

UNIVERSIDADE DE LISBOA  
FACULDADE DE CIÊNCIAS  
DEPARTAMENTO DE INFORMÁTICA



**Análise de Usabilidade com Integração de Sinais  
Eletroencefalográficos**

**Inês Isabel Pimentel de Oliveira**

DOUTORAMENTO EM INFORMÁTICA  
(ENGENHARIA INFORMÁTICA)

2012



UNIVERSIDADE DE LISBOA  
FACULDADE DE CIÊNCIAS  
DEPARTAMENTO DE INFORMÁTICA



**Análise de Usabilidade com Integração de Sinais  
Eletroencefalográficos**

**Inês Isabel Pimentel de Oliveira**

Tese orientada pelo Prof. Doutor Nuno Manuel Carvalho Ferreira Guimarães e  
Prof. Doutor Luís Manuel Carriço, especialmente elaborada para a obtenção do  
grau de Doutor em Informática, na Especialidade de Engenharia Informática

2012

Este trabalho foi parcialmente financiado pela Fundação para a Ciência e  
Tecnologia  
com referência SFRH/BD/30681/20

# Resumo

A análise de usabilidade tradicional baseia-se em métodos interpretativos ou preditivos, suportados por inspeções às interfaces, observação da sua utilização ou inquéritos. A aplicação de métodos alternativos utilizando sinais fisiológicos têm vindo, porém, a ser estudada principalmente no âmbito de tarefas críticas, mas também em sistemas interativos, em geral, e usabilidade, em particular.

Esta tese tem como objetivo fundamental analisar a utilização efetiva de sinais cerebrais (eletroencefalográficos) na avaliação de usabilidade. Estes sinais registam oscilações elétricas resultantes da atividade cerebral. O trabalho desenvolvido explora o atual corpo de conhecimento das neurociências que correlaciona com cada vez maior fiabilidade sinais cerebrais com vários processos cognitivos, entre eles a leitura silenciosa que é o foco desta tese.

O trabalho realizado engloba uma plataforma de *software* que integra métodos conhecidos de análise e processamento de sinal, experiências para avaliação de aspetos de cognição sensorial relevantes para a usabilidade, bem como um protótipo de ambiente de avaliação destes aspetos que inclui várias aplicações. Os resultados obtidos indicam que, para um dado utilizador, é possível distinguir o estado mental de leitura silenciosa de outros estados visuais, bem como relacionar medidas determinadas a partir de sinais cerebrais com medidas clássicas de avaliação de usabilidade, relacionadas com as características da interface ou compiladas a partir de questionários.



# Abstract

Usability analysis is traditionally based in interpretive or predictive methods, supported by interface inspections, observation of the actual use of the interface, or inquiries and interviews. The application of alternative methods using physiological signals has been studied mainly in the context of critical tasks, but also in the context of interactive systems, in general, and usability, in particular.

The main goal of this thesis is to analyze the effectiveness brain (electroencephalographic) signals use in usability evaluation. These signals register electrical oscillations that result from brain activity. This work exploits the current body of knowledge emerging from the neurosciences that correlates, with increasing reliability, brain signals with cognitive processes, including silent reading that is the focus of this thesis.

The implemented work includes a software platform that integrates well known signal processing and analysis methods, experiments to evaluate sensorial cognitive aspects, which are relevant in usability domain, as well as an evaluation environment prototype with several applications. Results indicate that, for a certain user, it is possible to distinguish silent reading mental state from other visual states, as well to relate brain signal based measures with classical usability evaluation measures, related with interface characteristics or compiled from questionnaires.





## **Palavras-Chave:**

Análise de Usabilidade

Integração de Sinais Psicossociológicos

Análise e Processamento de Eletroencefalogramas

Deteção Estados Mentais de Leitura

Bibliotecas de Componentes Especializadas

## **Keywords:**

Usability Analysis

Psychophysiological Signals Integration

Electroencephalogram Analysis and Processing

Reading Mental States Detection

Specialized Components Libraries



# Agradecimentos

Em primeiro lugar gostaria de agradecer ao meu orientador, Professor Nuno Guimarães, pelo apoio e confiança dispensadas e também pela oportunidade de desenvolver e concretizar um trabalho tão inovador e motivador. Gostaria de salientar ainda a excelente orientação e coordenação prestadas e o seu contributo em praticamente todas as etapas da realização deste trabalho.

Em segundo lugar, à minha família mais próxima, Nuno, o marido, e João e Beatriz, os filhotes que nasceram durante o doutoramento, que teve que partilhar o meu tempo com este trabalho, tendo sido várias vezes afetada pela minha falta disponibilidade e cansaço, mas que por ter sido a fonte de inspiração e incentivo para o meu esforço.

À minha restante família e amigos que deixaram de me ver com a frequência que ambos desejaríamos, pela sua paciência, carinho e compreensão, esperando que ainda se lembrem de mim 😊.

Queria ainda agradecer às minhas várias cobaias, que acederam a serem medidas para as experiências realizadas no âmbito desta tese, tendo algumas inclusive repetido a experiência várias vezes, pela paciência, eventuais incómodos e danos capilares causados 😊.

O meu agradecimento ainda aos meus colegas e alunos da Lusófona, colegas de sala do LaSIGE e todas as restantes pessoas que contribuíram direta ou indiretamente para a realização deste trabalho ou para a inspiração da sua autora.

Lisboa, 30 de Setembro de 2012

Inês Isabel Pimentel de Oliveira



# Índice

Resumo.....	i
Abstract .....	iii
Agradecimentos .....	vii
Índice.....	ix
Lista de Figuras .....	xvii
Lista de Tabelas .....	xxi
1 Introdução.....	1
1.1    Objetivos, Áreas de Conhecimento e Pressupostos .....	4
1.1.1    Áreas de Conhecimento Envolvidas .....	4
1.1.2    Pressupostos .....	5
1.2    Enquadramento .....	5
1.3    Metodologia Aplicada.....	6
1.4    Contribuições Esperadas .....	7
1.4.1    Publicações .....	7
1.5    Organização .....	8
1.6    Lista de Acrónimos .....	9
2 Trabalho Relacionado .....	11
2.1    Usabilidade .....	12
2.1.1    Aspetos e Princípios de Usabilidade.....	13

2.1.2	Usabilidade na Leitura e Leitura na Usabilidade .....	14
2.1.3	Métodos Clássicos de Análise .....	17
2.2	Eletroencefalografia.....	19
2.2.1	A Atividade Elétrica Neuronal.....	19
2.2.2	Áreas Funcionais Cerebrais .....	20
2.2.3	Características dos EEGs .....	25
2.2.4	Interferências Mais Comuns .....	29
2.2.5	Processo de Montagem .....	30
2.2.6	Outros Equipamentos de Captura de EEGs .....	31
2.2.7	Outras Formas de Monitorização Cerebral .....	32
2.3	Avaliação de Usabilidade com Integração de Sinais Fisiológicos.....	34
2.3.1	Integração de Sinais Fisiológicos em Áreas Relacionadas .....	35
2.3.2	Análise de Usabilidade com Base em Medidas Fisiológicas.....	39
2.4	Análise de Leitura a partir do EEG.....	44
2.5	Técnicas de Análise e Processamento de EEG .....	45
2.5.1	Tratamento de Interferências .....	47
2.5.2	Extração de Características .....	48
2.5.3	Redução de Características .....	52
2.5.4	Métodos de Classificação .....	55
2.5.5	Bibliotecas de Análise e Processamento de EEG .....	59
3	Experiências e Captura.....	63
3.1	Ambientes, Dispositivos e Condições da Captura .....	63
3.2	Utilizadores e Ensaios.....	65
3.3	Descrição das Experiências.....	66
3.4	Inquéritos .....	71
3.5	Corpo de Dados Recolhido .....	72

4	Extração de Características, Classificação e Análise.....	75
4.1	Fluxograma Genérico de Processamento.....	76
4.2	Pré-processamento .....	77
4.3	Extração de Características .....	78
4.4	Redução de Características .....	81
4.5	Análise de Relevância.....	82
4.5.1	Medidas de Dissemelhança Probabilística.....	82
4.5.2	Determinação da Relevância.....	84
4.6	Classificação .....	84
4.7	Técnicas de Avaliação e Análise .....	86
4.7.1	Avaliação do Desempenho da Classificação .....	86
4.7.2	Validação Cruzada .....	88
4.7.3	Análise da Variância (ou ANOVA).....	88
4.7.4	Comparações Múltiplas .....	90
4.7.5	Análise da Correlação .....	91
5	A Plataforma EEGLIB .....	93
5.1	Funcionalidades Principais .....	94
5.1.1	Leitura, Escrita e Conversão de Ficheiros contendo dados de EEG.....	95
5.1.2	Pré-Processamento .....	95
5.1.3	Redução de Características .....	96
5.1.4	Extração de Características .....	97
5.1.5	Manipulação de Vetores de Características .....	99
5.1.6	Classificação .....	100
5.1.7	Análise e Avaliação .....	101
5.1.8	Outras Funcionalidades.....	102
5.2	Arquitetura e Modelo de Objetos.....	103

5.2.1	Objetos de Modelação de Dados.....	104
5.2.2	Objetos de Processamento .....	105
5.3	Métricas de <i>Software</i> .....	107
5.4	Aplicação a Outros Corpus .....	108
6	Avaliação e Resultados .....	109
6.1	Deteção da Leitura Silenciosa.....	110
6.1.1	Seleção de Métodos e Parâmetros.....	110
6.1.2	Generalização a Outros Ensaio e Outros Utilizadores .....	114
6.1.3	Generalização a Outros Dispositivos .....	117
6.1.4	Generalização a Outras Experiências.....	118
6.1.5	Generalização a Outro Corpus .....	121
6.2	Relação com Métodos Clássicos.....	122
6.2.1	Relação com Medidas de Desempenho .....	123
6.2.2	Relação com Dados Recolhidos através de Inquérito.....	126
6.2.3	Análise dos Padrões da Carga Mental .....	131
6.3	Melhoria da Operacionalização .....	138
6.3.1	Requisitos de Processamento e Preparação .....	139
6.3.2	Capacidade de Generalização .....	141
6.3.3	Análise da Consistência das Ordens de Relevância.....	142
7	Protótipo de Ambiente de Avaliação de Usabilidade .....	147
7.1	<i>ReadingScroller</i> e <i>ReadingTester</i> .....	148
7.2	<i>EEGEventGenerator</i> .....	149
7.3	<i>EEGOfflineAnalyser</i> .....	153
7.4	<i>EEGOnlineAnalyser</i> .....	155
7.5	Replicações de Teste de Usabilidade.....	155
7.6	Métricas de <i>Software</i> .....	157



