang, "Wireless Multichannel Biopotential Recording Using an Integrated FM Telemetry Circuit," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 13, no. 3, pp. 263-271, Setembro 2005.
- [5] S. Takeuchi and I. Shimoyama, "A Radio-Telemetry System With a Shape Memory Alloy Microelectrode for Neural Recording of Freely Moving Insects," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 51, no. 1, pp. 133-137, Janeiro 2004.
- [6] D. Cheney et al., "Wireless, In Vivo Neural Recording using a Custom Integrated Bioamplifier and the Pico System," *Proceedings of the 3rd International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering*, Kohala Coast, Hawaii, USA, 2007, pp. 19-22.
- [7] Y. Song et al., "A Brain Implantable Microsystem with Hybrid RF/IR Telemetry for Advanced Neuroengineering Applications," *Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Lyon, France, 2007, pp. 445-448.
- [8] K. D. Wise, D. J. Anderson, J. F. Hetke, D. R. Kipke, and K. Najafi, "Wireless implantable microsystems: high-density electronic interfaces to the nervous system," *Proc. IEEE*, vol. 92, no. 1, p. 76-97, Janeiro 2004.
- [9] M. Modarreszadeh and R. N. Schmidt, "Wireless, 32-channels EEG and epilepsy monitoring system," *Proc. 19th Int. Conf. IEEE/EMBS*, Chicago, IL, USA, 1997, p. 1157-1160.
- [10] I. Obeid, M. A. L. Nicolelis, and P. D. Wolf, "A multichannel telemetry system for single unit neural recordings," *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 133, p. 33-38, 2004.
- [11] X. Ye et al., "A portable telemetry system for brain stimulation and neuronal activity recording in freely behaving small animals," *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 174, p. 186-193, 2008.
- [12] S. Farshchi, P. H. Nuyujukian, A. Pesterev, I. Mody, and J. W. Judy, "A TinyOS-Enabled MICA2-Based Wireless Neural Interface," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 53, no. 7, pp. 1416-1424, Julho 2006.
- [13] N. S. Dias, J. F. Ferreira, C. P. Figueiredo, and J. H. Correia, "A Wireless System for Biopotential Acquisition: an Approach for non-Invasive Brain-Computer Interface," *IEEE ISIE 2007*, Vigo, Spain, 2007, pp. 2709-2712.
- [14] L. T. Mainardi, S. Cerutti, and A. M. Bianchi, "Digital Biomedical Signal Acquisition and Processing," *The Biomedical Engineering Handbook. Medical Devices and Systems*, J. D. Bronzino, Ed. USA: CRC Press, 2006, cap. 2, pp. 1-24.
- [15] Analog Devices. (2007, Dezembro) AD627. [Online]. HYPERLINK: http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/AD627.pdf.
- [16] Analog Devices. (1998, Junho) AD7714. [Online]. HYPERLINK: http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/AD7714.pdf.
- [17] D. Kalinsky and R. Kalinsky. (2009, Maio) Embedded.com. [Online]. HYPERLINK: <http://embedded.com/showArticle.jhtml?articleID=9900483>.
- [18] (2009, Maio) Sítio oficial da Crossbow Technology Inc. [Online]. HYPERLINK: <http://www.xbow.com/Products/productdetails.aspx?sid=226>.

-
- [19] A. P. Malvino, *Princípios de Electrónica*, Sexta Edição ed.: McGraw-Hill, 2000.
- [20] (2009, Maio) Sítio oficial da Texas Instruments Inc. [Online]. HYPERLINK: <http://focus.ti.com/docs/prod/folders/print/ref3212.html>.
- [21] D. Prutchi and M. Norris, *Design and development of medical electronic instrumentation*, Primeira ed. New Jersey, USA: John Wiley & Sons, 2005.
- [22] D. P. Dobrev, T. Neycheva, and N. Mudrov, "Bootstrapped two-electrode biosignal amplifier," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 46, no. 6, pp. 613-619, Junho 2008.
- [23] Analog Devices. (2008) AD822. [Online]. HYPERLINK: http://www.analog.com/static/imported-files/Data_Sheets/AD822.pdf.
- [24] C. Kitchin and L. Counts, *A Designer's Guide to Instrumentation Amplifiers*, Segunda ed. USA: Analog Devices, Inc., 2004.
- [25] A. C. M. VanRijn, A. Peper, and C. A. Grimbergen, "High quality recording of bioelectric events," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 28, no. 5, pp. 389-397, Setembro 1990.
- [26] Celso Figueiredo, "Sistema de aquisição sem fios para biopotenciais," Universidade do Minho, Braga, Dissertação de Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica Ramo de Electrónica Médica 2007.
- [27] (2009, Maio) Sítio oficial da Texas Instruments, Inc. - ADS8345. [Online]. HYPERLINK <http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/ads8345.pdf>.
- [28] (2009, Maio) Sítio oficial da Altium Limited. [Online]. HYPERLINK: <http://www.altium.com/>.
- [29] Crossbow Technology, Inc. MicaZ MPR2400. [Online]. HYPERLINK: http://www.xbow.com/Products/Product_pdf_files/Wireless_pdf/MICAZ_Datasheet.pdf.
- [30] J. Hill et al., "System architecture directions for networked sensors," in *Proceedings of the Ninth international Conference on Architectural Support For Programming Languages and Operating Systems*, Cambridge, Massachusetts, United States, 2000, pp. 93-104.
- [31] P. Kinney, "ZigBee Technology: Wireless Control that Simply Works," in *Communications Design Conference*, San Jose, CA, USA, 2003, pp. 1-20.
- [32] (2009, Maio) Sítio oficial do Labview, National Instruments. [Online]. HYPERLINK <http://www.ni.com/labview/>.
- [33] J. W. Clark, "The origin of biopotentials," in *Medical Instrumentation*, J. G. Webster, Ed. New York, USA: John Wiley and Sons, 1998, cap. 4, pp. 120-182.
- [34] A. Savitzky and M. J. E. Golay, "Smoothing and Differentiation of Data by Simplified Least Squares Procedures," *Analytical Chemistry*, vol. 36, p. 1627-1639, 1964.
- [35] Ernst Niedermeyer and Fernando Lopes da Silva, *Electroencephalography: Basic principles, clinical applications and related fields*, Quinta ed., Ernst Niedermeyer and Fernando Lopes da Silva, Eds.: Lippincott Williams & Wilkins, 2005.

4 Selecção de Eléctrodos e Personalização da ICM

Os capítulos anteriores desta tese descreveram o desenvolvimento de hardware e software para construção dum sistema de ICM, baseado em biotelemetria e eléctrodos secos. Este capítulo descreve os métodos desenvolvidos para otimizar o número de sensores (i.e. eléctrodos) necessários para utilizar o referido sistema, considerando os recursos limitados dum sistema de biotelemetria (e.g. número de canais, taxa de amostragem, energia disponível). A aquisição de dados a partir dum número reduzido de sensores, a taxas de amostragem baixas (e.g. 100 amostras/s), contribui para uma significativa redução dos recursos necessários num sistema de ICM.

O presente capítulo aborda a selecção de eléctrodos em dados de calibração dum interface cérebro-máquina (ICM) baseada em tarefas de imaginação motora. Mais especificamente, o actual capítulo apresenta: algumas características de EEG analisadas frequentemente em aplicações de ICM; dois algoritmos desenvolvidos para a selecção de características em EEG; e uma análise comparativa entre os algoritmos desenvolvidos e outros algoritmos existentes.

4.1 Características do electroencefalograma (EEG)

Numa sessão de calibração dum ICM, o classificador é treinado por dados que representam de forma tão exacta quanto possível⁸¹ os dados a serem classificados

⁸¹ Quanto maior for o número de amostras, mais aproximada é a distribuição de amostras adquiridas relativamente à distribuição real de cada grupo (i.e. tarefa mental). Do ponto de vista geométrico, o número de pontos (i.e. amostras) que definem um espaço p -dimensional tem de ser igual ao número de dimensões p (i.e. características ou eléctrodos) mais um.

durante a operação online da ICM. A identificação das características que melhor descrevem um grupo⁸² de amostras, por isso importantes para a discriminação entre tarefas mentais, permite personalizar o classificador e otimizar a sua precisão para prever a que tarefas mentais pertencem as amostras adquiridas na operação online. Antes de iniciar o processamento dos dados de calibração dum ICM, é necessário decidir *a priori* que características do EEG se pretende classificar. Medidas de amplitude ou de energia numa banda de frequências do sinal EEG (Figura 1.8), amplitude e latência de potenciais evocados, parâmetros de Hjorth, parâmetros auto-regressivos, coeficientes de *wavelets*, entre muitos outros [1], são usados frequentemente como características. Medidas da energia do sinal contida numa banda de frequências (e.g. ritmo Miu: 8-12 Hz ou ritmo Beta: 14-30 Hz) durante um período de imaginação motora (e.g. imaginação de movimentos do braço esquerdo, braço direito, língua e pés – ver Figura 1.8) são utilizadas frequentemente, em valor absoluto ou na razão⁸³ do seu valor com igual medida num período de referência (e.g. 1-2 s antes do início da imaginação de movimento). Podem ser extraídas uma ou mais características de cada eléctrodo. Por exemplo, pode-se definir a energia contida nos ritmos Miu e Beta como duas características a extrair de cada eléctrodo de EEG para discriminar as imaginações de movimento da mão esquerda vs. mão direita. Neste caso, um determinado eléctrodo é considerado relevante para esta discriminação, se pelo menos uma das características (i.e. a energia do ritmo Miu ou a energia do ritmo Beta ou ambas) desse eléctrodo for seleccionada para classificação.

No presente capítulo, o EEG é analisado em resposta a tarefas mentais que requerem imaginação motora. Como amplamente descrito na literatura, a imaginação dos movimentos dos membros apresenta padrões electroencefalográficos semelhantes à fase de preparação/intenção e iniciação dos mesmos movimentos [2]. Assim, a presente secção começa por fazer uma breve e simplificada introdução à organização do sistema nervoso durante o processamento motor e os eléctrodos do sistema 10-20, cujos sinais melhor descrevem as tarefas motoras geralmente empregues.

4.1.1 Sistema sensório-motor

As regiões do sistema nervoso central que são conhecidas por controlar o movimento dos músculos são: áreas motoras do córtex cerebral, os gânglios da base, o cerebelo,

⁸² As amostras correspondentes a uma tarefa mental constituem um grupo de amostras.

⁸³ sincronização/dessincronização de um ritmo relacionadas com um evento/estímulo motor; ver Bashashati *et al.* para uma revisão das características de EEG que têm sido usadas na investigação de ICM [45].

alguns núcleos neuronais do tronco cerebral e os neurónios motores da medula espinal (i.e. neurónios motores baixos) [3]. A actividade motora é controlada pelo sistema voluntário e pelo sistema involuntário, que actuam directa ou indirectamente nos neurónios motores da medula espinal e dos nervos cranianos, cujos axónios estimulam os músculos. O sistema voluntário possui duas vias diferentes: um caminho directo para o controlo fino de movimentos que envolve o córtex, bulbo raquidiano e medula espinal; e um caminho indirecto para a coordenação das articulações e controlo de postura que é um sistema mais antigo⁸⁴ e envolve a actuação do córtex motor através da formação reticular. O sistema involuntário é um sistema mais antigo, que é usado no ajuste do corpo às mudanças gravitacionais, de balanço e também a estímulos visuais. Existem 3 áreas do córtex cerebral especialmente envolvidas no controlo motor. O córtex motor primário está localizado no giro pré-central (Figura 4.1a) e o córtex pré-motor, que controla essencialmente a postura e a coordenação das articulações com uma representação corporal menos definida, encontra-se numa posição mais anterior. O córtex motor suplementar é anterior às já referidas áreas motoras e tem a função de otimizar os movimentos. O cerebelo e os gânglios da base têm a função de regular e calibrar as outras áreas motoras. Todas estas áreas recebem informação de outras áreas corticais tal como as áreas sensoriais. Há uma correspondência directa entre o córtex motor primário e o córtex sensorial primário (Figura 4.1a), que permite respostas mais eficientes aos estímulos recebidos. Esta área de correspondência, onde cada parte do corpo está representada, é frequentemente ilustrada através do “homúnculo sensório-motor” (Figura 4.1b) [4]. A Figura 4.1b apresenta um esquema numa secção perpendicular à linha média sagital que ilustra a representação espacial das mãos, pés e língua, no córtex sensório-motor. No sistema 10-20 para colocação de eléctrodos de EEG (Figura 4.1c), as posições C3 e C4 são as mais próximas das regiões corticais correspondentes às mãos direita e esquerda respectivamente. A posição Cz é a mais próxima da região cortical correspondente aos pés.

⁸⁴ Desenvolveu-se numa fase inicial da evolução do cérebro humano.

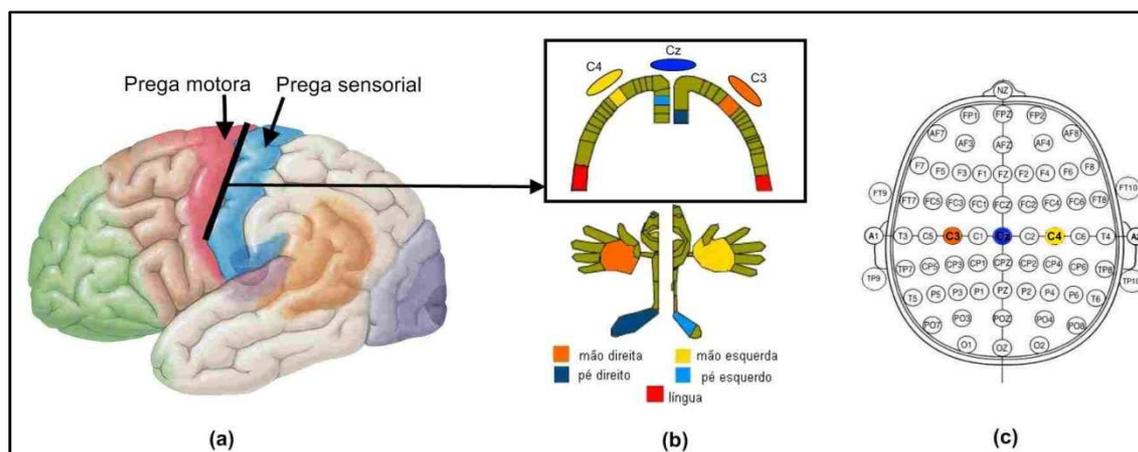


Figura 4.1 – As regiões do córtex sensorio-motor estão identificadas em: (a) córtex motor primário (vermelho) e córtex sensorial primário (azul), numa ilustração adaptada de [5]; algumas partes do corpo estão mapeadas no córtex sensorio-motor de acordo com o “homúnculo sensorio-motor” em (b) que é uma secção perpendicular (em vista frontal) das pregas motora e sensorial em (a) e adaptado de [4]; os eléctrodos do sistema 10-20 mais próximos das regiões sensorio-motoras que mapeiam as mãos e os pés estão identificados em (c).

Conforme abordado no capítulo 1, a amplitude do ritmo Miu (8-12 Hz) sofre atenuação contralateral durante a imaginação de movimentos da mão esquerda, mão direita ou pés, nas regiões centro-parietais próximas das pregas sensorial e motora [6]. Também foi descrito um ritmo Beta com frequência de cerca de 20 Hz, localizado na prega motora, que apresenta reactividade à imaginação de movimento. Assim, é importante notar que, quando se pretende seleccionar os eléctrodos de EEG mais importantes para caracterizar intenções de movimento da mão esquerda, da mão direita, ou dos pés, a selecção dos eléctrodos C3, Cz e C4 é bastante plausível [7]. Contudo, quando se pretende identificar o conjunto de eléctrodos óptimo para um determinado indivíduo (i.e. personalização) na discriminação das referidas tarefas mentais, outros eléctrodos, ainda que próximos de C3, Cz e C4, poderão ser seleccionados. A selecção de eléctrodos noutras posições, que não as esperadas, é a uma das razões para se personalizar o conjunto de eléctrodos necessários e deve-se a diferentes organizações corticais entre indivíduos (i.e. variabilidade de indivíduo para indivíduo) e imprecisões na colocação da touca de EEG que levam os eléctrodos a desviarem-se das posições originais.

4.1.2 Características dos ritmos do EEG

No presente capítulo, a extracção de características é abordada em função dos ritmos do EEG e no capítulo seguinte em função dos potenciais evocados. As bandas de frequência Alfa (8-14 Hz) e Beta (16-24 Hz) do EEG incluem ritmos reactivos à imaginação de movimento. O ritmo Alfa está associado a um estado de repouso e é

denominado igualmente de “ritmo rolandico” ou Miu quando gerado no córtex sensório-motor [8].

Mais recentemente, Guger *et al.* [9] propuseram a utilização de filtros espaciais ajustados a cada indivíduo para identificação de ritmos Alfa e Beta reactivos à actividade motora. Esta técnica (*Common Spatial Patterns – CSP*) baseia-se no cálculo de padrões espaciais que apresentam actividade EEG com variância máxima nas respostas a uma dada tarefa mental e variância mínima nas respostas a outra tarefa mental distinta. São calculados vários padrões espaciais ordenados por capacidade de discriminação entre tarefas mentais. Cada padrão atribui um peso a cada eléctrodo de acordo com a sua capacidade discriminativa nesse padrão. Esta técnica calcula canais virtuais de EEG, que são combinações lineares de todos os canais originais, para maximizar a diferença de variância entre tarefas mentais. Os novos canais de EEG constituem representações do espaço de características de dimensões reduzidas.

Em 1979, Pfurtscheller introduziu uma das medidas mais populares para avaliar a variação da amplitude de um determinado ritmo de EEG em resposta a eventos motores [10]. A dessincronização evocada (*Event-related Desynchronization – ERD*) consiste numa atenuação da amplitude de um determinado ritmo de EEG e a sincronização evocada (*Event-related Synchronization – ERS*) consiste num aumento da amplitude de um ritmo de EEG associado a um evento.

É importante salientar que, por vezes, o EEG pode reflectir actividade indesejada (i.e. artefactos) para o estudo em causa. Os artefactos mais comuns são consequência dos potenciais de acção musculares, transpiração, respiração, batimento cardíaco e piscar dos olhos.

4.2 Métodos de Classificação

Entre as ICM que recorrem a tarefas de imaginação motora, duas abordagens de processamento de sinal têm sido seguidas nos vários grupos de investigação:

- i. reconhecimento de padrões – nesta abordagem o indivíduo concentra-se nalgumas tarefas mentais (e.g., imaginação de movimento da mão direita ou da mão esquerda) que produzem padrões EEG distintos. O algoritmo de tradução (i.e. classificador) é treinado com dados de calibração para melhorar a detecção destes padrões [11]. Nesta abordagem, o indivíduo não necessita de aprender a controlar a interface, pois a aprendizagem é realizada pelo

classificador da ICM. O conjunto de dados é geralmente grande para maximizar o ajuste da ICM a cada indivíduo;

- ii. operação condicionada – esta abordagem obriga o indivíduo a aprender a regular os seus ritmos de EEG (e.g. ritmo Miu ou ritmo Beta), o que requer períodos de treino longos. Nesta abordagem, o algoritmo de classificação usa a amplitude dos ritmos EEG para identificar a intenção do indivíduo e não requer treino com dados de calibração [12].

A abordagem de reconhecimento de padrões foi preferida, uma vez que é a mais adequada para interfaces cérebro-máquina de rápida implementação, que não permitem treinar prolongadamente os indivíduos.

A classificação pode ser supervisionada ou não-supervisionada se as etiquetas⁸⁵, que identificam as tarefas mentais a que correspondem os dados de treino, são conhecidas antecipadamente. Além disso, os classificadores podem ser lineares ou não-lineares [1]. Nas experiências realizadas foram usados apenas os seguintes classificadores lineares: análise linear discriminativa (*linear discriminant analysis – LDA*); e máquinas de vectores de suporte (*support vector machines – SVM*) lineares.

4.2.1 Análise linear discriminativa

A análise linear discriminativa (*LDA*) determina combinações lineares⁸⁶ (\mathbf{y}_i) das variáveis⁸⁷ independentes \mathbf{x}_i que constituem funções discriminantes, como na equação:

$$\mathbf{y}_i = a_{i0} + a_{i1}\mathbf{x}_1 + a_{i2}\mathbf{x}_2 + \dots + a_{ip}\mathbf{x}_p \quad (4.1)$$

Este cálculo pressupõe a determinação dos coeficientes de ponderação a_{ij} correspondente às variáveis discriminantes não-normalizadas \mathbf{x}_j (i.e. características) [13]. Assume-se P como o número total de variáveis discriminantes. Os coeficientes de ponderação devem minimizar a variância de \mathbf{y}_i para as amostras pertencentes ao mesmo grupo e maximizar a variância de \mathbf{y}_i para amostras pertencentes a grupos diferentes. Geralmente, a média e a covariância da distribuição das amostras não são conhecidos, sendo necessário utilizar estimadores amostrais. Para um número total de amostras N , a média (\bar{x}) e a covariância (s) das variáveis discriminantes são calculada de acordo com as equações (2) e (3) respectivamente:

⁸⁵ A etiqueta (label) de uma amostra contém informação sobre o grupo (i.e. tarefa mental) ao qual a amostra pertence.

⁸⁶ No caso de existirem mais de 2 grupos, podem ser necessárias mais de 1 combinação linear. Contudo, o máximo de combinações lineares independentes que se podem calcular é igual ao mínimo entre o número de grupos menos um e o número de variáveis discriminantes.

⁸⁷ Nesta secção as grandezas escalares são representadas com letras minúsculas, as grandezas vectoriais são representadas com letras minúsculas a negrito, as matrizes são representadas com letras maiúsculas a negrito e as constantes são representadas com letras maiúsculas em itálico.

$$\bar{x}_p = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_{np} \quad (4.2)$$

$$s_{p1,p2} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (x_{p1,n} - \bar{x}_{p1})(x_{p2,n} - \bar{x}_{p2}) \quad (4.3)$$

A partir das equações (2) e (3) podem ser determinados: o vector $\bar{\mathbf{x}}_{p \times 1}$ constituído pelas médias das variáveis discriminantes; a matriz $\mathbf{X}_{N \times P}$, em que cada coluna é a variável discriminante p subtraída da média \bar{x}_p ; a matriz de covariância $\mathbf{S}_{P \times P}$, composta pelas covariâncias $s_{p1 \times p2}$ calculadas entre cada duas variáveis $p1$ e $p2$.

A utilização da *LDA* para classificação requer que sejam encontradas um conjunto de variáveis (i.e. características) para as quais se conhece a distribuição dos grupos [13]. Só assim é possível determinar as funções discriminantes que permitam prever os grupos a que pertencem as novas amostras. Adicionalmente, dois pressupostos têm de ser assumidos na implementação da *LDA*: os grupos de dados têm de seguir distribuições normais multivariadas $\mathcal{N}(\bar{\mathbf{x}}_k, \mathbf{W})$ e a matriz de covariância interna (\mathbf{W}) tem de ser comum a todos os grupos. O vector de médias ($\bar{\mathbf{x}}_k$) é calculado de forma semelhante à equação (4.2), usando apenas as amostras N_k pertencentes ao grupo k . A matriz de covariância interna de cada grupo (\mathbf{W}_k) é calculada identicamente à matriz de covariância global (\mathbf{S}), considerando apenas as amostras N_k . Embora, em situações reais, as matrizes de covariância internas sejam geralmente diferentes para cada grupo, é usada a correcção de *Bessel* para calcular, de acordo com a equação (4.4), uma matriz \mathbf{W} comum a todos os K grupos [14]. Consequentemente, de acordo com a equação (4.5), pode ser calculada a matriz de covariância externa (\mathbf{B}) que mede as diferenças entre as médias dos grupos (i.e. centroides), em função da covariância entre cada duas variáveis discriminantes.

$$\mathbf{W} = \frac{1}{N - K} \sum_{k=1}^K \mathbf{W}_k (N_k - 1) \quad (4.4)$$

$$\mathbf{B} = \mathbf{S} - \mathbf{W} \quad (4.5)$$

Antes da classificação, é necessário definir previamente o critério discriminatório a usar para calcular a função discriminante \mathbf{y}_i a partir das variáveis discriminantes em \mathbf{X} e do vector de coeficientes de ponderação $\mathbf{a}_{p \times 1}$ ($\mathbf{y}_i = \mathbf{X}\mathbf{a}$). Entre as várias abordagens existentes, o critério de *Fisher* é frequentemente utilizado [15]. O critério de *Fisher* maximiza a diferença entre as médias dos grupos relativamente à variância dentro dos grupos [13]. A função discriminante resultante desta maximização permite encontrar a

separação máxima entre as amostras de cada grupo. A variância entre os grupos numa combinação linear \mathbf{y}_i de variáveis aleatórias \mathbf{x}_p é $\mathbf{a}^T \mathbf{B} \mathbf{a}$ e a sua variância dentro dos grupos é $\mathbf{a}^T \mathbf{W} \mathbf{a}$ [13]. A maximização (em ordem a \mathbf{a}) do quociente na equação (4.6) define o critério de *Fisher* para qualquer número de grupos.

$$\lambda_i = \frac{\mathbf{a}^T \mathbf{B} \mathbf{a}}{\mathbf{a}^T \mathbf{W} \mathbf{a}} \quad (4.6)$$

A decomposição espectral simultânea⁸⁸ de \mathbf{W} e \mathbf{B} permite mostrar que o valor máximo de λ_i corresponde ao maior valor próprio de $\mathbf{W}^{-1} \mathbf{B}$. Neste caso, o vector de coeficientes de ponderação \mathbf{a} é calculado como o vector próprio⁸⁹ correspondente a λ_i [14]. Nesta transformação, o vector \mathbf{a} é calculado de acordo com a equação:

$$\mathbf{a} = \mathbf{W}^{-1/2} \mathbf{v}_i \quad (4.7)$$

em que \mathbf{v}_i (vector próprio) corresponde à coluna i da matriz \mathbf{V} calculada através da decomposição espectral na equação (4.8).

$$\mathbf{W}^{-1/2} \mathbf{B} \mathbf{W}^{-1/2} = \mathbf{V} \mathbf{\Lambda} \mathbf{V}^T \quad (4.8)$$

A matriz diagonal $\mathbf{\Lambda}$ contém os valores próprios λ_i correspondentes aos vectores próprios \mathbf{v}_i . Uma das propriedades da decomposição espectral consiste na organização dos valores próprios na diagonal da matriz $\mathbf{\Lambda}$ em ordem decrescente. De acordo com a equação (4.9), a maximização do critério de *Fisher*, e conseqüente maximização da separação entre grupos em \mathbf{y}_1 , ocorre para $\mathbf{v}_i = \mathbf{v}_1$ na equação (4.7), que é o vector próprio correspondente ao maior valor próprio da transformação (λ_1). Outras funções discriminantes, com separação entre grupos sucessivamente menores, podem ser calculadas para $\mathbf{v}_i = \mathbf{v}_2$, $\mathbf{v}_i = \mathbf{v}_3$, etc.

$$\lambda_i = \frac{\mathbf{v}_i^T \mathbf{W}^{-1/2} \mathbf{B} \mathbf{W}^{-1/2} \mathbf{v}_i}{\mathbf{v}_i^T \mathbf{W}^{-1/2} \mathbf{W} \mathbf{W}^{-1/2} \mathbf{v}_i} = \frac{\mathbf{v}_i^T \mathbf{V} \mathbf{\Lambda} \mathbf{V}^T \mathbf{v}_i}{\mathbf{v}_i^T \mathbf{v}_i} \quad (4.9)$$

Contudo, a abordagem original de *Fisher* apresenta instabilidades no cálculo dos valores próprios (λ_i) devido à elevada variação dos estimadores amostrais \mathbf{W} e \mathbf{B} em dados dinâmicos como é o caso do EEG [16]. Uma abordagem baseada na decomposição de valores singulares (*singular value decomposition* – SVD) foi preferida nesta trabalho uma vez que aumenta a estabilidade da transformação linear em dados de EEG [16], e alcançou resultados idênticos para o conjunto de dados original usado por

⁸⁸ Supondo que \mathbf{W} e \mathbf{B} são matrizes simétricas da mesma dimensão e \mathbf{W} é positiva definida.

⁸⁹ Para uma matriz $\mathbf{M}_{p \times p}$, com o vector próprio $\mathbf{v}_{p \times 1}$ e respectivo valor próprio λ , a seguinte relação é válida: $\mathbf{M} \mathbf{v} = \lambda \mathbf{v} \Rightarrow \mathbf{v}^T \mathbf{M} \mathbf{v} = \lambda$ [14].

Fisher para classificar 3 tipos diferentes de flores da espécie íris [15]. Os detalhes desta transformação linear são fornecidos no Anexo III.

Uma forma de avaliar a qualidade das funções discriminantes \mathbf{y}_i consiste em analisar os valores próprios correspondentes (λ_i). A estatística de *Wilks* ($W = e^{(-LLRS/N)}$) pode ser utilizada para este fim, após o cálculo do quociente de probabilidade logarítmico (*log likelihood ratio* – *LLRS*) através da equação (4.10) [14].

$$LLRS = N \sum_{i=1}^p \ln(1 + \lambda_i) \quad (4.10)$$

Enquanto discriminações fracas entre grupos resultam em valores de λ_i próximos de zero e valores de W próximos de 1, boas discriminações resultam em valores de λ_i maiores e valores de W próximos de zero. A estatística W obedece a uma distribuição do tipo χ^2 com $p(k-1)$ graus de liberdade [14].

Outra forma de avaliar a separação entre grupos de amostras baseia-se no cálculo do erro de classificação. Numa classificação supervisionada baseada na teoria de Bayes⁹⁰, o classificador calcula a probabilidade condicionada de uma nova amostra corresponder a um determinado grupo, dada uma observação. Para cada observação multivariada \mathbf{X} , com dimensão P , o vector transformado \mathbf{y} tem média u e distribuição normal $f(\mathbf{y})$ com P dimensões. A probabilidade *a priori* (π_k) é uma estimativa da probabilidade de cada amostra pertencer a um grupo k quando não é conhecida qualquer informação adicional [13]. Geralmente, π_k é calculada como a proporção de amostras em cada grupo na amostra \mathbf{X} . De acordo com a regra de *Bayes* na equação (4.11), a probabilidade *a posteriori* (π_{ky}) é uma estimativa da probabilidade de uma amostra pertencer ao grupo k , dado o resultado alcançado no vector transformado \mathbf{y} .

$$\pi_{ky} = \frac{\pi_k f_k(\mathbf{y})}{\sum_{g=1}^K \pi_g f_g(\mathbf{y})}, \quad k = 1, \dots, K \quad (4.11)$$

Para um número de grupos K , cada amostra é classificada no grupo para o qual apresenta uma probabilidade *a posteriori* (π_{ky}) mais elevada [13]. Contudo, se a probabilidade *a posteriori* for calculada para as mesmas amostras que foram usados para calcular a função discriminante⁹¹ \mathbf{y} , os resultados serão demasiado optimistas e

⁹⁰ Em teoria da probabilidade, o teorema de *Bayes* relaciona as probabilidades condicional e marginal de dois eventos aleatórios para calcular a probabilidade *a posteriori* dadas algumas observações; e.g. quando um paciente manifesta certos sintomas este teorema pode ser usado para calcular a probabilidade do diagnóstico proposto estar correcto dada a presente observação (i.e. o paciente).

⁹¹ Conhecido na literatuta por *plug-in error rate* [14].

enganosos. O método de validao cruzada utilizado para calcular a precisão das funoes discriminantes será apresentado na subseco seguinte.

4.2.2 Máquinas de vectores de suporte

O método de classificao baseado em vectores de suporte (*SVM*) foi introduzido inicialmente por Vapnik [17] e tem sido usado em implementaoes de ICM com sucesso [18]. No contexto de separao entre grupos, este método tem por objectivo encontrar um hiperplano óptimo que maximize a margem de separao entre qualquer amostra de treino e o hiperplano. Na sua formulao linear, este método tem por objectivo calcular o vector de pesos $\mathbf{w}_{P \times 1}$ e o vector de termos independentes \mathbf{b} de um hiperplano H que separa as amostras de 2 grupos, como na Figura 4.2, com margem⁹² máxima. A equao (4.12) descreve o objectivo deste método:

$$\begin{aligned} H: \mathbb{R}^P &\xrightarrow{\text{resulta}} \{-1, 1\} \\ \mathbf{x}_{1 \times P} &\xrightarrow{\text{resulta}} \text{ sinal}(\mathbf{x}\mathbf{w} + \mathbf{b}) \end{aligned} \quad (4.12)$$

Neste caso, o vector \mathbf{x} , não representa uma característica mas sim um ponto multivariado (i.e. amostra). Este algoritmo pode ser resolvido através do problema de optimizao na equao (4.13):

$$\begin{aligned} \min_{\mathbf{w} \in \mathbb{R}^P} & \|\mathbf{w}\|^2 + r \sum_{n=1}^N \xi_n^2 \\ \text{sujeito a: } & l_n(\mathbf{w}\mathbf{x}_n + \mathbf{b}) \geq 1 - \xi_n \end{aligned} \quad (4.13)$$

O vector de etiquetas $l_n \in \{-1, 1\}$ determina o grupo a que pertence a amostra n . As variáveis ‘‘fracas’’ ξ_n (*slack variables*) garantem que o problema tem soluço no caso dos dados dos grupos não serem totalmente separáveis (Figura 4.2). A margem  definida como $\gamma(\mathbf{x}, l, r) = 1 / \|\mathbf{w}\|$. Sabendo que o erro de treino aumenta com a margem, tem de se estabelecer um compromisso entre um erro de treino baixo, e.g. $\sum \xi_n^2$, e uma margem γ tão grande quanto possível. Este compromisso  controlado pelo parâmetro de regularizao r , um parâmetro do modelo de classificao que pode ser calculado por validao cruzada.

Para a resoluo deste problema de optimizao são utilizadas as seguintes igualdades [17]:

$$\mathbf{w} = \sum_{n=1}^N \alpha_n l_n \mathbf{x}_n \quad (4.14)$$

⁹² Distância entre o hiperplano e o caso mais próximo $\mathbf{x} \in \mathbf{X}$.

$$\sum_{n=1}^N \alpha_n l_n = 0 \quad (4.15)$$

Durante o treino deste método são calculados e otimizados os pesos α_n para cada amostra $n \in \{1, \dots, N\}$. As amostras multivariadas n , para os quais $\alpha_n \neq 0$, são os vectores de suporte. Estas amostras situam-se sobre a margem (linha tracejada na Figura 4.2) e definem o hiperplano de separação entre grupos. Uma discussão mais detalhada sobre este método pode ser encontrada em [17].

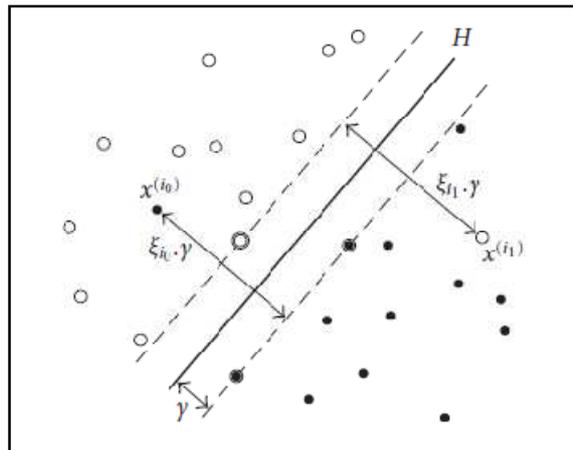


Figura 4.2 – Método linear de vectores de suporte: ξ são as variáveis “fracas” (slack variables); os pontos sobre as linhas tracejadas são os vectores de suporte, a partir dos quais se define o hiperplano de separação H. Adaptado de [19].

4.3 Validação cruzada de resultados

A fim de se calcular a taxa de erro de classificação alcançada por um modelo de predição (calculado por um algoritmo de selecção de características, S, e um classificador, C) num conjunto de dados multivariados $\mathbf{X}_{N \times P}$, a estratégia de validação cruzada com 10 partições e 2 ciclos independentes foi implementada de acordo com a Figura 4.3. Simultaneamente, a estratégia adoptada permite otimizar alguns parâmetros do modelo de predição (e.g. número de características a usar) em dados não utilizados para validação.

Inicialmente, as amostras em \mathbf{X} são particionadas de forma aleatória⁹³ em 10 blocos de tamanho igual. Em cada iteração i dum ciclo externo de validação cruzada ocorre a seguinte divisão de blocos ($F_{\text{ext } i}$):

- i. 1 bloco é sequencialmente usado para validação (colorido a cinzento na Figura 4.3) – avaliação da precisão do modelo de predição;

⁹³ As partições são geradas aleatoriamente mas respeitando a estrutura dos dados: cada bloco resultante tem a mesma proporção de amostras para cada grupo observada no conjunto de dados original.

- ii. os restantes 9 blocos são usados para treinar o modelo (colorido a azul na Figura 4.3) – cálculo das funções discriminantes.

Cada iteração i permite calcular um erro de validação ($e_{\text{ext}} i$). No entanto, antes de calcular as funções discriminantes nos dados de treino, pode ser necessário determinar alguns parâmetros do modelo de predição, como por exemplo, o número de características a seleccionar. Então, as amostras de treino são novamente particionadas⁹⁴ em 10 blocos de tamanho igual e submetidos a um ciclo interno de validação cruzada ($F_{\text{int}} i$) que permite determinar o número de características óptimo (P_{opt}) a utilizar no modelo de predição. No ciclo interno, cada iteração ($F_{\text{int}} i$) é avaliada P vezes, para se poder avaliar o erro de classificação ($e_{\text{int}} i$) em conjuntos de características com dimensões de 1 até P . Tal como ilustrado na Figura 4.3, o número óptimo de características corresponde ao mínimo erro médio no ciclo interno ($\overline{e_{\text{int}}}$).

Apesar deste esquema de validação cruzada permitir testar o modelo de predição em 10 conjuntos de dados virtualmente diferentes, o erro de validação ($e_{\text{ext}} i$) apresenta alguma variabilidade devido às partições teste/treino serem geradas aleatoriamente. Por este motivo, todo o procedimento ilustrado na Figura 4.3 foi empiricamente repetido 100 vezes, resultando em 100 validações do modelo de predição. O erro de validação global é calculado como a média dos erros de validação em cada iteração ($1/100 \sum_{i=1}^{100} e_{\text{ext}} i$).

Em cada iteração i do ciclo externo, um subconjunto de características ($S_{\text{ext}} i$) é seleccionado para validação. Ao longo das 100 iterações, o número de vezes que cada característica é seleccionada para validação (i.e. frequência de selecção) é indicativo da sua relevância para a discriminação dos grupos em causa. Do mesmo modo, a capacidade discriminativa de cada eléctrodo é avaliada pela sua frequência de selecção. Assume-se que um eléctrodo é seleccionado quando, pelo menos uma das suas características (e.g. ritmo Miu num dado eléctrodo) é seleccionada.

⁹⁴ De forma semelhante à partição feita para o ciclo externo.

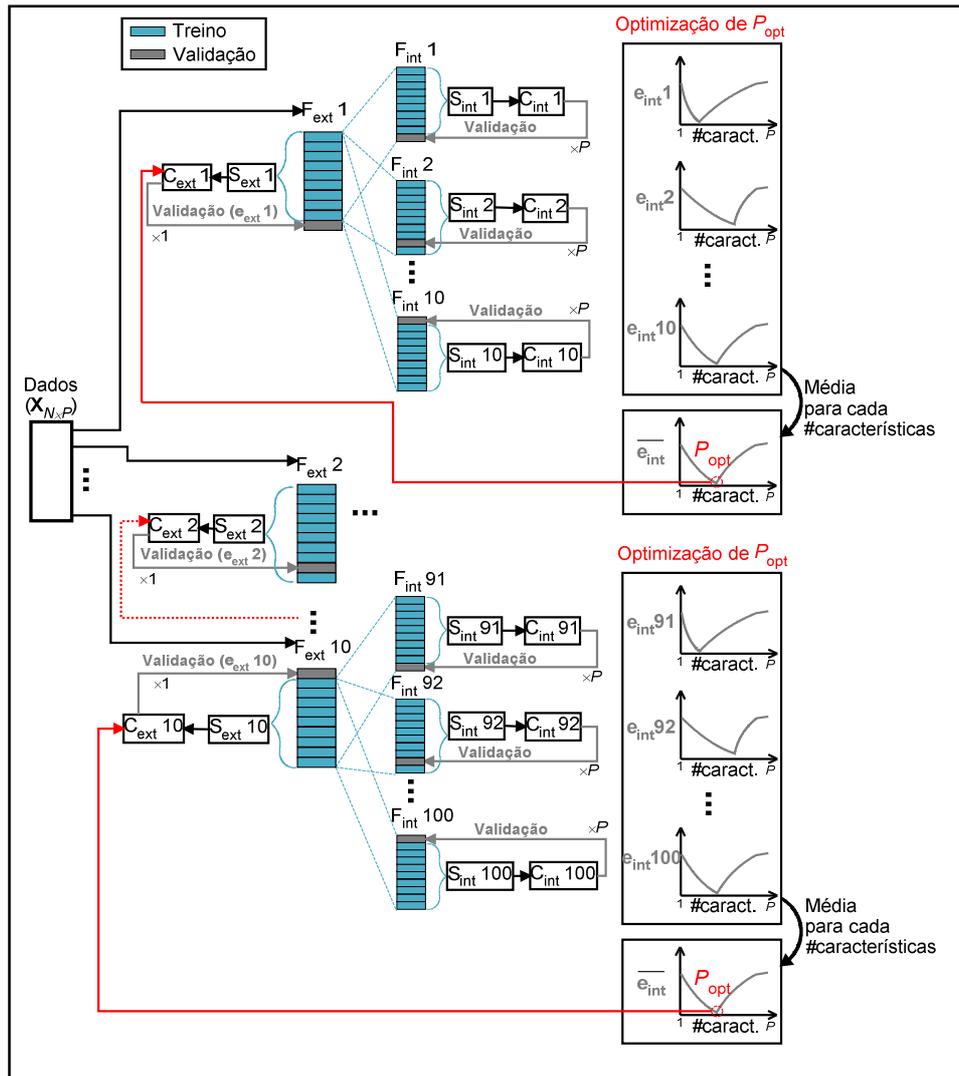


Figura 4.3 – Diagrama de fluxo do procedimento de validação cruzada usado para cálculo da taxa de erro de classificação.

4.4 Métodos de selecção de características desenvolvidos

Independentemente do tipo de características extraídas, o objectivo é formar um conjunto de características optimizado⁹⁵ para um determinado indivíduo, que apresente valores significativamente distintos em resposta às tarefas mentais empregues durante a operação online duma ICM. Contudo, este objectivo torna-se mais complicado de alcançar quando o universo de características é muito grande e os dados disponíveis são limitados – conhecido como a ‘maldição da dimensionalidade’⁹⁶ [20]. Se por um lado, um modelo de classificação extremamente complexo (i.e. com um número elevado de características) pode permitir uma perfeita⁹⁷ classificação das amostras de treino, por

⁹⁵ Um conjunto de características é óptimo para um determinado indivíduo quando minimiza os erros de classificação durante a discriminação de tarefas mentais.

⁹⁶ Problema estatístico conhecido na literatura como *the curse of dimensionality*.

⁹⁷ Permite também maior personalização da ICM.

outro lado, é pouco provável que obtenha boa classificação em amostras novas ou desconhecidas. Esta situação é conhecida por treino excessivo (*overfitting*) e o seu risco aumenta com o número de características utilizadas no modelo de classificação [20]. O ajuste da complexidade do modelo de classificação é uma das mais importantes áreas de reconhecimento estatístico de padrões, na qual os algoritmos de selecção de características têm papel fundamental. Idealmente, deve ser usado um método de selecção de características para minimizar a complexidade do modelo de classificação ao mesmo tempo que maximiza a sua precisão de classificação.

Os métodos de selecção de características são geralmente categorizados quanto à sua dependência relativamente a um método de classificação específico:

- i. composto – método de selecção de características usado em conjunto com um método de classificação específico uma vez que o algoritmo de selecção utiliza a precisão de predição ou outra medida da performance do classificador;
- ii. filtro – métodos de selecção de características que podem ser usados em conjunto com qualquer método de classificação pois separam a selecção de características do treino do classificador.

A selecção iterativa de características (tipo *stepwise*), [21-22], e a eliminação recursiva de características (*recursive feature elimination*) [19], são exemplos de métodos compostos, frequentemente utilizados em interfaces cérebro-máquina (ICM). Entre os métodos do tipo filtro mais frequentemente utilizados em ICM, temos o algoritmo *relief* [23], e a análise de componentes principais (*principal component analysis – PCA*) [24]. Os métodos de busca, como é o caso dos algoritmos genéticos [25], são frequentemente usados quer na abordagem composta quer na abordagem de filtro.

Esta secção vai apresentar os 2 algoritmos desenvolvidos ao longo deste projecto (selecção iterativa discriminante e *across-group variance*) que são reformulações de outros métodos existentes. Pretendeu-se desenvolver um algoritmo do tipo composto (selecção iterativa discriminante) e um algoritmo do tipo filtro (*across-group variance*).

4.4.1 Método de selecção iterativa discriminante (SID)

Um método de selecção iterativa discriminante foi inicialmente proposto por Dias *et al.* [26]. Este método conduziu a um algoritmo do tipo composto uma vez que cada característica é incluída num subconjunto *i* se, entre as restantes características,

conduzir à máxima discriminação dos grupos (ou alternativamente ao mínimo W_i – estatística de *Wilks*) na função discriminante. As quatro etapas principais deste algoritmo são descritas abaixo:

- i. **Seleção da 1ª característica:** os valores da correlação entre o vector de dados transformado \mathbf{y} (obtido para todas as características P) e cada um dos vectores de características \mathbf{x}_p (as colunas de $\mathbf{X}_{N \times P}$) são chamados de coeficientes estruturais⁹⁸ de \mathbf{y} [27]. Os coeficientes estruturais representam o poder discriminativo de cada característica quando considerada independentemente das restantes $P-1$ características. A característica com o coeficiente estrutural mais elevado é seleccionada primeiro como \mathbf{x}_1 . A função discriminante \mathbf{y}_1 e a estatística de *Wilks* W_1 são calculadas.
- ii. **Ciclo de selecção de características:** Em cada iteração i do ciclo ($i = 2, \dots, P$), a característica candidata a ser seleccionada é aquela que, juntamente com a(s) característica(s) seleccionada(s) nas iterações anteriores, alcança a discriminação entre grupos mais elevada (ou o mais baixo W_i). Se $W_i < W_{i-1}$ e W_i for significativo para um nível de confiança de 95%, a característica candidata é incluído em \mathbf{x}_i . A função discriminante \mathbf{y}_i é igualmente calculada para cada iteração.
- iii. **Critério de paragem:** A selecção de características pára quando nenhuma das características por seleccionar pode aumentar a discriminação entre grupos (i.e. $\forall W_{i+1}: W_{i+1} > W_i$) ou todas as características P já foram seleccionadas.
- iv. **Subconjunto de características seleccionado:** o número de características P_{opt} a incluir na matriz óptima $\mathbf{X}_{N \times P_{\text{opt}}}$ é determinado no procedimento de validação cruzada. O subconjunto de características óptimo é igual ao conjunto de características da iteração $i = P_{\text{opt}}$.

4.4.2 Método *across-group variance* (AGV)

É proposto um método do tipo filtro, que usa uma formulação alternativa de análise de componentes principais (PCA) [28], para seleccionar características ao mesmo tempo que reduz a dimensão do conjunto de dados. O método AGV foi anteriormente apresentado por Dias *et al.* [29-30]. Inicialmente, a matriz \mathbf{X} é decomposta em 3

⁹⁸ Os coeficientes estruturais foram consultados em vez dos coeficientes de ponderação, uma vez que os primeiros permitem avaliar a semelhança entre cada variável discriminante e a função discriminante sem influência das correlações entre variáveis.

matrizes através da *SVD*: $\mathbf{U}_{N \times C}$ (matriz de componentes ortogonais; C é o número de componentes principais), o $\mathbf{Z}_{C \times C}$ (matriz diagonal de valores singulares), $\mathbf{V}_{P \times C}$ (matriz ortogonal de vectores próprios). O valor próprio λ_c associado ao vector próprio c é retirado da diagonal de \mathbf{Z}^2 . As componentes principais são projecções lineares das características (i.e. variáveis discriminantes) nas direcções ortogonais que descrevem melhor a variação do conjunto de dados. Entretanto, quando o conjunto de dados não é uniforme, apresentando grupos, a informação fornecida por uma componente principal é mais detalhada do que apenas um valor de variância. De acordo com a equação (4.5), a covariância total (\mathbf{S}) pode ser decomposta em 2 parcelas de variação: dentro dos grupos (\mathbf{W}) e entre grupos (\mathbf{B}). Em notação vectorial, a informação dada por uma componente principal é descrita pela equação:

$$\lambda_c = \mathbf{v}_c^T \mathbf{S} \mathbf{v}_c = \mathbf{v}_c^T \mathbf{W} \mathbf{v}_c + \mathbf{v}_c^T \mathbf{B} \mathbf{v}_c \quad (4.16)$$

em que \mathbf{v}_c é o c -ésimo vector próprio (coluna de \mathbf{V}) de \mathbf{S} . Enquanto $\mathbf{v}_c^T \mathbf{W} \mathbf{v}_c$ é uma função da distância de cada amostra à média do seu respectivo grupo, $\mathbf{v}_c^T \mathbf{B} \mathbf{v}_c$ é uma função das distâncias entre as médias dos grupos. No contexto da discriminação, somente o último compreende informação útil de variação. Consequentemente, a distância entre os grupos dada pela componente principal i , normalizada pela sua variação total, constitui uma medida relativa que permite calcular a variância entre grupos (*across-group variance – AGV*), de acordo com a equação:

$$AGV_c = \frac{\mathbf{v}_c^T \mathbf{B} \mathbf{v}_c}{\lambda_c} \quad (4.17)$$

Embora as componentes principais estejam organizados por ordem decrescente de variação total (valor próprios λ_c), esta ordem faz apenas sentido no contexto de descrição ortogonal dos dados e não no contexto de discriminação entre grupos [31]. Consequentemente, as componentes são organizadas por ordem decrescente da medida *AGV*.

As componentes principais são truncadas para reduzir a dimensão do conjunto de dados. O critério de corte é uma percentagem da soma cumulativa dos valores de *AGV* em ordem decrescente. Os limites típicos de corte da variância são 60%-90% [31]. O valor limite óptimo é encontrado através do processo de validação cruzada. Se for retido um número de componentes C_{opt} , as componentes na matriz truncada $\mathbf{U}_{N \times C_{opt}}$ ($C_{opt} < C$) são uma representação do espaço original de características, com menor dimensão e mais apropriado para a discriminação entre grupos. A variância retida é transformada de

volta ao espaço original de características, através duma propriedade da decomposição espectral [31], modificada de acordo com a equação (4.19). A fim de determinar as características que mais se assemelham às componentes retidas, minimizando a perda de informação, uma matriz de covariância entre grupos (\mathbf{S}_{AGV}) pode ser calculada como na equação:

$$\mathbf{S}_{AGV} = \sum_{c=1}^{C_{opt}} AGV_c \mathbf{v}_c \mathbf{v}_c^T \quad (4.18)$$

É de notar que AGV_c é usado em vez do λ_c , como habitualmente definido na equação da decomposição espectral [31]. Cada valor s_{pp} na diagonal de \mathbf{S}_{AGV} representa simultaneamente a variância da característica p descrita pelas C_{opt} componentes principais que foram retidas e uma medida da capacidade discriminativa da característica p . A saída deste algoritmo é uma lista de todas as características P organizadas por ordem decrescente de capacidade discriminativa. Finalmente, o número óptimo de características (P_{opt}) é otimizado através de validação cruzada.

4.5 Métodos de selecção de características existentes

Nesta secção são apresentados 3 métodos de selecção de características frequentemente utilizados em aplicações de ICM e que serão comparados com os algoritmos desenvolvidos na próxima secção: algoritmo *recursive feature elimination* (*RFE*); algoritmo *relief*; e algoritmo genético (AG).

4.5.1 Algoritmo *recursive feature elimination* (*RFE*)

O algoritmo de eliminação recursiva de características (*recursive feature elimination* – *RFE*) é um método do tipo composto que depende dum classificador de vectores de suporte (*SVM*) e foi inicialmente introduzido por Guyon [32]. O algoritmo *RFE* usa os pesos das características (\mathbf{w}) resultantes do processo de treino do *SVM* para executar a eliminação inversa⁹⁹ de características [33]. A versão linear deste algoritmo foi usada com os parâmetros de defeito da *Matlab*[®] *Bioinformatic Toolbox*. O critério de ordenação é $\| w_p^2 \|$, em que w_p é o valor do vector \mathbf{w} , na equação (4.14), correspondente à característica p .

O classificador é inicialmente treinado para o conjunto de dados completo. Depois de calculados os pesos \mathbf{w} , a características com o mais baixo peso, assim contribuindo menos para a separação entre grupos, é removida. O classificador é novamente treinado

⁹⁹ Eliminação de características uma a uma partindo de todas até restar apenas uma característica.

no conjunto de dados resultante e as características com menor peso identicamente removidas. Este procedimento é executado iterativamente até o número óptimo de características P_{opt} (otimizado em validação cruzada) ser alcançado.

4.5.2 Algoritmo *relief*

O algoritmo *relief* é um método do tipo filtro que atribui uma medida de relevância a cada característica e ordená-las numa lista em ordem decrescente de relevância. Este método tem sido utilizado em várias áreas de investigação, inclusive em ICM [23]. O valor de relevância, ou peso da característica (w_p), é estimado iterativamente de acordo com a capacidade de uma característica distinguir amostras que estão próximas (i.e. de valor semelhante). Em cada iteração, uma amostra multivariada $\mathbf{x}_{1 \times P}$ é seleccionada aleatoriamente e o peso de cada característica é actualizado com base nas diferenças entre a amostra seleccionada e duas amostras vizinhas: um do mesmo grupo $h(\mathbf{x})$ (*nearest hit*) e outro de um grupo diferente $m(\mathbf{x})$ (*nearest miss*). O peso de cada característica p é actualizado de acordo com a equação:

$$w_p = w_p - \left| \mathbf{x}_p - h(\mathbf{x})_p \right| + \left| \mathbf{x}_p - m(\mathbf{x})_p \right| \quad (4.19)$$

O peso de cada característica é calculado em N iterações sequenciais. As características são ordenadas em função do peso w_p obtido.

4.5.3 Algoritmo genético (AG)

Este é um método do tipo composto que usa um algoritmo genético simples para procurar o espaço de possíveis subconjuntos de características. O algoritmo genético é um método global de busca baseado nos fundamentos da selecção natural e da genética e tem sido aplicado com sucesso em problemas de ICM [34]. Começa com a geração de uma população aleatória inicial, onde cada amostra (vulgarmente designado de indivíduo ou cromossoma) codifica uma solução candidata para o problema de selecção de subconjuntos. O indivíduo é constituído pelos vários genes que são representados por um vector binário de dimensão igual ao número total de características. Uma medida de aptidão (*fitness*) é calculada para cada indivíduo depois da qual, a selecção e os operadores genéticos (recombinação e mutação) são aplicados. Neste estudo, a precisão de um classificador *LDA* foi utilizada como medida da aptidão. Começando com valores convencionais, os vários parâmetros foram calibrados com base em testes empíricos executados previamente: tamanho da população inicial igual a 30; 50 gerações; taxa de selecção de 0.5; 2 crianças de elite (cromossomas que passam inalterados, sem mutação,

à geração seguinte); taxa da mutação de 0.05; probabilidade de cruzamento de 0.5. A selecção de cromossomas para recombinação foi feita por selecção competitiva (*tournament selection*) com tamanho de competição igual a 2. O cruzamento e a mutação foram uniformes. As características seleccionadas mais frequentemente no ciclo interno da validação cruzada são seleccionadas. O número óptimo de características P_{opt} foi igualmente calculado através de validação cruzada.

4.6 Dados de imaginação motora

Os dois algoritmos desenvolvidos para selecção de características, assim como três outros métodos em representação do tipo filtro (*relief*), composto (*RFE*) e método global de busca (algoritmo genético) foram comparados relativamente à capacidade de discriminação de tarefas motoras [35]. Os critérios avaliados foram a maximização da precisão de classificação na discriminação e a minimização do número de eléctrodos necessários à discriminação. Os algoritmos foram testados em dados públicos¹⁰⁰ de calibração duma ICM baseada em imaginações de movimento, disponibilizados para a 3ª competição de interfaces cérebro-máquina [36].

Cinco indivíduos humanos saudáveis foram instruídos para executar a imaginação do movimento da mão direita vs. a imaginação do movimento do pé direito, em 4 sessões de calibração com 70 ensaios¹⁰¹ cada uma. Os dados foram gravados a partir dos 118 eléctrodos de EEG assinalados na Figura 4.4, de acordo com o sistema 10-20, a uma frequência de amostragem de 100 amostras/s. Para cada indivíduo, os sinais de EEG foram filtrados na banda de frequências 8-30 Hz ou 8-14 Hz, dependendo da banda que atingiu a melhor predição de grupos. O período a analisar foi definido desde o instante da apresentação do estímulo visual (i.e. 0 s), sugerindo a tarefa mental a executar, até ao final do período de imaginação (i.e. 3.5 s após a apresentação do estímulo). Este período foi avaliado em janelas temporais com tamanho de 1 s, sobrepostas 0.5 s. Em cada janela temporal, a soma dos sinais filtrados ao quadrado foi calculada. Para cada eléctrodo, o somatório das amplitudes numa janela temporal foi extraído como característica. Apenas uma característica foi extraída em cada canal de EEG, pelo que, a redução do número de características necessárias à discriminação entre mão direita vs. pé direito, implica directamente a redução do número de eléctrodos necessários na ICM. Assim, a terminologia utilizada na subsecção dos resultados refere-se a redução do

¹⁰⁰ O conjunto de dados usado tem a referência "IVa" e está descrito na secção V do artigo [36].

¹⁰¹ No desenvolvimento desta dissertação, o termo "ensaio" será utilizado para identificar a apresentação unitária de um estímulo (e.g. visual, auditivo) ou instrução (e.g. olhos abertos, olhos fechados, imaginar movimento da mão direita) experimental.

número de eléctrodos. A matriz de características \mathbf{X} tem 280 amostras e 118 eléctrodos/características.

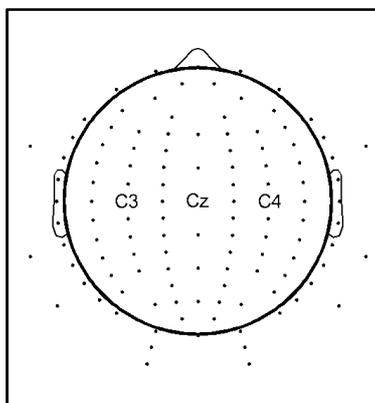


Figura 4.4 – Posições dos 118 eléctrodos usados para aquisição de EEG. As posições dos eléctrodos C3, Cz e C4 são identificadas.

4.7 Comparação dos resultados obtidos

A Figura 4.5 compara a separação de grupos em conjunto com a redução do número de eléctrodos para os 5 algoritmos testados. Na Figura 4.5, são apresentados graficamente os valores presentes na Tabela 4.1. O erro de classificação mais baixo para cada indivíduo está impresso a negrito e a significância deste relativamente aos erros alcançados pelos outros algoritmos foi testada através do teste não paramétrico *Kolmogorov-Smirnov*. A hipótese nula (H_0) consiste em considerar que ambos algoritmos testados alcançaram iguais erros de classificação nas 100 iterações do esquema de validação cruzada. Os algoritmos propostos, *AGV* e *SID*, alcançaram os melhores desempenhos médios entre os algoritmos testados. Estes algoritmos (com especial relevância para o algoritmo *AGV*) obtiveram os erros médios e desvios padrão mais baixos seleccionando subconjuntos de eléctrodos menores do que os restantes algoritmos (i.e. maior redução do espaço de características). Seguiram-se os algoritmos *RFE*, *AG* e *relief* por ordem crescente de erro de classificação. Os dados do indivíduo B revelaram-se de fácil separação entre grupos, pois todos os algoritmos obtiveram erros médios abaixo dos 16%. O indivíduo B foi o único para o qual o algoritmo *RFE* alcançou o erro médio de classificação mais baixo, embora tenha seleccionado mais eléctrodos do que todos os outros algoritmos. De forma a analisar o motivo desta excepção, o algoritmo *AGV* foi alternativamente testado com um classificador *SVM* (o mesmo que foi empregue no algoritmo *RFE*) para validação. Esta mudança de classificador foi possível uma vez que o algoritmo de selecção *AGV* é um método do

tipo filtro, por isso independente do classificador. Neste formato, a média do erro de classificação do algoritmo *AGV* foi de 6.96%, portanto, abaixo do resultado alcançado pelo algoritmo *RFE* e mantendo ainda o mesmo número de eléctrodos seleccionados. Se considerarmos este resultado, em vez do valor 9.6% apresentado na Tabela 4.1, permite considerar que o algoritmo *AGV* alcançou erros de classificação significativamente¹⁰² mais baixos do que o algoritmo *RFE* para os indivíduos em estudo.

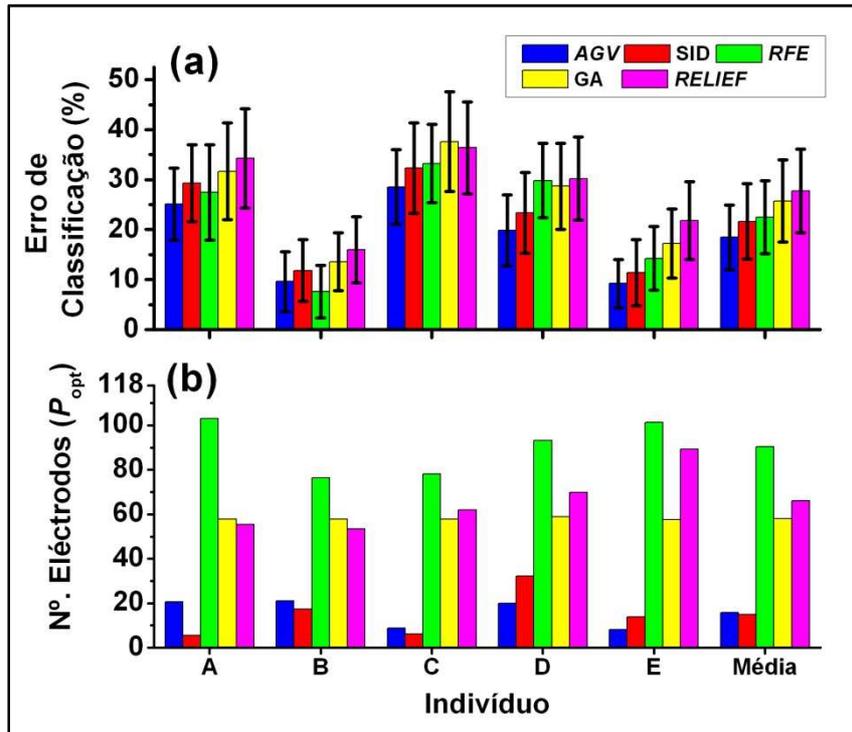


Figura 4.5 – Resultados comparativos da média dos erros de classificação calculados em 100 validações por cada algoritmo de selecção de características nos dados dos 5 indivíduos: (a) médias dos erros de validação cruzada e média entre indivíduos; (b) número óptimo de eléctrodos (P_{opt}) seleccionados.

O algoritmo *AGV* alcançou o menor erro de classificação para os indivíduos A, C, D e E. De acordo com a Tabela 4.1, estes resultados foram significativamente melhores ($p \leq 0.1$)¹⁰³ do que os: resultados dos algoritmos *AG* e *relief*, para os 4 indivíduos; os resultados do algoritmo *RFE*, para os indivíduos C, D e E; que os resultados do algoritmo *SID*, para os indivíduos A, C e D.

Os erros de validação calculados para os indivíduos B e E foram os mais baixos para os algoritmos testados e por isso foram analisados em mais pormenor. A evolução do erro de validação e o correspondente número de eléctrodos seleccionados ao longo do

¹⁰² De acordo com o teste de hipóteses *t-test* emparelhado com nível de confiança de 95%.

¹⁰³ De acordo com o teste Kolmogorov-Smirnov, a hipótese alternativa (i.e. os erros de classificação são significativamente diferentes) deve ser aceite caso a probabilidade *p* de aceitar a hipótese nula seja $p \leq 0.1$.

período de imaginação podem ser observados na Figura 4.6 para o indivíduo B e na Figura 4.7 para o indivíduo E. É de notar que, para cada indivíduo, as janelas temporais com erros de validação mais baixos são comuns aos 5 algoritmos (2-3 s para o indivíduo B e 1.5-2 s para o indivíduo E). Quanto ao número de eléctrodos seleccionados, os algoritmos *RFE* e *relief* são muito instáveis ao longo do período de imaginação, ao contrário dos outros algoritmos.

Tabela 4.1 – Comparação do erro de classificação, desvio padrão (DP), número óptimo de eléctrodos (P_{opt}), e probabilidade de se aceitar a hipótese nula no teste de significância (K-S p) para cada algoritmo testado. O erro de classificação mais baixo alcançado para cada indivíduo está impresso a negrito.

	Indivíduo	A	B	C	D	E	Média
AGV	Erro (%)	25.1	9.6	28.5	19.9	9.2	18.5
	DP ¹⁰⁴	7.2	6.0	7.4	7.1	4.8	6.5
	P_{opt} ¹⁰⁵	21 (17.8%)	37 (31.4%)	9 (7.6%)	20 (16.9%)	8 (6.8%)	19 (16.1%)
	K-S p ¹⁰⁶	n.a.	3.6×10^{-7}	n.a.	n.a.	n.a.	n.a.
SID	Erro (%)	29.3	11.8	32.3	23.3	11.4	21.6
	DP	7.7	6.2	9.0	8.1	6.7	7.5
	P_{opt}	6 (5.1%)	17 (14.4%)	6 (5.1%)	32 (27.1%)	14 (11.9%)	15 (12.7%)
	K-S p	2.4×10^{-2}	3.4×10^{-13}	2.4×10^{-2}	9.9×10^{-3}	1.1×10^{-1}	n.a.
RFE	Erro (%)	27.4	7.6	33.2	29.8	14.3	22.5
	DP	9.5	5.3	7.8	7.4	6.4	7.3
	P_{opt}	103 (87.3%)	76 (64.4%)	78 (66.1%)	93 (78.8%)	101 (85.6%)	90 (76.3%)
	K-S p	1.1×10^{-1}	n.a.	9.9×10^{-3}	1.1×10^{-15}	3.3×10^{-12}	n.a.
AG	Erro (%)	31.6	13.6	37.6	28.7	17.2	25.7
	DP	9.7	5.8	10.0	8.6	6.9	8.2
	P_{opt}	58 (49.2%)	58 (49.2%)	58 (49.2%)	59 (50%)	58 (49.2%)	58 (49.2%)
	K-S p	3.8×10^{-6}	1.1×10^{-15}	1.7×10^{-9}	4.4×10^{-9}	3.3×10^{-12}	n.a.
relief	Erro (%)	34.3	16.0	36.4	30.2	21.8	27.7
	DP	9.9	6.6	9.2	8.3	7.8	8.3
	P_{opt}	55 (46.6%)	53 (44.9%)	62 (52.5%)	70 (59.3%)	89 (75.4%)	66 (55.9%)
	K-S p	4.4×10^{-9}	1.1×10^{-15}	3.6×10^{-7}	1.0×10^{-11}	1.1×10^{-15}	n.a.

Na Figura 4.6c e na Figura 4.7c são apresentados os mapas topográficos com as distribuições espaciais da frequência de selecção, considerando a janela temporal óptima para cada algoritmo. A imaginação de movimentos unilaterais¹⁰⁷ dos braços ou das mãos, leva a uma diminuição contralateral da amplitude do ritmo Alfa nas regiões

¹⁰⁴ Desvio padrão do erro.

¹⁰⁵ Número médio de características seleccionadas e correspondente percentagem do número total de características, entre parêntesis.

¹⁰⁶ Probabilidade do algoritmo em causa apresentar uma distribuição do erro de classificação igual à do algoritmo com média mais baixa para um determinado indivíduo (i.e. hipótese nula H_0), segundo o teste não paramétrico Kolmogorov-Smirnov. Os valores que permitem aceitar a hipótese nula estão impressos a negrito.

¹⁰⁷ Movimento de apenas um braço ou uma mão.

sensorio-motoras do córtex correspondentes (Figura 4.1), ou seja, nas regiões do córtex mais próximas dos eléctrodos C3 (e.g. para movimentos da mão direita) e C4 (e.g. para movimentos da mão esquerda) assinalados a vermelho na Figura 4.4 [2, 37]. O ritmo Beta na região central próxima da linha média sagital, na área do eléctrodo Cz (i.e. próximo da zona do córtex com representação motora dos pés), é reactivo à imaginação motora dos pés [1]. Na Figura 4.6c e na Figura 4.7c, para os algoritmos AGV e SID, podem observar-se frequências de selecção elevadas nos eléctrodo C3 e C4, ou em eléctrodos próximos destes, ao mesmo tempo que os eléctrodos de outras regiões do escalpe apresentam frequências de selecção próximas de zero. Para o indivíduo B, os eléctrodos da zona central próximos da linha média sagital (e.g. Cz) foram também seleccionados frequentemente. Os restantes algoritmos apresentaram frequências de selecção elevadas tanto nas regiões esperadas (C3, Cz e C4) como em muitos outros eléctrodos, possivelmente irrelevantes na separação de grupos.