8	Conclusões e Trabalho Futuro .....	159
8.1	Deteção da Leitura Silenciosa.....	159
8.2	Relação com Métodos Clássicos.....	160
8.3	Melhoria da Operacionalização .....	160
8.4	Conclusão.....	161
8.5	Direções Futuras .....	162
9	Bibliografia .....	165
	Anexo I: Inquéritos .....	i
I.1	Modelo do Inquérito .....	i
I.2	Consolidação dos Resultados.....	v
I.2.1	Informações Gerais.....	v
I.2.2	Experiências Ler vs Não Ler e Diminuição do Tamanho do Texto .....	vii
I.2.3	Experiências Diminuição de Contraste entre Fundo e Texto .....	x
I.2.4	Experiências Diminuição da Diferença de RGB e Erros Ortográficos .....	xii
I.2.5	Experiências da Ocorrência de Palavras e Fundos Incoerentes.....	xv
	Anexo II: Interface em Tempo Real .....	xvii
II.1	Arquitetura Genérica .....	xvii
II.2	A Interface ASPI .....	xviii
II.2.1	Função <i>GetASPI32SupportInfo</i> .....	xix
II.2.2	Função <i>SendASPI32Command</i> .....	xx
II.2.3	Tipos de descritores de Comando do <i>MindSet MS-1000</i> .....	xxii
II.3	Sequência de Comandos de Configuração .....	xxvii
II.3.1	Inicialização .....	xxvii
II.3.2	<i>Streaming</i> de Amostras .....	xxviii
II.4	Elementos de Sincronização .....	xxviii
II.4.1	Sincronização na Interface .....	xxix

II.4.2 Sincronização numa Aplicação de Consumo de Tramas .....	xxx
Anexo III: Gráficos e Tabelas Adicionais .....	xxxiii
III.1 Correlação com Medidas de Inquéritos .....	xxxiii
III.1.1 Diminuição do Tamanho do Texto .....	xxxiii
III.1.2 Diminuição do Contraste Fundo/Texto (Varia o Fundo) .....	xxxiii
III.1.3 Diminuição do Contraste Fundo/Texto (Varia o Texto) .....	xxxiv
III.1.4 Diminuição da Diferença de EGB Fundo/Texto .....	xxxiv
III.1.5 Ocorrência de Erros Ortográficos .....	xxxv
III.1.6 Ocorrência de Palavras Incoerentes .....	xxxvi
III.1.7 Ocorrência de Fundos Incoerentes .....	xxxvi
III.2 Análise ANOVA das Diferenças Carga Mental .....	xxxvii
III.2.1 Diminuição do Tamanho do Texto .....	xxxvii
III.2.2 Diminuição do Contraste Fundo/Texto (Varia o Fundo) .....	xxxviii
III.2.3 Diminuição do Contraste Fundo/Texto (Varia o Texto) .....	xl
III.2.4 Diminuição da Diferença de RGB Fundo/Texto .....	xli
III.2.5 Ocorrência de Erros Ortográficos .....	xliii
III.2.6 Ocorrência de Palavras Incoerentes .....	xliv
III.2.7 Ocorrência de Fundos Incoerentes .....	xlvi
III.3 Correlação Média Inter-Etapas da Carga Mental .....	xlvi
III.3.1 Diminuição do Tamanho do Texto .....	xlvi
III.3.2 Diminuição do Contraste Fundo/Texto (Varia o Fundo) .....	xlvii
III.3.3 Diminuição do Contraste Fundo/Texto (Varia o Texto) .....	xlviii
III.3.4 Diminuição da Diferença de RGB Fundo/Texto .....	xlviii
III.3.5 Ocorrência de Erros Ortográficos .....	l
III.3.6 Ocorrência de Palavras Incoerentes .....	li
III.3.7 Ocorrência de Fundos Incoerentes .....	lii

III.4 Análise de Relevância .....	liii
III.4.1 Ler vs Não Ler .....	liii
III.4.2 Ler vs Imagens .....	lvii



# Lista de Figuras

Figura 1. Estrutura de um neurónio .....	20
Figura 2. Regiões Principais do Cérebro. ....	20
Figura 3. Estruturas Principais do prosencéfalo. ....	21
Figura 4. Divisão do Córtex em Lobos. ....	23
Figura 5. Localização das áreas de <i>Broca</i> e <i>Wernicke</i> . ....	25
Figura 6. A localização do <i>gyrys supramarginal</i> . ....	25
Figura 7. O registo de um EEG de um elétrodo com a duração de 1seg. ....	26
Figura 8. Localização e designação dos eléttodos utilizando o Sistema 10-20. ....	30
Figura 9. Capacetes portáteis com eléttodos secos. ....	31
Figura 10. Captura de Ressonância Magnética. ....	33
Figura 11. O MindSet MS-1000 e a touca Electro-Cap. ....	64
Figura 12. Posição de referência dos 16 canais utilizados segundo o sistema Internacional 10-20. ....	65
Figura 13. Exemplo da Apresentação do Excerto de uma Notícia. ....	67
Figura 14. Exemplo de uma imagem mostrada intercalada com excertos de notícias. ....	67
Figura 15. Simulação da variação do tamanho da tipografia usada na experiência 3. ....	68
Figura 16. Fluxograma Genérico de Processamento. ....	76
Figura 17. Processo de extração de características. ....	77
Figura 18. Fluxograma Genérico de Pré-Processamento. ....	78
Figura 19. Processo de seleção de características .....	82

Figura 20. Variação da Precisão e Cobertura em relação a intervalos da Medida F (Nakache, Metais, & Timsit, 2005).....	87
Figura 21.Exemplo de um gráfico (©MatLab) e uma tabela produzidos utilizando ANOVA. ....	89
Figura 22. Exemplo de gráfico resultante das Múltiplas Comparações (©MatLab). ....	90
Figura 23. Camadas principais da Plataforma EEGLIB. ....	93
Figura 24. Arquitetura das Componentes Principais da Plataforma EEGLIB.....	103
Figura 25. Classes mais genéricas da EEGLIB e sua interligação. ....	103
Figura 26. Classes de Modelação de Dados e a sua ligação com a interface ASPI. ....	104
Figura 27. Operadores mais representativos da EEGLIB.....	106
Figura 28. Restantes Operadores da EEGLIB. ....	106
Figura 29. Resultados em relação à ordem do modelo de auto-regressão (Conjunto I, Intra-utilizador).....	111
Figura 30. Resultados em relação ao tipo de janela (Conjunto I, Intra-utilizador).....	112
Figura 31. Resultados em relação ao tamanho janela (Conjunto I, Intra-Utilizador). ....	112
Figura 32. Resultados em relação à sobreposição da janela (Conjunto I, Intra-Utilizador). .	113
Figura 33. Resultados da distinção do estado mental de leitura silenciosa. ....	115
Figura 34. Resultados individuais da distinção do estado mental de leitura silenciosa generalizando a novos ensaios (Conjunto II, Inter-utilizador).....	116
Figura 35. Resultados multi-dispositivo da distinção do estado mental de leitura silenciosa. ....	117
Figura 36. Resultados da distinção entre etapas da experiência 3 (Conjunto I, intra-utilizador). ....	118
Figura 37. Resultados da distinção entre etapas da experiência 4 (Conjunto I, intra-utilizador). ....	119
Figura 38. Resultados da distinção entre etapas da experiência 5 (Conjunto I, intra-utilizador). ....	120

Figura 39. Resultados da distinção entre etapas da experiência 6 (Conjunto I, intra-utilizador).	121
Figura 40. Heurísticas de desempenho usadas na análise nas experiências 7 a 9.	124
Figura 41. Correlação da carga mental média com o estado reportado de cansaço nas experiências 3 a 6 (Conjunto II, inter-utilizador).	128
Figura 42. Correlação da carga mental média das várias etapas com o estado de cansaço reportado nas experiências 7 a 9 (Conjunto II, Inter-utilizador).	130
Figura 43. Resultados da Análise ANOVA na experiência 4 da variação do Contraste Fundo/Texto, variando o fundo (Conjunto I, Intra-Utilizador).	133
Figura 44. Comparações múltiplas da carga mental entre as etapas regulares e etapas contendo incoerências (Conjunto I, intra-utilizador).	134
Figura 45. Média da Correlação inter-etapas nas experiências 3 a 6 (Conjunto II, Inter-utilizador).	135
Figura 46. Média da Correlação entre etapas nas experiências 7 a 9 (Conjunto II, Inter-utilizador).	137
Figura 47. Média da Correlação entre etapas nas três experiências (Conjunto II, Inter-utilizador).	137
Figura 48. Resultados da redução de características no que se refere ao desempenho do classificador (Conjunto II, Inter-Utilizador).	138
Figura 49. Resultados com o método híbrido de redução de características no que se refere ao desempenho do classificador (Conjunto II, Inter-Utilizador).	139
Figura 50. Comparações múltiplas entre as ordens de relevância relativas aos hemisférios.	144
Figura 51. Comparações Múltiplas entre as ordens de relevância relativas às bandas.	145
Figura 52. Comparações Múltiplas entre as ordens de relevância relativas às áreas funcionais.	145
Figura 53. <i>ReadingTester</i> e <i>ReadingScroller</i> .	148
Figura 54. A aplicação <i>EEGEventGenerator</i> mostrando o texto proveniente de notícias.	149
Figura 55. Configuração de um guião de experiências de leitura.	150
Figura 56. Salvaguarda de um guião de experiências em formato XML.	152

Figura 57. A aplicação <i>EEGOfflineAnalyser</i> mostrando o resultado da análise de um ficheiro de EEG. ....	153
Figura 58. Opções da aplicação <i>EEGOfflineAnalyser</i> . ....	154
Figura 59 A aplicação <i>EEGOnlineAnalyser</i> mostrando o resultado de uma análise. ....	155



# Lista de Tabelas

Tabela 1. Relação entre as heurísticas com as características de interface mais importantes e os processos cognitivos envolvidos. ....	16
Tabela 2. Métodos Clássicos de Usabilidade.....	18
Tabela 3. Alguns exemplos de especialização funcional entre os hemisférios.....	22
Tabela 4. Alguns exemplos de especialização funcional entre os lobos.....	24
Tabela 5. Características principais dos ritmos do EEG.....	28
Tabela 6. Resumo dos Centros de Investigação sobre BCI mais importantes.....	37
Tabela 7. Resumo das técnicas de tratamento de interferências.....	47
Tabela 8. Resumo das características extraídas dos EEGs. ....	49
Tabela 9. Resumo das técnicas de classificação mais comuns na análise de EEGs . ....	56
Tabela 10. Pacotes de <i>software</i> mais comuns para análise de EEG. ....	61
Tabela 11. Características dos Ambientes de Teste.....	64
Tabela 12. Métricas Relativas aos Ensaios efetuados nos vários laboratórios. ....	66
Tabela 13. Variação da diferença de intensidade fundo/texto na Experiência 4. ....	68
Tabela 14. Variação da diferença de intensidade fundo/texto na Experiência 5. ....	69
Tabela 15. Variação da diferença de RGB na Experiência 6.....	70
Tabela 16. Métricas dos ficheiros referentes aos vários ensaios do corpus recolhido.....	73
Tabela 17. Medidas de Dissemelhança probabilística. ....	83
Tabela 18. Matriz de Confusão.....	86
Tabela 19. Métricas de Desempenho em Classificadores binários.....	87

Tabela 20. Principais Funcionalidades de Leitura, Escrita e Conversão de Ficheiros com.....	95
Tabela 21. Principais Funcionalidades de Pré-processamento. ....	96
Tabela 22. Principais Funcionalidades de Redução de Características. ....	97
Tabela 23. Principais Funcionalidades de Extração de Características. ....	98
Tabela 24. Principais Funcionalidades de Manipulação de Vetores de Características. ....	100
Tabela 25. Principais Funcionalidades de Classificação. ....	100
Tabela 26. Principais Funcionalidades de Análise e Avaliação. ....	101
Tabela 27. Outras Funcionalidades.....	102
Tabela 28. Métricas de <i>software</i> relativas à camada de <i>MatLab</i> . ....	107
Tabela 29. Métricas de <i>software</i> relativas à camada de <i>C++</i> . ....	108
Tabela 30. Resultados em relação ao método de extração de características e classificador (Conjunto I, Intra-utilizador). ....	114
Tabela 31. Heurísticas de Desempenho consideradas. ....	124
Tabela 32. Correlação da carga mental média em todos os ensaios (Conjunto II, inter-utilizador).....	125
Tabela 33. Heurísticas de Dados Compilados a partir de Inquéritos. ....	127
Tabela 34. Resultados da correlação da carga mental média com ocorrência de leitura e compreensão das palavras reportada pelos utilizadores (Conjunto II, inter-utilizador.). ....	131
Tabela 35. Excertos das tabelas resultantes da ANOVA aplicada carga mental média nas várias etapas experimentais.....	132
Tabela 36. Resultados da redução de características no que se refere ao número de sinais, bandas e tempo de processamento (Conjunto II, Inter-utilizador).....	140
Tabela 37. Resultados da redução de características no que se refere à generalização a novos <i>folds</i> e ensaios (Conjunto I, Intra-Utilizador). ....	142
Tabela 38. Excertos das tabelas resultantes da ANOVA aplicada às ordens de relevância. .	143
Tabela 39. Eventos disponíveis param composição das experiências no <i>EEGEventGenerator</i> .....	152

Tabela 40. Métricas de <i>software</i> relativas às aplicações do protótipo de ambiente de avaliação proposto.....	157
--	-----



# 1 Introdução

A usabilidade é “a qualidade de uma interface que afere quão fácil é a sua utilização” (Nielsen, 2003). Mais formalmente, a ISO define-a como sendo a extensão com que um produto pode ser usado por utilizadores específicos para atingir determinados objetivos com eficiência, satisfação e eficácia num contexto específico de utilização (ISO, 1998). Esta pode ser influenciada por aspetos relacionados com características da própria interface, tais como a legibilidade, a coerência ou o uso de convenções (Nielsen, 1993; Rubin, 1994; Nielsen, 1999; Nielsen, 2003), mas também por fatores intrínsecos ao utilizador, onde se incluem a fadiga, a ansiedade e a idade (Shneiderman, 1997). Ambos, as características das interfaces e os fatores individuais, podem afetar alguns dos processos cognitivos associados à interação humana, tais como: a aprendizagem, a atenção, a tomada de decisão ou a resolução de problemas (Shneiderman, 1997).

A garantia de usabilidade é atualmente considerada um fator crítico de sucesso para a real aceitação de um sistema pelos seus utilizadores (Nielsen, 1993; Nielsen, 1999) e, consequentemente, para a sua utilização efetiva. A sua avaliação encontra-se por isso incluída nas boas práticas de engenharia de *software*, sendo considerada um aspeto imprescindível a ter em conta nas várias fases do processo de desenvolvimento de um sistema.

As técnicas tradicionalmente utilizadas na análise de usabilidade são em geral preditivas, baseadas em inspeções às interfaces, conduzidas por avaliadores, especialistas em usabilidade, ou então interpretativas, inspiradas em áreas como a psicologia e as ciências sociais, implicando a realização de testes, entrevistas ou inquéritos com utilizadores (Rubin, 1994; Dix, Finley, Abowd, & Beale, 2004). Na realização de testes avalia-se em que medida a interface suporta um conjunto representativo de utilizadores na realização de conjunto representativo de tarefas. Esta análise processa-se com base em dados registados durante as sessões de teste, como por exemplo o número de cliques, o tempo de execução, o caminho do cursor ou do olhar, o registo audiovisual do próprio teste, entre vários outros. As entrevistas e

os inquéritos são métodos complementares, permitindo descobrir as preferências, interesses e as necessidades dos utilizadores nas várias fases de desenvolvimento de um sistema, podendo ocorrer antes mesmo de existir um protótipo.

A integração nos sistemas computacionais de sinais gerados pelos processos fisiológicos humanos é uma tendência que se tem verificado em diversas áreas relacionadas com a interação. A interação acoplada, por exemplo, engloba todas as técnicas não tradicionais onde os utilizadores estão permanente e fortemente ligados aos sistemas computacionais (Doherty & Massink, 1999). Esta ligação, originalmente processada através de gestos, fala, etc., caminha atualmente para a integração de sinais fisiológicos, em geral, e neurofisiológicos, em particular. Um exemplo disto são as interfaces computador-cérebro, que integram sinais neurofisiológicos com o objetivo de controlar dispositivos como teclados, cursores, entre outros, através de atividades mentais (Wolpaw, et al., 2000; Millán, 2003).

A utilização de medidas fisiológicas para a avaliação de usabilidade vem sendo referida há algum tempo: o “laboratório de usabilidade do futuro” (Beer, et al., 2003) deveria integrar ferramentas de análise baseadas em medidas fisiológicas, como o ritmo cardíaco, EEG e a pressão sanguínea, entre outras. Neste âmbito, existem estudos e ferramentas de interação, enquadrados na área de Computação Afetiva<sup>1</sup> (Picard, 1997) que usam medidas fisiológicas para reconhecer e distinguir emoções como frustração e divertimento (Ward & Marsden, 2003; Mandryk, 2008). Por outro lado, existem já vários trabalhos que estudam a utilização de sinais fisiológicos na análise de usabilidade, comparando os resultados obtidos com técnicas tradicionais, tais como inquéritos (Foglia, Prete, & Zanda, 2008; Stickel, Scerbakov, Kaufmann, & Ebner, 2008; Lee & Seo, 2010).

As medidas neurofisiológicas, que registam a atividade cerebral, assumem neste contexto uma particular relevância em relação aos demais sinais fisiológicos. Como o cérebro é o principal órgão do sistema nervoso, centralizando as funções cognitivas e controlando os vários processos fisiológicos (Steinberg, 2003), estas medidas constituem uma fonte por excelência para estudar a interação dos utilizadores com os sistemas. Isto mesmo já tinha sido constatado numa área de investigação muito próxima da usabilidade – a neuroergonomia (Parasuraman & Rizzo, 2008). Esta cruza os domínios das neurociências e da ergonomia,

---

<sup>1</sup> “Computação, que se relaciona, provém ou influencia emoções”.

procurando estudar, com base em sinais neurofisiológicos, o comportamento do cérebro no contexto de situações do mundo real.

É neste enquadramento que surge o objeto principal de investigação desta tese: **a análise de aspetos de cognição sensorial relevantes para a usabilidade através do processamento de eletroencefalogramas (EEG)**. Estes sinais registam oscilações elétricas resultantes da atividade cerebral (Fisch, 1999). A sua seleção, em detrimento das demais medidas neurofisiológicas, deve-se sobretudo ao facto de os equipamentos de aquisição serem relativamente pouco dispendiosos e não invasivos, apresentando também uma boa resolução temporal. O seu processamento automático é aliás uma área de investigação muito ativa atualmente, impulsionada quer pelas interfaces computador-cérebro, quer pela análise dos padrões de sono (Sanei & Chambers, 2007).

O trabalho desenvolvido no âmbito desta tese irá focar-se sobretudo em aspetos de cognição sensorial relacionados com a leitura contínua silenciosa. A maior parte das interfaces dos sistemas computacionais são visuais, requerendo frequentemente competências de leitura. A leitura silenciosa simultaneamente afeta e reflete o estado de processos cognitivos como a atenção, a pesquisa, o varrimento ou a memorização. Por um lado, o fluxo de leitura dos utilizadores é altamente afetado pela sua concentração e atenção enquanto interagem com as aplicações. Por outro, as características visuais da interface e o próprio estado cognitivo dos utilizadores podem reduzir a sua capacidade de leitura, e consequentemente degradar a interação com a aplicação (Oliveira, Duarte, Guimarães, Carriço, & Grigore, 2009; Oliveira, Grigore, & Guimarães, 2009; Dehaene, 2009).