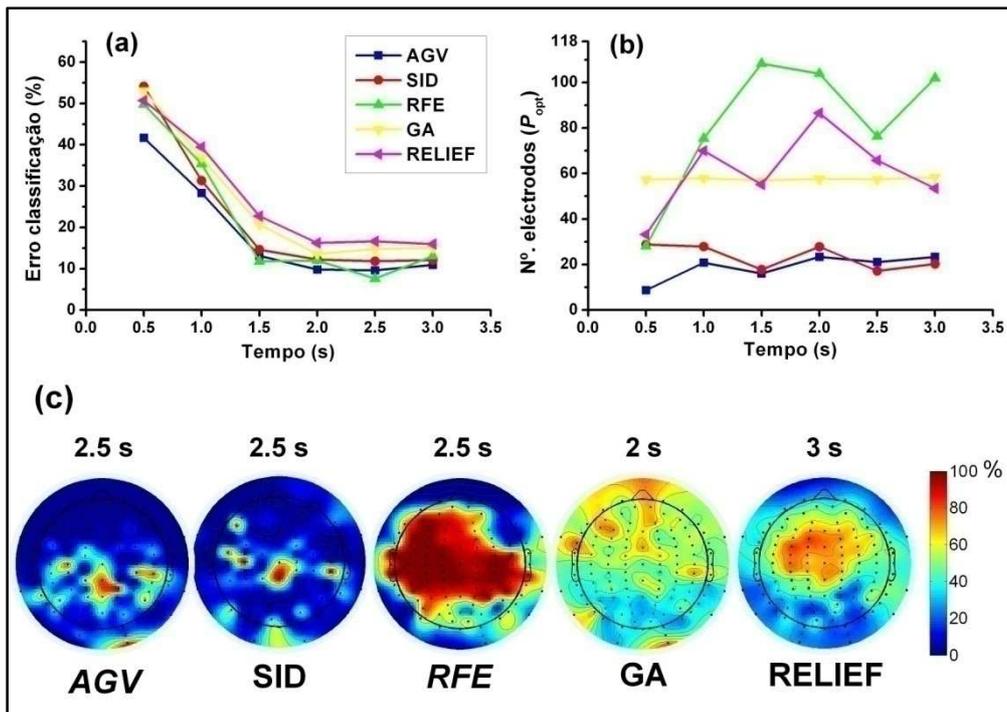


Figura 4.6 – Comparação de algoritmos durante o período¹⁰⁸ de imaginação de movimento do indivíduo B: (a) Erro médio de validação; (b) número médio de eléctrodos seleccionados; (c) mapas topográficos da frequência de selecção para cada um dos eléctrodos na janela temporal com menor erro de classificação.

¹⁰⁸ Os valores no eixo de coordenadas x representam o instante central de cada janela temporal com 1 s de duração.

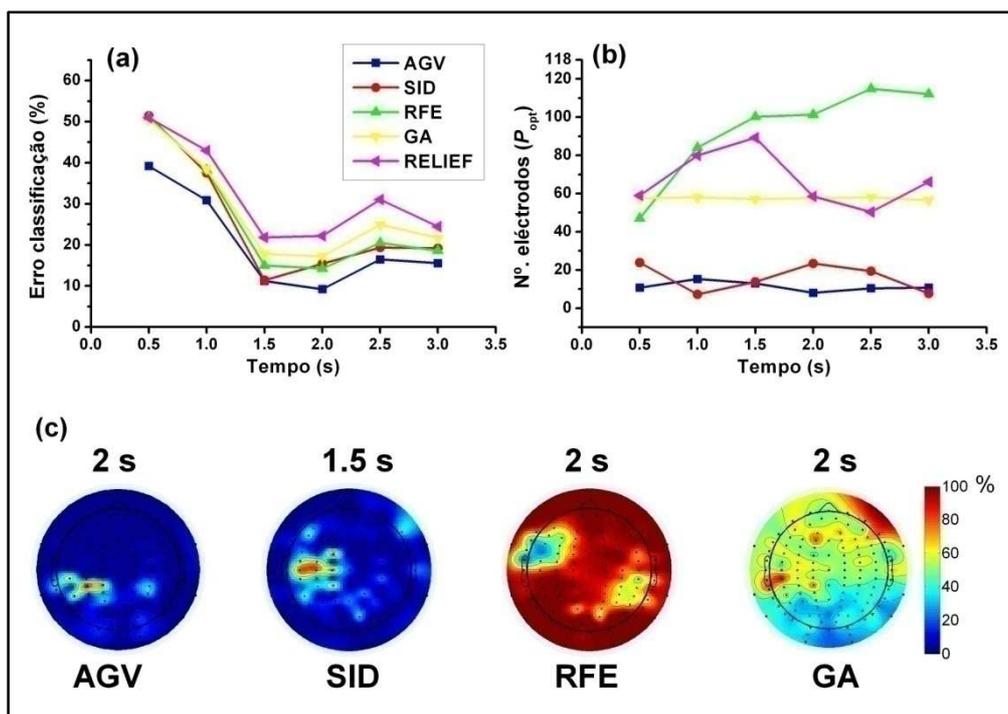


Figura 4.7 – Comparação de algoritmos durante o período de imaginação do indivíduo E: (a) Erro médio de validação; (b) número médio de eléctrodos seleccionados; (c) mapas topográficos da frequência de selecção para cada um dos eléctrodos na janela temporal com menor erro de classificação.

A variação do erro médio de validação com o número de eléctrodos seleccionados, é apresentada na Figura 4.8a para um caso ideal, e na Figura 4.8b para os resultados do indivíduo B. No caso ideal, em que os eléctrodos estão correctamente ordenados por capacidade discriminativa, o erro mínimo de classificação obtido através da eliminação de eléctrodos irrelevantes na separação de grupos, ou pela adição de eléctrodos relevantes, estabelece o número óptimo (P_{opt}) de eléctrodos a seleccionar. Num processo de selecção, os eléctrodos retidos quando o erro mínimo é alcançado são considerados relevantes para a separação de grupos e todas os outros eléctrodos são considerados irrelevantes. A forma como o erro de validação varia com a selecção de eléctrodos fornece informação útil acerca dos mecanismos internos do algoritmo. A Figura 4.8b não apresenta resultados para o algoritmo genético uma vez que este produz subconjuntos de eléctrodos que resultam de uma geração de conjuntos (e.g. recombinação), em vez de resultarem da eliminação ou adição dum eléctrodo ao subconjunto anterior, em subgrupos encadeados.

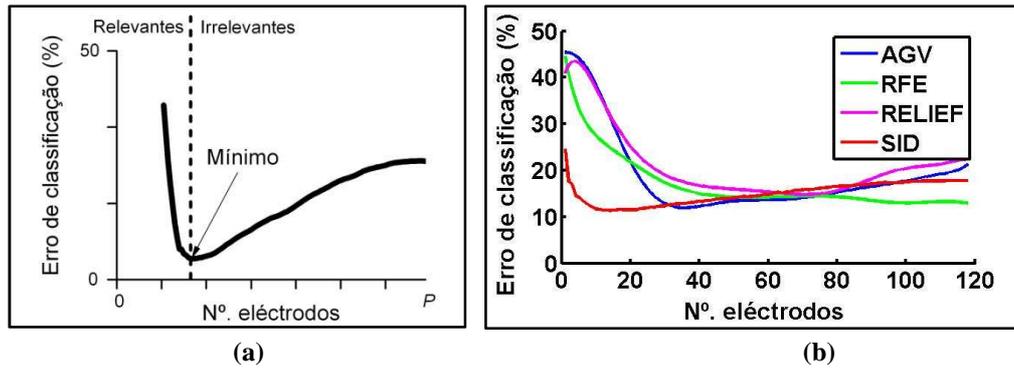


Figura 4.8 – Variação do erro de classificação médio com o número de eléctrodos seleccionados: (a) no caso ideal; (b) para o indivíduo B, em que as curvas apresentadas foram calculadas através dos 4 métodos AGV, SID, RFE e relief.

As curvas de erro dos algoritmos AGV e SID na Figura 4.8b são as que mais se assemelham à curva ideal da Figura 4.8a. Tal como ilustrado na Figura 4.8b, o algoritmo RFE encontrou geralmente o seu erro mínimo de validação cedo no processo de eliminação de eléctrodos. O algoritmo RFE seleccionou, em média, 90 eléctrodos em 118 disponíveis. Por outro lado, os algoritmos SID e AGV seleccionaram apenas 15 e 19 eléctrodos respectivamente (Figura 4.5). Tal como sugerido em [38], o classificador SVM tende a calcular pesos (w) semelhantes para eléctrodos altamente correlacionados (i.e. eléctrodos redundantes), que levam o algoritmo RFE a eliminá-las simultaneamente durante o processo de selecção. Assim, os eléctrodos altamente correlacionados com os eléctrodos relevantes serão igualmente eliminados na parte final do processo de selecção. A eliminação tardia de eléctrodos redundantes pode promover a eliminação prematura de eléctrodos mais relevantes e levar a soluções erradas. A Figura 4.8b ilustra esta situação na curva de erro do algoritmo RFE: o aumento do erro observado no início da eliminação de eléctrodos sugere que os eléctrodos eliminados nesta fase são razoavelmente relevantes para a separação de grupos. Seguidamente, vários eléctrodos são eliminados sem que se produzam efeitos (aumento ou diminuição) no erro de validação. Ao contrário do caso ideal (Figura 4.8a), em que os eléctrodos irrelevantes são descartados no início da eliminação, o algoritmo RFE eliminou eléctrodos irrelevantes posteriormente a alguns eléctrodos relevantes para a separação de grupos. Estes resultados devem-se à avaliação errada da capacidade discriminativa de alguns eléctrodos.

Por outro lado, o algoritmo SID adiciona eléctrodos relevantes, em que o primeiro eléctrodo é seleccionado independentemente das suas correlações com outros (através dos coeficientes estruturais). Como este é um método composto, os eléctrodos

seleccionados a seguir são os que produzem, juntamente com os já seleccionados, uma maior discriminação dos grupos.

O algoritmo *AGV* classifica cada eléctrodo com base na sua covariância com o espaço de componentes principais truncado, em vez da sua covariância com outros eléctrodos. Consequentemente, as correlações lineares entre eléctrodos são consideradas implicitamente mas não são determinantes para a selecção.

Embora, os algoritmos *RFE*, *SID* e *AGV* pareçam capazes de seleccionar eléctrodos muito relevantes para a separação de grupos, os 2 últimos parecem mais eficazes na avaliação de eléctrodos pouco relevantes ou irrelevantes. Além disso, tal como esperado para métodos do tipo filtro, o algoritmo *AGV* executou, em média, 6 vezes mais rápido do que o algoritmo *SID* e 8 vezes mais rápido do que o algoritmo *RFE*.

Os resultados do algoritmo genético foram muito inferiores aos dos algoritmos *AGV* e *SID*. Além disso, em todos os indivíduos testados, o algoritmo genético seleccionou aproximadamente metade do número de eléctrodos disponíveis e o erro de classificação foi elevado. Estes resultados sugerem a ocorrência dum fenómeno de convergência prematura que deverá ser objecto de investigação futura.

De acordo com o esperado, o algoritmo *relief* alcançou os erros de classificação mais elevados porque, ao contrário dos outros métodos, apenas avalia a relevância de cada eléctrodo independentemente da sua relação com outros eléctrodos e é, por exemplo, incapaz de lidar com eléctrodos redundantes. Um outro inconveniente é que este método é altamente susceptível a seleccionar eléctrodos irrelevantes na presença de sinais ruidosos.

4.8 Discussão de resultados

Os resultados apresentados comparam 2 novos algoritmos de selecção de características com outros algoritmos frequentemente utilizados em ICM, para minimização do número de eléctrodos necessários numa ICM. Enquanto o algoritmo *AGV* se destacou pela melhor capacidade discriminativa (erro médio de validação de 18.5 %), o algoritmo *SID* demonstrou maior redução do número de eléctrodos (redução para 12.7% dos 118 eléctrodos iniciais) do que os outros algoritmos. Ambos os algoritmos desenvolvidos mostraram seleccionar frequentemente os eléctrodos próximos do córtex sensório-motor, geralmente reactivo às imaginações motoras utilizadas: C3, Cz e C4.

A selecção iterativa de características (e.g. SID) tem sido usada frequentemente na investigação de ICM com resultados prometedores [21-22, 39]. Embora o tempo de processamento do classificador seja multiplicado por um factor de P^2 (P é o número de características), algoritmos como o SID estão-se tornando mais práticos devido ao crescente poder computacional dos PCs. O algoritmo de SID selecciona as características com base na estatística de *Wilks* [14] que, por sua vez, usa os valores próprios da matriz de transformação dum classificador *LDA*. Ao avaliar estes valores próprios, o algoritmo SID selecciona, em cada iteração, as características que levam a uma função discriminante com maior variância entre grupos e menor variância dentro dos grupos (critério de *Fisher*). Pelo contrário, o algoritmo *stepwise* tradicional avalia apenas a diferença de médias entre os grupos, que segue uma distribuição *F* e selecciona, em cada iteração, a característica que provoca o maior aumento de *F* (*partial F-test* com 1 e N graus de liberdade) [40]. Além do algoritmo SID estar mais adequado ao classificador *LDA* do que o algoritmo *stepwise* tradicional, o primeiro optimiza o número de características P_{opt} a incluir no modelo de classificação no ciclo de validação cruzada. Consequentemente, este parâmetro (P_{opt}) pode ser personalizado com base no erro da classificação. A aplicabilidade do algoritmo SID a mais de dois grupos de dados é directa, uma vez que depende apenas da capacidade do classificador *LDA* em generalizar para qualquer número de grupos [14].

O algoritmo *AGV* é baseado numa variação da análise de componentes principais (*PCA*) com formulação supervisionada. A *PCA* tem sido amplamente utilizada como uma técnica de redução da dimensão dos dados em ICM [24, 41-42]. De forma semelhante aos *CSP* [43], as componentes principais têm sido utilizadas como eléctrodos virtuais mais apropriados para a discriminação de grupos. Pelo contrário, o algoritmo desenvolvido (*AGV*) emprega as componentes principais para reduzir a dimensão dos dados no espaço de eléctrodos originais, produzindo uma redução efectiva da complexidade do modelo computacional. As características são ordenadas de acordo com a parte da sua variância que é contabilizada nas componentes principais com elevada variância entre grupos. Os algoritmos que calculam listas de características (e.g. *relief*), ordenam geralmente as características de acordo com um critério de relevância que ignora o contexto de outras características [44]. Contudo, no algoritmo *AGV*, a ordem das características considera implicitamente o contexto de outras uma vez que uma componente principal é uma combinação linear de todas as características. Como no algoritmo SID, o número de características seleccionadas no algoritmo *AGV* foi

também personalizado num ciclo de validação cruzada. A medida *AGV* generaliza directamente para mais de 2 grupos uma vez que a matriz de covariância entre grupos (**B**) pode ser igualmente calculada para qualquer número de grupos. O algoritmo *AGV* alcançou máxima separação entre grupos para conjuntos de eléctrodos com apenas 16.1% do número de eléctrodos iniciais, com tempos de computação mais curtos do que os outros algoritmos em comparação. Este algoritmo destacou-se pela melhor performance do teste no conjunto de dados utilizados.

O número de eléctrodos seleccionados pelos algoritmos testados foi superior aos 5 canais disponíveis no sistema de biotelemetria desenvolvido no capítulo 3. No entanto, este número poderá ser alcançado caso se mantenha a baixa percentagem de selecção de eléctrodos (12.7% dos eléctrodos disponíveis) num sistema de aquisição de EEG com menor densidade de canais (e.g. 32 ou 64 eléctrodos), como o que será utilizado no capítulo 5. Não obstante, a redução do número de eléctrodos em ICM foi superiormente alcançada pelos algoritmos desenvolvidos (*AGV* e *SID*) relativamente aos outros algoritmos testados (*RFE*, *AG*, *relief*). Apesar da redução dimensional dos dados, conseguiu-se manter uma elevada precisão de classificação das tarefas motoras. Estes resultados foram obtidos para dados amostrados a uma taxa de apenas 100 amostras/s, o que também ajuda a reduzir os recursos necessários num sistema de biotelemetria.

Genericamente, os dois algoritmos desenvolvidos para selecção de características são sugeridos como opções válidas para a redução da dimensão dos conjuntos de dados usados para calibração duma ICM. Esta estratégia parece importante para diminuir a complexidade computacional das várias aplicações de ICM (e.g. próteses neuronais) e permitir a sua implementação em plataformas de aquisição remota com recursos limitados, como o sistema de biotelemetria descrito no capítulo 3.

4.9 Referências

- [1] G. Pfurtscheller and C. Neuper, "Motor imagery and direct brain-computer communication," *Proc. IEEE*, vol. 89, no. 7, pp. 1123-1134, 2001.
- [2] G. Pfurtscheller and C. Neuper, "Motor imagery and direct brain-computer communication," *Proc. IEEE*, vol. 89, no. 7, pp. 1123-1134, 2001.
- [3] Walter J. Hendelman, *Atlas of functional neuroanatomy*, Segunda ed. USA: CRC Press, 2006.
- [4] Jaakko Hakulinen. (2009, Março) Motor/Sensory Homunculus. [Online]. HYPERLINK "<http://www.cs.uta.fi/~jh/homunculus.html>" <http://www.cs.uta.fi/~jh/homunculus.html>
- [5] F. H. Netter, J. A. Craig, J. Perkins, J. T. Hansen, and B. M. Koeppen, *Atlas of Neuroanatomy and Neuropathology*. USA: Icon Custom Communications, 2002.
- [6] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, D. J. McFarland, G. Pfurtscheller, and T. M. Vaughan, "Brain-computer interfaces for communication and control," *Clinical Neurophysiology*, vol. 113, no. 6, pp.

- 767-791, 2002.
- [7] G. Pfurtscheller et al., "Current Trends in Graz Brain-Computer Interface (BCI) Research," *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 8, no. 2, pp. 216-219, Junho 2000.
- [8] J. R. Wolpaw and D. J. McFarland, "Control of a two-dimensional movement signal by a noninvasive brain-computer interface in humans," *Proceedings of National Academy of Sciences*, vol. 101, pp. 17849-17854, 2004.
- [9] C. Guger, H. Ramoser, and G. Pfurtscheller, "Real-Time EEG Analysis with Subject-Specific Spatial Patterns for a Brain-Computer Interface (BCI)," *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 8, no. 4, pp. 447-456, Dezembro 2000.
- [10] G. Pfurtscheller and A. Aranibar, "Evaluation of event-related desynchronization (ERD) preceding and following voluntary self-paced movements," *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 46, pp. 138-146, 1979.
- [11] B. Blankertz et al., "The Berlin Brain-Computer Interface: EEG-based communication without subject training," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 14, pp. 147-152, Junho 2006.
- [12] J. R. Wolpaw, D. J. McFarland, and T. M. Vaughan, "Brain-Computer Interface Research at the Wadsworth Center," *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 8, pp. 222-226, Junho 2000.
- [13] E. Reis, *Estatística Multivariada Aplicada*, Primeira ed. Lisboa, Portugal: Edições Sílabo, 1997.
- [14] B. Flury, *A first course in multivariate statistics*. New York, USA: Springer, 1997.
- [15] R. A. Fisher, "The use of multiple measurements in taxonomic problems," *Annals of Eugenics*, vol. 7, pp. 179-188, 1936.
- [16] S. J. Schiff, T. Sauer, R. Kumar, and S. L. Weinstein, "Neuronal spatiotemporal pattern discrimination: The dynamical evolution of seizures," *Neuroimage*, vol. 28, p. 1043 – 1055, Setembro 2005.
- [17] V. N. Vapnik, *Statistical Learning Theory*. New York, NY, USA: John Wiley & Sons, 1998.
- [18] X. Liao, D. Yao, and C. Li, "Transductive SVM for reducing the training effort in BCI," *Journal of Neural Engineering*, vol. 4, p. 246–254, 2007.
- [19] T. N. Lal et al., "Support Vector Channel Selection in BCI," *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, vol. 51, no. 6, pp. 1003-1010, Junho 2004.
- [20] R. O. Duda, P. E. Hart, and D. G. Stork, *Pattern Classification*, Segunda ed.: Wiley-Interscience, 2000.
- [21] G. E. Fabiani, D. J. McFarland, J. R. Wolpaw, and G. Pfurtscheller, "Conversion of EEG activity into cursor movement by a brain-computer interface (BCI)," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 12, p. 331–338, 2004.
- [22] D. J. Krusienski, E. W. Sellers, D. J. McFarland, T. M. Vaughan, and J. R. Wolpaw, "Toward enhanced P300 speller performance," *Journal Neuroscience Methods*, vol. 167, pp. 15-21, 2008.
- [23] J. Millán, M. Franzé, J. Mouriño, F. Cincotti, and F. Babiloni, "Relevant EEG features for the classification of spontaneous motor-related tasks," *Biol. Cybern.*, vol. 86, pp. 89-95, 2002.
- [24] A. Bashashati, R. K. Ward, and G. E. Birch, "A new design of the asynchronous brain-computer interface using the knowledge of the path of features," in *Proc. 2nd IEEE-EMBS Conf. on Neural Engineering*, Arlington, VA, USA, 2005, p. 101–104.
- [25] M. Fatourehchi, A. Bashashati, G. E. Birch, and R. K. Ward, "Automatic user customization for improving the performance of a self-paced brain interface ," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 44, no. 12, pp. 1093-1104, Dezembro 2006.
- [26] N. S. Dias, M. Kamrunnihar, P. M. Mendes, S. J. Schiff, and J. H. Correia, "Customized linear discriminant analysis for brain-computer interface," *Proc. of the 3rd Int. IEEE EMBS Conf. on Neural Engineering*, Kohala Coast, Hawaii, USA, 2007, pp. 430-433.

- [27] T. Courville and B. Thompson, "Use of Structure Coefficients in Published Multiple Regression Articles: β is not Enough," *Educational and Psychological Measurement*, vol. 61, no. 2, pp. 229-248, Abril 2001.
- [28] W. R. Dillon, N. Mulani, and D. G. Frederick, "On the Use of Component Scores in the Presence of Group Structure," *Journal of Consumer Research*, vol. 16, pp. 106-112, 1989.
- [29] N. S. Dias, M. Kamrunnahar, P. M. Mendes, S. J. Schiff, and J. H. Correia, "Comparison of EEG Pattern Classification Methods for Brain-Computer Interfaces," *Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Lyon, France, 2007, pp. 2540-2543.
- [30] N. S. Dias, M. Kamrunnahar, P. M. Mendes, S. J. Schiff, and J. H. Correia, "Variable subset selection for brain-computer interface – PCA-based dimensionality reduction and feature selection," *Proc. Int. Conf. on Bio-inspired Systems and Signal Processing*, Porto, Portugal, 2009, pp. 35-40.
- [31] I. T. Jolliffe, *Principal Component Analysis*, Segunda ed.: Springer, 2002.
- [32] I. Guyon, J. Weston, S. Barnhill, and V. Vapnik, "Gene selection for cancer classification using support vector machines," *Machine Learning*, vol. 46, no. 1, p. 389–422, 2002.
- [33] L. T. Schröder et al., "Robust EEG channel selection across subjects for brain-computer interfaces," *EURASIP Journal on Applied Signal Processing*, vol. 19, pp. 3103-3112, 2005.
- [34] M. Schröder, M. Bogdan, W. Rosenstiel, T. Hinterberger, and N. Birbaumer, "Automated EEG feature selection for brain computer interfaces," *Proc. 1st IEEE EMBS Neural Eng.*, 2003, p. 626 – 629.
- [35] N.S. Dias, L.R. Jacinto, P.M. Mendes, and J.H. Correia, "Feature Down-Selection in Brain-Computer Interfaces," *Proc. of the 4th International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering*, Antalya, Turkey, 29 Abril - 2 Maio, 2009, pp. 323-326.
- [36] B. Blankertz et al., "The BCI competition III: validating alternative approaches to actual BCI problems," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 14, no. 2, pp. 153-159, Junho 2006.
- [37] C. Babiloni et al., "Human movement-related potentials vs desynchronization of EEG alpha rhythm: A high-resolution EEG study," *NeuroImage*, vol. 10, pp. 658-665, 1999.
- [38] Z. Xie, Q. Hu, and D. Yu, "Improved feature selection algorithm based on SVM and correlation," *Lecture Notes Comput. Sci.*, vol. 3971, pp. 1373-1380, 2006.
- [39] Z. A. Keirn and J. I. Aunon, "A new mode of communication between man and his surroundings," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 37, p. 1209–1214, 1990.
- [40] N. R. Draper and H. Smith, *Applied Regression Analysis*, Terceira ed.: Wiley-Interscience, 1998.
- [41] X Liao, Y Dezhong, D Wu, and C Li, "Combining spatial filters for the classification of single-trial EEG in a finger movement task," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 54, pp. 821-831, 2007.
- [42] U. Hoffmann, J. M. Vesin, and T. Ebrahimi, "Spatial filters for the classification of event-related potentials," *Proc. 14th Eur. Symp. Artif. Neural Networks*, Bruges, Belgium, Abril 2006, pp. 47-52.
- [43] Z. J. Koles, "The quantitative extraction and topographic mapping of the abnormal components in the clinical EEG," *Electroenceph. Clinical Neuroph.*, vol. 79, pp. 440-447, 1991.
- [44] I. Guyon and A. Elisseeff, "An Introduction to variable and feature selection," *Journal of Machine Learning Research*, vol. 3, pp. 1157-1182, 2003.
- [45] A. Bashashati, M. Fatourehchi, R. K. Ward, and G. E. Birch, "A survey of signal processing algorithms in brain-computer interfaces based on electrical brain signals," *Journal of Neural Engineering*, vol. 4, pp. 32-57, 2007.

5 Interfaces Cérebro-Máquina Implementadas

O capítulo 5 apresenta as interfaces cérebro-máquina (ICM) implementadas, em que se pretende demonstrar a minimização do número de eléctrodos em ICM através dos algoritmos de selecção de características desenvolvidos ao longo deste projecto, tendo sido alvo de análise no capítulo anterior. O propósito de implementar uma ICM, que não obrigue ao treino intensivo dos indivíduos, levou à preferência pela abordagem de reconhecimento de padrões. Nesta abordagem, as ICM requerem uma prévia sessão de calibração para treinar o algoritmo de classificação, em que estímulos visuais são frequentemente utilizados para indicar ao indivíduo a tarefa que deve realizar em cada ensaio. No presente capítulo, as características do electroencefalograma (EEG) que melhor descrevem a imaginação motora da mão esquerda vs. mão direita são identificadas numa sessão de calibração para cada um dos 5 indivíduos estudados. Os ritmos de EEG (neste caso a potência média contida nas bandas de frequência 8-12 Hz, 10-14 Hz, 16-20 Hz, 18-22 Hz e 20-24 Hz) ou os potenciais evocados são as características utilizadas. Com vista à minimização dos recursos necessários à operação da ICM, os algoritmos desenvolvidos foram aplicados na redução do número de eléctrodos precisos na discriminação das tarefas motoras (mão esquerda vs. mão direita). Em simultâneo, o presente capítulo estuda os efeitos da utilização de diferentes disposições de estímulos visuais nos resultados de calibração.

O capítulo actual começa por descrever os métodos convencionais de pré-processamento do EEG e de processamento dos potenciais evocados, a organização do sistema visual humano, os potenciais evocados visuais e os potenciais evocados motores. Também são descritas duas experiências de calibração duma ICM que utilizam, respectivamente, estímulos visuais assimétricos e simétricos no campo visual do indivíduo. Por fim, os resultados são apresentados e discutidos.

5.1 Pré-processamento do EEG

Cada canal¹⁰⁹ de EEG mede a actividade de muitas regiões cerebrais com distribuição espacial alargada, devido à condução eléctrica através dos vários tecidos¹¹⁰, desde a região cerebral geradora dos biopotenciais até aos eléctrodos no escalpe. Devido às baixas condutividades apresentadas pelos tecidos mais externos (e.g. escalpe, crânio), o sinal de EEG é geralmente visto como uma “cópia desfocada” da actividade cortical subjacente [1]. Consequentemente, o EEG requer um pré-processamento adequado para aumentar a resolução e assim evidenciar os padrões cerebrais de interesse. Com este propósito, numa abordagem generalizada, o sinal em cada eléctrodo de EEG é analisado relativamente ao sinal resultante da média aritmética de todos os outros eléctrodos (abordagem conhecida como *common-average reference* – CAR). Uma outra abordagem consiste em derivar as fontes de sinal ortogonais à superfície do escalpe onde o EEG é medido. A derivação laplaciana é um exemplo desta abordagem e é equivalente à segunda derivada do potencial eléctrico num ponto superficial do escalpe. Esta derivada é aproximada pela diferença entre o potencial eléctrico, no eléctrodo que se pretende avaliar, e uma média pesada¹¹¹ dos potenciais eléctricos nos eléctrodos que o rodeiam [2]. O método da fonte de densidade de corrente (*current source density* – CSD) multiplica a derivação laplaciana por um valor médio estimado da condutividade eléctrica nos vários tecidos percorridos pelas correntes calculadas [2].

Assim, dois tipos de mapas topográficos podem ser gerados para analisar a distribuição de potenciais no escalpe: enquanto os mapas topográficos construídos com base nos potenciais simples (i.e. sem pré-processamento) reflectem a soma da actividade neuronal no córtex assim como nas regiões sob o córtex, os mapas de densidade de corrente reflectem essencialmente a actividade da superfície cortical, já que as amplitudes são filtradas espacialmente para remover a actividade proveniente das

¹⁰⁹ Um canal é teoricamente constituído por dois eléctrodos, um que é o eléctrodo activo, e outro que é passivo e serve de referência.

¹¹⁰ Referido na literatura com *volume conduction* [2].

¹¹¹ Os pesos são relativos à distância de cada eléctrodo periférico ao eléctrodo central.

regiões sob o córtex assim como as áreas corticais distantes. Os mapas de densidade de corrente são frequentemente utilizados para formar hipóteses sobre fontes neuronais do córtex [3].

Outros filtros espaciais baseados em fundamentos estatísticos podem ainda ser utilizados para aumentar a resolução espacial, assim como melhorar a relação sinal-ruído dos sinais de EEG [1]: os *common-spatial patterns* (CSP); e a análise de componentes principais (*independent component analysis* – ICA).

5.2 Processamento de potenciais evocados

Os potenciais evocados (*event-related potentials* – ERP) são desvios positivos ou negativos do potencial eléctrico do EEG relativamente ao nível DC¹¹². Estes desvios são lentos, não periódicos e são resposta a determinados eventos (e.g. estímulos visuais, auditivos, somatossensoriais) [4]. Os ERPs podem ser definidos como potenciais evocados motores (*movement-related potentials* – MRP) quando respondem ao movimento (e.g. mãos, braços, pernas, língua) ou à imaginação de movimento. A forma de onda de um potencial evocado pode ser caracterizada através da amplitude, latência (i.e. o instante em que a amplitude máxima ocorre relativamente ao instante de apresentação do estímulo) e distribuição no escalpe. A amplitude fornece um índice da extensão da actividade neural e da resposta funcional às variáveis experimentais. A latência revela o sincronismo da activação. A distribuição no escalpe fornece um padrão do gradiente da diferença de potencial no escalpe em função do tempo e é indicativa da actividade neural subjacente. Os potenciais evocados por estímulos auditivos ou visuais podem ser modulados em amplitude e latência por parâmetros dos estímulos tais como a intensidade [4], a distribuição espacial [5] e a familiaridade [6]. Os potenciais evocados podem ainda ser modulados pela fase dos ritmos de EEG [7], assim como a atenção e o estado cognitivo do indivíduo [5].

Os potenciais evocados são geralmente detectados com recurso à média aritmética dos segmentos do EEG em resposta aos sucessivos ensaios com um determinado estímulo. Os desvios observados na média são por vezes designados de componentes. A delineação bem sucedida duma componente depende da relação sinal-ruído, que por sua vez depende da amplitude da componente relativamente à amplitude do EEG espontâneo (i.e. ritmos), do número de ensaios que compreendem o cálculo da média e

¹¹² Potencial médio que, geralmente é calculado para uma linha de base (período antes do estímulo) ou para todo o período avaliado e depois é subtraído a cada ponto do período (baseline correction). Neste caso, os desvios passam a ser avaliados relativamente ao potencial nulo (i.e. 0 V).

da quantidade de artefactos nos dados originais. No caso de componentes com boa relação sinal-ruído, as médias são calculadas geralmente com base em 15-30 ensaios. Contudo, a interpretação dos potenciais evocados processados segundo esta abordagem deve ser efectuada com precaução. Estudos baseados na análise de componentes independentes (*ICA*) têm demonstrado que algumas componentes (e.g. P300) são afinal constituídas por várias componentes que se podem sobrepor no tempo, frequência e espaço [1]. A *ICA* é uma técnica geralmente usada para decompor um conjunto de dados de EEG (ou MEG) com elevada densidade de eléctrodos em componentes independentes (geralmente designadas por activações) que idealmente expressam a actividade EEG gerada no cérebro ou outro tipo de actividade normalmente considerada indesejável (e.g. artefactos devidos a interferências da rede eléctrica, dos movimentos oculares ou da actividade muscular). Assim, entre outras aplicações [1], esta técnica tem sido usada para: identificar potenciais evocados; identificar sincronizações/dessincronizações evocadas dos ritmos do EEG; e detectar e eliminar artefactos no EEG.

5.3 Projecção de imagem no sistema visual

O processamento visual começa na retina, mais propriamente nas células fotorreceptoras. Estas células são especializadas na detecção da imagem projectada no fundo do olho e distinguem-se funcionalmente da seguinte forma:

- i. os cones – células especializadas na detecção das cores (i.e. estimam o comprimento de onda da luz incidente);
- ii. os bastonetes – células especializadas na detecção de luminosidade (i.e. estimam o número de fotões da luz incidente).

A Figura 5.1 apresenta um esquema com as projecções de imagem nas várias regiões nervosas do sistema visual. A parte central do campo visual projecta a imagem na área macular da retina, composta unicamente por cones, que é a área usada na discriminação visual (e.g. leitura) e permite a visão a cores. Os bastonetes são mais frequentemente encontrados nas áreas periféricas da retina e são usados na visão periférica e em circunstâncias de baixa luminosidade. A retina retém a imagem projectada, traduzindo-a em impulsos eléctricos que são enviados através do nervo óptico para outras regiões nervosas. Estes impulsos passam pelo quiasma óptico e pelos corpos geniculados laterais (no tálamo) até chegarem ao centro visual do cérebro no lóbulo occipital. Neste trajecto a visão binocular é cruzada no quiasma óptico para que a informação visual de

cada olho projectada na parte interior da retina (i.e. mais próxima do nariz) seja enviada para o córtex visual (lóbulo occipital) no hemisfério cerebral contralateral. Em cada olho, a restante informação visual é enviada para o córtex visual no hemisfério cerebral ipsilateral. No córtex visual ocorre grande parte da interpretação dos estímulos visuais recebidos, ou seja, a percepção visual [8].

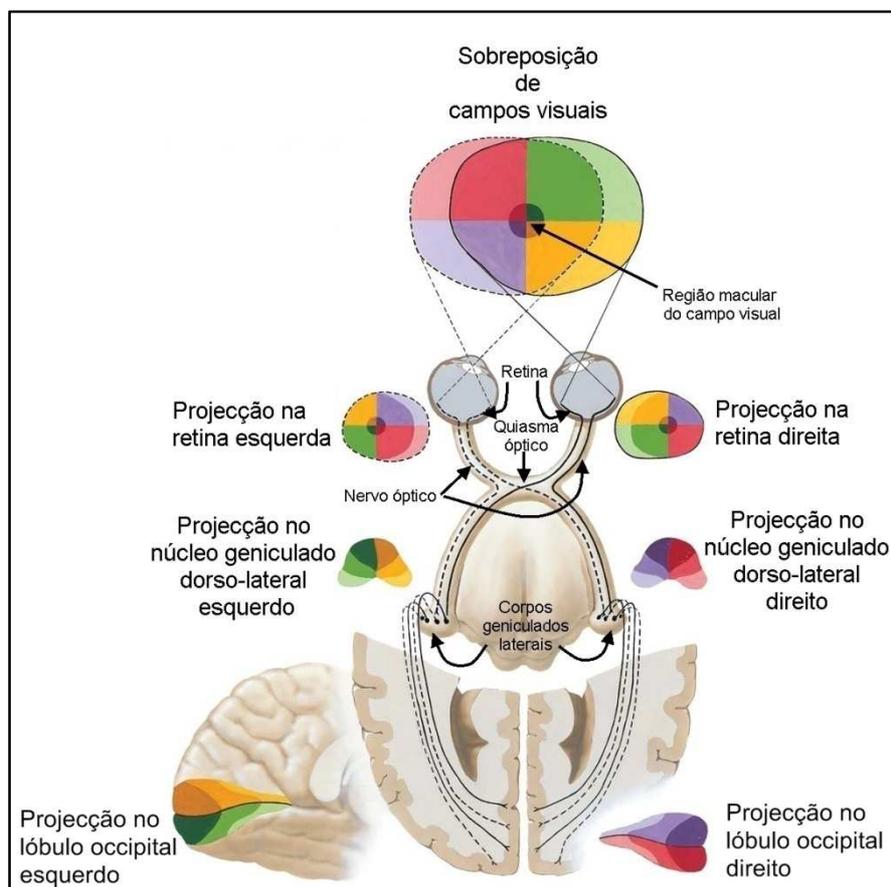


Figura 5.1 – Esquema de projecções de imagem nas várias regiões do sistema visual (adaptado de [9]).

5.4 Potenciais evocados visuais

Os estímulos visuais recebidos no córtex visual são capazes de modular, em amplitude e latência, os desvios de potencial eléctrico no EEG que estão sincronizados com os estímulos visuais – potenciais evocados visuais (*visual-evoked potential – VEP*). Quando são utilizados estímulos visuais, com frequência de apresentação inferior a 5 Hz, a forma de onda dos potenciais evocados visuais assemelha-se à da Figura 5.2 e pode incluir várias componentes (e.g. ver P1, N1, P2, N2 e P3 na Figura 5.2) que são denominadas de potenciais evocados transitórios [4]. Nem sempre é possível encontrar todas estas componentes na forma de onda, contudo, as componentes N1 e P2 são

geralmente identificáveis. Vários estudos sobre estimulação visual têm descrito 3 componentes N1 distintas [4]: uma componente surge em eléctrodos da região anterior do escalpe; e outras duas componentes surgem na região posterior com latências entre 150 e 200 ms (uma no córtex parietal e outra no córtex occipital). Devido à organização do sistema visual (ver secção anterior), a estimulação visual de apenas uma das metades (i.e. esquerda ou direita) do campo visual do indivíduo leva a componentes N1 contralateralmente mais evidentes em áreas do córtex associadas ao processamento da visão [5, 10]. A modulação em amplitude das componentes P1, N1 e P2 é geralmente associada a um controlo de ganho sensorial que aumenta a relação sinal-ruído da resposta cerebral a um estímulo visual que é foco da atenção do indivíduo [11]. Este mecanismo facilita a transmissão da informação visual para áreas corticais mais elevadas¹¹³ onde são processadas as características mais complexas dos estímulos (e.g. identificação dum estímulo alvo). O processamento de alto nível é geralmente associado à modulação dos potenciais evocados transitórios N2 e P3 [12].

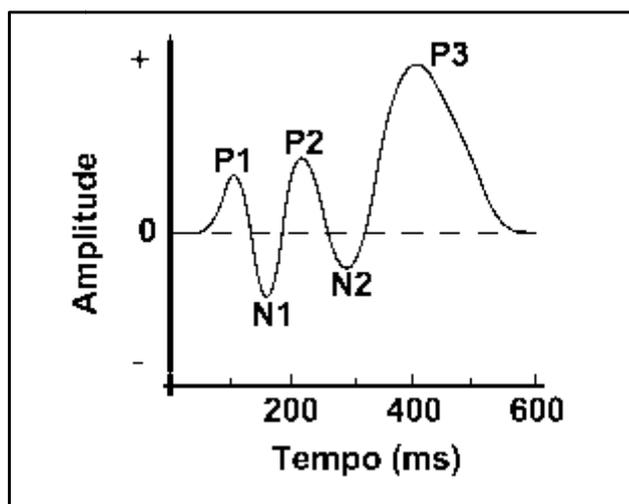


Figura 5.2 – Representação esquemática ideal dos potenciais evocados por um estímulo visual (adaptado de [13]).

O P3 ou P300 é um dos potenciais evocados mais estudados. Este é um pico positivo de tensão que ocorre entre 300-500 ms após o estímulo (e.g. visual, auditivo ou somatossensorial). Estímulos de baixa frequência e desviantes que são apresentados numa sequência de estímulos homogêneos provocam uma resposta de orientação da atenção. Os potenciais evocados provocados por estes estímulos são constituídos

¹¹³ No estudo dos potenciais evocados, a resposta cerebral relacionada com a detecção dos estímulos e suas características mais básicas (e.g. cor, luminosidade) são normalmente considerados mecanismos de baixo nível e a resposta cerebral relacionada com características mais complexas dos estímulos, por exemplo, a identificação de um padrão de estímulos ou o seu grau de novidade, são considerados mecanismos de alto nível.

sequencialmente pelos potenciais evocados visuais referidos anteriormente (e.g. P1, N1) e pelo P3.

Quando a frequência de apresentação dos estímulos visuais é igual a 6-8 Hz ou superior, a forma de onda dos potenciais evocados torna-se oscilatória, contínua e a actividade do córtex visual apresenta uma frequência fundamental igual à taxa de apresentação do estímulo. Esta resposta visual denomina-se geralmente de potenciais evocados em estado estacionário (*steady-state visual-evoked potential – SSVEP*). No caso de o indivíduo ser submetido a vários estímulos em simultâneo moderadamente distanciados no ecrã, cada um com uma frequência de apresentação diferente, a frequência fundamental da actividade cortical vai reflectir o estímulo focado pela atenção do indivíduo. Alguns estudos adiantam que existe alguma sobreposição dos mecanismos de atenção evidenciados pelos *SSVEP* e pelos potenciais evocados transitórios (e.g. P1, N1, P2) [12].

5.5 Potenciais evocados motores

Numa abordagem diferente da dos potenciais evocados visuais, o indivíduo deve gerar actividade cerebral que possa ser correctamente detectada pela ICM. Esta abordagem consiste em instruir o indivíduo a executar tarefas que são conhecidas por produzir actividade cerebral diferenciada na maior parte dos indivíduos. Movimentos dos membros ou a imaginação dos mesmos são frequentemente utilizados [14]. Dois tipos de características distintas são geralmente utilizados para avaliar as respostas cerebrais a tais movimentos: variações de amplitude dos ritmos sensório-motores nas bandas de frequência Alfa e Beta (analisados no capítulo 4) [15-17]; ou potenciais evocados motores (*movement-related potential – MRP*) [18-21]. A combinação de ambos os tipos de características também já foi testada [22-23].

Quando o indivíduo é instruído para executar uma série de tarefas com movimentos das mãos, na ausência de qualquer estímulo, as respostas são precedidas por um desvio negativo de potencial em eléctrodos frontais e centrais que podem começar até um segundo antes da resposta propriamente dita. Este potencial evocado é denominado de potencial de preparação (*readiness potential*). Uma vez que este desvio é especialmente evidente no córtex motor contralateral à resposta motora, o potencial lateralizado de preparação (*lateralized readiness potential - LRP*) pode também ser calculado de forma a isolar esta componente de todas as outras componentes que não apresentam lateralidade [4]. O *LRP* apresenta como principal vantagem, permitir detectar a

preparação dum movimento manual (e.g. mão esquerda ou mão direita) cerca de 100 ms antes de se registar qualquer actividade muscular (medida através do EMG). A utilização dum classificador que combine características de *LRP* e das variações dos ritmos sensório-motores permite aumentar a precisão de classificação de tarefas motoras. Existem ainda 3 componentes mais rigidamente sincronizadas com a resposta: um desvio positivo cerca de 80-90 ms antes da resposta, um desvio negativo durante a resposta e de novo um desvio positivo depois da resposta [4]. De forma semelhante aos *VEPs*, um *MRP* apresenta-se normalmente com distribuição contralateral em relação a um movimento unilateral (i.e. imaginação de movimento da mão esquerda ou da mão direita) [18].

5.6 Calibração das ICM implementadas

Em interfaces cérebro-máquina cujos indivíduos executam tarefas de movimento dos membros ou das mãos (ou a imaginação desses movimentos), setas apontando para dois ou quatro pontos cardeais são utilizadas frequentemente nas sessões de calibração [14, 16-17, 24], como indicadores da tarefa a executar. Embora as respostas fisiológicas devidas a diferentes arranjos dos estímulos no campo visual do indivíduo tenham sido já estudadas [4-5], assim como as suas relações com a atenção espacial [13], ainda existem alguns aspectos a esclarecer sobre os efeitos de diferentes disposições dos estímulos nas características seleccionadas por uma ICM. Por um lado, este estudo pretende demonstrar a eficácia dos dois algoritmos desenvolvidos (*SID* e *AGV*) na selecção das melhores características para discriminar tarefas de imaginação motora e do menor número de eléctrodos possível. Por outro lado, este estudo também pretende avaliar as vantagens e desvantagens de utilizar diferentes disposições espaciais dos estímulos visuais. Assim, foram implementadas 2 experiências de ICM onde se pretendiam discriminar as imaginações motoras da mão esquerda vs. mão direita, quando estas são indicadas ao indivíduo através de diferentes estímulos¹¹⁴ visuais:

- i. na Experiência 1 foram apresentadas setas assimétricas que partiam do centro do ecrã (ponto de fixação) como ilustrado nas Figuras 5.3a e 5.3b;
- ii. na Experiência 2 foram apresentadas setas simétricas (i.e. balanceadas no campo de visão do indivíduo) como ilustrado nas Figuras 5.3c e 5.3d.

¹¹⁴ Na literatura da área estes estímulos são designados de *cues*.

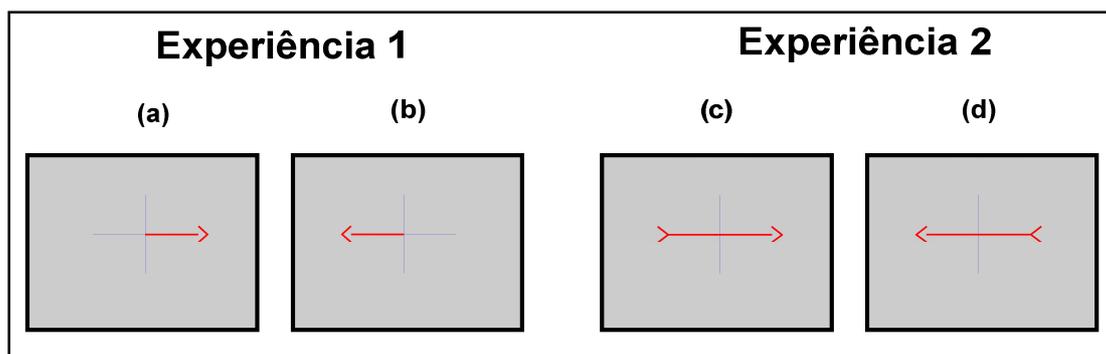


Figura 5.3 – Os quadros retirados do ecrã apresentam os estímulos visuais que indicaram a imaginação de movimento ao indivíduo. Enquanto (a) e (b) ilustram as setas assimétricas utilizadas na Experiência 1, (c) e (d) ilustram as setas simétricas empregues na Experiência 2. Os quadros da esquerda para a direita sugerem a imaginação de movimentos da mão direita e mão esquerda respectivamente.

Em ambas as experiências, as extremidades das setas com informação da direcção de movimento foram apresentadas a uma distância¹¹⁵ do ponto de fixação (cruz no centro do ecrã) superior a 5°. Contudo, as setas da Experiência 2, ao contrário das setas da Experiência 1, têm duas extremidades informativas, ambas distando 5° do centro de ecrã. Devido à organização nervosa do sistema visual (secção 5.3), os estímulos apresentados numa região mais periférica (deslocamento angular do ponto de fixação¹¹⁶ superior a 5°) da metade direita do campo visual podem ser projectados no lóbulo occipital esquerdo e vice-versa. Desta forma, os estímulos visuais utilizados na Experiência 2 têm o objectivo de diminuir a diferença de estimulação visual produzida entre as setas da direita (Figura 5.3c) e da esquerda (Figura 5.3d), através duma estimulação equivalente de ambas as metades do campo visual.

As tarefas de imaginação de movimento (mão esquerda vs. mão direita) foram caracterizadas através de potenciais evocados e da potência média dos ritmos sensorio-motores nas bandas de frequência Alfa e Beta. Nestas experiências participaram 5 indivíduos saudáveis, quatro do sexo masculino e um do sexo feminino, na faixa etária dos 25 aos 32 anos de idade, e nenhum deles sob qualquer tipo de medicação. As experiências foram conduzidas sob a aprovação do *Institutional Review Board (IRB)* da *Pennsylvania State University (PSU)*.

As respostas às duas condições de estimulação foram avaliadas através: da precisão de classificação mão esquerda vs. mão direita; dos eléctrodos e características seleccionadas; e dos potenciais evocados¹¹⁷ por ambos os tipos de estimulação visual.

¹¹⁵ Deslocamento angular (medido em graus) dum estímulo visual relativamente ao ponto de fixação considerando o indivíduo como o centro duma circunferência imaginária cujo raio é a distância entre o indivíduo e o ecrã.

¹¹⁶ O ponto de fixação é projectado na zona macular da retina.

¹¹⁷ As variações de potência nos ritmos sensorio-motores foram avaliadas para a média

5.6.1 Experiência 1 – Calibração com estimulação visual assimétrica

Cada experiência foi constituída por 2 sequências de 40 ensaios. Cada indivíduo foi instruído para executar uma de 2 imaginações de movimento em cada ensaio: mão esquerda ou mão direita. O indivíduo foi instruído para fixar o olhar numa cruz apresentada no centro do ecrã durante todo o ensaio podendo apenas desviar o olhar no intervalo entre ensaios. Os estímulos consistiram em setas que, a partir do centro da cruz de fixação, apontaram para a esquerda ou para a direita, sugerindo ao indivíduo as imaginações de movimentos da mão esquerda ou da mão direita respectivamente.

Paradigma

Durante a Experiência 1, cada ensaio começou com a apresentação de uma cruz centrada no ecrã (i.e. cruz de fixação do olhar), alertando o indivíduo para a ocorrência dum estímulo (Figura 5.4a). Três segundos mais tarde, um estímulo visual (i.e. seta) foi apresentado sobre a cruz (Figura 5.4b). O indivíduo foi instruído para executar a imaginação do respectivo movimento durante um período de 4 s, iniciado logo após a apresentação da seta. Finalizado este período, a cruz e a seta foram removidas do ecrã, indicando o fim do ensaio (Figura 5.4c). Inicia-se um período entre ensaios (*inter-trial*) com duração aleatória entre 3 s e 4.5 s, durante o qual o indivíduo foi incentivado para relaxar (e.g. fechar os olhos) e desviar o olhar do ponto de fixação.

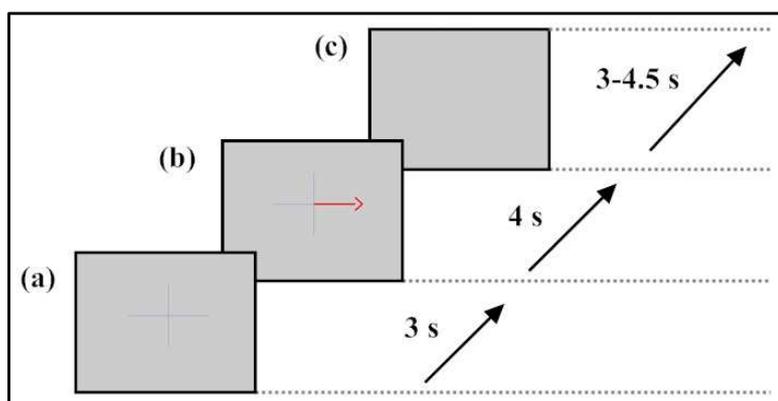


Figura 5.4 – Paradigma utilizado neste projecto: (a) início do ensaio com uma cruz de fixação que alerta para a preparação do movimento; (b) início do período de imaginação com uma seta sobreposta na cruz de fixação; (c) período entre ensaios (*inter-trial*) com ecrã em branco.

Setup

Os dados foram adquiridos de 19 eléctrodos de acordo com a extensão do sistema 10-20 padrão (i.e. Fp1, Fp2, F7, F3, Fz, F4, F8, T7, C3, Cz, C4, T8, P7, P3, Pz, P4, P8, O1 e O2) apresentada na Figura 5.5. Nesta figura todos os eléctrodos utilizados para

aquisição de EEG são identificados, em que os eléctrodos mais relevantes para a monitorização dos córtices sensório-motor e visual estão assinalados a traço interrompido e a traço cheio respectivamente. Dois eléctrodos ligados aos lóbulos de ambas as orelhas foram utilizados como referência para a aquisição do EEG de todos os outros eléctrodos.

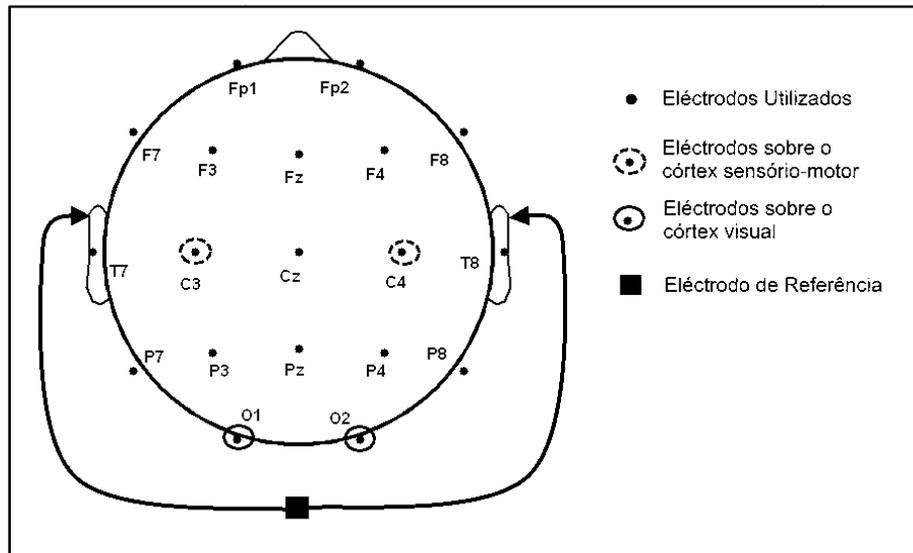


Figura 5.5 – Representação gráfica dos eléctrodos utilizados para aquisição do EEG em ambas as experiências de ICM, em que os eléctrodos com especial interesse na monitorização do córtices sensório-motor e visual estão assinalados.

Os dados foram amostrados a uma frequência de 256 amostras/s e foi aplicado um filtro passa-banda de 0.5-60 Hz, de 4ª ordem, do tipo *Chebyshev*. O sinal EEG de cada eléctrodo foi analisado e processado para todo o período de imaginação, ou seja, desde a apresentação do estímulo até 4 s depois do mesmo. A presença de artefactos nos períodos analisados foi verificada através da comparação da amplitude absoluta de cada amostra com um valor máximo permitido de 50 μ V, e a diferença absoluta de amplitude entre amostras consecutivas comparada com um valor máximo permitido de 20 μ V. Os períodos contaminados com artefactos (e.g. piscar de olhos, artefacto muscular) foram excluídos de análises posteriores. As características de EEG foram extraídas de 50-75 amostras que não foram contaminadas com artefactos, num total de 80 amostras.

Filtros espaciais

A fim de se melhorar a resolução espacial dos sinais de EEG foram calculados dois novos conjuntos de dados com uma referência diferente da original (lóbulo das orelhas). Devido às limitações dos métodos convencionais para calcular novas referências [25],

cada canal original¹¹⁸ de EEG (V_i^{REF}) foi referenciado à média de todos os outros (método *CAR*) de acordo com a equação (5.1), em que N_e é o número total de eléctrodos (19 eléctrodos no nosso caso). Alternativamente, foi aplicado um filtro laplaciano (método *LAP*) a cada eléctrodo de acordo com a equação (5.2) [2]. S_i é o conjunto de eléctrodos que rodeiam o eléctrodo central (V_i^{REF}). O filtro *LAP* calcula um peso g_{ij} associado a cada eléctrodo periférico que depende da distância entre cada eléctrodo periférico j (contido em S_i) e o eléctrodo central i , de acordo com a equação (5.3).

$$V_i^{\text{CAR}} = V_i^{\text{REF}} - \frac{1}{N_e} \sum_{j=1}^{N_e} V_j^{\text{REF}} \quad (5.1)$$

$$V_i^{\text{LAP}} = V_i^{\text{REF}} - \sum_{j \in S_i} g_{ij} V_j^{\text{REF}} \quad (5.2)$$

$$g_{ij} = \left(\sum_{j \in S_i} \frac{1}{d_{ij}} \right) / d_{ij} \quad (5.3)$$

Enquanto para os eléctrodos localizados nas áreas interiores da touca de EEG (e.g. F4, C3, Pz na Figura 5.5) a derivação *LAP* foi calculada em relação aos quatro eléctrodos circundantes mais próximos, para os eléctrodos situados nas áreas limítrofes (e.g. Fp1, T7, O2 na Figura 5.5) a derivação *LAP* foi calculada apenas em relação aos 3 eléctrodos mais próximos.

Bandas de frequência

O valor da potência média do sinal de EEG no período de imaginação¹¹⁹ (0-4 s após a apresentação do estímulo) é calculado para várias bandas de frequência nos 19 eléctrodos. Cinco bandas estreitas de frequência foram definidas: 8-12 Hz (i.e. banda Alfa baixa); 10-14 Hz (i.e. banda Alfa alta); 16-20 Hz (i.e. banda Beta baixa); 18-22 Hz (i.e. banda Beta média); e 20-24 Hz (i.e. banda Beta alta). A potência média contida na banda larga de frequências 0.5-30 Hz foi usada para normalizar a potência média contida em cada uma das bandas estreitas. O produto interno entre a transformada de *Fourier* do sinal analisado e o seu complexo conjugado resulta na densidade espectral de potência média para o período 0-4 s. Uma vez que a resolução de frequência alcançada foi de 0.25 Hz, a potência média contida em cada banda de frequências com 4 Hz de largura (e.g. 8-12 Hz inclusive) foi calculada como a soma das 21 componentes de frequência contidas no respectivo intervalo. Para a classificação da potência média

¹¹⁸ Os canais originais seguem uma montagem referencial, em que as diferenças de potencial são adquiridas entre cada eléctrodo e o eléctrodo de referência.

¹¹⁹ Geralmente, são definidas várias janelas temporais (e.g. com 1 s de duração e sobreposição de 0.5 s como definido no capítulo IV) ao longo do período de imaginação para avaliar a precisão de classificação e as características seleccionadas. Contudo, neste estudo, o período de imaginação foi avaliado em conjunto (e.g. equivalente a uma janela temporal com 4 s de duração) uma vez que se pretendeu principalmente avaliar a selecção de características em vez de simular a operação online da ICM.

das bandas de frequência, as matrizes de características foram geradas com 95 características (19 eléctrodos \times 5 bandas de frequência).

Considerando que a potência média dos ritmos Alfa e Beta, ao longo dos 4 s do período de imaginação, não será afectada pelas diferentes disposições dos estímulos visuais, as bandas de frequência foram unicamente avaliadas na Experiência 1.

Potenciais evocados

O período 0-1 s (após a apresentação do estímulo) foi utilizado com a dupla funcionalidade de avaliar os potenciais evocados devidos à estimulação visual e os potenciais evocados devidos à resposta motora. Estudos anteriores com potenciais evocados demonstraram que este período de tempo é o mais indicado para a discriminação de tarefas mentais [20]. Os dados em cada intervalo de tempo foram submetidos a um filtro passa-baixo de 4 Hz, do tipo *Chebyshev* de 8ª ordem. A série temporal filtrada, com 256 amostras, foi sub-amostrada para 10 amostras/s. Os primeiros 8 pontos da série temporal representam os potenciais evocados extraídos para cada eléctrodo. É importante salientar que, para ambos os tipos de características (i.e. bandas de frequência e potenciais evocados), devido à extracção de várias características em cada eléctrodo, a selecção duma característica implica a selecção do respectivo eléctrodo. Para a classificação de potenciais evocados foram geradas matrizes com 152 características (19 eléctrodos \times 8 potenciais evocados).

Discriminação de tarefas motoras

Os algoritmos de selecção de características SID e AGV, assim como o classificador linear discriminativo apresentados no capítulo anterior, foram novamente utilizados para discriminar os padrões de EEG em resposta a tarefas motoras. O esquema de validação cruzada apresentado no capítulo 4 foi novamente utilizado para validação do erro de classificação. O erro de classificação e a estatística de *Wilks* foram igualmente calculados. Tanto a estatística de *Wilks* como o erro de classificação baseado na teoria de *Bayes* assumem os pressupostos de distribuição normal das variáveis discriminantes (i.e. características) e covariâncias iguais entre os grupos de amostras (amostras agrupadas por tarefa motora). Como os dados de EEG poderão não respeitar estes pressupostos, o método de *Bootstrap* foi utilizado para testar a qualidade da discriminação. Este método consiste em permutar as etiquetas das amostras e testar novamente a qualidade da discriminação. Apesar de existirem N^N combinações diferentes de etiquetas para N amostras, um número de permutações entre 100 e 1000

atinge geralmente resultados aceitáveis [26]. Embora neste caso existam cerca de 2^{467} combinações diferentes (para 75 amostras), foram geradas apenas 100 combinações diferentes para cada discriminação. A significância dos resultados foi avaliada para um nível de confiança de 95%.

5.6.2 Resultados da Experiência 1

Bandas de frequência

As Figuras 5.6a e 5.6b apresentam os erros de classificação obtidos na discriminação entre as imaginações de movimento da mão esquerda vs. mão direita, utilizando as bandas de frequência como variáveis discriminantes, e o número de validações cuja discriminação é significativa segundo a estatística de *Wilks* (W). As Figuras 5.6c e 5.6d apresentam o número óptimo (que minimizam o erro de classificação conforme apresentado no capítulo 4) de características seleccionadas. A Tabela 5.1 representa alternativamente os valores ilustrados na Figura 5.6, com a informação adicional do número de eléctrodos (N_e) correspondentes às características seleccionadas (P_{opt}) e identifica a negrito as discriminações que foram significativas através do método *Bootstrap*. Os resultados apresentados demonstram que o algoritmo *across-group variance* (AGV) obteve uma precisão de classificação superior à do algoritmo selecção iterativa discriminante (SID) para todos os indivíduos e para ambos os filtros espaciais – *common-average reference* (CAR) e filtro laplaciano (LAP). O algoritmo SID apenas alcançou resultados significativos, segundo o método de *Bootstrap*, para dois indivíduos (A e C). Considerando apenas as discriminações significativas por *Bootstrap*, os algoritmos utilizados obtiveram erros de validação cruzada entre 12.5% e 33.33%. Em média, ambos os algoritmos reduziram a dimensão do conjunto de dados de 95 para 8 ou menos características. O algoritmo AGV obteve, em média, erros de validação mais baixos e seleccionou menos características/eléctrodos do que o algoritmo SID. Contudo, enquanto as 100 validações cruzadas do algoritmo SID foram significativas (através da estatística de *Wilks*) para todos os indivíduos, o algoritmo AGV apenas alcançou significância equivalente em 3 indivíduos (A, B e C). Assim, cada algoritmo demonstrou virtudes específicas.

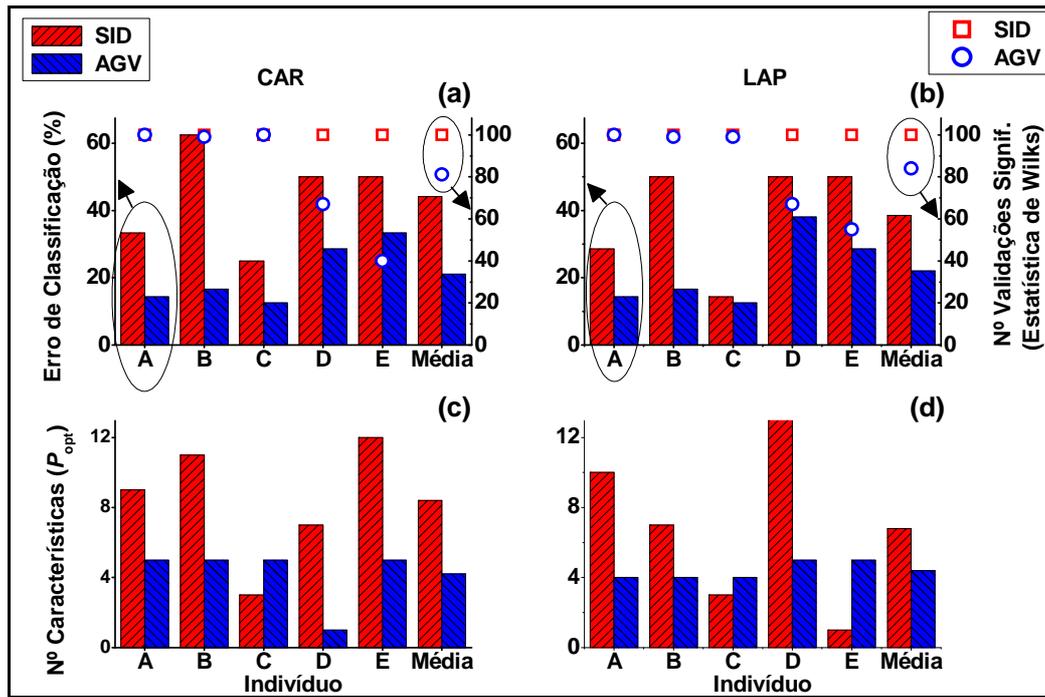


Figura 5.6 – Resultados da discriminação entre imaginações de movimentos da mão esquerda vs. mão direita para bandas de frequência. Os erros de validação cruzada alcançados por ambos os algoritmos de selecção (SID e AGV) são apresentados em (a) para o filtro espacial *common-average reference* (CAR) e em (b) para o filtro laplaciano (LAP). O número óptimo de características seleccionadas é apresentado em (c) para CAR e em (d) para LAP.

Tabela 5.1 – Resultados da discriminação entre imaginação de movimento da mão esquerda vs. mão direita, para a Experiência 1 através das medidas de potência média extraídas das banda de frequência. Os resultados apresentados para os algoritmos AGV e SID, usando o filtro espacial CAR, na tabela da esquerda, ou usando o filtro espacial LAP, na tabela da direita, são: a mediana do Erro de classificação após validação cruzada em percentagem; a mediana do número de características seleccionadas P_{opt} e correspondente número de eléctrodos N_e ; e o número de validações cruzadas cuja discriminação foi significativa de acordo com a estatística de Wilks ($N_{W<95\%}$) com nível de confiança de 95%. Os valores de erro impressos a negrito identificam discriminações significativas através do método *Bootstrap*.

Indivíduo	<i>Common-average reference</i> (CAR)						Filtro Laplaciano (LAP)					
	SID			AGV			SID			AGV		
	Erro	$P_{opt}(N_e)$	$N_{W<95\%}$	Erro	$P_{opt}(N_e)$	$N_{W<95\%}$	Erro	$P_{opt}(N_e)$	$N_{W<95\%}$	Erro	$P_{opt}(N_e)$	$N_{W<95\%}$
A	33.3	9 (9)	100	14.3	5 (3)	100	28.6	10 (8)	100	14.3	4 (3)	100
B	62.5	11 (9)	100	16.7	5 (5)	99	50.0	7 (5)	100	16.7	4 (3)	99
C	25.0	3 (2)	100	12.5	5 (4)	100	14.3	3 (3)	100	12.5	4 (3)	99
D	50.0	7 (7)	100	28.6	1 (1)	67	50.0	13 (10)	100	38.1	5 (4)	67
E	50.0	12 (10)	100	33.3	5 (3)	40	50.0	1 (1)	100	28.6	5 (4)	55
Média	44.2	8.4 (7.4)	100	21.1	4.2 (3.2)	81.2	38.6	6.8 (5.4)	100	22.0	4.4 (3.4)	84

A Tabela 5.2 apresenta a significância estatística dos resultados apresentados na Tabela 5.1. Foram feitas duas análises de variância com dois factores (*two-way ANOVA* [27]): filtro espacial (LAP e CAR) e algoritmo de selecção de características (AGV e SID). Enquanto uma análise avaliou a variância (através da estatística F) do erro de classificação, a outra avaliou a variância do número de características seleccionadas

(P_{opt}). O teste- t foi usado segundo o método de *Bonferroni* para calcular múltiplas comparações das médias para cada combinação filtro-algoritmo.