O processo cognitivo de leitura silenciosa é complexo, envolvendo várias áreas funcionais cerebrais e uma sequência de etapas. Na leitura de uma palavra, por exemplo, verifica-se primeiro o reconhecimento visual das letras e respetivas combinações, seguida da identificação dos fonemas que a compõem e, finalmente, a identificação do seu significado (Bizas, et al., 1999). O reconhecimento dos padrões cognitivos das várias fases da leitura silenciosa tem vindo assim ser alvo um crescente interesse, com a realização de várias experiências, a maior parte no âmbito da comunidade médica, linguística ou das neurociências (Bizas, et al., 1999; Bastiaansen, Oostenveld, & Hagoort, 2008; Jung, et al., 2008). A compreensão e reconhecimento dos vários constituintes do processo cognitivo de leitura silenciosa têm aplicação não só para o estudo da usabilidade, mas também para a

conceção de interfaces de leitura aumentada ou mesmo para o tratamento de alguns distúrbios de linguagem.

## 1.1 Objetivos, Áreas de Conhecimento e Pressupostos

O objetivo principal de investigação desta tese é a análise, através do processamento de EEGs, de aspetos de cognição sensorial relevantes para a usabilidade, em particular no que se refere à leitura contínua silenciosa. Neste âmbito, pretendem-se verificar as seguintes hipóteses:

- Hipótese 1**      É possível usar informação proveniente dos EEGs para analisar aspetos de cognição sensorial relevantes para a usabilidade e estudos de interação, nomeadamente:
- i.    Detetar o processo cognitivo relativo à leitura contínua silenciosa
  - ii.   Relacionar essa informação com medidas de desempenho relacionadas com as características da interface
  - iii.   Relacionar essa informação com dados compilados a partir de inquéritos
- Hipótese 2**      Esta análise pode ser feita recorrendo técnicas já existentes de análise e processamento de sinal, aplicadas ao caso específico dos EEGs.
- Hipótese 3**      As técnicas de análise e processamento de sinal e o conhecimento do domínio das neurociências permitem melhorar o processo de recolha e análise dos EEGs.

### 1.1.1 Áreas de Conhecimento Envolvidas

Neste âmbito, pretende-se reutilizar informação já existente em várias áreas de conhecimento, nomeadamente:

- **Neurofisiologia:** O comportamento dos EEGs face a determinados acontecimentos e estados mentais;
- **Psicologia Cognitiva:** O processo que está por detrás dos estados mentais e a sua influência nos EEGs;



- **Usabilidade:** As regras quantitativas e qualitativas usadas para medir a usabilidade das aplicações;
- **Processamento de EEGs:** As características que se podem extrair dos EEGs e os respetivos algoritmos. Neste âmbito as BCI têm dado um contributo valioso.
- **Aprendizagem (*Machine Learning*):** As técnicas de deteção dos estados mentais atrás referidos a partir das propriedades medidas no ponto anterior.

### 1.1.2 Pressupostos

A discussão e análise destas questões terão como base os seguintes pressupostos:

- Os sujeitos serão utilizadores adultos com idade entre os 18 aos 65 anos, sem deficiências visuais conhecidas. Os utilizadores fora deste intervalo revelam padrões distintos no seu EEG, em particular no que se refere aos ritmos característicos (ver secção 2.2.3.1), estimados através das técnicas utilizadas.
- O ambiente será um laboratório de interação pessoa-máquina, resguardado, mas não isolado, e sem características de laboratório clínico
- As situações de interação estudadas serão focadas em aspetos de cognição sensorial que se pretendem analisar, diretamente relacionadas com a leitura, nomeadamente o tamanho e contraste do texto.

## 1.2 Enquadramento

O trabalho apresentado nesta dissertação foi desenvolvido no LaSige (*Large-Scale Informatics Systems Laboratory*) da Faculdade de Ciências, mais concretamente no âmbito do Grupo HCIM (*Human-Computer Interaction and Multimedia*). As áreas de interesse deste grupo são fundamentalmente as seguintes:

- Estudos de Usabilidade e Interação Avançada
- Ambientes de Aprendizagem Mista e Multimédia
- Desenho e Análise de Interação

A candidata encontra-se igualmente integrada no Grupo SIM (*Social Interactive Media*) cujos objetivos resumem-se aos seguintes:

- Disponibilizar soluções centradas na utilização com interfaces imersivas e amigas do utilizador

- Suportar o desenvolvimento de tecnologia que tira partido dos dispositivos pessoais existentes e na informação proveniente da comunidade social

Este grupo faz parte da SITI (Unidade de Investigação em Sistemas e Tecnologias de Informação) que se encontra integrada na Universidade Lusófona de Humanidades e Tecnologias.

## 1.3 Metodologia Aplicada

Para investigar e testar as várias hipóteses foi seguida uma metodologia organizada nas seguintes atividades de investigação:

- 1) Levantamento e seleção dos aspetos de cognição sensorial relevantes para a usabilidade que se podem aferir através do processamento de EEGs (e.g. o tamanho do texto e o contraste entre o fundo e o texto).
- 2) Levantamento e seleção das características dos EEGs a extrair para analisar os aspetos referidos no ponto 1. (ex. Potência de densidade espectral).
- 3) Levantamento e seleção dos algoritmos de processamento e aprendizagem a utilizar para extrair e reconhecer as características referidas no ponto 2.
- 4) Análise de riscos e métodos para otimizar a análise e processamento no contexto dos fatores humanos (e.g. redução do número de sinais, especificidades de dispositivos e sujeitos)
- 5) Conceção e desenvolvimento de uma plataforma de *software* reutilizável, à qual foi chamada **EEGLIB**
- 6) Conceção e desenvolvimento de experiência para avaliarem os aspetos referidos no ponto 1.
- 7) Realização e avaliação dos resultados das experiências referidas no ponto anterior, utilizando várias plataformas de captura e vários sujeitos.
- 8) Conceção e desenvolvimento de um protótipo de ambiente de avaliação de usabilidade sobre a plataforma desenvolvida que permita, quer a realização das experiências testadas, quer o processamento e análise do sinal resultante e tempo real e em diferido.

## 1.4 Contribuições Esperadas

Com este trabalho espera-se contribuir com conhecimento e práticas originais para a área do desenho de interação (eventualmente também para o processamento de EEGs e usabilidade), utilizando as sinergias que será possível criar entre as várias áreas de conhecimento já referidas.

Não se pretendem criar novos algoritmos de processamento e análise de EEGs, mas antes utilizar os já existentes para provar as teses defendidas. Neste âmbito, recapitulando e resumindo o que foi referido anteriormente, pretende-se:

- Demonstrar a possibilidade de utilizar sinais neurofisiológicos (EEGs), para caracterizar alguns aspetos relativos aos aspetos de cognição sensorial relevantes para a área da usabilidade.
- Criar uma plataforma de *software* reutilizável que suporte o processamento e análise dos aspetos enunciados no ponto anterior.
- Desenvolver um protótipo de ambiente de avaliação de usabilidade que sirva de interface à plataforma anterior, e permita a realização de experiências e a demonstração dos resultados dos procedimentos implementados.

### 1.4.1 Publicações

Oliveira, I., Guimarães, N., “The Effectiveness of Brain Signal Analysis in Usability Evaluation”, The International Journal of Human Computer Interaction (IJHCI), 2012 (submetido)

Oliveira, I., Guimarães, N., Grigore, O. “An Analysis and Classification System for Reading Patterns in Brain Waves, Pattern Analysis and Applications” , 2012 (submetido)

Oliveira, I., Grigore, O., Guimarães, N., Duarte, L. (2010) Relevance of EEG Input Signals in the Augmented Human Reader, ACM AH’10 (Augmented Human), Abril 2-4, Megève, França (<http://dl.acm.org/citation.cfm?id=1785460>)

Oliveira, I., Grigore, O. , Guimarães, N., Duarte,C. (2010) Experiences in Reading Detection with EEG Signals, ACM SAC’10, Março 22-26, Sierre, Switzerland (<http://dl.acm.org/citation.cfm?id=1774349&dl=ACM&coll=DL&CFID=50973545&CFTOKEN=24345380>)

Oliveira, I., Duarte, L., Guimarães, N., Carriço, L., Grigore, O. (2009) Towards Coupled Interaction - Practical Integration of Physiological Signals, Berliner Werkstatt Mensch-Maschine-Systeme Berlin, 7-9 Outubro (<http://www.tu-berlin.de/fileadmin/f25/dokumente/8BWMMS/12.1-Oliveira.pdf>)

Oliveira, I., Grigore, O. , Guimarães, N. (2009) EEG Signal Analysis for Silent Visual Reading Classification, NOUN Jornal - INTERNATIONAL JOURNAL of CIRCUITS, SYSTEMS and SIGNAL PROCESSING, p 119-126, Agosto (<http://www.naun.org/journals/circuitssystemssignal/19-129.pdf>)

Oliveira, I., Grigore, O., Guimarães, N. (2009) Reading detection based on electroencephalogram processing, WSEAS 13th international conference on Computers, Rhodes, Grécia (<http://www.wseas.us/e-library/conferences/2009/rodos/COMPUTERS/COMPUTERS95.pdf>)

Oliveira, I., Lopes, R. , Guimarães, N. (2009) Development of a Biosignals Framework for Usability Analysis (Poster), ACM SAC'09 HCI Track (<http://dl.acm.org/citation.cfm?id=1529315>)

## 1.5 Organização

Este documento encontra-se organizado da seguinte forma: este capítulo descreve e enquadra, muito sucintamente, as motivações e objetivos que levaram à sua realização.

O **Capítulo 2** apresenta um resumo do estado da arte, relacionado com o tema de investigação proposto.

O **Capítulo 3** descreve as experiências realizadas, as características mais relevantes dos sistemas de captura utilizados, bem como os métodos e requisitos da sua montagem.

O **Capítulo 4** apresenta os métodos de análise, processamento e classificação utilizados nas experiências descritas.

O **Capítulo 5** apresenta a plataforma desenvolvida, EEGLIB, que encapsula os métodos anteriores.

O **Capítulo 6** descreve e discute os resultados obtidos nas experiências, utilizando a plataforma EEGLIB.