Tabela 5.2 – Resultados das análises de variância (ANOVA) para o erro de classificação e número de características seleccionadas, para a Experiência 1 e usando as medidas de potência média extraídas das banda de frequência como características.

Factor	Erro de classificação					Número de características (P_{opt})				
	F^{120}	$p>F^{121}$	t^{122}	$p>t^{123}$	Pot. ¹²⁴	F	$p>F$	t	$p>t$	Pot.
Filtro (LAP vs. CAR)	1.44	0.30	0.68	0.53	0.07	0.17	0.71	0.47	0.66	0.07
Algoritmo (AGV vs. SID)	13.7	0.02	5.82	4×10^{-3}	0.88	4.92	0.09	2.21	0.09	0.59
Filtro \times Algoritmo (interacção)	4.45	0.10	n.a.	n.a.	0.12	0.53	0.51	n.a.	n.a.	0.14

Enquanto os filtros espaciais (LAP e CAR) não apresentam resultados significativamente diferentes, os algoritmos de selecção de características apresentam erros de classificação significativamente diferentes ($p>F$: 0.02 e $p>t$: 4×10^{-3}), comparativamente ao valor limiar de probabilidade 0.05 (nível de confiança de 95%). A probabilidade de se aceitar a hipótese nula para o número de características P_{opt} é bastante baixa ($p>F$: 0.09 e $p>t$: 0.09), contudo não significativas. Não foi detectada qualquer interacção significativa entre os factores filtro espacial e algoritmo de selecção de características.

Os mapas topográficos nas Figuras 5.7a e 5.7c representam a frequência de selecção (%) dos eléctrodos de EEG codificada em cores e as Figuras 5.7b e 5.7d apresentam a frequência de selecção (%) para as diversas bandas de frequência. Os eléctrodos centrais C3 e C4, localizados sobre o córtex sensório-motor, foram seleccionados frequentemente (com frequência de selecção superior a 60%) por ambos algoritmos e com ambos os filtros espaciais. O eléctrodo Pz apresentou-se moderadamente relevante (frequência de selecção de 70%) para a discriminação nos resultados do algoritmo AGV. As bandas de frequência 8-12 Hz e 10-14 Hz foram maioritariamente seleccionadas (Figura 5.7b e Figura 5.7d). Embora a Figura 5.7 apenas ilustre os resultados correspondentes ao indivíduo C, estes resultados representam a

¹²⁰ Valor da estatística F da análise de variância (F = variância das médias dos grupos/média da variância interna dos grupos) [27]. Neste contexto, grupo entende-se pelos valores correspondentes a um nível de cada factor (e.g. dados do algoritmo SID para o filtro LAP).

¹²¹ Probabilidade de se aceitar (com nível de confiança de 95%) a hipótese nula H_0 , que assume uma variância das médias dos grupos igual ou inferior à média da variância interna dos grupos.

¹²² Valor da estatística t (t -value) usado para o teste de múltiplas comparações das médias dos grupos corrigido pelo método *Bonferroni* [27].

¹²³ Probabilidade de se aceitar (com nível de confiança de 95%) a hipótese nula H_0 , que assume iguais médias para os valores dos grupos.

¹²⁴ Potência do teste (valores próximos de 1 identificam os testes com mais potência estatística).

generalidade dos indivíduos testados, cujas discriminações tenham sido relevantes segundo o método de *Bootstrap*.

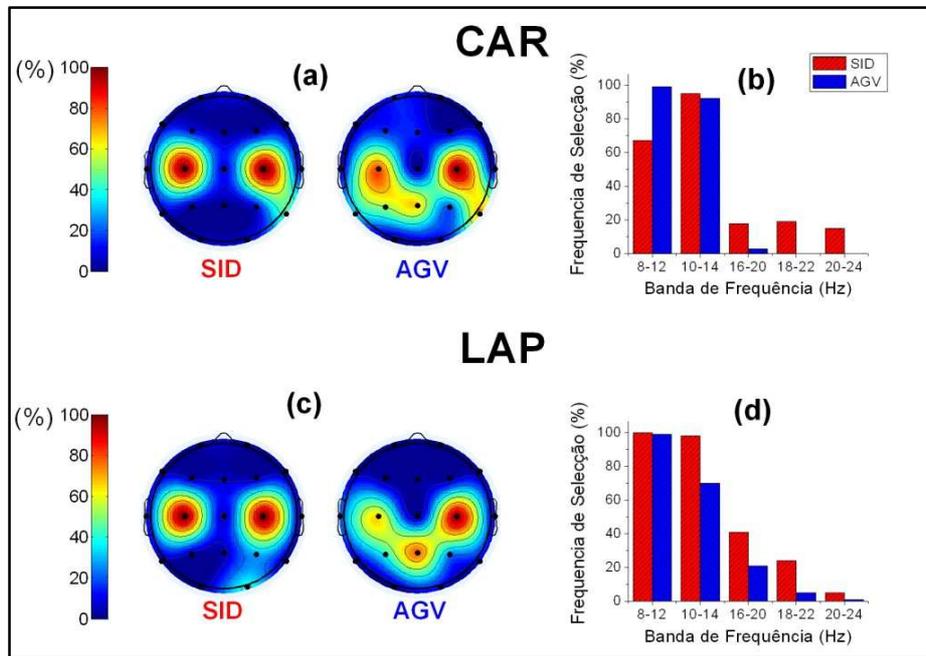


Figura 5.7 – Frequência de selecção (%) dos eléctrodos de EEG e das bandas de frequência por ambos os algoritmos de selecção (SID e AGV), aplicando ambos os filtros espaciais (CAR e LAP), para o indivíduo C.

Potenciais evocados

De acordo com a Figura 5.8a e Figura 5.8b, ambos os algoritmos de selecção de características obtiveram erros de validação cruzada entre 14.29% e 33.33% que foram significativos segundo o método *Bootstrap* (ver Tabela 5.3). Os algoritmos propostos reduziram o espaço de características, em média, de 152 para 13, ou menos, características (potenciais evocados neste caso). Analogamente à análise de bandas de frequência, embora o algoritmo AGV tivesse geralmente obtido erros de validação mais baixos com espaços de características mais pequenos do que o algoritmo SID, as discriminações do último foram mais significativas segundo a estatística de *Wilks*, para um nível de confiança de 95%.

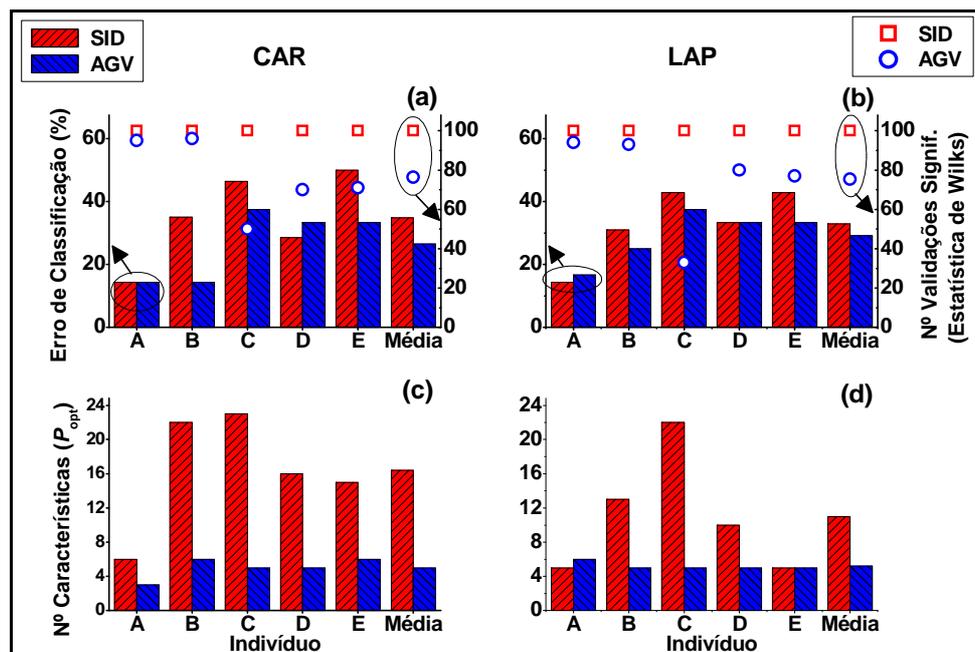


Figura 5.8 – Resultados da discriminação entre imaginações de movimentos da mão esquerda vs. mão direita para potenciais evocados. Os erros de validação cruzada alcançados por ambos os algoritmos de selecção (SID e AGV) são apresentados em (a) para o filtro espacial common-average reference (CAR) e em (b) para o filtro laplaciano (LAP). O número óptimo de características seleccionadas é apresentado em (c) para CAR e em (d) para LAP.

Tabela 5.3 – Resultados da discriminação entre imaginação de movimento da mão esquerda vs. mão direita, para a Experiência 1 através dos potenciais evocados. Os resultados apresentados para os algoritmos AGV e SID, usando o filtro espacial CAR, na tabela da esquerda, ou usando o filtro espacial LAP, na tabela da direita, são: a mediana do erro de classificação em validação cruzada (Erro) em percentagem; a mediana do número de características seleccionadas P_{opt} e correspondente número de eléctrodos N_e ; e o número de validações cruzadas cuja discriminação foi significativa de acordo com a estatística de Wilks ($N_{W<95\%}$) com nível de confiança de 95%. Os valores de erro impressos a negrito identificam discriminações significativas através do método Bootstrap.

Indivíduo	Common-average reference (CAR)						Filtro Laplaciano (LAP)					
	SID			AGV			SID			AGV		
	Erro	$P_{opt}(N_e)$	$N_{W<95\%}$	Erro	$P_{opt}(N_e)$	$N_{W<95\%}$	Erro	$P_{opt}(N_e)$	$N_{W<95\%}$	Erro	$P_{opt}(N_e)$	$N_{W<95\%}$
A	14.3	6 (4)	100	14.3	3 (2)	95	14.3	5 (4)	100	16.7	6 (5)	94
B	35.0	22 (10)	100	14.3	6 (3)	96	31.0	13 (9)	100	25.0	5 (3)	93
C	46.4	23 (14)	100	37.5	5 (4)	50	42.9	22 (15)	100	37.5	5 (4)	33
D	28.6	16 (10)	100	33.3	5 (3)	70	33.3	10 (8)	100	33.3	5 (4)	80
E	50.0	15 (12)	100	33.3	6 (4)	71	42.9	5 (4)	100	33.3	5 (4)	77
Média	34.9	16.4 (10)	100	26.5	5 (3.2)	76.4	32.9	11 (8)	100	29.2	5.2 (4)	75.4

A Tabela 5.4 apresenta a análise de variância (ANOVA) dos resultados apresentados na Tabela 5.3, com dois factores: filtro espacial (LAP e CAR) e algoritmo de selecção de características (AGV e SID).

Tabela 5.4 – Resultados das análises de variância (ANOVA) para o erro de classificação e número de características seleccionadas, para a Experiência 1 e usando os potenciais evocados como características.

Factor	Erro de classificação					Número de características (P_{opt})				
	F	$p>F$	t	$p>t$	Pot.	F	$p>F$	t	$p>t$	Pot.
Filtro (LAP vs. CAR)	0.04	0.85	0.11	0.92	0.05	3.98	0.12	1.48	0.21	0.21
Algoritmo (AGV vs. SID)	3.22	0.15	2.66	0.06	0.19	12.01	0.03	5.24	0.01	0.98
Filtro × Algoritmo (interacção)	2.31	0.20	n.a.	n.a.	0.10	21.48	0.01	n.a.	n.a.	0.57

Tal como nos resultados das bandas de frequência, os resultados dos filtros espaciais não são significativamente diferentes. Contudo, o número de características (P_{opt}) foi significativamente diferente ($p>F$: 0.03 e $p>t$: 0.01) para cada algoritmo de selecção (AGV e SID). As médias do erro de classificação dos algoritmos AGV e SID foram bastante diferentes, apesar da diferença entre elas não ser significativamente diferente de zero ($p>t$: 0.06), para o nível de confiança 95%. Foi detectada uma interacção significativa ($p>F$: 0.01) entre o filtro espacial CAR e as características seleccionadas pelos algoritmos AGV e SID (ver Tabela 5.3).

A Figura 5.9 ilustra os eléctrodos e os potenciais evocados mais frequentemente seleccionados para discriminação entre imaginações de movimento da mão esquerda vs. mão direita, para os dados do indivíduo A. Considerando os filtros espaciais *common-average reference* (Figura 5.9a) e laplaciano (Figura 5.9c), os eléctrodos F3, C3 e Cz assim como os eléctrodos parietais P3, Pz e P4 foram frequentemente seleccionados. Adicionalmente, os eléctrodos occipitais O1 e O2 e os eléctrodos parietais P7 e P8 foram igualmente relevantes para a discriminação entre tarefas motoras, e foram seleccionados frequentemente para todos os indivíduos. Embora alguns eléctrodos centrais (C3, Cz e C4) e parietais (P3, Pz e P4) sejam geralmente importantes na discriminação de tarefas motoras [14, 18] (também verificado no capítulo 4), os eléctrodos P7, P8, O1 e O2 encontram-se mais próximos das áreas de processamento visual do que das áreas conhecidas para o controlo motor. Perante estes resultados, surge a dúvida se os potenciais evocados detectados serão capazes de discriminar imaginações de movimento ou apenas discriminar a resposta cerebral à estimulação visual utilizada. Assim, foi desenvolvida uma segunda experiência (descrita na secção seguinte) apresentando estímulos visuais com diferente distribuição espacial a fim de se investigar se a elevada frequência de selecção dos eléctrodos P7, P8, O1 e O2

está relacionada com a distribuição espacial dos estímulos visuais (*cues*) ou com mecanismos cerebrais relacionados com o movimento.

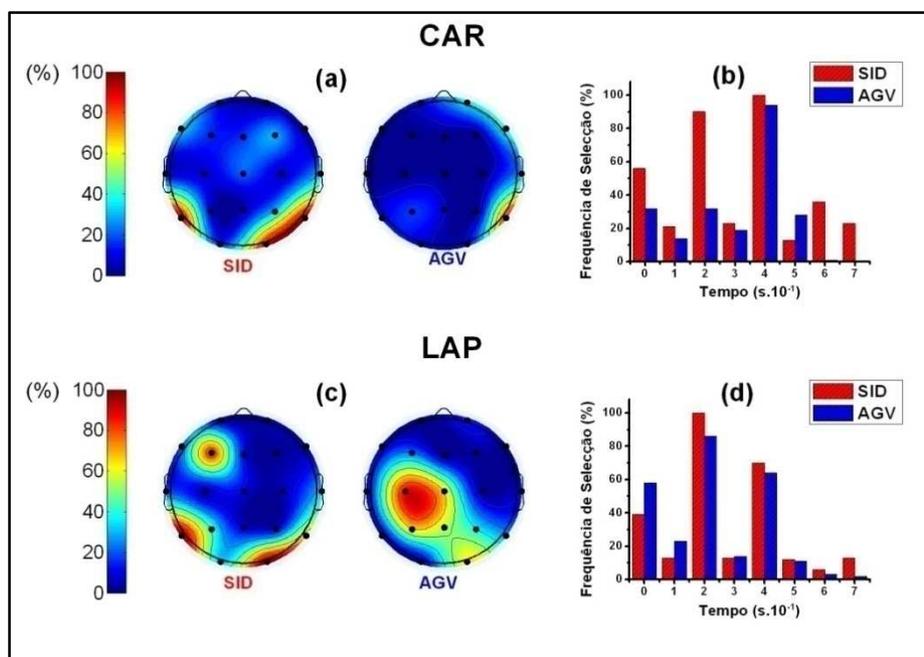


Figura 5.9 – Frequência de selecção (%) dos eléctrodos de EEG e dos potenciais evocados por ambos os algoritmos de selecção (SID e AGV), aplicando ambos os filtros espaciais (CAR e AGV), para o indivíduo A na Experiência 1.

5.6.3 Experiência 2 – Calibração com estimulação visual simétrica

Três dos cinco indivíduos que concordaram em participar na Experiência 1 submeteram-se também a uma segunda experiência com as mesmas tarefas mentais de imaginação do movimento. Nesta segunda experiência, todo o paradigma experimental se manteve, com a excepção dos estímulos visuais empregues (ver Figura 5.3). Embora a ICM implementada pretenda discriminar intenções de movimento da mão esquerda vs. mão direita, a Experiência 2 deve verificar se os resultados alcançados na Experiência 1 foram devidos à detecção de potenciais evocados pelos estímulos visuais em vez da detecção de potenciais evocados relacionados com a imaginação de movimento.

Os algoritmos de selecção de características e classificação usados na Experiência 1 foram novamente usados nos resultados da experiência actual para permitir uma comparação da frequência de selecção dos eléctrodos P7, P8, O1 e O2 e também da qualidade de discriminação entre ambas as experiências.

5.6.4 Resultados da Experiência 2

As frequências de selecção dos eléctrodos e dos potenciais evocados na Experiência 2 estão ilustradas na Figura 5.10. Comparando os mapas topográficos da Figura 5.10 com os da Figura 5.9 (Experiência 1) podemos constatar que as frequências de selecção dos eléctrodos P7, P8, O1 e O2, para os resultados do algoritmo AGV, foram menores na Experiência 2 do que na Experiência 1. Para os resultados do algoritmo SID, embora a diminuição da frequência de selecção dos referidos eléctrodos tivesse sido menos acentuada, todos os outros eléctrodos registaram frequências de selecção superior¹²⁵ na Experiência 2 em comparação com a Experiência 1. Uma vez que o número médio de eléctrodos seleccionados (P_{opt}) pelo algoritmo SID em cada iteração não foi substancialmente diferente entre as 2 experiências (comparar Tabela 5.3 e Tabela 5.5), as frequências de selecção elevadas generalizaram-se, na Experiência 2, possivelmente devido a uma menor especificidade de selecção em cada iteração da validação cruzada. Enquanto na Experiência 1, os potenciais evocados com latências 200 ms e 400 ms foram os mais seleccionados no período 0-800 ms após a estimulação visual, na Experiência 2, apenas se destacou o potencial evocado de latência 0 ms.

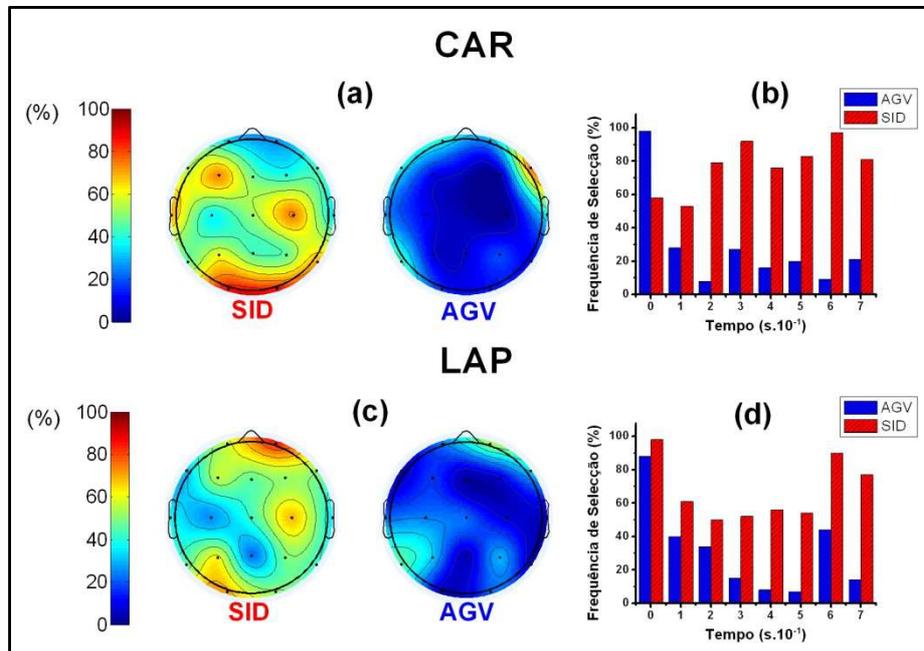


Figura 5.10 – Frequência de selecção (%) dos eléctrodos de EEG e dos potenciais evocados por ambos os algoritmos de selecção (SID e AGV), aplicando ambos os filtros espaciais (CAR e AGV), para o indivíduo A na Experiência 2.

¹²⁵ Nos resultados do algoritmo SID, enquanto os mapas topográficos da experiência 1 (Figura 5.9) apresentam o azul escuro (valores entre 0-20%) como cor predominante, os mapas topográficos da experiência 2 (Figura 5.10) são dominados pelas cores azul claro e amarelo (valores entre 40-60%).

Tabela 5.5 – Resultados da discriminação entre imaginação de movimento da mão esquerda vs. mão direita, para a Experiência 2 através dos potenciais evocados. Os resultados apresentados para os algoritmos AGV e SID, usando o filtro espacial CAR, na tabela da esquerda, ou usando o filtro espacial LAP, na tabela da direita, são: a mediana do erro de classificação em validação cruzada (Erro) em percentagem; a mediana do número de características seleccionadas P_{opt} e correspondente número de eléctrodos N_e ; e o número de validações cruzadas cuja discriminação foi significativa de acordo com a estatística de Wilks ($N_{W<95\%}$) com nível de confiança de 95%.

Indivíduo	Common-average reference (CAR)						Filtro Laplaciano (LAP)					
	SID			AGV			SID			AGV		
	Erro	$P_{opt}(N_e)$	$N_{W<95\%}$	Erro	$P_{opt}(N_e)$	$N_{W<95\%}$	Erro	$P_{opt}(N_e)$	$N_{W<95\%}$	Erro	$P_{opt}(N_e)$	$N_{W<95\%}$
A	40.0	15 (10)	100	33.3	3 (3)	51	40.0	13 (11)	100	33.3	4 (4)	71
B	50.0	8 (6)	100	37.5	6 (5)	63	62.5	14 (12)	100	37.5	4 (3)	57
C	50.0	5 (4)	100	37.5	4 (3)	50	50.0	8 (5)	100	28.6	7 (4)	33

A Tabela 5.6 apresenta a análise de variância (ANOVA) dos resultados apresentados na Tabela 5.5, com dois factores: filtro espacial (LAP e CAR) e algoritmo de selecção de características (AGV e SID).

Tabela 5.6 – Resultados das análises de variância (ANOVA) para o erro de classificação e número de características seleccionadas, para a Experiência 2 e usando os potenciais evocados como características.

Factor	Erro de classificação					Número de características (P_{opt})				
	F	$p>F$	t	$p>t$	Pot.	F	$p>F$	t	$p>t$	Pot.
Filtro (LAP vs. CAR)	0.05	0.85	0.23	0.84	0.05	2.08	0.29	0.80	0.51	0.10
Algoritmo (AGV vs. SID)	14.40	0.06	4.64	0.04	0.86	4.52	0.17	3.10	0.09	0.71
Filtro × Algoritmo (interacção)	3.62	0.20	n.a.	n.a.	0.23	0.67	0.50	n.a.	n.a.	0.12

Os algoritmos AGV e SID apresentaram médias significativamente diferentes em cada experiência ($p>t: 0.04$). Apesar de não significativo, o número médio de características (P_{opt}) foi bastante diferente para cada um dos algoritmos de selecção ($p>t: 0.09$). Não foram detectadas quaisquer diferenças significativas entre os filtros espaciais LAP e CAR nem interacções entre estes e os algoritmos de selecção.

A Figura 5.11 compara os erros de validação cruzada das Experiências 1 e 2, para ambos os algoritmos propostos (SID e AGV) e aplicando ambos os filtros espaciais (LAP e CAR). As Tabelas 5.3 e 5.5 resumem os resultados obtidos em ambas as experiências. Conforme apresentado na Figura 5.11, a Experiência 2 levou a um aumento generalizado do erro de classificação. Excepcionalmente, os resultados do indivíduo C apresentaram-se algo aleatórios, pois o erro manteve-se (com filtro espacial do tipo CAR) ou diminuiu (com filtro espacial do tipo LAP) quando o algoritmo AGV foi utilizado e aumentou quando o algoritmo SID foi aplicado. Contudo, deve ser referido

que o indivíduo C apresenta erros de classificação elevados (erro superior a 28.57%) em ambas as experiências.

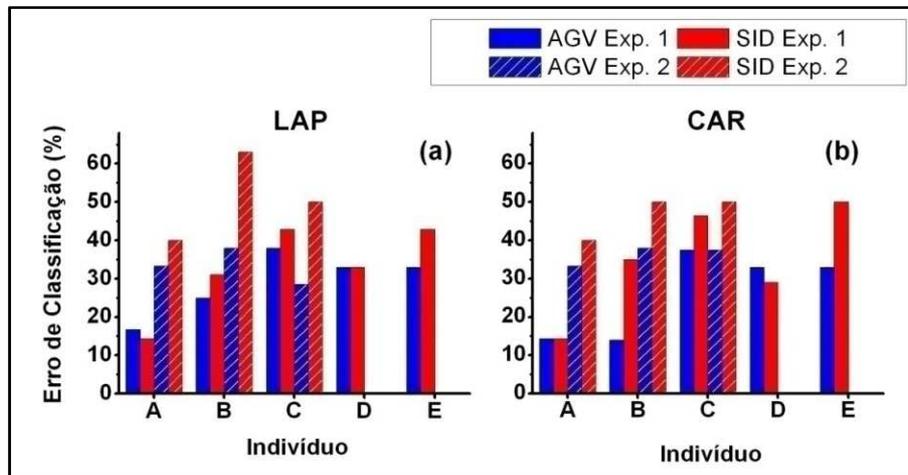


Figura 5.11 – Erros de classificação obtidos nas Experiências 1 e 2 em potenciais evocados por imaginação de movimentos da mão esquerda vs. mão direita. Apenas 3 indivíduos (A, B e C) participaram em ambas as experiências. Os dados foram referenciados através dos filtros espaciais: (a) laplaciano e (b) *common-average reference*.

Em consequência dos erros de classificação elevados, as discriminações calculadas na Experiência 2 foram maioritariamente insignificantes segundo o método de *Bootstrap* com 100 permutações e nível de confiança de 95%. Conforme ilustrado na Figura 5.12a para a Experiência 1, os dados originais (símbolos) obtiveram erros de classificação inferiores aos erros obtidos pelos dados em que as etiquetas dos grupos foram permutadas (barras). Na Experiência 2, Figura 5.12b, existe sobreposição dos erros de classificação resultantes dos dados originais e permutados.

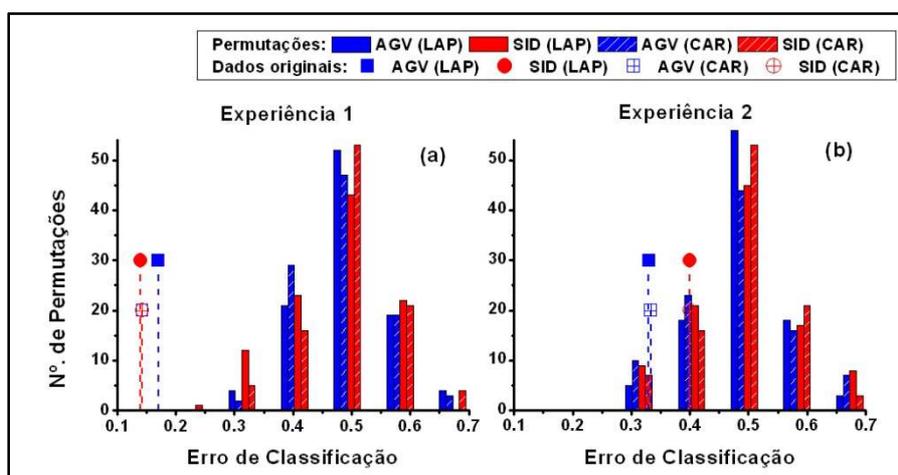


Figura 5.12 – Resultados do teste Bootstrap para avaliação da qualidade da discriminação de grupos nas Experiências 1 e 2, para o indivíduo A.

Foi realizado um teste-*t* para a comparação dos erros médios de classificação das Experiências 1 e 2, cuja diferença é significativamente diferente de zero ($p > t: 0.05$), para um nível de confiança de 95%. O teste-*t* comparou erros médios de classificação para as múltiplas combinações filtro-algoritmo (i.e. CAR/AGV, LAP/AGV, CAR/SID e LAP/SID), através do método de *Bonferroni* [27].

5.6.5 Análise das formas de onda dos potenciais evocados

Os resultados apresentados parecem sugerir que a estimulação visual usada na Experiência 1 modulou efectivamente os potenciais evocados usados para discriminar as imaginações motoras da mão esquerda vs. mão direita. Enquanto anteriormente os potenciais evocados foram apenas analisados na perspectiva da classificação e da selecção de características, aqui são analisadas as suas formas de onda, a fim de se obter uma explicação fisiológica para os resultados observados.

Para cada ensaio, o segmento de dados com duração de 1200 ms, compreendidos entre 200 ms antes e 1000 ms após a apresentação do estímulo visual (i.e. seta para a esquerda ou seta para a direita) foi analisado. O valor médio do segmento de 200 ms anterior ao estímulo foi subtraído ao segmento 0-1000 ms após o estímulo (*baseline correction*). A média aritmética dos segmentos de dados 0-1000 ms foi calculada para cada seta. Os potenciais evocados (*ERP*) são identificados na forma de onda resultante.

Os potenciais evocados que são objecto de estudo (*MRP* e *VEP*) presumem-se essencialmente contralaterais relativamente ao evento que lhes dá origem. Contudo, a média aritmética detecta tanto potenciais evocados lateralizados (i.e. contralaterais ou ipsilaterais relativamente ao evento) como potenciais evocados não lateralizados¹²⁶. Assim, os *event-related lateralization (ERL)* foram utilizados para isolar os potenciais evocados com distribuição espacial lateralizada e foram calculados segundo a equação (5.4), utilizada por Wascher e Wauschkuhn [5]. Os *ERLs* foram calculados a partir dos potenciais evocados (*ERPs*) em eléctrodos simétricos relativamente à linha sagital mediana (e.g. o par de eléctrodos composto por C3 e C4) onde ← e → representam a direcção apontada pela seta, esquerda e direita respectivamente.

$$ERL(C3,C4) = [ERP(\rightarrow, C3) - ERP(\rightarrow, C4) + ERP(\leftarrow, C4) - ERP(\leftarrow, C3)] / 2 \quad (5.4)$$

¹²⁶ Potenciais evocados cuja distribuição espacial não tem relação com a distribuição espacial do evento.

Resultados

Nas Figuras 5.13a, 5.13b, 5.13d, 5.13e, 5.13g e 5.13h, as formas de onda dos potenciais evocados (*ERPs*) pelas setas esquerda (gráfico da esquerda) e direita (gráfico da direita) foram analisados para os eléctrodos C3, C4, P7, P8, O1 e O2, para o indivíduo A, na Experiência 1 (linha preta) e na Experiência 2 (linha vermelha). As formas de onda dos potenciais evocados lateralizados (*ERLs*) foram calculadas para os pares de eléctrodos compostos por C3 e C4, P7 e P8, O1 e O2 e são ilustrados nas Figuras 5.13c, 5.13f e 5.13i. Nos eléctrodos P7, P8 e O2, é possível identificar dois desvios contralaterais aos estímulos (i.e. com amplitude mais elevada para estímulos visuais do lado contrário ao do eléctrodo): um desvio negativo com latência de 150 ms; e um desvio positivo com latência de 300 ms. A distribuição contralateral destes desvios torna-se evidente nas formas de onda dos potenciais evocados lateralizados (*ERLs*) exibidos nas Figuras 5.13f e 5.13i. Os referidos desvios apresentaram amplitudes mais elevadas e latências menores na Experiência 1 (linha preta) do que na Experiência 2 (linha vermelha) e parecem descrever potenciais evocados que são reactivos às diferenças de estimulação entre as Experiências 1 e 2 (apenas foram detectados nos eléctrodos P8, P7, O2 e O1). Apesar dos eléctrodos C3 e C4 não apresentarem as mesmas componentes, a Figura 5.13c exibe um desvio negativo contralateral às setas apresentadas, de baixa amplitude e com latência de cerca de 400 ms.

A partir dos mapas topográficos apresentados nas Figuras 5.13j e 5.13k é possível confirmar que os potenciais evocados pelos estímulos visuais têm uma distribuição espacial que sobrepõe-se aos eléctrodos seleccionados mais frequentemente na Experiência 1 (comparar com as Figuras 5.9a e 5.9c). As latências dos potenciais evocados identificados também apresentam alguma sobreposição temporal relativamente às características mais frequentemente seleccionadas na Experiência 1 (Figura 5.9b e Figura 5.9d). A utilização dos estímulos visuais balanceados no campo visual reduziu dramaticamente a amplitude e aumentou a latência dos desvios lateralizados na Experiência 2. Assim, a diminuição de amplitude observada nas formas de onda dos *ERLs*, na Experiência 2 (Figura 5.13f e Figura 5.13i), parece contribuir maioritariamente para o aumento do erro de classificação na mesma experiência, como ilustrado na Figura 5.11.

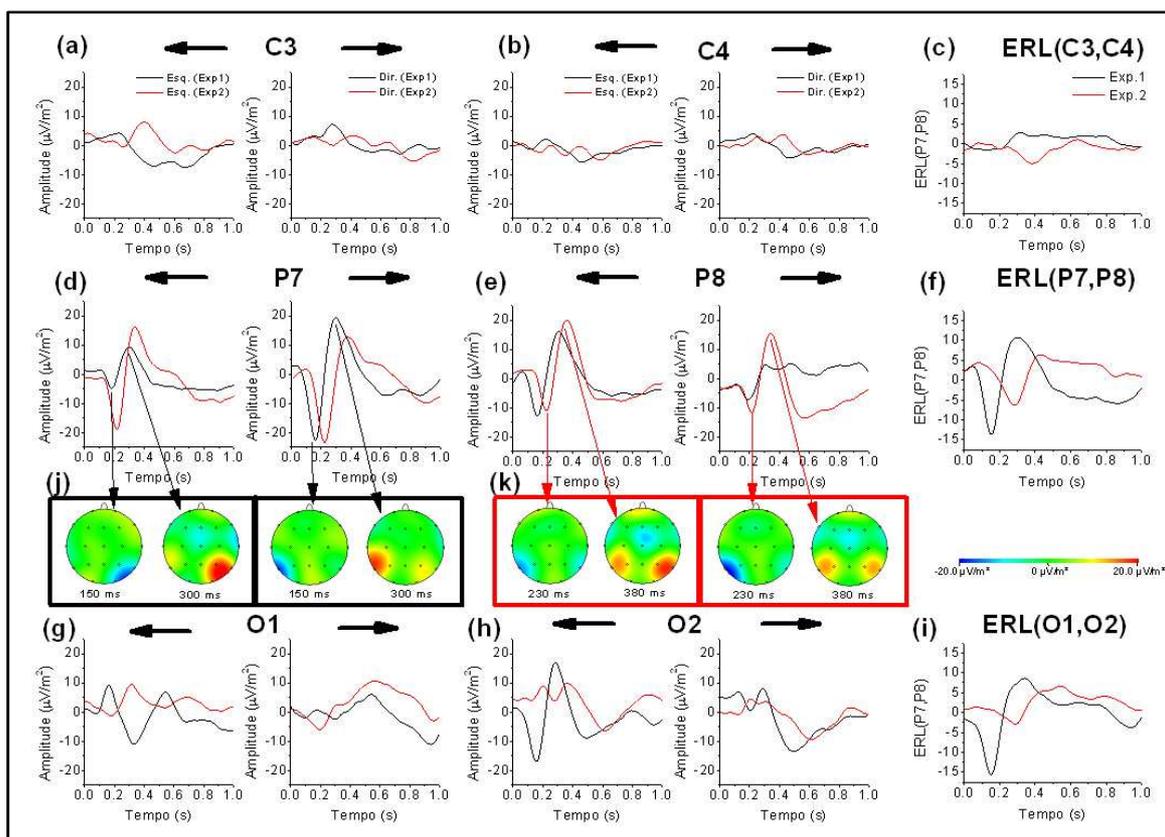


Figura 5.13 – Potenciais evocados pelas setas esquerda (\leftarrow) e direita (\rightarrow) assimétricas, usadas na Experiência 1 (linha preta), e pelas setas simétricas usadas na Experiência 2 (linha vermelha). São apresentadas as formas de onda dos potenciais evocados (ERPs) nos canais: (a) C3; (b) C4; (d) P7; (e) P8; (g) O1; (h) O2. As formas de onda (c), (f) e (i) representam os potenciais evocados lateralizados nos pares de eléctrodos (C3,C4), (P7, P8) e (O1,O2) respectivamente. Os potenciais evocados em todos os eléctrodos EEG estão codificados em cor nos mapas topográficos (j) e (k) para a Experiências 1 e 2 respectivamente.

5.7 Análise e comparação de resultados

Este estudo utiliza dois algoritmos (AGV e SID), desenvolvidos ao longo deste trabalho, para otimizar o número de características em aplicações de interface cérebro-máquina. Ambos os algoritmos de selecção de características foram usados para seleccionar bandas de frequência ou potenciais evocados relevantes para a discriminação das imaginações de movimento da mão esquerda vs. mão direita. Na Experiência 1 foram utilizados estímulos assimétricos no campo visual do indivíduo, com erros da classificação que variaram entre 12.5% e 33.33% (para ambos os algoritmos) com reduções do número de características superiores a 90%.

Embora os dois algoritmos desenvolvidos já tenham sido avaliados no capítulo anterior, alguns dos resultados obtidos nas 2 experiências realizadas merecem uma breve discussão. A estatística de *Wilks* e seu teste de significância, com nível de confiança de 95%, revelaram que as discriminações calculadas através do algoritmo SID

foram mais significativas do que as discriminações do algoritmo *AGV*. Contudo, de acordo com o observado no capítulo anterior, o algoritmo *AGV* alcançou erros de classificação significativamente mais baixos do que o algoritmo *SID*. Pelo que estes resultados sugerem, embora os subconjuntos de características calculados pelo algoritmo *SID* representem melhor os dados usados para treinar o classificador, não conseguem descrever dados desconhecidos (i.e. novos para o classificador) tão bem como fizeram as características calculadas pelo algoritmo *AGV*. Neste estudo, contrariamente ao observado no capítulo anterior, o algoritmo *SID* seleccionou um número de características significativamente maior do que o algoritmo *AGV*. Por um lado, subconjuntos de características mais pequenos contribuem para modelos de classificação menos complexos que podem aumentar a capacidade de adaptação do modelo a dados novos. Por outro lado, subconjuntos de características maiores retêm mais informação acerca dos padrões EEG específicos para cada indivíduo mas aumentam o risco de treino excessivo (*overfitting*) [28]. Com o objectivo de construir um modelo de classificação online¹²⁷ para uma ICM baseada em biotelemetria, o algoritmo *AGV* deverá ser preferido em detrimento do algoritmo *SID*, pois o primeiro parece capaz de discriminar as tarefas motoras utilizadas recorrendo a um menor número de características (o que geralmente leva a um menor número de eléctrodos).

Na discriminação de tarefas motoras através das bandas de frequência, as bandas 8-12 Hz e 10-14 Hz, e os eléctrodos C3 e C4 foram seleccionados frequentemente por ambos os algoritmos, o que reflecte a reactividade do ritmo rolandico Miu às tarefas de imaginação de movimento [29]. A relevância de alguns eléctrodos no lóbulo parietal (e.g. Pz) para a discriminação das tarefas motoras utilizadas foi também relatada anteriormente [18, 30]. As selecções de bandas de frequência segundo o algoritmo *AGV* correspondem, em média, a 3 eléctrodos seleccionados.

Numa primeira experiência, em que tarefas motoras foram discriminadas através de potenciais evocados, os eléctrodos centrais (e.g. C3, C4) e parietais (e.g. P3, Pz, P4) foram seleccionados frequentemente. Estes eléctrodos podem reflectir a importância das áreas sensório-motoras primárias e áreas motoras posteriores como fontes de potenciais evocados pela imaginação de movimento (i.e. *MRP*) [18]. Contudo, as elevadas frequências de selecção encontradas para os eléctrodos P7 e P8 sobre os lóbulos parietal-temporal, e os eléctrodos O1 e O2 sobre o lóbulo occipital, levantaram a

¹²⁷ Numa utilização online o classificador prediz o grupo a que pertencem as novas amostras (i.e. não utilizadas no processo de treino do classificador) e permitem que a ICM apresente ao indivíduo o feedback da sua performance.

suspeita de selecção de potenciais evocados devidos a mecanismos cerebrais relacionados com a visão (i.e. *VEP*). Estes resultados motivaram a realização duma segunda experiência, que ao contrário da anterior, apresentou estímulos visuais balanceados no campo visual do indivíduo. Tendo em conta a organização das ligações nervosas do sistema visual, as setas utilizadas na Experiência 2 são susceptíveis de activar os lóbulos occipitais esquerdo e direito de forma equivalente, dando origem a respostas visuais com menor poder discriminativo entre as setas para a esquerda e as setas para a direita. Os resultados da selecção de características na Experiência 2 revelaram uma diminuição da frequência de selecção nos eléctrodos P7, P8, O1 e O2. Simultaneamente, os erros de classificação das imaginações motoras da mão esquerda vs. mão direita registaram um aumento significativo na Experiência 2. Na Experiência 1, as formas de onda dos potenciais evocados lateralizados (*ERL*) demonstraram ainda duas componentes com aparente origem visual, nos eléctrodos P7, P8 e O2, e com distribuição contralateral ao estímulo: uma com polaridade negativa e latência de 150 ms; outra com polaridade positiva e latência de 300 ms. Enquanto a componente de polaridade negativa apresenta muitas semelhanças (latência e distribuição espacial) com a componente N1 (ver Figura 5.2), a identidade da componente positiva não é tão evidente. Embora a distribuição espacial desta última componente seja semelhante à da componente P2, a sua latência é superior, o que pode ser devido à sobreposição doutras componentes (ver Figura 5.2). As componentes N1 e P2 são geralmente encontradas em locais parietais e occipitais em resposta a estímulos visuais [5]. Ambas as componentes têm sido associadas a mecanismos de baixo nível (i.e. detecção do estímulo, sua cor e luminosidade) que também são modulados pela atenção espacial [10]. Na Experiência 2, as duas componentes identificadas apresentaram uma latência ligeiramente superior e amplitudes semelhantes em resposta a ambas as setas, o que resultou em amplitudes de lateralização inferiores às da Experiência 1. Assim, estas componentes parecem ter sido moduladas pela organização espacial dos estímulos visuais. Estes resultados deverão estar na origem dos erros de classificação mais baixos e das frequências de selecção mais elevadas nos eléctrodos P7, P8, O1 e O2 na Experiência 1. Simultaneamente, os estímulos visuais empregues na Experiência 2 desvendaram um ligeiro desvio negativo nos eléctrodos centrais C3 e C4 (Figura 5.13c) com latência superior aos desvios N1 e P2. Esta diferença de latência sugere a existência de componentes laterais relativas a mecanismos cerebrais diferentes: componentes parietais e occipitais precoces (150-300 ms depois do estímulo) que

parecem reflectir as alterações de estimulação visual, e uma componente central tardia (400 ms depois do estímulo) em resposta à imaginação de movimento. Contudo, deve ser referido que não foram encontradas evidências da detecção de potenciais evocados motores em qualquer das experiências realizadas.

Os resultados apresentados demonstram que o algoritmo AGV é capaz de identificar um conjunto de eléctrodos/bandas de frequências capazes de discriminar imaginação de movimento da mão esquerda vs. mão direita. Conjuntos de apenas 3 eléctrodos foram seleccionados em média, por isso compatíveis com o máximo de 5 canais disponíveis no sistema de biotelemetria apresentado no capítulo 3.

O arranjo espacial de setas indicadoras de movimento no campo visual demonstra ser capaz de modular as componentes dos potenciais evocados visuais. A presença destes potenciais pode resultar numa má selecção de características em vários estudos que empreguem estímulos visuais assimétricos [15-17, 31]¹²⁸, caso os potenciais evocados com latência inferior a 400 ms sejam utilizados como características. Não obstante, a detecção destes potenciais evocados pelos estímulos visuais confirma que o indivíduo está realmente a fixar o olhar no paradigma e pode também servir para detectar se o indivíduo está efectivamente a prestar atenção. Em 1977, Vidal propôs uma interface cérebro-máquina baseada nos potenciais evocados visuais para navegação do cursor num labirinto [32]. Desde então, muitas ICM foram propostas para detectar o foco da atenção ou simplesmente a fixação do olhar num ecrã, quer utilizando os potenciais evocados visuais em estado estacionário (*SSVEP*) [33-34], quer utilizando os potenciais evocados visuais transitórios [35-36]. Contudo, este comportamento fisiológico pode ainda ser usado como um mecanismo de entrada para o algoritmo de classificação, por exemplo, para avaliar se o indivíduo está realmente a prestar atenção ao paradigma e assim validar a detecção duma intenção de movimento. Estudos recentes têm descrito mecanismos relacionados com a direcção de movimento que apresentam distribuições temporais e espaciais algo semelhantes às componentes N1 e P2 identificadas [35, 37]. Este comportamento fisiológico poderá ser adoptado pela interface cérebro-máquina na descodificação da direcção do movimento [35], ou utilizado de forma criativa e simultaneamente às abordagens existentes. Desta forma, é possível aumentar o número de dimensões sob controlo numa ICM, ou tornar as ICM existentes mais robustas.

¹²⁸ Os estudos referidos utilizaram medidas das amplitudes dos ritmos sensório-motores e por isso não estão tão sujeitos à selecção errónea referida.

5.8 Referências

- [1] C. Neuper and W. Klimesch, Progress in Brain Research - Event-Related Dynamics of Brain Oscillations, C. Neuper and W. Klimesch, Eds.: Elsevier Science, 2006.
- [2] P. L. Nunez and R. Srinivasan, Electric Fields of the Brain - The Neurophysics of EEG, Segunda ed.: Oxford University Press, 2006.
- [3] E. Niedermeyer and F. L. da Silva, Electroencephalography: Basic principles, clinical applications and related fields, Quinta ed., Ernst Niedermeyer and Fernando Lopes da Silva, Eds.: Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
- [4] Steven J. Luck, An Introduction to the Event-Related Potential Technique, Cognitive Neuroscience ed., Michael S. Gazzaniga, Ed. Cambridge MA, USA: The MIT Press, 2005.
- [5] E. Wascher and B. Wauschkuhn, "The interaction of stimulus- and response-related processes measured by event-related lateralizations of the EEG," *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, vol. 99, pp. 149-162, 1996.
- [6] S. T. Grafton, L. Fadiga, M. A. Arbib, and G. Rizzolatti, "Premotor cortex activation during observation and naming of familiar tools," *Neuroimage*, vol. 6, p. 231-236, 1997.
- [7] S. Y. Kruglikov and S. J. Schiff, "Interplay of EEG phase and auditory evoked neural activity," *Journal of Neuroscience*, vol. 23, pp. 10122-10127, 2003.
- [8] Walter J. Hendelman, Atlas of functional neuroanatomy, Segunda ed. USA: CRC Press, 2006.
- [9] F. H. Netter, J. A. Craig, J. Perkins, J. T. Hansen, and B. M. Koepfen, Atlas of Neuroanatomy and Neurophysiology. USA: Icon Custom Communications, 2002.
- [10] S. Makeig et al., "Functionally independent components of early event-related potentials in a visual spatial attention task," *Philosophical Transactions of The Royal Society B*, vol. 354, pp. 1135-1144, 1999.
- [11] S. A. Hillyard, E. K. Vogel, and S. J. Luck, "Sensory gain control (amplification) as a mechanism of selective attention: electrophysiological and neuroimaging evidence," *Phil.Trans. R. Soc. Lond. B*, vol. 353, pp. 1257-1270, 1998.
- [12] M. M. Muller and S. Hillyard, "Concurrent recording of steady-state and transient event-related potentials as indices of visual-spatial selective attention," *Clinical Neurophysiology*, vol. 111, pp. 1544-1552, Junho 2000.
- [13] S. J. Luck, G. F. Woodman, and E. K. Vogel, "Event-related potential studies of attention," *Trends in Cognitive Sciences*, vol. 4, no. 11, pp. 432-440, Novembro 2000.
- [14] G. Pfurtscheller and C. Neuper, "Motor imagery and direct brain-computer communication," *Proc. IEEE*, vol. 89, no. 7, pp. 1123-1134, 2001.
- [15] G. Pfurtscheller, C. Neuper, D. Flotzinger, and M. Pregenzer, "EEG-based discrimination between imagination of right and left hand movement," *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 103, pp. 642-651, 1997.
- [16] C. Guger et al., "Rapid Prototyping of an EEG-Based Brain-Computer Interface (BCI)," *IEEE Trans. on Neur. Syst. and Rehab. Eng.*, vol. 9, no. 1, pp. 49-58, Março 2001.
- [17] O. Dehzangi, M. Z. Jahromi, and S. Taheri, "High Performance Classification of Two Imagery Tasks in the Cue-Based Brain Computer Interface," *Pattern Recognition in Bioinformatics*, J.C. Rajapakse, B. Schmidt, and G. Volkert, Eds.: Springer, 2007, pp. 378-390.
- [18] C. Babiloni et al., "Human movement-related potentials vs desynchronization of EEG alpha rhythm: A high-resolution EEG study," *NeuroImage*, vol. 10, pp. 658-665, 1999.
- [19] B. Blankertz et al., "Boosting Bit Rates and Error Detection for the Classification of Fast-Paced Motor Commands Based on Single-Trial EEG Analysis," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 11, no. 2, pp. 127-131, Junho 2003.

-
- [20] N. S. Dias, M. Kamrunnahar, P. M. Mendes, S. J. Schiff, and J. H. Correia, "Variable subset selection for brain-computer interface – PCA-based dimensionality reduction and feature selection," Proc. Int. Conf. on Bio-inspired Systems and Signal Processing, Porto, Portugal, 2009, pp. 35-40.
- [21] M. Krauledat et al., "Improving speed and accuracy of brain-computer interfaces using readiness potential features," Proc. of the 26th Annual Intern. Conf. of the IEEE EMBS, San Francisco, CA, USA, 2004, pp. 4511-4515.
- [22] X. Liao, Y. Dezhong, D. Wu, and C. Li, "Combining spatial filters for the classification of single-trial EEG in a finger movement task," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 54, pp. 821-831, 2007.
- [23] G. Dornhege, B. Blankertz, G. Curio, and K-R. Müller, "Boosting bit rates in noninvasive EEG single-trial classifications by feature combination and multiclass paradigms," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 51, no. 6, pp. 993-1002, Junho 2004.
- [24] R. Boostani, B. Graimann, M. H. Moradi, and G. Pfurtscheller, "A comparison approach toward finding the best feature and classifier in cue-based BCI," Medicine, Biology and Engineering Computing, vol. 45, p. 403–412, 2007.
- [25] S. J. Schiff, "Dangerous Phase," Neuroinformatics, vol. 3, pp. 315-318, 2005.
- [26] B. Flury, A first course in multivariate statistics. New York, USA: Springer, 1997.
- [27] R. A. Johnson and D. W. Wichern, Applied Multivariate Statistical Analysis. New Jersey, USA: Prentice Hall, 1998.
- [28] R. O. Duda, P. E. Hart, and D. G. Stork, Pattern Classification, Segunda ed. USA: John Wiley & Sons, 2001.
- [29] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, D. J. McFarland, G. Pfurtscheller, and T. M. Vaughan, "Brain-computer interfaces for communication and control," Clinical Neurophysiology, vol. 113, no. 6, pp. 767-791, 2002.
- [30] S. Makeig et al., "Electroencephalographic brain dynamics following manually responded visual targets," PLoS Biology, vol. 2, no. 6, pp. 747-762, Junho 2004.
- [31] G. Pfurtscheller and C. Neuper, "Motor imagery and direct brain-computer communication," Proc. IEEE, vol. 89, no. 7, pp. 1123-1134, 2001.
- [32] J. J. Vidal, "Real-time detection of brain events in EEG," Proceedings of The IEEE, vol. 65, no. 5, pp. 633-641, Maio 1977.
- [33] B. Z. Allison et al., "Towards an independent brain-computer interface using steady state visual evoked potentials," Clinical Neurophysiology, vol. 119, p. 399–408, 2008.
- [34] Y. Wang, X. Gao, B. Hong, J. Chuan, and G. Shangkai, "Brain-computer interfaces based on visual evoked potentials," IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, vol. Setembro/Outubro, pp. 64-71, Setembro 2008.
- [35] F. Guo, B. Hong, X. Gao, and S. Gao, "A brain-computer interface using motion-onset visual evoked potential," Journal of neural engineering, vol. 5, p. 477–485, 2008.
- [36] P-L. Lee, J-C. Hsieh, C-H. Wu, K-K. Shyu, and Y-T. Wu, "Brain computer interface using flash onset and offset visual evoked potentials," Clinical Neurophysiology, vol. 119, p. 605–616, 2008.
- [37] Y. Wang and S. Makeig, "Predicting Intended Movement Direction Using EEG from Human Posterior Parietal Cortex," in HCI International, San Diego, CA, USA, 2009.

6 Conclusões

O trabalho apresentado nesta tese tem como objectivo geral o desenvolvimento duma interface cérebro-máquina (ICM) baseada num sistema de biotelemetria e em eléctrodos secos. Relativamente aos sistemas convencionais de aquisição de electroencefalograma (EEG), pretendia-se:

- i. diminuir o tempo de preparação dos indivíduos para utilização duma ICM – sem recorrer a gel electrólito nem efeito abrasivo;
- ii. permitir utilizações prolongadas duma ICM – sem degradação da qualidade do sinal;
- iii. restaurar a liberdade de movimentos aos indivíduos monitorizados – através duma ligação sem fios entre a touca e a plataforma de processamento dos sinais;
- iv. reduzir o número de eléctrodos necessários à utilização duma ICM baseada na imaginação de movimentos – através da selecção de características.

Os resultados apresentados nesta tese debruçaram-se sobre os referidos objectivos apresentando as seguintes soluções:

- i. eléctrodo seco para aquisição de biopotenciais;
- ii. um sistema de biotelemetria;
- iii. algoritmos capazes de reduzir o número de eléctrodos necessários numa ICM.

6.1 Eléctrodo seco para aquisição de biopotenciais

Esta tese apresentou uma alternativa aos eléctrodos convencionais para aquisição de EEG – um novo eléctrodo baseado em microagulhas capaz de penetrar na camada mais externa e isolante da pele (*stratum corneum*), e por isso, dispensando a utilização do gel electrolítico e a prévia preparação da pele (e.g. efeito abrasivo). O método de corrosão em solução aquosa por debaixo da máscara permitiu fabricar microagulhas com uma largura de 200 μm e uma altura de 100-200 μm . O eléctrodo desenvolvido em matriz de 4x4 microagulhas foi revestido com filmes finos de óxido de irídio (IrO), o que permite desenvolver eléctrodos para aquisição de biopotenciais (e.g. EEG, EOG, ECG, EMG), estimulação eléctrica funcional (e.g. FES) ou ambos, ajustando o fluxo de oxigénio presente na deposição de IrO. Este material garante ainda uma elevada biocompatibilidade e elevada resistência à corrosão.

Em conclusão, os eléctrodos com microagulhas revestidos a IrO constituem uma melhor opção do que os eléctrodos convencionais de Ag/AgCl para utilizações prolongadas pois apresentam elevada biocompatibilidade, elevada resistência à corrosão e os fluidos da epiderme constituem um electrolítico em constante renovação. Adicionalmente, os novos eléctrodos permitem encurtar o tempo de preparação dos indivíduos, devido às microagulhas que trespassam a camada isolante da pele.

6.2 Sistema de biotelemetria para ICM

Um sistema de biotelemetria, de dimensões reduzidas (para permitir integração num boné), transforma a monitorização convencional do EEG numa prática mais atraente em aplicações clínicas, como por exemplo, no estudo de doentes epilépticos¹²⁹ e doenças neurodegenerativas. Tal sistema favorece ainda a generalização do EEG às aplicações tradicionais da ICM (e.g. teclado virtual, próteses neuronais), e também a interfaces destinados ao entretenimento, desporto e realidade virtual, pois restaura a mobilidade dos indivíduos [1].

Esta tese apresentou o desenvolvimento dum sistema de biotelemetria para aplicações biomédicas, mais especificamente para a interface cérebro-máquina (ICM), através da aquisição do EEG. O sistema de biotelemetria desenvolvido é capaz de adquirir sinais de 5 canais, com 16 bits de resolução, a uma taxa de amostragem de 1000 amostras/s, transmitir dados a uma velocidade máxima de 250 kbps com alcance de 10 m e consumo energético de 107 mW. Apesar do protótipo actual apresentar

¹²⁹ O estudo da epilepsia requer normalmente monitorizações durante um período de vários dias.

dimensões algo elevadas ($9 \times 8.5 \times 1 \text{ cm}^3$) a sua miniaturização deverá ser realizada em trabalho futuro.

Este sistema é proposto para permitir maior mobilidade ao indivíduo/paciente, mantendo o poder de processamento dum computador pessoal para analisar os sinais recebidos.

6.3 Selecção de eléctrodos e personalização da ICM

Em geral, um sistema de biotelemetria dispõe de recursos mais limitados para a aquisição de biopotenciais (e.g. número de canais, taxa de amostragem, energia) do que um sistema convencional para aquisição de EEG. Assim, a aplicação dos sistemas de biotelemetria numa ICM, com abordagem de reconhecimento de padrões (i.e. não obriga a treino excessivo do indivíduo), requer prévia minimização e personalização dos recursos necessários a cada indivíduo. Enquanto os requisitos da taxa de amostragem e do consumo energético não são específicos dum indivíduo, os eléctrodos utilizados variam de indivíduo para indivíduo e por isso foram alvo de especial atenção.

Esta tese apresentou dois algoritmos (*across-group variance* – AGV; e selecção iterativa discriminante – SID) desenvolvidos para a selecção de eléctrodos/características em dados de calibração de ICM, baseada em tarefas de imaginação motora. Os algoritmos AGV e SID foram testados e comparados com outros algoritmos frequentemente utilizados em ICM (*recursive feature elimination* – RFE; algoritmo genético – AG; e *relief*), na discriminação entre as tarefas de imaginação motora da mão direita e do pé direito. A actividade dos ritmos sensório-motores contida na banda de frequências 8-30 Hz foi analisada para cada um dos 118 eléctrodos disponíveis. Ambos os algoritmos desenvolvidos demonstraram melhor capacidade, do que os algoritmos existentes, para identificar os eléctrodos que melhor caracterizam as referidas tarefas motoras. Os eléctrodos C3, Cz e C4, que se situam próximos do córtex sensório-motor (reactivo às imaginações motoras utilizadas), foram seleccionados frequentemente pelos algoritmos AGV e SID. Enquanto o algoritmo AGV se destacou pela melhor capacidade discriminativa (erro médio de classificação de 18.5%), o algoritmo SID demonstrou maior redução do número de eléctrodos (redução para 12.7% dos 118 eléctrodos iniciais) do que os outros algoritmos em comparação.

6.4 ICM implementadas

A performance dos algoritmos desenvolvidos foi ainda demonstrada numa ICM implementada para simultaneamente: identificar os eléctrodos necessários à

discriminação de movimentos da mão esquerda vs. mão direita; e testar o efeito de diferentes estímulos visuais nos eléctrodos e características seleccionadas.

Numa primeira experiência foram usados estímulos visuais convencionalmente utilizados em sessões de calibração duma ICM baseada em tarefas motoras: setas que se estendem para a esquerda ou para a direita, a partir do ponto de fixação (centro do ecrã) [2-3].

O algoritmo *AGV* alcançou precisões de classificação entre mão esquerda e mão direita significativamente mais elevadas do que as precisões de classificação do algoritmo *SID*. A discriminação mão esquerda vs. mão direita revelou um número de características seleccionadas (e correspondentes eléctrodos) pelo algoritmo *AGV* significativamente menor do que o algoritmo *SID*.

Tal como esperado, os eléctrodos C3 e C4 sobre o córtex sensório-motor, foram seleccionados para discriminar a actividade dos ritmos sensório-motores Alfa e Beta em resposta às referidas imaginações motoras.

Na discriminação de potenciais evocados, a tendência do erro de classificação e do número de características/eléctrodos seleccionados para os algoritmos *AGV* e *SID* verificou-se novamente. No entanto, a selecção dos eléctrodos P7, P8, O1 e O2, frequentemente usados para detectar mecanismos visuais [4], levaram à realização duma segunda experiência.

Na Experiência 2, as setas apontaram para a direita ou para a esquerda tal como na Experiência 1, indicando a imaginação de movimento da mão direita ou da mão esquerda respectivamente. No entanto, as setas usadas na Experiência 2 foram balanceadas (i.e. simétricas) entre as metades esquerda e direita do campo visual do indivíduo. Consequentemente, a Experiência 2 levou a um aumento significativo do erro de classificação. A inspecção das formas de onda dos potenciais evocados pela estimulação visual, em cada experiência, revelou duas componentes posteriores contralaterais: uma negativa com latência de 150-230 ms; e outra positiva com latência 300-380 ms. Ambas as componentes apresentaram amplitudes mais elevadas nos eléctrodos P7, P8, O1 e O2 relativamente a outros eléctrodos. Os potenciais evocados lateralizados (*ERLs*) demonstraram que as amplitudes destas componentes foram atenuadas pela estimulação visual simétrica relativamente à estimulação visual assimétrica. Não foram encontradas evidências da detecção de potenciais evocados motores.

A média dos resultados individuais permite concluir que o algoritmo *AGV* é capaz de discriminar ritmos sensório-motores, em resposta à imaginação de movimento da mão esquerda vs. mão direita, com apenas 3 eléctrodos. Os conjuntos de eléctrodos calculados facilitam a utilização do sistema de biotelemetria desenvolvido em aplicações de ICM.

Adicionalmente foi demonstrado que, empregando estímulos visuais balanceados ou símbolos simétricos tais como letras, pode ajudar a proteger contra paradigmas em que o algoritmo de selecção da ICM detecta apenas os estímulos visuais em vez de detectar a intenção motora do indivíduo. Por outro lado, o uso criativo de potenciais evocados visuais para detectar a fixação do olhar ou o foco da atenção, bem como as suas relações causais e de latência relativamente à intenção motora, apresenta perspectivas promissoras para melhorar a performance das ICM, que permanecem pouco exploradas.

6.5 Trabalho futuro

Relação altura/largura das microagulhas

Os eléctrodos desenvolvidos ao longo deste trabalho, apresentam matrizes de 4×4 microagulhas, em que a relação altura/largura das microagulhas foi de 0.5-1. Com o objectivo de aumentar a densidade de microagulhas em cada eléctrodo e facilitar a sua penetração na camada mais externa da pele, pretende-se obter microagulhas com razão altura/largura mais elevada (e.g. 2-4), através da redução da largura. Para isto, deverão ser consideradas no futuro as seguintes técnicas: a combinação das corrosões anisotrópica e isotrópica; a utilização de processos com melhor controlo da direcção de corrosão como o *deep RIE* [5].

Miniaturização do sistema de biotelemetria

O sistema de biotelemetria apresentado no capítulo 3 é ainda um protótipo que foi fabricado com a intenção de testar os vários circuitos projectados. O trabalho futuro neste sistema de biotelemetria irá incidir na redução das suas dimensões actuais ($9 \times 8.5 \times 1 \text{ cm}^3$) através da montagem de componentes electrónicos superficiais e fabrico dos circuitos de aquisição recorrendo à microelectrónica de forma semelhante ao sistema desenvolvido anteriormente [6]. Assim, o sistema de biotelemetria resultará num sistema híbrido, semelhante a alguns sistemas existentes apresentados no capítulo 3, que poderá resultar numa solução de compromisso que beneficia de algumas

vantagens dos sistemas *COTS* e de algumas vantagens dos sistemas totalmente personalizados.

A utilização de baterias integradas no silício poderá também contribuir para uma redução substancial do tamanho deste sistema. Em alternativa, a utilização de novas fontes de energia poderá constituir uma mais-valia para o sistema de biotelemetria, como por exemplo, a energia termoelétrica proveniente do gradiente entre a temperatura corporal e a temperatura do exterior [7], ou a energia solar para utilizações no exterior.

Seleção vs. busca exaustiva de eléctrodos/características

Os algoritmos de selecção de características calculam conjuntos de eléctrodos/características que constituem boas soluções para caracterizar as tarefas de imaginação motora, no conjunto de dados disponível. Contudo, não há garantia que o conjunto de eléctrodos/características calculado seja óptimo para a discriminação em causa (e.g. mão esquerda vs. mão direita). No futuro, pretende-se implementar um método de optimização sistemática para fazer uma procura exaustiva do melhor conjunto de eléctrodos/características entre todas as combinações possíveis [8]. Apesar de este método envolver períodos longos de computação, irá permitir avaliar a fiabilidade dos vários algoritmos de selecção disponíveis.

Potenciais evocados motores e preparação do movimento

Entre os potenciais evocados motores utilizados em ICM, o potencial de preparação lateralizado (*lateralized readiness potential – LRP*) é frequentemente utilizado para caracterizar várias tarefas motoras [9-11]. Alguns estudos alertam para a possibilidade de o *LRP* não ser detectável, caso o estímulo de preparação para o movimento não seja informativo acerca do tipo de movimento a executar. Uma vez que não foram encontradas evidências da detecção de potenciais evocados motores (*MRPs*) nos resultados apresentados no capítulo 5, o paradigma experimental utilizado (ver Figura 6.1a, Figura 6.1b e Figura 6.1c) deverá ser alterado para que o indivíduo possa preparar antecipadamente o movimento. Em futuras experiências, o estímulo inicial irá apresentar uma seta com informação acerca do movimento a executar posteriormente (Figura 6.1d) e passados 3 s será apresentado um segundo estímulo (Figura 6.1e) que indica o início da tarefa motora.

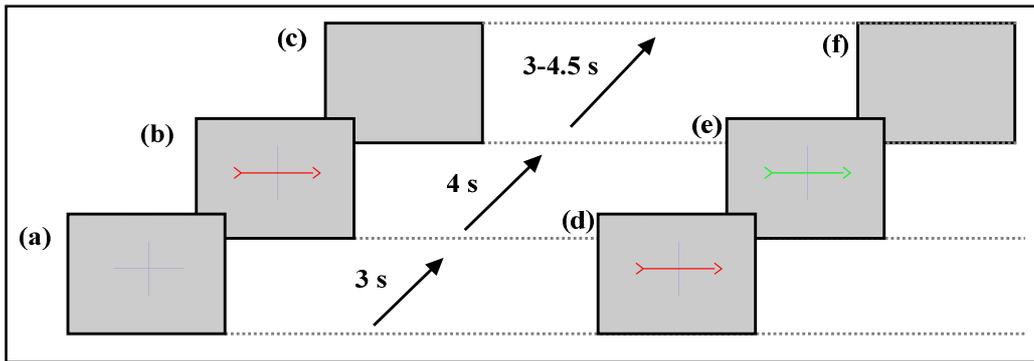


Figura 6.1 – Paradigmas de estimulação visual e linha de tempo usados na: Experiência 2, figuras (a), (b) e (c); em futuras experiências, figuras (d), (e) e (f).

Estacionariedade do electroencefalograma

Geralmente, assume-se que a actividade espontânea do EEG segue um processo estacionário¹³⁰ durante curtos períodos de tempo (i.e. 10 s no máximo) quando o indivíduo não está empenhado em nenhuma tarefa específica (em repouso) [12]. Numa ICM, o sinal EEG é considerado não-estacionário à escala do período de imaginação (e.g. devido à execução das tarefas motoras) e aproximadamente estacionário em cada janela temporal. A fim de se considerar as características dinâmicas do EEG durante o período de imaginação motora, as técnicas de controlo baseadas em modelos deverão ser aplicadas no futuro. A utilidade da modelação auto-regressiva para captar as propriedades dinâmicas do electroencefalograma durante o período de imaginação motora tem sido amplamente demonstrada [13-15].

O sinal EEG pode ainda ser não-estacionário em consequência: da plasticidade cerebral devida à experiência que o indivíduo vai adquirindo na execução das tarefas motoras; da alteração do estado cognitivo do indivíduo ao longo do tempo (variações da atenção e motivação); da transição entre a fase de calibração e a operação online numa ICM. No futuro, modelos de classificação adaptável serão considerados para ajustar a performance da ICM às variações dinâmicas dos padrões cerebrais do indivíduo [16].