No **Capítulo 7**, apresenta-se uma proposta de protótipo de ambiente de avaliação de usabilidade, que ilustra e valida as potencialidades do trabalho realizado, reservando-se, finalmente, o **Capítulo 8**, para a avaliação, conclusões e perspectivas futuras.

## 1.6 Lista de Acrónimos

**ABCI** - *Adaptative BCI* (Tradução: BCI adaptável)

**ANOVA** – *Analysis Of Variance* (Tradução: Análise de Variância)

**ASPI**–Interface Avançada de Programação SCSI (Tradução: *Advanced SCSI Programming Interface*)

**BCI** – *Brain Computer Interface* (Tradução: Interface Computador-cérebro)

**CSP** – *Common Spatial Patterns* (Tradução: Padrões Espaciais Comuns)

**DLL** - *Dynamic-Link Library*(Tradução: Biblioteca de Vínculo Dinâmico)

**ECG** – Electrocardiograma

**EEG** – Electroencefalograma

**EMG** – Electromiograma

**ESR** – *Electrodermal Skin Response* (Tradução: Resposta Electrodérmica da Pele)

**ERD** – *Event Related Desynchronizations* (Tradução: Dessincronizações Relacionadas com Eventos)

**ERS** – *Event Related Synchronizations* (Tradução: Sincronizações Relacionadas com Eventos)

**ERP** –*Event Related Potentials* (Tradução: Potenciais Relacionados com Eventos)

**FES** – *Functional Electrical Stimulation* (Tradução: Estimulação Eléctrica Funcional)

**fMRI** – *Functional MRI* (Tradução: MRI Funcional)

**fNIR** – *Functional Near-Infrared spectroscopy* (Tradução: Espectroscopia quase Infra-Vermelha Funcional)

**HRV** – *Heart Rate Variance* (Tradução: Variação do Batimento Cardíaco)

**KNN** – K-Nearest Neighbours (Tradução: K Vizinhos Mais Próximos)

**MEG** –Magnetoeencefalograma

**MRCP** – *Motor Related Cortical Potentials* (Tradução: Potenciais Corticais Relacionados com Atividades Motoras)

**MRI** – *Magnetic Resonance Imaging* (Tradução: Ressonância Magnética)

**EOG** – Electrooculograma

**PCA** – *Principal Component Analysis* (Tradução: Análise de Componentes Principais)

**PET** – *Positron Emission Tomography* (Tradução: Tomografia por Emissão de Positrões)

**PSD** – *Power Spectral Density* (Tradução: Densidade da Energia Espectral)

**RBF** – *Radial Basis Function* (Tradução: Função de Base Radial)

**SCSI** – *Small Computer System Interface* (Tradução: Interface de Sistema para Pequenos Computadores)

**SCP** – *Slow Cortical Potentials* (Tradução: Potenciais Corticais Lentos)

**SSVEP** – *Stable State Visual Evoked Potentials* (Tradução: Potenciais Evocados pela Constância do Estado Visual)

**SMO** – *Sequential Minimal Optimization* (Tradução: Optimização Sequencial Mínima)

**SVM** – *Support Vector Machines* (Tradução: Máquinas de Suporte Vectorial)

**TAC** – Tomografia Axial Computorizada

## 2 Trabalho Relacionado

O tema em investigação nesta tese foca conceitos e técnicas existentes em várias de conhecimento, em particular a usabilidade e a análise e processamento de EEGs, mas também todas as áreas relacionadas com a utilização de sinais fisiológicos em fatores humanos. Este capítulo resume o trabalho que tem vindo a ser desenvolvido em áreas relacionadas com o tema proposto, enquadrando a pesquisa e desenvolvimentos efetuados.

A organização deste capítulo é assim a seguinte: na **Secção 2.1** são apresentados os conceitos mais importantes e técnicas mais usuais de análise de usabilidade, salientando-se os aspetos que influenciam a leitura, bem como o seu papel fundamental como processo cognitivo na experiência de utilização.

A **secção 2.2** descreve o que são os EEGs, bem como as suas características principais e os requisitos para a sua captura. Adicionalmente discutem-se temas como a origem da atividade neurológica e as áreas funcionais cerebrais, bem como outro tipo de medidas utilizadas para a sua medição além dos EEGs.

A **Secção 2.3** apresenta um breve sumário sobre a utilização de sinais fisiológicos no âmbito dos fatores humanos, nomeadamente a interação acoplada, a neuroergonomia, a computação afetiva e as interfaces computador-cérebro, salientando as oportunidades, desafios e estado da arte no que se refere à análise de usabilidade.

Na **Secção 2.4** são apresentadas trabalhos relacionados com o estudo do processo cognitivo da leitura a partir da análise de EEGs.

Por fim, a **Secção 2.5** descreve algumas técnicas de análise de processamento de EEGs mais comuns, em especial no âmbito das interfaces computador-cérebro, bem como algumas bibliotecas que já integram e disponibilizam algumas destas técnicas.

## 2.1 Usabilidade

A ISO<sup>2</sup> define Usabilidade como “a extensão com que um produto pode ser usado por utilizadores específicos para atingir determinados objetivos com eficiência, a satisfação e a eficácia num contexto específico de utilização” (ISO, 1998; ISO, 2001). Esta engloba as várias abordagens acerca de como é que a Usabilidade pode ser medida (Bevan, Kirakowski, & Maissela, 1991):

- A usabilidade medida em termos dos atributos ergonómicos do produto (**orientação ao produto**)
- A usabilidade medida em termos de esforço mental e atitude do utilizador (**orientação ao utilizador**)
- A usabilidade medida examinando a forma como o utilizador interage com um produto, com ênfase na facilidade de utilização e aceitabilidade (**orientação ao desempenho do utilizador**)
- A usabilidade medida no contexto de um grupo particular de utilizadores, da tarefa que estes executam e o ambiente em que trabalham (**orientação ao contexto de utilização**).

A garantia de usabilidade é atualmente considerada um fator crítico de sucesso para a real aceitação de um sistema pelos seus utilizadores (Nielsen, 1993) e, consequentemente, para a sua utilização efetiva. A sua avaliação encontra-se por isso incluída nas boas práticas de engenharia de *software*, sendo um aspeto imprescindível a ter em conta nas várias fases de desenvolvimento de um sistema. Aliás, esta é atualmente incluída, pela ISO/IEC, a par com a portabilidade, funcionalidade, fiabilidade, entre outras, nas categorias da qualidade do *software* que devem ser consideradas durante o processo de desenvolvimento (ISO, 2001).

As secções seguintes descrevem aspetos e orientações de usabilidade, nos quais se baseiam as experiências realizadas no âmbito desta tese. Adicionalmente são ainda descritos os métodos clássicos mais importantes de avaliação de usabilidade, bem como o estado da arte da integração de sinais fisiológicos neste contexto.

---

<sup>2</sup> International Organization for Standardization.



### 2.1.1 Aspetos e Princípios de Usabilidade

Como a Usabilidade é um conceito alargado, esta é normalmente associada a vários atributos que, embora possam não estar correlacionados, permitem medir separadamente determinados aspetos da interação e tirar conclusões acerca do grau de Usabilidade de um dado produto (Bevan, Kirakowski, & Maissela, 1991). Neste âmbito, Nielsen (Nielsen, 1993; Nielsen, 2003) e Shneiderman (Shneiderman, 1997) enumeram os seguintes atributos (o primeiro, no contexto da aceitabilidade de um produto, o segundo, fazendo parte dos objetivos do desenho da interface com o utilizador):

- **Capacidade de apreensão:** o sistema deve ser facilmente apreendido para que os utilizadores possam rapidamente cumprir as suas tarefas;
- **Eficiência:** o sistema deve ser utilizado de forma eficiente para que, uma vez apreendido o sistema, seja possível atingir um elevado nível de produtividade;
- **Capacidade de memorização:** O sistema deve ser fácil de recordar, para que um utilizador, depois de estar um tempo sem o usar, possa voltar a fazê-lo sem ter que reaprender tudo novamente;
- **Erros:** O sistema deve ter um rácio de erros baixo, para que os utilizadores cometam poucos erros durante a sua utilização e, caso aconteçam, a sua recuperação deve ser fácil;
- **Satisfação:** O sistema deve ser agradável de usar, para que os utilizadores fiquem subjetivamente satisfeitos enquanto o usam.

Estes aspetos materializam-se nas seguintes dez orientações, também denominadas heurísticas, a seguir no desenho das interfaces (Nielsen, 1993; Nielsen, 2005):

- **Ter uma interface simples e natural:** A informação deve aparecer de forma simples, sintética, lógica e natural, na exata medida das necessidades do utilizador.
- **Falar a linguagem do utilizador:** A linguagem e os conceitos devem ser familiares ao utilizador; devem ser usadas convenções do seu quotidiano.
- **Fomentar o reconhecimento em vez da memorização:** A informação, opções e ferramentas necessárias em cada passo devem estar sempre visíveis;
- **Ser coerente e utilizar convenções**
- **Dar informação atualizada sobre o estado do sistema**

- **Dar controlo e liberdade ao utilizador:** Devem estar disponíveis formas rápidas de saída de estados não desejados; devem existir opções de desfazer e refazer (*undo* e *redo*).
- **Suportar uma utilização flexível e eficiente:** Preparar o sistema de acordo com os níveis de experiência dos utilizadores, por exemplo usando atalhos para utilizadores recentes.
- **Ajudar os utilizadores a reconhecer, diagnosticar e recuperar de erros:** ter mensagens de erro simples, claras e que sugiram a solução.
- **Prevenir erros:** desenhar a aplicação para minimizar a ocorrência de erros, por exemplo através de confirmações antes de uma ação irreversível ser despoletada
- **Disponibilizar ajuda e boa documentação:** Esta informação deve ser resumida, fácil de procurar e focada na tarefa do utilizador.