Imaginações motoras cinestésicas vs. imaginações motoras visuais

Têm sido publicados resultados que apontam para padrões tempo-frequência de EEG, registados durante a imaginação motora, com grande variabilidade entre indivíduos [17]. Factores como a atenção, concentração e a organização cortical específica de cada indivíduo podem influenciar a performance individual [18]. Contudo,

¹³⁰ Num processo estocástico, uma série temporal é estacionária, no sentido lato, se os seus dois primeiros momentos (média e variância) não variam com o tempo e a sua função auto-covariância depende apenas do intervalo de tempo entre duas amostras do processo; mais detalhes sobre processos estocásticos em biopotenciais podem ser encontrados em [12].

variações nas estratégias mentais adoptadas pelos indivíduos na execução da imaginação motora podem também contribuir para a variabilidade inter-individual. Quando os indivíduos não são especificamente instruídos acerca da estratégia mental a adoptar, cada indivíduo pode imaginar-se: a executar o movimento em causa dum ponto de vista interior ao seu corpo – imaginação cinestésica¹³¹; ou alternativamente imaginar-se a si próprio ou outra pessoa a executar o dito movimento dum ponto de vista externo ao seu corpo – imaginação visual [19]. As duas formas distintas de realizar a imaginação motora estão também associadas a diferentes padrões de activação sensorio-motora, que quando gerados por imaginação motora cinestésica são aparentemente mais evidentes e mais parecidos com os padrões sensorio-motores dos movimentos explícitos [19-20]. Assim, no futuro a estratégia cinestésica deverá ser especificamente recomendada aos indivíduos pois permitirá que pessoas com incapacidade física e pessoas saudáveis possam controlar uma ICM através da mesma estratégia mental e permitirá melhorar a performance da mesma.

Potência dos testes estatísticos

Os resultados apresentados nesta tese foram avaliados através de testes de significância, contudo a potência destes foi geralmente bastante inferior a 1. Assim, uma das principais preocupações futuras será o número de indivíduos necessários para que os resultados apresentem maior significância. Para um nível de confiança de 95%, os resultados que atingiram significância estatística apresentaram uma potência de teste hipotética aproximadamente igual a 1, caso fossem considerados 10 indivíduos em vez de 5.

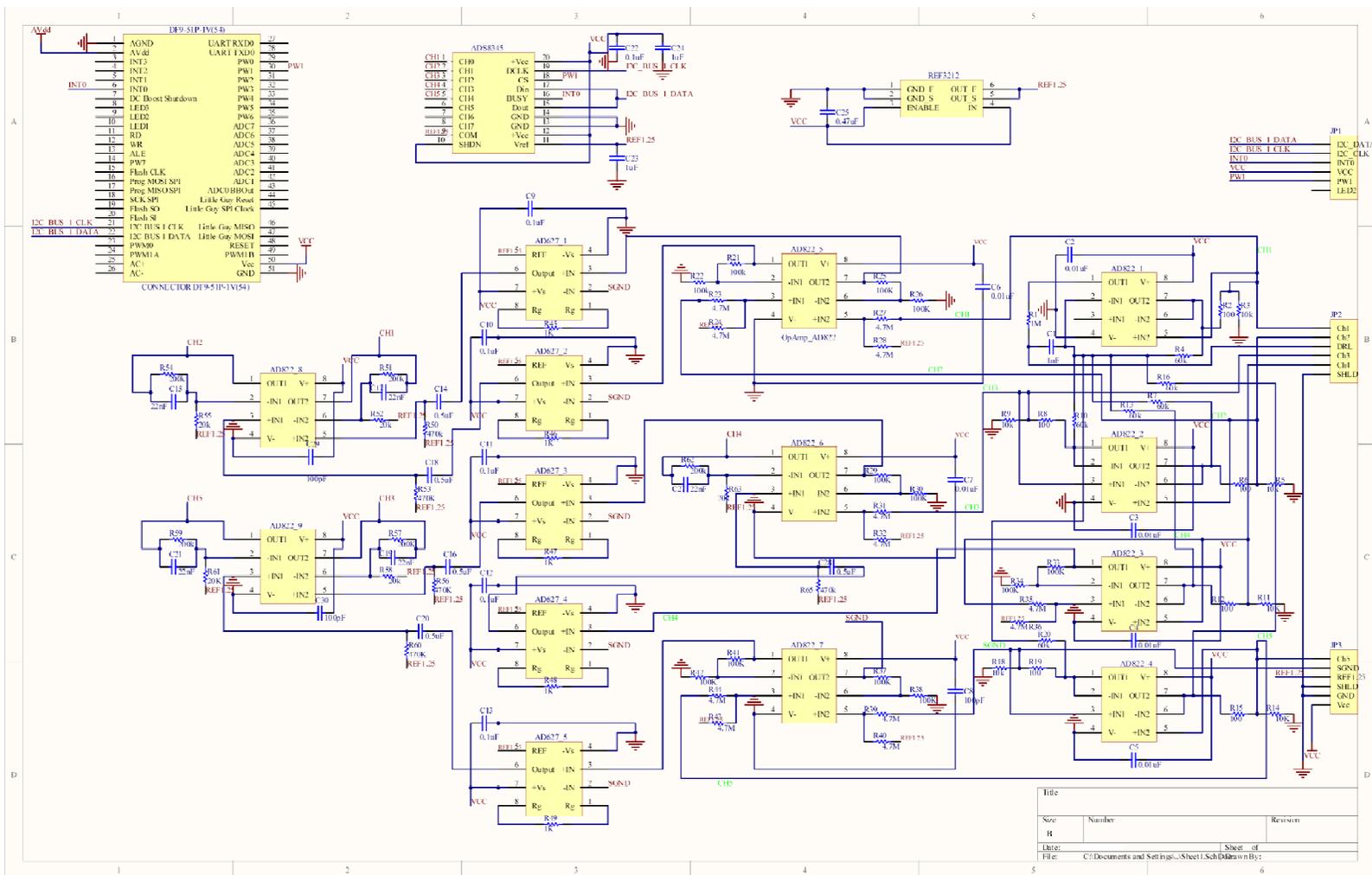
6.6 Referências

- [1] T. W. Berger et al., *Brain Computer Interfaces: an international assessment of research and development trends*, WTEC, Ed. USA: Springer, 2008.
- [2] G. Pfurtscheller, C Neuper, D Flotzinger, and M Pregenzer, "EEG-based discrimination between imagination of right and left hand movement," *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 103, pp. 642-651, 1997.
- [3] O. Dehzangi, M. Z. Jahromi, and S. Taheri, "High Performance Classification of Two Imagery Tasks in the Cue-Based Brain Computer Interface," in *Pattern Recognition in Bioinformatics*, J.C. Rajapakse, B. Schmidt, and G. Volkert, Eds.: Springer, 2007, pp. 378-390.
- [4] M. M. Muller and S. Hillyard, "Concurrent recording of steady-state and transient event-related potentials as indices of visual-spatial selective attention," *Clinical Neurophysiology*, vol. 111, pp.

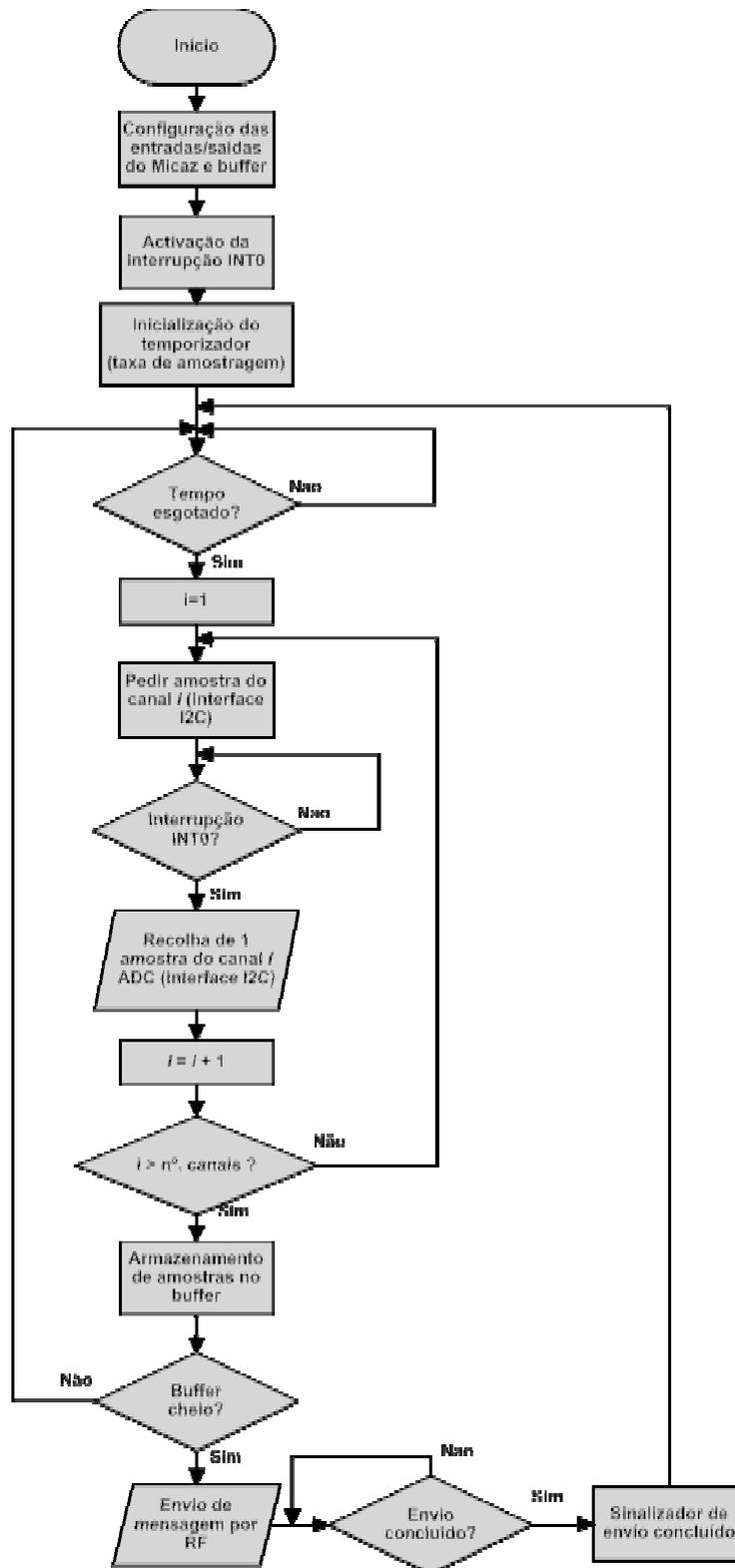
¹³¹ Cinestesia é o sentido pelo qual se tem a percepção dos membros, dos movimentos, peso, resistência e posição do próprio corpo, provocado por estímulos vindos dos proprioceptores (órgãos terminais sensitivos nos músculos, tendões, articulações que informam sobre movimento e posição corporal) [21].

- 1544-1552, Junho 2000.
- [5] P. Griss et al., "Micromachined Electrodes for Biopotential Measurements," *Journal of Microelectromechanical Systems*, vol. 10, no. 1, pp. 10-16, Março 2001.
- [6] J. P. Carmo et al., "A 2.4-GHz Low-Power/Low-Voltage Wireless Plug-and-Play Module for EEG Applications," *IEEE Sensors Journal*, vol. 7, no. 11, pp. 1524 - 1531, Novembro 2007.
- [7] L. M. Goncalves, C. Couto, P. Alpuim, and J. H. Correia, "Thermoelectric micro converters for cooling and energy-scavenging systems," *Journal Micromechanics and Microengineering*, vol. 18, no. 6, pp. 1-5, Junho 2008.
- [8] M. Kamrunnahar, N. S. Dias, and S. J. Schiff, "Optimization of Electrode Channels in Brain Computer Interfaces," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Conference 2009*, Minneapolis, MN, USA, 2009.
- [9] X. Liao, Y. Dezhong, D. Wu, and C. Li, "Combining spatial filters for the classification of single-trial EEG in a finger movement task," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 54, pp. 821-831, 2007.
- [10] G. Dornhege, B. Blankertz, G. Curio, and K-R. Müller, "Boosting bit rates in noninvasive EEG single-trial classifications by feature combination and multiclass paradigms," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 51, no. 6, pp. 993-1002, Junho 2004.
- [11] M. Krauledat et al., "Improving speed and accuracy of brain-computer interfaces using readiness potential features," *Proc. of the 26th Annual Intern. Conf. of the IEEE EMBS*, San Francisco, CA, USA, 2004, pp. 4511-4515.
- [12] L. Sornmo and P. Laguna, *Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications*, Primeira ed.: Academic Press, 2005.
- [13] M. Kamrunnahar, N. S. Dias, S. J. Schiff, and B. J. Gluckman, "Model-based Responses and Features in Brain Computer Interfaces," *Proc. of IEEE Engineering in Medicine and Biology Conference*, Vancouver, BC, Canada, 2008, pp. 4482-4485.
- [14] A. Schlögl, *The Electroencephalogram and the Adaptive Autoregressive Model: Theory and Applications*. Aachen, Germany: Shaker Verlag, 2000.
- [15] M. Ding, S. L. Bressler, W. Yang, and H. Liang, "Short-window spectral analysis of cortical event-related potentials by adaptive multivariate autoregressive modeling: data preprocessing, model validation, and variability assessment," *Biological Cybernetics*, vol. 83, pp. 35-45, 2000.
- [16] C. Vidaurre, A. Schlögl, R. Cabeza, R. Scherer, and G. Pfurtscheller, "Study of On-Line Adaptive Discriminant Analysis for EEG-Based Brain Computer Interfaces," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 54, no. 3, pp. 550-556, Março 2007.
- [17] T. Wang, J. Deng, and B. He, "Classifying EEG-based motor imagery tasks by means of time-frequency synthesized spatial patterns," *Clinical Neurophysiology*, vol. 115, p. 2744-2753, 2004.
- [18] G. Pfurtscheller and C. Neuper, "Motor imagery and direct brain-computer communication," *Proc. IEEE*, vol. 89, no. 7, pp. 1123-1134, 2001.
- [19] C. Neuper, R. Scherer, M. Reinerd, and G. Pfurtscheller, "Imagery of motor actions: Differential effects of kinesthetic and visual-motor mode of imagery in single-trial EEG," *Cognitive Brain Research*, vol. 25, p. 668 - 677, 2005.
- [20] C. Kranczoch, S. Mathews, P. J. A. Dean, and A. Sterr, "On the equivalence of executed and imagined movements: evidence from lateralized motor and nonmotor potentials," *Human Brain Mapping*, disponível online (DOI: 10.1002/hbm.20748), 2009.
- [21] A. Houaiss, *Dicionário Houaiss da língua portuguesa*, Objectiva, Ed.: Instituto Antônio Houaiss, 2007.

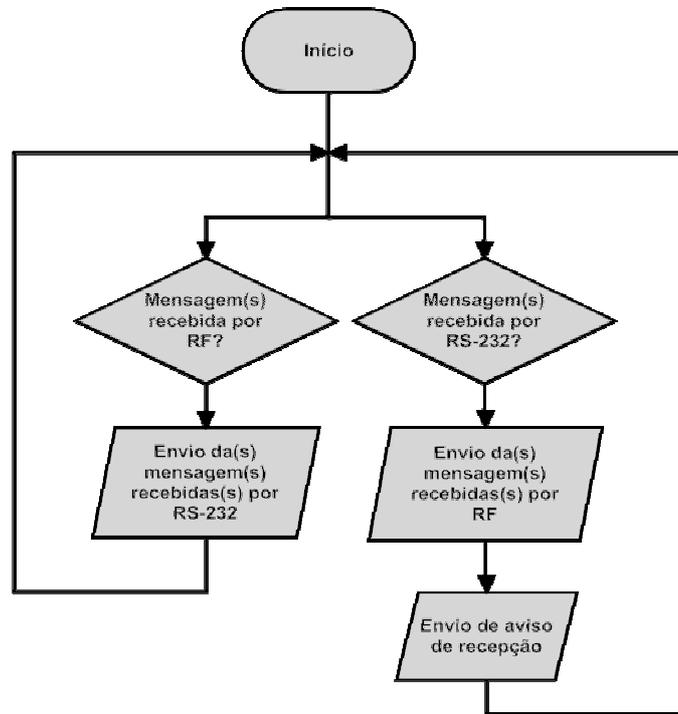
Anexo I - Esquema eléctrico do circuito de PCB para aquisição de biopotenciais



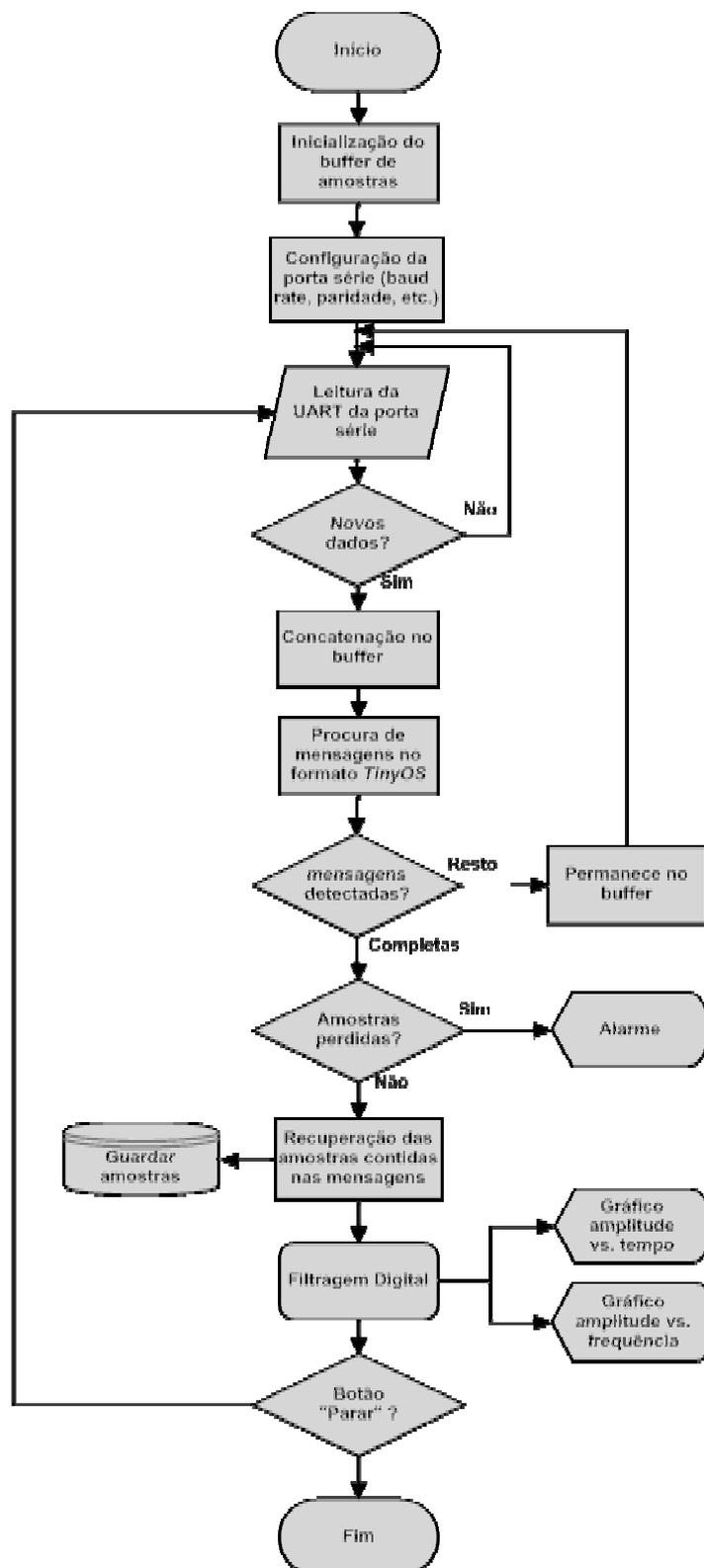
Anexo II.1 – Diagrama de fluxo da aplicação de interface ADC-Micaz®.



Anexo II.2 – Diagrama de fluxo da aplicação de interface entre RF e RS-232.



Anexo II.3 – Diagrama de fluxo da aplicação de gestão da *UART*.



Anexo III – Cálculo dos coeficientes de ponderação

Este anexo descreve o cálculo dos coeficientes de ponderação \mathbf{a} , em alternativa à abordagem de *Fisher*, que foi usado na seguinte transformação linear dos capítulos 4 e 5:

$$\mathbf{y}_i = \mathbf{X}\mathbf{a}$$

Em que \mathbf{y}_i é a função discriminante e \mathbf{X} é a matriz de variáveis discriminantes com média corrigida para zero. Inicialmente, utiliza-se a decomposição de valores singulares da matriz de covariância interna \mathbf{W} , o que resulta no seguinte produto de matrizes:

$$\mathbf{W} = \mathbf{UZU}^T$$

Em que \mathbf{Z} é uma matriz diagonal e \mathbf{U} aparece duas vezes porque as matrizes de covariância são simétricas. Para se obter um melhor sistema de coordenadas, o vector \mathbf{a} no quociente de *Fisher*:

$$\alpha = \frac{\mathbf{a}^T \mathbf{B} \mathbf{a}}{\mathbf{a}^T \mathbf{W} \mathbf{a}}$$

é substituído por $\mathbf{UZ}^{-1/2}\mathbf{U}^T \mathbf{v}$, resultando em:

$$\alpha = \frac{\mathbf{v}^T \mathbf{UZ}^{-1/2}\mathbf{U}^T \mathbf{B} \mathbf{UZ}^{-1/2}\mathbf{U}^T \mathbf{v}}{\mathbf{v}^T \mathbf{UZ}^{-1/2}\mathbf{U}^T \mathbf{W} \mathbf{UZ}^{-1/2}\mathbf{U}^T \mathbf{v}} = \frac{\mathbf{v}^T \mathbf{UZ}^{-1/2}\mathbf{U}^T \mathbf{B} \mathbf{UZ}^{-1/2}\mathbf{U}^T \mathbf{v}}{\mathbf{v}^T \mathbf{v}}$$

Em geral, para uma matriz simétrica \mathbf{H} , o máximo de $\mathbf{v}^T \mathbf{H} \mathbf{v}$ é alcançado para o primeiro vector singular $\mathbf{v} = \mathbf{v}_1$. De forma semelhante, a maximização de α pode ser calculada através da decomposição de valores singulares seguinte:

$$\mathbf{v}^T \mathbf{UZ}^{-1/2}\mathbf{U}^T \mathbf{B} \mathbf{UZ}^{-1/2}\mathbf{U}^T \mathbf{v} = \mathbf{V} \mathbf{H} \mathbf{V}^T$$

E o máximo de α é $\mathbf{v}_1^T \mathbf{V} \mathbf{H} \mathbf{V}^T \mathbf{v}_1 = \lambda_1$, que é o maior valor singular de \mathbf{H} . Se convertermos novamente para as coordenadas originais \mathbf{a} :

$$\mathbf{a} = \mathbf{UZ}^{-1/2}\mathbf{U}^T \mathbf{v}_1$$

o que equivale à primeira coluna de $\mathbf{UZ}^{-1/2}\mathbf{U}^T \mathbf{V}$. A mudança de coordenadas consiste em 3 transformações:

- i. \mathbf{U}^T é usado para mudar o sistema de coordenadas para que a matriz de covariância interna (\mathbf{W}) se transforme numa matriz diagonal (\mathbf{Z}) – O elipsóide de covariância externa correspondente é alinhado com os novos eixos coordenados;

- ii. O n -ésimo eixo coordenado é encolhido por um factor z_{nn} (valor da posição n na diagonal de \mathbf{Z});
- iii. Mudança para o sistema de coordenadas original.

Depois destas 3 transformações, a matriz de covariância interna (\mathbf{W}) foi encolhida para uma esfera unitária, normalizando a covariância interna dos grupos para permitir uma melhor avaliação do elipsoide da covariância entre grupos (\mathbf{B}). Através de \mathbf{v}_1 , os eixos principais de \mathbf{B} adquirem a magnitude λ_1 e a direcção de \mathbf{a} . O comprimento dos vectores \mathbf{v} anula-se no quociente α devido à sua presença simultânea no numerador e denominador.

Anexo IV – Artigos em revistas internacionais e capítulos de livros

Nuno S. Dias, Mst Kamrunnahar, Paulo M. Mendes, Steven J. Schiff, and Jose H. Correia, "Variable down-selection for Brain-Computer Interfaces," in *Biomedical Engineering Systems and Technologies*, Ana Fred, Joaquim Filipe, and Hugo Gamboa, Eds.: Springer Book Series, (aceite para publicação em Dezembro de 2009).

Abstract: A new formulation of principal component analysis (PCA) that considers group structure in the data is proposed as a variable down-selection method. Optimization of electrode channels is a key problem in brain-computer interfaces (BCI). BCI experiments generate large feature spaces compared to the sample size due to time limitations in EEG sessions. It is essential to understand the importance of the features in terms of physical electrode channels in order to design a high performance yet realistic BCI. The proposed algorithm produces a ranked list of original variables (electrode channels or features), according to their ability to discriminate movement imagery tasks. A linear discrimination analysis (LDA) classifier is applied to the selected variable subset. Evaluation of the down-selection method using synthetic datasets selected more than 83% of relevant variables. Classification of imagery tasks using real BCI datasets resulted in less than 19% classification error. AGV showed best classification performance with largest dimensionality reduction in comparison with other algorithms in common use.

J. P. Carmo, N. S. Dias, H. R. Silva, P. M. Mendes, C. Couto, J.H. Correia, "A 2.4-GHz Low-Power/Low-Voltage Wireless Plug-and-Play Module for EEG Applications", *IEEE SENSORS JOURNAL*, vol. 7, no. 11, pp. 1524 - 1531, November 2007.

(anexado na página seguinte)

A 2.4-GHz Low-Power/Low-Voltage Wireless Plug-and-Play Module for EEG Applications

João Paulo Carmo, *Student Member, IEEE*, Nuno Sérgio Dias, *Student Member, IEEE*, Helder Raul Silva, Paulo Mateus Mendes, *Member, IEEE*, Carlos Couto, *Senior Member, IEEE*, and José Higinio Correia, *Member, IEEE*

Abstract—This paper presents a plug-and-play module for wireless electroencephalogram (EEG) applications. The wireless module is composed by an electrode, processing electronics, a radio-frequency (RF) transceiver, and an associated antenna. The RF transceiver was fabricated in the UMC RF 0.18 μm CMOS process, and operates in the 2.4-GHz ISM band. The receiver has a sensitivity of -60 dBm and a power consumption of 6.3 mW from a 1.8 V supply. The transmitter delivers an output power of 0 dBm with a power consumption of 11.2 mW, for a range of 10 m. It is also presented the electrical performance and comparison between different electrodes for EEG applications, namely sputtered titanium nitride (TiN) electrodes, standard sintered silver/silver chloride (Ag/AgCl) ring electrodes and sputtered iridium oxide (IrO_2) electrodes. The experimental results show a better performance of the sputtered IrO_2 electrodes compared with the standard sintered Ag/AgCl ring electrodes. These results promise a new opportunity for the application of a dry IrO_2 electrodes in wireless modules for using in a wearable EEG braincap. These wireless EEG modules will allow patients to wear a brain cap and maintain their mobility, while simultaneously having their electrical brain activity monitored.

Index Terms—Plug-and-play module, radio frequency (RF) CMOS transceiver, wireless electroencephalogram (EEG), wireless sensors networks.

I. INTRODUCTION

WIRELESS monitoring of human-body signals, ranging from physiological to kinetic information, is an emerging field. Body area network (BAN) is one technology being used, which comprises smart sensors able to communicate wirelessly to a base station. A wireless electroencephalogram (EEG) will provide a breakthrough in the monitoring, diagnostics, and treatment of patients with neural diseases, as epilepsy [1]. A wireless EEG module composed by the neural electrodes (noninvasive and distributed in a braincap), processing electronics and a radio-frequency (RF) transceiver with an associated antenna, will be an important breakthrough in EEG diagnostic (see Fig. 1).

The RF transceiver (attached to an antenna) makes possible the data communication between the braincap and the external monitoring instrumentation used by health professionals. The RF transceiver must have low-power consumption, and small-

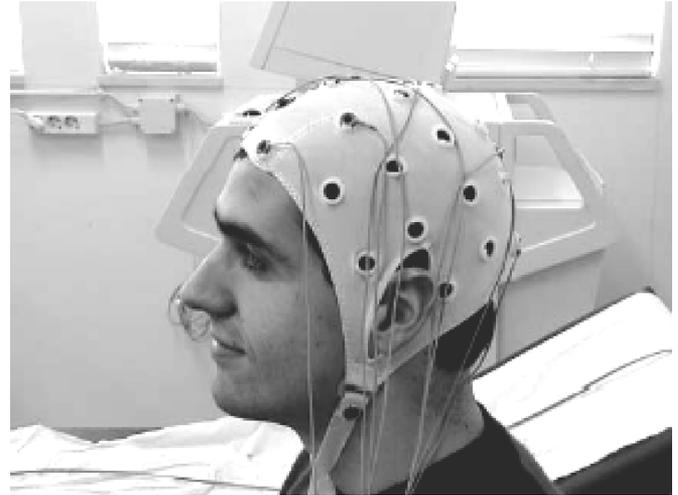


Fig. 1. Classic EEG braincap with Ag/AgCl electrodes and respective wires.

size so it can be assembled with an antenna and the EEG electrode. A coin-sized battery placed in the braincap powers the modules. The size-reduction achieved with these modules, make them suitable to be easily plugged and unplugged in the wireless EEG braincap according the medical doctors requirements.

II. RF CMOS TRANSCEIVER DESIGN

The UMC RF 0.18 μm CMOS process was used for the fabrication of a 2.4-GHz RF transceiver. This process has a poly layer and six metal layers, allowing integrated spiral inductors (with a reasonable quality factor), high resistor values (a special layer is available), and a low-power supply of 1.8 V. Therefore, a high on-chip integration is possible, in favor of better repeatability, as well as less pin count [2].

The transceiver consists of a receiver, a transmitter, and a frequency synthesizer. The receiver uses direct demodulation by means of envelope detection. It is enough to achieve a bit-error probability less than 10^{-6} with a sensitivity of -60 dBm, with a transmitted power of 0 dBm using ASK modulation.

A. Receiver

Fig. 2 shows the receiver's front-end schematic. The low-noise amplifier (LNA) is the first gain stage in the receiver path where the signal must be amplified as much as possible, with small signal-to-noise ratio (SNR) degradation. This is achieved with the smallest noise figure (NF).

The LNA is an inductively degenerated common source amplifier [3]. This allows the input impedance at 2.4 GHz to be tuned to 50Ω , for matching with antenna. Cascading transistor M_2 is used to increase the gain, to better isolate the output

Manuscript received January 14, 2007; revised July 9, 2007; accepted July 18, 2007. The associate editor coordinating the review of this paper and approving it for publication was Prof. Okyay Kaynak.

J. P. Carmo is with the Polytechnic Institute of Bragança, 5301-854 Bragança, Portugal (e-mail: jcarmo@ipb.pt).

N. S. Dias, H. R. Silva, P. M. Mendes, C. Couto, and J. H. Correia are with the Department of Industrial Electronics, University of Minho, 4800-058 Guimarães, Portugal.

Digital Object Identifier 10.1109/JSEN.2007.908238

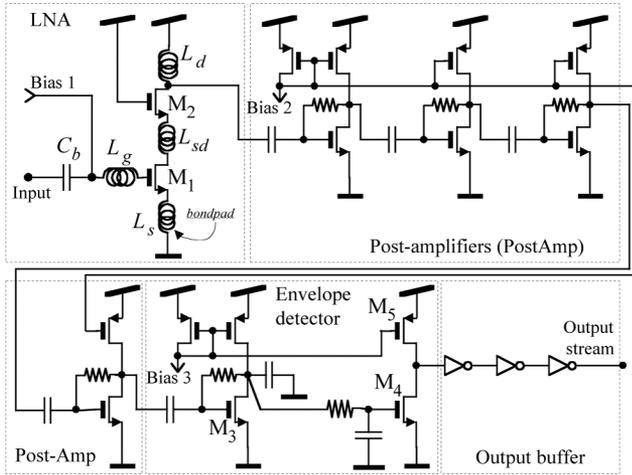


Fig. 2. The schematics of the receiver.

from input and to reduce the effect of M_1 's C_{gs} . The LNA may be switched to sleeping mode, by operation of the polarization stages. The same principle applies to the all subsystems of the transceiver. The inductance L_s is implemented with the bonding connection to the external PCB, which has been calculated to be 0.9 nH/mm [4]. The wires used to connect the die to an external PCB, with a RF substrate, have an inductance that adds to the LNA circuit. The use of the inductance L_{sd} , helps to reduce these effects.

A minimum RF level at the envelope detector is achieved by means of further amplification of the signal at the LNA output. This minimum level defines the receiver's sensitivity. The main idea of an envelope detector is as follows: an increasing of the voltage amplitude in the input amplifier, implies a decrease in the M_3 gate voltage (this keeps the branch current constant), meaning a decrease in the M_4 's gate voltage (after filtering), thus decreasing the transistor M_4 current itself. When this current reaches a point that cancels with the transistor M_5 mirror current, then the output capacitance starts to discharge and the output voltage goes to high.

B. Transmitter

The ASK modulated signal is generated by means of a switched power amplifier. The power amplifier has a cascade of five inverters, in order to drive the ASK output signal to the input of the power amplifier. The Fig. 3 shows the schematic of the power amplifier, as well as, the whole transmitter. The network L_1C_1 is tuned to the carrier frequency, while the network L_2C_2 reduces the emissions outside of the 2.4 GHz band.

C. Frequency Synthesizer

As depicted in Fig. 4(a), the PLL has a reference generator circuit with a crystal-based oscillator at 20 MHz, followed by a phase-frequency difference circuit (PFD) without dead zone, a current steering charge pump (CP), and a third-order passive filter. The passive section output is connected to the VCO that generates the desired frequency of 2.4 GHz. This frequency must be divided by 120 and connected to the PFD again, closing the loop.

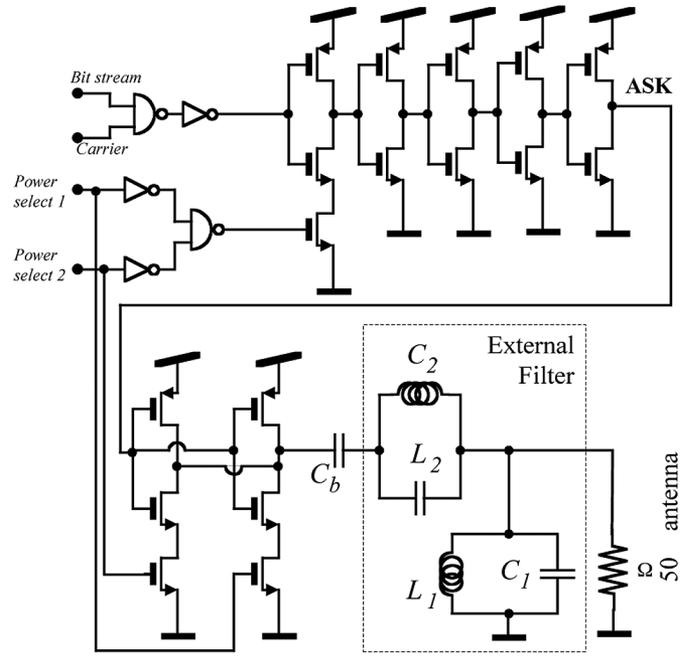


Fig. 3. The schematic of the transmitter.

In real PFDs, there is an offset around the zero phase difference, and a gain inversion region takes place for phase differences higher than $2\pi - \Delta$ rad. In this gain inversion region, the PFD outputs the wrong control signals increasing the phase and frequency differences between the inputs, and the lock time takes a sudden turn for the worse [5]. The implemented PFD has a linear gain in the range $[-\pi, +\pi]$, and a large constant gain in the range $[-2\pi, -\pi]$ and $[+\pi, +2\pi]$ [6]. This type of PFDs makes PLLs faster, compared with those using conventional PFDs.

The charge pump (CP) is of current steering type. This circuit avoids the conventional problem in CPs, which limits the opening and closing of current sources, in fact, in spite of being switched, the current is routing from the load to an alternative path, and from that path to the load.

A current starved ring oscillator was used as voltage controlled oscillator (VCO). Ring oscillators have more phase noise than LC oscillators. For overcoming this limitation, the bandwidth of the PLL must be high enough to "clean-up" the output spectrum around 2.4 GHz. A third-order passive filter, composed by a second-order section (C_1, C_2 , and R_2) and a first-order section (C_3 and R_3), providing an additional pole it is used. The first-order filter reduces spurs caused by the multiples of reference frequency, whose consequence is the increasing of the phase noise at the output. The stability is guaranteed by putting this last pole five times above the PLL bandwidth and below the reference. A bandwidth of approximately two times the difference between the maximum and minimum frequencies generated by the VCO was used. The stability in the loop is obtained with a phase margin of $\pi/4$ rad.

The division by 120 in the feedback path is done with a cascade constituted by 1/2 divider implemented with a true-single-phase-clock (TSPC) logic [7], one divider by 30, followed by a toggle flip-flop to ensure a duty-cycle of 50% at the PFD input.

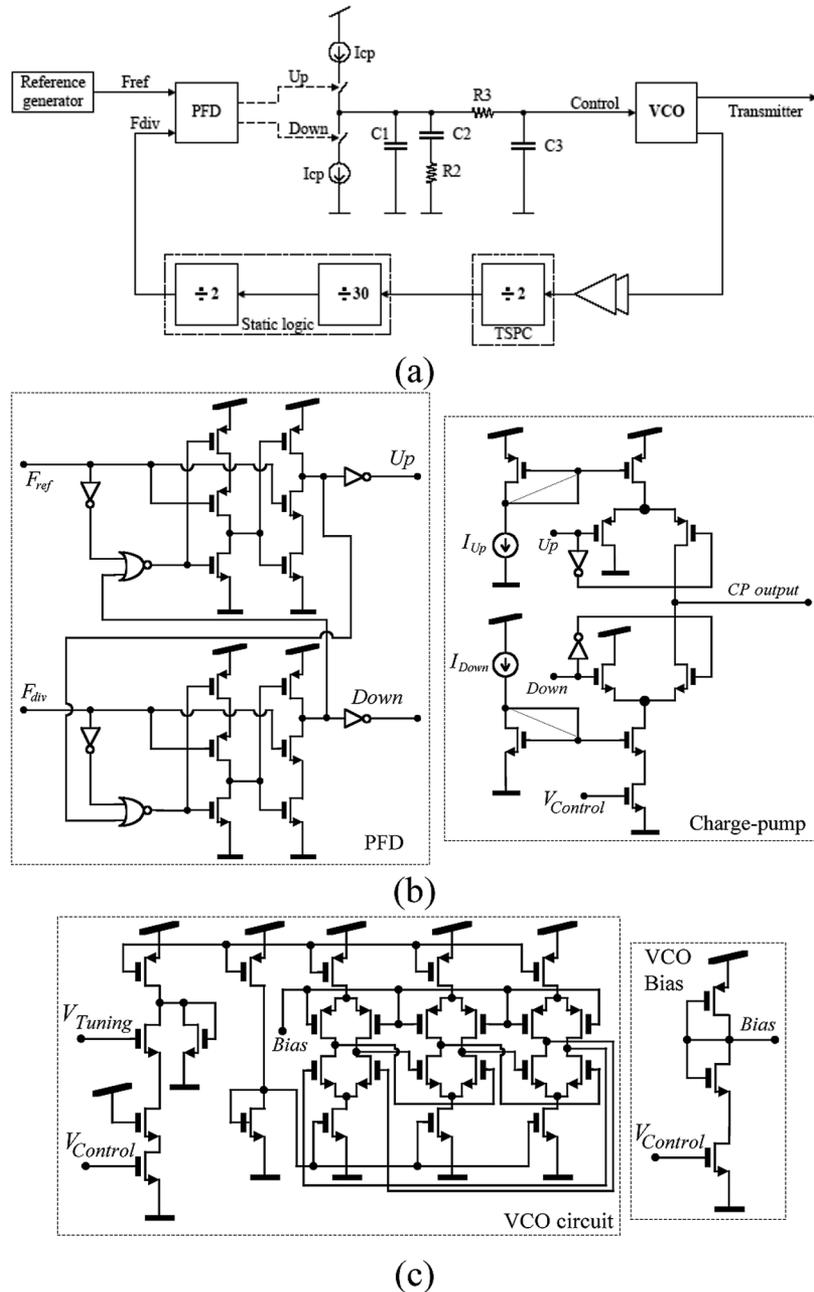


Fig. 4. (a) The PLL structure, (b) the schematic of the PFD-CP, and (c) the schematic of the VCO.

The TSPC logic was used to overcome the impossibility to implement the first toggle flip-flop with static logic in this technology. It is required a rail-to-rail input to work properly. The ratio of 30 was achieved with the use of simple frequency dividers by $2/3$ with modulus control.

D. Antenna Switch

The receiver and transmitter subsystems are connected to the antenna by means of a digitally controlled antenna switch. The isolation between nonconnected ports must be high, maintaining low the losses between connected ports. For a compact RF front-end, the integration of the antenna-switch must in the same die of the transceiver [8].

III. ELECTRODE CONCEPT

One of the keys to recording good EEG signals is the type of electrodes used. Electrodes that make the best contact with a subject's scalp and contain materials that most readily conduct EEG signals (low impedance), provide the best EEG recordings. Some of the types of electrodes available include the following.

- 1) Reusable disks. These electrodes can be placed close to the scalp, even in a region with hair because they are small. A small amount of conducting gel needs to be used under each disk. The electrodes are held in place by a washable elastic head band. Disks made of titanium, silver, and gold are available. They can be cleaned, for example, with soap and water. The cost of each disk and lead is dependent on the type of metal used as a conductor, the gauge of wire

used as a lead, and the type of insulation on the wire lead. Since these electrodes and leads can be used for years, their expense is low.

- 2) EEG caps with disks. Different styles of caps are available with different numbers and types of electrodes. Some caps are available for use with replaceable disks and leads. Gel is injected under each disk through a hole in the back of the disk. Since the disks on a region of the scalp covered with hair cannot be placed as close to the scalp as individual disc electrodes, a greater amount of conducting gel needs to be injected under each. After its use, more time is required to clean the cap and its electrodes, as well as the hair of the subject. Depending on the style and longevity of the cap and the electrodes, their expense can be moderate to high.
- 3) Adhesive gel electrodes. These are the same disposable Ag/AgCl electrodes used to record ECGs and EMGs, and they can be used with the same snap leads used for recording those signals. These electrodes are an inexpensive solution for recording from regions of the scalp without hair. They cannot be placed close to the scalp in regions with hair, since the adhesive pad around the electrode would attach to hair and not the scalp. When purchased in bulk, their expense is very low.

Beyond its electrical properties, another and not less important requirement for good electrodes is the issue related to the biocompatibility. The best definition of biocompatibility is the ability of a material to perform with an appropriate host response in a specific application, thus EEG electrodes must match this requirement. Following, it is shown a comparison of used electrodes, e.g., the silver/silver chloride (Ag/AgCl) electrodes, the sputtered titanium nitride (TiN) electrodes and the sputtered iridium oxide (IrO₂) electrodes. Polarizable electrodes such as stainless steel and platinum are not suitable for the application described on this paper, due to its noneffectiveness on the recording of EEG slow-potentials [9].

A. Silver/Silver Chloride (Ag/AgCl) Electrodes

Commercial sintered Ag/AgCl ring electrodes for guaranteeing low constant transition resistance were used in the measurements. This type of electrode is usually used in EEG sessions with patients.

B. Sputtered Titanium Nitride (TiN) Electrodes

TiN was deposited by means of DC magnetron sputter deposition from a Ti target in an Ar/N₂ plasma. A Nordiko NS 2550 sputtering equipment was used for TiN deposition and the sputtering chamber was evacuated to at least 4×10^{-6} mbar by means of a cryogenic pump. A previous study of the nitrogen gas flow (between 0.6 and 2.2 sccm) showed that for the same pumping speed (270 l/s) and a power of 500 W the lowest resistance is achieved with 0.8 sccm N₂ (440×10^{-6} Ω.cm at films with a thickness of 230 nm).

C. Sputtered Iridium Oxide (IrO₂) Electrodes

Also, IrO₂ was deposited by means of DC magnetron sputter deposition from a target in an Ar/O₂ plasma, prior to which a Ti adhesion layer (with a thickness of 50 nm) was deposited on the substrate. The oxygen gas flow was fixed at 1.85 sccm according to the procedure described in [10]. The IrO₂ resistance

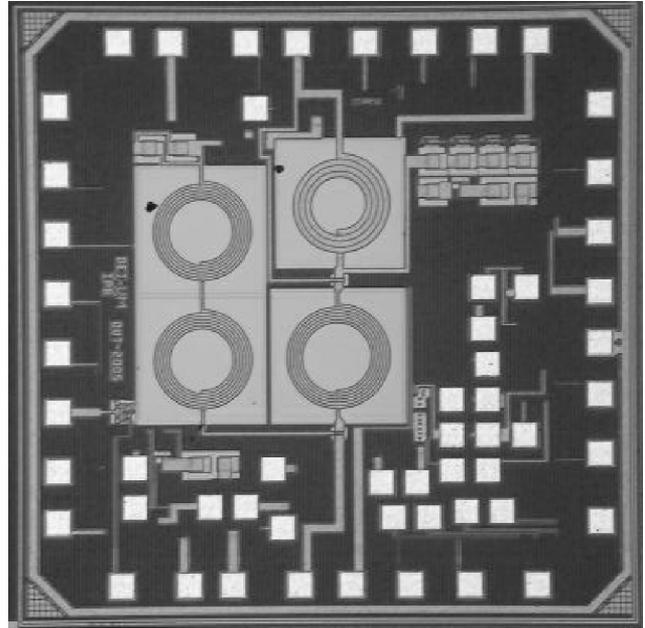


Fig. 5. Photography of the fabricated RF transceiver.

in a 270-nm-thick film was 349×10^{-6} Ω.cm. The film thicknesses were determined via liftoff process with a Tencor Pa-10 profilometer. The thin film resistance was measured in a classic four-point probe system.

D. Electrodes Impedance Comparison

Electrode impedance reflects the electrode's capability to transfer signals at a given frequency. For the desired frequencies (up to 30 Hz), the standard Ag/AgCl and TiN electrodes have typical contact resistances less than: 1–6 kΩ, 29–80 kΩ. The electrodes using traditional materials, such as the stainless steel, platinum, and gold, the impedances are as following: for the stainless steel and platinum, the impedance responses go almost immediately out of a maximum given scale of 120 kΩ, because of rapid polarization. The commercial gold electrodes has a typical impedance of 50–92 kΩ. Gold electrodes presents very high values, compared with those found in the Ag/AgCl and TiN electrodes, which are not higher than 1–6 and 29–80 kΩ, respectively [11].

IV. MEASUREMENT AND ANALYSIS

A. RF Transceiver

Fig. 5 shows the photograph of the RF CMOS transceiver die, which occupies an area of 1.5×1.5 mm², but the final structure can be optimized for including processing electronics for the acquired neural signals.

The experimental tests made to the transceiver showed a total power consumption of 6.3 mW for the receiver (4 mW for the LNA, and 2.3 mW for the postamplifier + envelope detector). The transmitter delivers a maximum output power of 1.28 mW (very close to the specified 0 dBm) with a power consumption of 11.2 mW.

The LNA has a gain of 15.1 dB, a NF of 1.076 dB (noise factor $F = 1.28$) and a 1 dB compression point of -12.4 dBm. The LNA has also the stabilization factor $K = 1.4$ (greater than

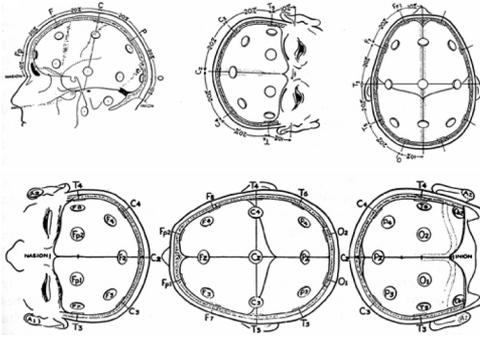


Fig. 6. The 10–20 electrode system is recommended by the International Federation of EEG Societies. The left bottom image shows the position FP2 used in the measurements.

the unity), that makes this amplifier unconditionally stable. The CP has Up and Down currents of $I_{Up} = 173 \mu\text{A}$ and $I_{Down} = 178 \mu\text{A}$, respectively, and with a detector constant gain $K_{\phi} = 175 \mu\text{A}/2\pi$ rad. The used VCO has the advantage to control the full range [0, 1.8 V], providing a frequency range of [2.016, 2.757 GHz], with a tuning constant $K_{VCO} = 876.6 \text{ MHz/V}$, calculated in the linear working range.

The antenna switch provides a minimum port isolation of 41.5 dB and a maximum insertion loss of 1.3 dB, overcoming reference values [8]. It was selected as a commercial antenna measuring $6.1 \times 3.1 \times 1 \text{ mm}$ and weighting 0.05 g. This antenna has a maximum return loss of 2.5 dB, a bandwidth of 40 MHz, an efficiency of 55%, and a nominal impedance of 50Ω in the [2.4, 2.5 GHz] frequency range.

B. EEG Electrodes

The amplitude of the EEG is about $70 \mu\text{V}$ when measured on the scalp. The bandwidth of this signal is from under 1 Hz to about 50 Hz. The data-acquisition system used in the experiments is composed of an amplifier with 40 channels, connected to analog-to-digital converters of 22-bits (sampling frequency at 2000 Hz), and a braincap with large filling holes and flat clip-on adapters making skin preparation and gel application simpler, improving preparation time. The amplifier is connected to a PC (via USB) that runs the recording software. The recording electrode was applied in the frontopolar area (in position FP2) in a standard configuration 10–20 system used in EEG clinical diagnostics and the other electrode of the pair was the reference (see Fig. 6).

During the measurements, the patients were in contemplation of a picture for trying to avoid the frequently blinking of the eyes during 3 min. The study contemplated the extraction of the power of the signal in FP2 versus the frequency, using the fast Fourier transform (FFT) in the range of interest, 0.5–30 Hz, for EEG (analyzing the Delta 0.5–3 Hz, Theta 3–7 Hz, Alpha 7–13 Hz, and Beta 13–30 Hz waves). Figs. 7–9 show the FFT response of the sputtered TiN electrodes, standard sintered Ag/AgCl ring electrodes and sputtered IrO₂ electrodes, respectively.

The FFT response was obtained in terms of power of the signal (μV^2) versus the frequency. The amplitude of the signal in average is higher for the IrO₂ electrodes (high-amplitude

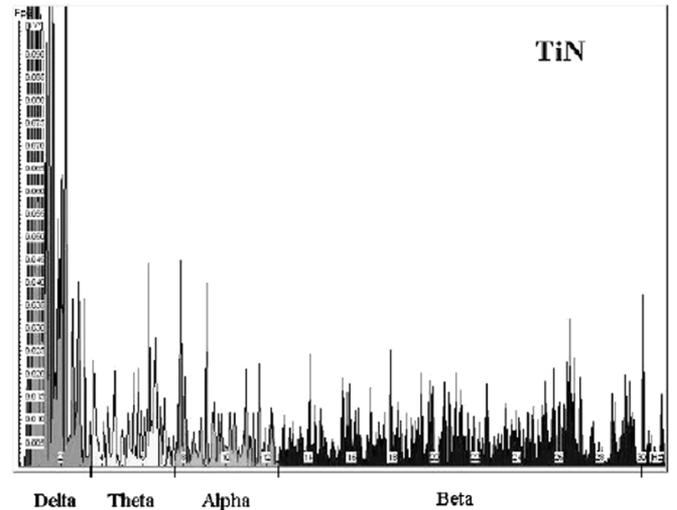


Fig. 7. The FFT response of the sputtered TiN electrodes in terms of power (μV^2) versus frequency.

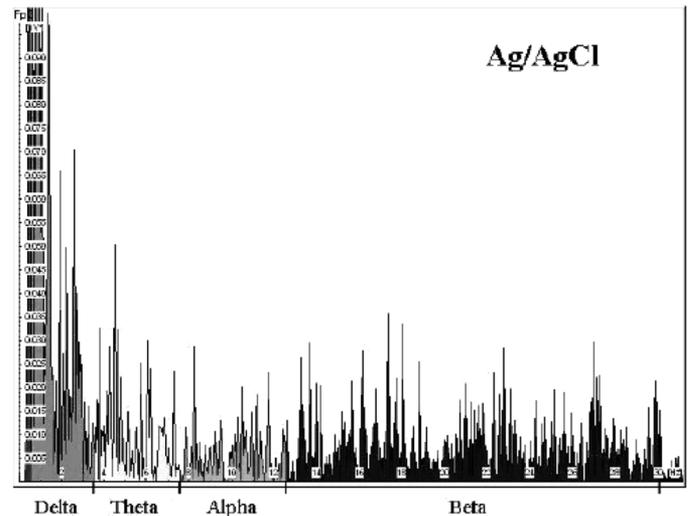


Fig. 8. The FFT response of the standard sintered Ag/AgCl ring electrodes in terms of power (μV^2) versus frequency.

signals in subdelta). Also, they have an excellent response in Theta and Beta waves compared with the standard sintered Ag/AgCl ring electrodes. The sputtered TiN electrodes shows an excellent amplitude signal in Alpha waves but they show the lowest amplitude of the signal in average compared with the standard sintered Ag/AgCl ring electrodes and the sputtered IrO₂ electrodes. In [12], sputtered TiN thin films deposited with a pumping speed of 9 l/s and a power of 2.2 kW, and nitrogen gas flow of 3.4 sccm showed a resistance in the range of $27 \times 10^{-6} \Omega\cdot\text{cm}$ to $33 \times 10^{-6} \Omega\cdot\text{cm}$. Comparing with the sputtered TiN films resistance fabricated in this work, we believe that their performance as EEG electrodes will be improved.

V. WIRELESS EEG MODULE

The standard wireless EEG solutions use a braincap with wires running from the electrodes position to a bulky central

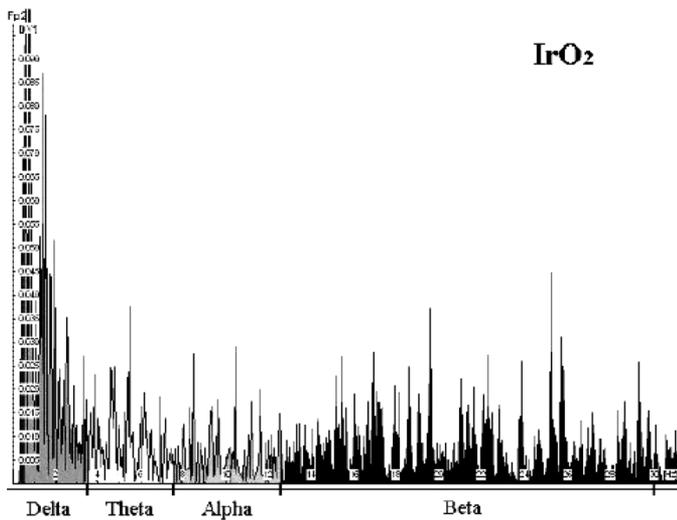


Fig. 9. The FFT response of the fabricated sputtered IrO₂ electrodes in terms of power (μV^2) versus frequency.

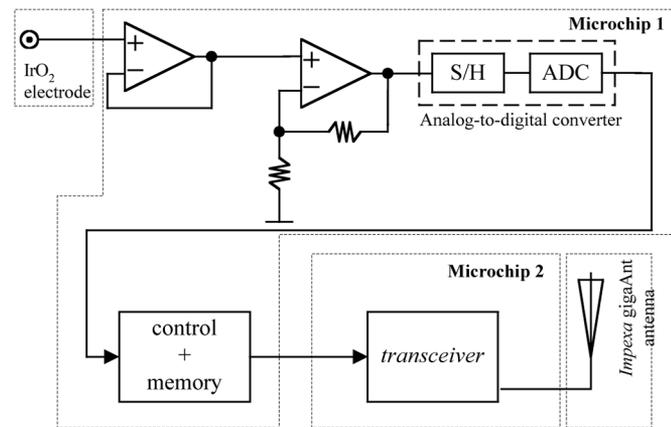


Fig. 10. Wireless EEG module. Note that the neutral electrode, which is connected to the grounds of the module it is not shown.

unity (amplification, signal filtering and analog-to-digital conversion, RF transceiver, and antenna) [1]. A more interesting solution is to use compact wireless EEG modules, where the electronics, the antenna, and each electrode are mounted together. The power supply for these modules is obtained locally from a coin-sized battery placed in the braincap.

Bipolar or unipolar electrodes can be used in the EEG measurement. In the first method, the potential difference between a pair of electrodes is measured. In the second method, the potential of each electrode is compared, either to a neutral electrode or to the average of all electrodes. Fig. 10 shows the full schematic of the wireless EEG module, where it can be seen the electrode connected to an amplifier, followed by an A-to-D converter. In order to meet the EEG specifications, the amplifier was designed to have enough gain, to amplify signals with amplitudes of only $70 \mu V$. The analog-to-digital converter (ADC) was designed to have a resolution of 22 bits and a minimum sampling frequency of 2000 Hz. The electronics comprising the control logic and the memory was designed together with the amplifier and ADC in the same microchip.

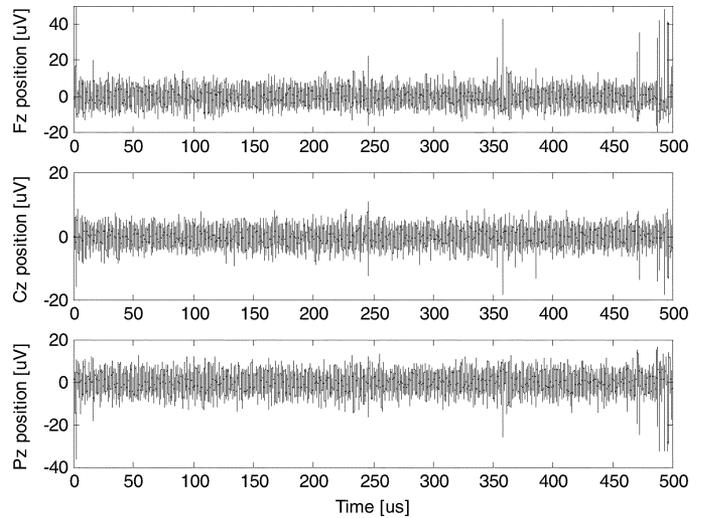


Fig. 11. Reconstructed EEG signals, simultaneously acquired in the Fz, Cz, and Pz positions.

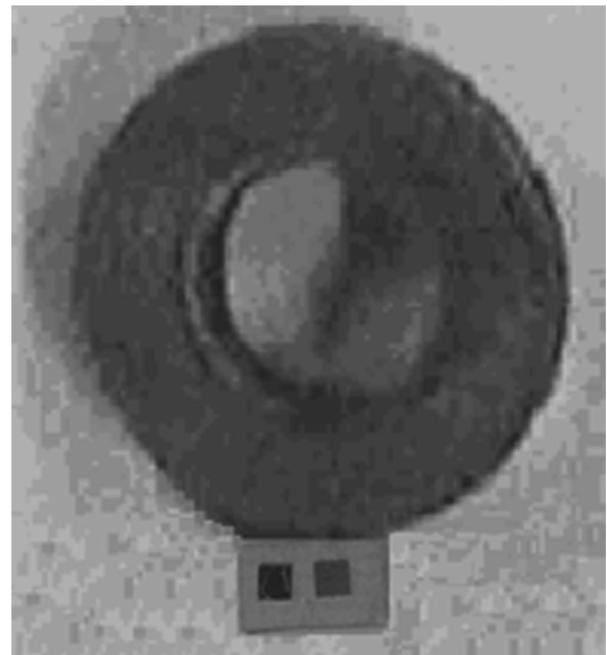


Fig. 12. A module photograph, where it is shown the sputtered IrO₂ electrode mounted together with the electronics (the microchip on the left), the RF transceiver (the microchip on the right) and a planar antenna.

In Fig. 11, it can be seen, three simultaneous acquired (reconstructed) signals from three of the proposed wireless EEG modules. These signals were obtained during a period of $500 \mu s$, from Fz, Cz, and Pz positions. The dynamic variation of the three EEG signals didn't exceed $70 \mu V$.

The modules must offer the plug-and-play feature, in order to mount distributed networks in the patient's head. Moreover, as the EEG data is periodically acquired in all the modules, thus the latencies of data transmissions are not allowed. The proposed EEG modules uses a communication protocol that overcomes these problems [13]. This protocol combines the distributed and coordination modes, e.g., when a new module is putted in the head of patient, a contention-based time interval is used to make

the registration request in the network. A contentionless time interval, constituted by timeslots, is granted to the new EEG module if the registration is successfully completed on the network. The maximum number of simultaneous modules is limited to the number of time-slots in the contention-free interval.

The Fig. 12 is a photograph of the full wireless EEG module, where it is shown the sputtered IrO₂ electrode mounted together with the processing and control electronics (is the microchip located above), the RF transceiver (is the microchip located below), and an associated antenna. The whole electronics and the associated antenna are mounted in the back of the electrode package.

This solution fits the medical doctor requirements for an easy placement and removal of the electrodes in the braincap. Moreover, with this solution it is very easy to populate electrodes in different positions or takeoff. In many medical diagnostics, the patients are monitored only with a low number of electrodes (e.g., 2–5 electrodes), making possible to mount an EEG wireless-electrodes network with these plug-and-play modules.

VI. CONCLUSION

A low-power/low-voltage RF transceiver for a wireless EEG single-electrode module was fabricated in a UMC RF CMOS 0.18 μm process. The transceiver consumes 6.3 mW in the receive mode and delivers 0 dBm with a power consumption of 11.2 mW in the transmitting mode. These characteristics fulfill the requirements for short-range communications for using the 2.4 GHz ISM band.

Also presented was the electrode concept, showing the fabrication process of three different EEG electrodes with a special focus in the sputtered IrO₂ electrodes, due to its very useful dry usage capability in EEG application with our module. The experimental results show a better performance of the sputtered IrO₂ electrodes (high-amplitude signal average) compared with the standard sintered Ag/AgCl ring electrodes and sputtered TiN electrodes. Sputtered IrO₂ electrodes have shown good performance as stimulating electrodes (high charge delivery capacity and low, constant impedance over the entire frequency range for neural stimulation) [14], [15], and with these experiments they promise to be a good solution as recording electrodes in noninvasive EEG. In all experiments electrolytic gels were used. This results in long application times (up to several minutes per electrode) and long stabilization times (diffusion of the electrolytic gel into the skin) [16]. The results promises a new opportunity for fabricating a dry sputtered IrO₂ electrodes that can penetrate the outer skin layer (5–10 μm thick), called *Stratum Corneum* (for avoiding its high-impedance characteristics) without the use of the electrolytic gel. Moreover, sputtered IrO₂ electrodes do not present the known problems that Ag/AgCl electrodes showed in contact with biological tissue; the silver chloride on the surface dissolves and causes inflammations due to its toxicity [12].

Also presented was a plug-and-play EEG module composed by the fabricated RF transceiver, a second microchip comprising processing and control electronics, an associated antenna, and a sputtered IrO₂ EEG electrode. The main goal is improving the EEG medical diagnostics and therapy by using devices, which

reduces healthcare costs and facilitates the diagnostic, while preserving at the same time the mobility and lifestyle of patients.

REFERENCES

- [1] IMEC press releases, "Ambulatory EEG," Human ++ EU Project, 2003, pp. 1–2.
- [2] P. Choi *et al.*, "An experimental coin-sized radio for extremely low-power WPAN (IEEE 802.15.4) applications at 2.4 GHz," *IEEE J. Solid-State Circuits*, vol. 38, no. 12, pp. 2258–2268, Dec. 2003.
- [3] D. Shaeffer and T. Lee, "A 1.5-V, 1.5-GHz CMOS low-noise amplifier," *IEEE J. Solid-State Circuits*, vol. 39, no. 4, pp. 569–576, Apr. 2004.
- [4] F. Alimenti *et al.*, "Modeling and characterization of the bonding-wire interconnection," *IEEE Trans. Microwave Tech.*, vol. 49, no. 1, pp. 142–150, Jan. 2001.
- [5] K. Lee, B. Park, H. Lee, and M. Yoh, "Phase-frequency detectors for fast frequency acquisition in zero-dead-zone CPPLLs for mobile communication systems," in *Proc. 29th Eur. Solid-State Circuits Conf.*, Estoril, Portugal, Sep. 2003, pp. 16–18.
- [6] B. Kim and L. Kim, "A 250-MHz-2-GHz wide-range delay-locked loop," *IEEE J. Solid-State Circuits*, vol. 40, no. 6, pp. 1310–1321, Jun. 2005.
- [7] S. Pellerano *et al.*, "A 13.5 mW 5-GHz frequency synthesizer with dynamic logic frequency divider," *IEEE J. Solid-State Circuits*, vol. 39, no. 2, pp. 378–383, Feb. 2004.
- [8] M. Ugajin *et al.*, "A 1-V CMOS SOI Bluetooth RF transceiver using LC-tuned and transistor-current-source folded circuits," *IEEE J. Solid-State Circuits*, vol. 39, no. 4, pp. 745–759, May 1997.
- [9] A. Ikeda *et al.*, "Reappraisal of the effect of electrode property on recording slow potentials," *J. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 107, no. 1, pp. 59–63, Jul. 1998.
- [10] B. Wessling, W. Mokwa, and U. Schnakenberg, "RF-sputtering of iridium oxide to be used as stimulation material in functional medical implants," *J. Micromech. Microeng.*, vol. 16, pp. 142–148, 2007.
- [11] P. Tallgren *et al.*, "Evaluation of commercially available electrodes and gels for recording of slow EEG potentials," *Clinical Neurophysiology*, vol. 116, no. 4, pp. 799–806, Apr. 2005.
- [12] W. Heuvelman *et al.*, "TiN reactive sputter deposition studied as a function of the pumping speed," in *Thin Solid Films*, No. 332. New York: Elsevier Science, 1998, pp. 335–339.
- [13] J. Afonso *et al.*, "MAC protocol for low-power real-time wireless sensing and actuation," in *Proc. 13th IEEE Int. Conf. Electronics, Circuits, Syst.*, Nice, France, pp. 1248–1251.
- [14] E. Slavcheva *et al.*, "Sputtered iridium oxide films as charge injection material for functional electrostimulation," *J. Electrochemical Society*, vol. 151, no. 7, pp. 226–237, May 2004.
- [15] W. Mokwa, "MEMS technologies for epiretinal stimulation of the retina," *J. Micromech. Microeng.*, vol. 14, pp. 12–16, Aug. 2004, IOP.
- [16] P. Griss *et al.*, "Micromachined electrodes for biopotential measurements," *J. Micromech. Syst.*, vol. 10, no. 1, pp. 10–16, Mar. 2001.



João Paulo Carmo (S'04) graduated in 1993 and received the M.Sc. degree both in electrical engineering and computers from the University of Porto, Porto, Portugal, in 2002 and the Ph.D. degree in industrial electronics from the University of Minho, Guimarães, Portugal, in 2007.

Since 1999, he has been a Lecturer at the Polytechnic Institute of Bragança, Bragança, Portugal. He is also a Researcher at the Algoritmi Center, University of Minho. He is currently involved in the research on RF applications and wireless microsystems.



Nuno Sérgio Dias (S'07) graduated with a degree in industrial electronics and computers from the University of Minho, Guimarães, Portugal, in 2004. He is currently working towards the Ph.D. degree at the University of Minho and his thesis deals with brain computer interface systems.



Helder Raul Silva graduated with a degree in industrial electronics and computers from the University of Minho, Guimarães, Portugal, in 2006. He is currently working towards the M.Sc. degree in industrial electronics from the University of Minho and is working as a Research Assistant in biomedical wearable systems.



Paulo Mateus Mendes (M'05) graduated in 1995, and received the M.Sc. degree in electrical engineering-electronics and telecommunications in 1999, both from the University of Coimbra, Coimbra, Portugal, and the Ph.D. degree in industrial electronics-electronics and instrumentation from the University of Minho, Guimarães, Portugal, in 2005.

Since 2006, he has been an Assistant Professor at the University of Minho, and a Researcher at the Algoritmi Center. He has been involved in several projects related to project, fabrication, and characterization of microantennas for wireless microsystems.

Dr. Mendes is a member of the European Microwave Association, of the IEEE Antennas and Propagation Society, and of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.



Carlos Couto (SM'03) graduated with a degree in electrical engineering from the University of Lourenço Marques, Mozambique, in 1972. He received the M.Sc. and Ph.D. degrees from the University of Manchester Institute of Science and Technology (UMIST), Manchester, U.K., both in power electronics, in 1979 and 1981, respectively.

In 1976, he joined the University of Minho, Guimarães, Portugal, where since 1995, he has been a Full Professor with the Department of Industrial Electronics. His research interests are microsystems,

instrumentation, and power electronics.



José Higinio Correia (S'96–M'00) graduated with a degree in physical engineering from the University of Coimbra, Coimbra, Portugal, in 1990. He received the Ph.D. degree from the Laboratory for Electronic Instrumentation, Delft University of Technology, Delft, The Netherlands, in 1999, working in the field of microsystems for optical spectral analysis.

Presently, he is an Associate Professor with the Department of Industrial Electronics, University of Minho, Guimarães, Portugal. He was the General Chairman of Eurosensors 2003, Guimarães, Portugal.

His professional interests are in micromachining and microfabrication technology for mixed-mode systems, solid-state integrated sensors, microactuators, and microsystems.