A usabilidade é influenciada quer pelas características visuais e funcionais da interface, quer por aspetos não negligenciáveis relacionados com a condição física, percetiva e psíquica dos próprios utilizadores e o ambiente que os rodeia. No caso dos utilizadores, por exemplo, o tempo de resposta a um estímulo visual, a identificação de um objeto num dado contexto ou a resposta em relação às várias cores, entre outros aspetos, podem variar de indivíduo para indivíduo, devido à existência de vários níveis de competências percetivas (Shneiderman, 1997). Os próprios processos cognitivos que estão envolvidos na interação, como é o caso da atenção e procura, podem ser influenciados pela fadiga, a carga percetiva, a privação de sono, a ansiedade, o medo, a idade, os ritmos circadianos, o isolamento, o conhecimento dos resultados, a monotonia e o aborrecimento (Shneiderman, 1997). As condições do próprio ambiente aonde se processa a interação podem afetar o desempenho e taxa de erro dos utilizadores, nomeadamente quando se verifica barulho de fundo, desconforto ou luz deficiente. A disposição da sala pode encorajar ou limitar a interação social, e coadjuvar ou prejudicar a realização de uma dada tarefa (Shneiderman, 1997).

### 2.1.2 Usabilidade na Leitura e Leitura na Usabilidade

Várias das orientações e aspetos anteriormente referidos podem efetivamente afetar a legibilidade, e consequentemente a leitura, na interface de uma aplicação, nomeadamente a coerência, os erros, a interface simples e natural, a luz deficiente, entre outros. Neste contexto, Shneiderman (Shneiderman, 1997) identifica vários fatores que podem dificultar a leitura em ecrã (em comparação com a leitura em material impresso), nomeadamente:

- **Problemas nas características da letra e texto**, nomeadamente a utilização de alguns tipos de letra, como são o caso das mono-espaçadas, de espaçamentos desadequados entre letras e linhas (muito comprimidos ou dilatados) ou de cores inapropriadas
- **Baixo contraste entre caracteres e fundo**
- **Maior distância de leitura**, que pode tornar a leitura mais desconfortável
- **Problemas de interface e formatação**, tais como a existência de margens impróprias (muito pequenas), linhas de texto muito largas ou estreitas ou justificação centrada ou à direita

Por outro lado, o processo cognitivo da linguagem, que inclui a leitura, é envolvido em várias características das interfaces que são determinantes para o cumprimento das heurísticas de usabilidade anteriormente enumeradas. A tabela seguinte relaciona assim algumas destas características com os processos cognitivos envolvidos.

Heurística	Características Determinantes de Interface	Processos Cognitivos Envolvidos/Afetados
Ter uma interface simples e natural	Legibilidade Desenho visual (e.g. aspeto visual)	Perceção <b>Linguagem</b> (Leitura) Emoção Atenção Procura e Varrimento
Falar a linguagem do utilizador	Desenho Semiótico (e.g. metáforas)	Compreensão Memorização Emoção Aprendizagem Tomada de Decisão Resolução de Problemas
Fomentar o reconhecimento em vez da memorização	Desenho Semiótico Legibilidade (e.g. menus)	Memorização Perceção <b>Linguagem</b> (Leitura) Procura e Varrimento Atenção
Ser coerente e utilizar convenções	Desenho Visual Homogeneidade (e.g. layout, menus)	Memorização Perceção Atenção Procura e Varrimento Compreensão

Heurística	Características Determinantes de Interface	Processos Cognitivos Envolvidos/Afetados
Dar informação atualizada sobre o estado do sistema	Legibilidade Realimentação (e.g. indicadores de progresso)	Percepção (temporal) <b>Linguagem</b> (Leitura) Tomada de Decisão Compreensão
Dar controlo e liberdade ao utilizador	Multitarefa Alternativas de Navegação Recuperação (e.g. undo/redondo)	Memorização Aprendizagem Emoção Tomada de Decisão
Suportar uma utilização flexível e eficiente	Requisitos de Desempenho Adaptabilidade (e.g. atalhos)	Memorização Aprendizagem Atenção Tomada de Decisão
Ajudar os utilizadores a reconhecer, diagnosticar e recuperar de erros	Legibilidade Realimentação (e.g. mensagens de erro)	Aprendizagem Percepção <b>Linguagem</b> (Leitura) Resolução de Problemas Atenção Tomada de Decisão
Prevenir Erros	Legibilidade Realimentação (e.g. formatos de dados)	Aprendizagem Percepção <b>Linguagem</b> (Leitura) Tomada de Decisão
Disponibilizar ajuda e boa documentação	Legibilidade (e.g. ajuda)	Aprendizagem <b>Linguagem</b> (Leitura) Resolução de Problemas Pesquisa e Varrimento Compreensão

Tabela 1. Relação entre as heurísticas com as características de interface mais importantes e os processos cognitivos envolvidos.

Bruce Tognazzini (que faz parte do *Nielsen Norman Group*<sup>3</sup>) vai mais longe e considera a “facilidade de leitura<sup>4</sup>” como um princípio do desenho de interação, a par com a consistência, a eficiência, entre outros (Tognazzini, s.d.). Neste contexto, o autor enuncia como principais orientações ter um contraste alto entre texto e fundo, usar tamanhos de texto

<sup>3</sup> <http://www.nngroup.com/>

<sup>4</sup> *Readability*.

suficientemente grandes para serem lidos em monitores normais e prestar atenção às necessidades dos utilizadores mais idosos.

Adicionalmente, o *World Wide Web Consortium*<sup>5</sup> (W3C) define algumas orientações a adotar em relação às características do texto e fundos, por exemplo que se deve evitar texto com tamanho inferior a 9px, a fim de preservar a facilidade de leitura (W3C, s.d.). Além disso, são propostos dois limiares que “a combinação das cores de fundo e texto deve cumprir para garantir contraste suficiente para alguém que tenha *deficits* de cor” (W3C, 2000). Um dos limiares limita inferiormente a diferença de contraste ou brilho, sendo definido do seguinte modo:

$$((\text{RED} \times 299) + (\text{GREEN} \times 587) + (\text{BLUE} \times 114)) / 1000 > 125 \quad (2.1)$$

O outro limiar limita inferiormente a diferença de RGB entre fundo e texto e é definido por:

$$\begin{aligned} &(\text{MAX}(\text{RED1}, \text{RED2}) - \text{MIN}(\text{RED1}, \text{RED2})) + (\text{MAX}(\text{GREEN1}, \\ &\text{GREEN2}) - \text{MIN}(\text{GREEN1}, \text{GREEN2})) + (\text{MAX}(\text{BLUE1}, \text{BLUE2}) - \\ &\text{MIN}(\text{BLUE1}, \text{BLUE2})) > 500 \end{aligned} \quad (2.2)$$

### 2.1.3 Métodos Clássicos de Análise

As técnicas tradicionalmente utilizadas na análise de usabilidade são em geral baseadas em inspeções às interfaces, conduzidas por avaliadores, especialistas em usabilidade, ou então inspiradas em áreas como a psicologia e as ciências sociais, implicando a realização de testes, entrevistas ou inquéritos com utilizadores (Rubin, 1994).

Tipo de Método	Método	Descrição
<b>Métodos Inspetivos</b>	Avaliação Heurística	Uma equipa de avaliadores examina a interface e verifica um conjunto de princípios de usabilidade (Nielsen, 1993; Nielsen & Mack, 1994).
	Revisão de protótipos ( <i>walk-through</i> )	Uma equipa de avaliadores (apenas de peritos ou mista, incluindo por exemplo utilizadores) ensaia o caminho dos utilizadores passo a passo e discute aspetos de usabilidade (Nielsen & Mack, 1994; Rubin, 1994).

<sup>5</sup> <http://www.w3.org/>.

Tipo de Método	Método	Descrição
<b>Métodos Baseados em Inquéritos</b>	Inspeção Baseada em Perspetivas	Envolve várias sessões de inspeção, cada uma focada na análise de um subconjunto de aspetos de usabilidade (utilizador novico, utilizador experiente e ocorrência de erros), a que chamam perspetiva (Zhang, Basili, & Shneiderman, 1999).
	Inspeção de Funcionalidades, Normas ou Consistência	A interface é inspecionada por peritos que verificam determinados aspetos, nomeadamente os casos de uso que esta deve suportar, se esta cumpre determinadas normas, por exemplo de acessibilidade, ou se o desenho está consistente com o que foi projetado (Nielsen & Mack, 1994).
	<i>Focus Group</i>	Um moderador guia a discussão de um grupo de utilizadores representativos da aplicação que podem interagir entre si (Nielsen, 1993; Nielsen & Mack, 1994).
	Questionários	Usados para compreender as preferências de um conjunto alargado de utilizadores (Nielsen, 1993; Nielsen & Mack, 1994).
	Observação	Observação dos utilizadores a usar o sistema para realizar as tarefas pretendidas (Nielsen, 1993).
	Entrevistas	Envolve a realização de entrevistas sobre o sistema a um grupo de utilizadores representativos (Nielsen, 1993).
<b>Métodos Baseados em Testes</b>	Registo da Utilização Atual	Recolha automática de estatísticas de utilização do sistema, nomeadamente a frequência de utilização, ocorrência de erros, entre outros aspetos (Nielsen, 1993).
	TAP (Think Aloud Protocol)	Os participantes expressam os seus pensamentos em voz alta enquanto executam um conjunto de tarefas específicas (Nielsen, 1993).
	Testes de Usabilidade	Recolha de dados e observação de um conjunto representativo utilizadores enquanto realizam um conjunto representativos de tarefas na aplicação com a presença física ou remota de observadores (Nielsen, 1993; Rubin, 1994).
	Medidas de Desempenho	Registos de dados quantitativos sobre o desempenho dos utilizadores enquanto realizam as tarefas (com ou sem supervisão) durante o teste de usabilidade, por exemplo: tempo médio para a execução de cada tarefa, o número de erros, entre outras (Nielsen, 1993).

Tabela 2. Métodos Clássicos de Usabilidade

Na realização de testes avalia-se em que medida a interface suporta um conjunto representativo de utilizadores na realização de conjunto representativo de tarefas. Esta avaliação processa-se frequentemente com base em dados registados durante as sessões de teste, como por exemplo o número de cliques, o tempo de execução, o caminho do cursor e do olhar, o registo audiovisual do próprio teste, entre vários outros. As entrevistas e os inquéritos são métodos complementares, permitindo descobrir os gostos, interesses e as necessidades dos utilizadores nas várias fases de desenvolvimento de um sistema, podendo ocorrer antes mesmo de existir um protótipo.

## 2.2 Eletroencefalografia

A eletroencefalografia é uma de várias técnicas que podem ser utilizadas para medir a atividade cerebral, que captura e procura interpretar eletroencefalogramas (EEGs) (Petsche & Etlinger, 1998; Steinberg, 2003; Senior, Russell, & Gazzaniga, 2006). Estes sinais registam a actividade eléctrica cerebral através de sensores – os eléctrodos – geralmente colocados diretamente no couro cabeludo em intervalos regulares e normalizados (ver secção 2.2.5).

As secções seguintes descrevem a origem da atividade eléctrica neuronal captada nos EEGs e a sua associação a determinadas regiões cerebrais e funções. Adicionalmente são apresentados os padrões mais comuns dos EEGs, bem como as interferências que podem ocorrer aquando do processo de captura. Finalmente são ainda descritos o processo de captura e respetivos requisitos de garantia de qualidade, outros equipamentos, mais recentes, mas não tradicionais, para registar os EEGs, e outras formas de medição da atividade cerebral.

### 2.2.1 A Atividade Eléctrica Neuronal

A atividade eléctrica cerebral resulta da transmissão de sinais eléctricos entre os neurónios no cérebro. Um neurónio é a célula base que compõe o sistema nervoso, que é constituído pelo sistema nervoso central, que engloba o cérebro e medula espinal, e pelo sistema nervoso periférico, que inclui os restantes nervos (Steinberg, 2003). Os neurónios típicos são constituídos por um núcleo, chamado **soma**, por uma ramificação principal, chamada **axónio**, por pequenas ramificações a que se chamam **dendrites**, e por **botões terminais** (ver Figura 1).





O mesencéfalo engloba estruturas essenciais aos reflexos, controlo da consciência, atenção, movimento e função cardiorrespiratória. A função cardiorrespiratória é também influenciada por estruturas do rombencéfalo, que ajudam igualmente a controlar o equilíbrio, a coordenação e o tónus muscular, a consciência e também as funções de digestão e ingestão (Steinberg, 2003).

No nível mais exterior dos hemisférios do prosencéfalo, ocupando cerca de 80% do cérebro, encontra-se o **córtex cerebral** – a estrutura que nos permite planejar, coordenar pensamentos e ações, usar a linguagem, entre outras funções. Adicionalmente, é ainda responsável pela receção e processamento de informação sensorial e pelo planeamento e envio de informação motora (Steinberg, 2003).

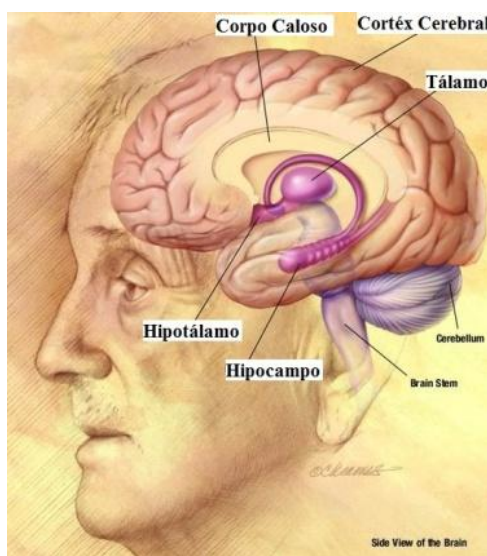


Figura 3. Estruturas Principais do prosencéfalo<sup>8</sup>.

Além deste do córtex, o prosencéfalo engloba ainda: o **gânglio basal**, crucial para a função motora, o **sistema límbico** (do qual faz parte o hipocampo), que controla impulsos instintivos, o **tálamo**, por onde passam a maior parte dos estímulos sensoriais e, finalmente, o **hipotálamo**, que interage com o sistema límbico e regula comportamentos relacionados com a sobrevivência.

### 2.2.2.1 Especialização dos Hemisférios

O cérebro divide-se em duas metades – os hemisférios esquerdo e direito, que, embora pareçam semelhantes, são especializados em diferentes funções. As respostas motoras e dos recetores da pele, por exemplo, são contra laterais, isto é: são tratadas pelo

---

<sup>8</sup> Imagem retirada da Wikipedia ([http://en.wikipedia.org/wiki/Human\\_brain](http://en.wikipedia.org/wiki/Human_brain))

hemisfério do lado contrário. Já as respostas à informação do olho e ao odor proveniente de uma narina são ipsilaterais, porque são tratadas pelo hemisfério do próprio lado (Steinberg, 2003).

Os dois hemisférios comunicam entre si através do **corpo caloso** (ver Figura 3): sempre que a informação chega a um deles, é transferida a através do corpo caloso para o outro hemisfério. Algumas conclusões acerca das diferenças funcionais entre os dois hemisférios foram possíveis graças ao estudo de casos em que o corpo caloso foi fendido, impossibilitando a comunicação entre ambos os hemisférios. A tabela seguinte resume as conclusões de alguns destes estudos (Bizas, et al., 1999; Steinberg, 2003).

Funções	Hemisfério Esquerdo	Hemisfério Direito
<b>Linguagem</b>	<p><b>-Dominância:</b> cerca de 90% da população: 95% dos destros e 70% dos canhotos</p> <p><b>-Quando não existe processamento</b> a linguagem ainda é possível, mas observam-se problemas ao nível da sintaxe</p>	<p>-Baixa compreensão gramatical e fonética</p> <p>-Bom conhecimento semântico e envolvimento no uso quotidiano da linguagem</p> <p><b>-Quando não existe processamento</b> a linguagem ainda é possível, mas observam-se dificuldades em seguir a conversação, fazer inferências a partir do contexto e perceber discurso metafórico ou humorístico</p>
<b>Controlo do Movimento</b>	<p><b>-Quando existem lesões,</b> observa-se por vezes a incapacidade de movimentos especializados.</p>	
<b>Visualização e Compressão Espacial</b>		<p><b>-Dominância:</b> Quando não existe comunicação entre hemisférios apenas conseguem desenhar objetos 3D com a mão esquerda.</p>

Tabela 3. Alguns exemplos de especialização funcional entre os hemisférios.

A diferença entre hemisférios tem sido analisada em alguns estudos relacionados com os processos mentais envolvidos na leitura, que se encontram descritos no capítulo 2. Este conhecimento é relevante no âmbito desta tese, uma vez que pode ser usado para reduzir a dimensionalidade dos dados, como forma de flexibilizar e tornar menos intrusivo o processo de captura, com a redução do número de elétrodos, mas também para aumentar a velocidade de processamento.

### 2.2.2.2 Especialização dos Lobos

Os hemisférios e córtex cerebral estão igualmente divididos em quatro lobos, mostrados na Figura 4, aos quais também têm sido atribuídas determinadas funções. Estes são regiões anatómicas arbitrárias denominadas com base nos ossos que se situam diretamente sobre eles – **frontal**, **parietal**, **temporal** e **occipital**.

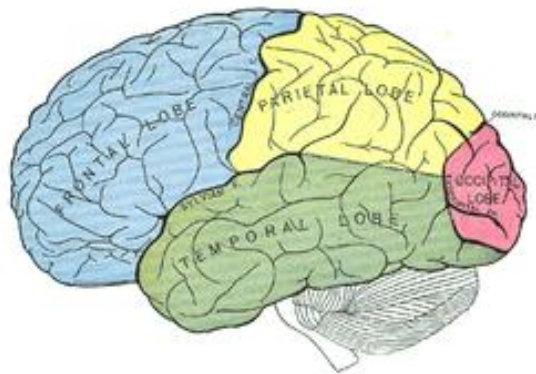


Figura 4. Divisão do Córtex em Lobos<sup>9</sup>.

Os lobos interagem entre si, mas têm sido identificadas funções específicas em cada um, encontrando-se resumidas na tabela seguinte (Gazzaniga, Ivry, & Mangun, 1998; Steinberg, 2003).

Lobos	Funções
<b>Frontal</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Processamento motor</li> <li>-Pensamento abstrato: Julgamento, resolução de problemas e personalidade</li> <li>-Movimento Intencional</li> <li>-Engloba o <b>Córtex Motor Primário</b>:               <ul style="list-style-type: none"> <li>• Planeamento, controlo e execução de movimento; funciona de forma contra lateral</li> <li>• Quando a área que corresponde a uma dada parte do corpo é eletricamente estimulada, verifica-se movimento nessa parte.</li> </ul> </li> <li>-Engloba a <b>Área de Broca</b>: Formulação do discurso</li> </ul>
<b>Parietal</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Sensações na pele e músculos do corpo</li> <li>-Engloba o <b>Córtex Somato-Sensorial Primário</b>:               <ul style="list-style-type: none"> <li>• Pressão, textura, temperatura, dor e posicionamento dos membros</li> <li>• Quando a área que corresponde a uma dada parte do corpo é eletricamente estimulada, é sentido um toque nessa parte.</li> </ul> </li> </ul>

<sup>9</sup> Imagem retirada da Wikipedia ([http://en.wikipedia.org/wiki/Cerebral\\_cortex](http://en.wikipedia.org/wiki/Cerebral_cortex))

<b>Temporal</b>	-Processamento Auditivo -Engloba o <b>Córtex Auditivo Primário</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Análise auditiva complexa para a compreensão de voz e música</li> <li>• Quando é eletricamente estimulado, tem-se a sensação que se ouviu um som.</li> </ul> -Engloba a <b>Área de Wernicke</b> : Compreensão do discurso
<b>Occipital</b>	-Processamento Visual -Engloba o <b>Córtex Visual Primário</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Codificação da cor, luminância, frequência espacial, orientação e movimento</li> </ul> -Áreas de mapeamento do mundo visual especializadas na análise de aspectos específicos da cena, tais como a cor, o movimento, a localização e a forma

Tabela 4. Alguns exemplos de especialização funcional entre os lobos.

As restantes áreas dos lobos que não têm funções de córtex primário (cerca de 75% do total) denominam-se **áreas de associação**, acreditando-se que servem ligação entre os quatro córtex primários referidos na Tabela 4. A estimulação elétrica nestas áreas não revela nenhuma reação específica, mas quando ocorrem lesões observa-se o comprometimento de algumas das funções dos córtex primários. Exemplos destas áreas são as áreas de *Broca* e *Wernicke*, consideradas como sendo imprescindíveis para o discurso. Quando se pede, por exemplo, para separadamente se dizer, ler ou ouvir uma palavra, é ativado o córtex primário correspondente (motor, visual e auditivo), mas quando é pedido para se dizerem palavras relacionadas com uma dada palavra lida (o que requer usar em simultâneo os córtex visual, auditivo e motor) as áreas de associação revelam maior nível de atividade.

### 2.2.2.3 Áreas de *Broca* e *Wernicke*

O relacionamento de determinadas deficiências linguísticas com a ocorrência de lesões das áreas de *Broca* e *Wernicke* (representadas na Figura 5) encontra-se bem documentado (Gazzaniga, Ivry, & Mangun, 1998; Brown & Hagoort, 1999; Steinberg, 2003). É possível assegurar atualmente que muitas das funções linguísticas se encontram nestas áreas e que as lesões na área de *Wernicke* aparentam ter maiores consequências.

As funções da produção de linguagem estão fundamentalmente centradas na área de *Broca*, e as de compressão, na área de *Wernicke*, embora ambas tenham envolvimento em ambas as funções. Existem, no entanto, evidências que as regiões de associação do hemisfério esquerdo e do lobo temporal esquerdo têm também um papel importante na linguagem, e que outras estruturas fora do córtex cerebral, como o gânglio basal e o tálamo posterior, estão também envolvidas (Steinberg, 2003).



segundo posições normalizadas (Fisch, 1999; Niedermeyer, 1999; Niedermeyer & Lopes da Silva, 2004). O detalhe do seu processo de captura e respectivos requisitos de montagem encontra-se descrito na secção 2.2.5.

Os sinais registados num EEG (ilustrados na Figura 7) permitem medir a frequência e amplitude das ondas elétricas cerebrais. Tipicamente variam entre 1 e 30 Hz e entre 10 $\mu$  e 50 $\mu$ V, embora possam atingir frequências superiores a 30Hz, a banda  $\gamma$ , e atingir os 100 $\mu$ V) (Petsche & Etlinger, 1998; Niedermeyer, 1999; Sanei & Chambers, 2007). O sinal registado mostra picos característicos relacionados com a existência de atividade elétrica, mas revela informação muito geral sobre a sua localização espacial. Esta localização atinge no máximo alguns centímetros, pois depende do número de eléctrodos utilizados na montagem e do seu posicionamento.

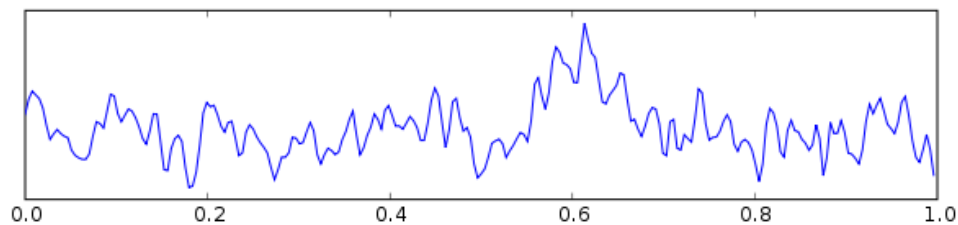


Figura 7. O registo de um EEG de um eléctrodo com a duração de 1seg.<sup>12</sup>

Como são não invasivos, os EEGs podem ser capturados durante períodos relativamente longos, sendo por esta razão frequentemente utilizados nas interfaces computador-cérebro. Além disso, apresentam muito boa resolução temporal, na ordem dos milissegundos ou mesmo melhor. As restantes técnicas de medição da atividade cerebral são em geral invasivas, ou pelo menos com facilidade intrusivas, estáticas ou então demasiadamente dispendiosas para serem usadas no âmbito dos fatores humanos.

As secções seguintes detalham vários tipos de padrões característicos exibidos pelos EEGs, que dependem do nível de consciência, do tipo de estímulo (visual, auditivo, etc.) e do processo cognitivo em curso. Estes padrões variam com a idade, mas mantêm-se estáveis entre os 18 e os 65 anos (Fisch, 1999; Niedermeyer, 1999).

---

<sup>12</sup> Imagem retirada da Wikipedia(<http://en.wikipedia.org/wiki/Electroencephalography>).

### 2.2.3.1 Ritmos Cerebrais

Os ritmos cerebrais são ondas com uma banda de frequência bem delimitada que surgem no contexto de determinados estados mentais. Estas dependem, não só do nível de consciência, mas também da idade e localização no córtex cerebral (Fisch, 1999). A tabela seguinte apresenta algumas das suas características principais (Fisch, 1999; Niedermeyer, 1999; Molina G. , 2004; Sanei & Chambers, 2007).

Ritmo	Características Principais
<b>Delta (<math>\delta</math>)</b> Varia até 4 Hz	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Ocorre principalmente no sono profundo, anestesia, mas também pode surgir em estados de meditação profunda</li> <li>- Facilmente confundido com artefactos provocados por movimentos musculares do pescoço e mandíbula</li> </ul>
<b>Teta (<math>\theta</math>)</b> Varia de 4 a 8 Hz	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Ocorre no sono R.E.M<sup>13</sup>, na transição do sono para o estado acordado, mas também em períodos de <i>stress</i> emocional</li> <li>- Associado ao acesso a material inconsciente, inspiração criativa e meditação profunda</li> <li>- Parece também estar envolvido em tarefas de memorização de curto-prazo</li> </ul>
<b>Alfa (<math>\alpha</math>)</b> Varia de 8 a 13 Hz	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Ocorre no estado de descanso, consciência relaxada sem atenção ou concentração</li> <li>- Temporariamente bloqueado pela abertura dos olhos<sup>14</sup> (), alerta súbito, atenção a estímulos visuais ou outros e concentração mental</li> <li>- Depende bastante do estado comportamental do individual<sup>15</sup>, pelo que deve ser medido quando este está acordado e não sonolento</li> <li>- Tem maior incidência nas áreas parietal e occipital.</li> </ul>
<b>Miu (<math>\mu</math>)</b> Ondas em arco que variam entre 7 e 11 Hz	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Ocorre em 5% dos EEGs e alterna com o ritmo beta</li> <li>- Tem maior incidência nas regiões central e parietal, mas frequentemente alterna entre os hemisférios</li> <li>- É temporariamente bloqueado pelo movimento voluntário, reflexivo ou passivo, pela intenção de movimento ou por estímulos tácteis (o efeito é maior no hemisfério contrário ao do movimento)</li> <li>- Parece também ser potenciado pela visão de padrões e estimulação luminosa intermitente</li> </ul>
<b>Beta (<math>\beta</math>)</b> Varia de 13 a 30 Hz	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Frequentemente associado ao pensamento e atenção ativos, foco no mundo circundante ou resolução de problemas</li> <li>- Pode ser de três tipos: <ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Frontal:</b> Ocorre nas zonas frontal e central, sendo temporariamente bloqueado pelo movimento ou intenção de movimento e estimulação táctil</li> </ul> </li> </ul>

<sup>13</sup> A fase do sono R.E.M. (*Rapid Eye Movement*) é caracterizada por ter padrões EEG de baixa voltagem, movimentos rápidos dos olhos e atividade muscular reduzida; está associada aos sonhos (Fisch, 1999).

<sup>14</sup> Conhecido por fenómeno do  $\alpha$  súbito (Fisch, 1999).

<sup>15</sup> Quando se verifica sonolência (a fase inicial do sono) o ritmo  $\alpha$  pode surgir com os olhos abertos, um fenómeno a que se chama ritmo  $\alpha$  paradoxal (Fisch, 1999).

Ritmo	Características Principais
	<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Difundido:</b> Ocorre em simultâneo em várias áreas da cabeça e não é bloqueado por qualquer estímulo</li> <li>• <b>Posterior ou Variação rápida do alfa:</b> Alterna e é bloqueado do mesmo modo que o ritmo alfa</li> </ul> <p>- Todos desaparecem durante o sono, embora as duas primeiras formas permaneçam (e se acentuem) durante a sonolência</p>
<b>Gama (<math>\gamma</math>)</b> Varia de 30 a 100 Hz (também chamada de ritmo rápido beta)	<p>- Associado à atividade mental de alto nível, nomeadamente à atenção, percepção e cognição</p> <p>- Parece também estar envolvido no processamento de estímulos negativos.</p>

Tabela 5. Características principais dos ritmos do EEG.

Adicionalmente existem outras ondas características potencialmente interessantes, nas quais se incluem, entre várias outras: **as ondas V**, afiadas, de polaridade negativa e comuns no sono, mas que podem acontecer raramente face a um estímulo forte inesperado; ou as **ondas K**, explosões de baixa amplitude que surgem durante um curto período de tempo nas frequências  $\alpha$  ou  $\theta$ , quando o utilizador está ocupado com uma tarefa mental.

### 2.2.3.2 Potenciais Relacionados com Eventos (ERPs<sup>16</sup>)

Os ERPs são flutuações de baixa voltagem (entre 1 e 30  $\mu$ V) que surgem em relação à atividade normal, refletindo as respostas cerebrais a mudanças sensoriais, afetivas ou cognitivas (por exemplo a apresentação de letras no ecrã) e variando consoante o estímulo que os causou (Sanei & Chambers, 2007). A sua descoberta requer geralmente a determinação da média de várias sessões, obtidas sujeitando os utilizadores ao mesmo estímulo, exigindo uma sincronização na ordem dos milissegundos.

Os ERPs são denotados pelo prefixo P ou N, consoante sejam de polaridade positiva ou negativa, seguido por um número que indica em milissegundos a altura em que estes ocorrem após o estímulo (Sanei & Chambers, 2007). O **P300**, por exemplo, é um potencial frequentemente usado em interfaces computador-cérebro (Xu, et al., 2004; Cecotti, et al., 2010). Este caracteriza-se por fornecer informação sobre a forma como o utilizador classifica o estímulo e quão raro o considera, porque a sua amplitude é tanto maior, quanto mais rara é a ocorrência do estímulo que o gerou.

<sup>16</sup> Event Related Potentials.



Existem alguns ERPs que têm vindo a ser relacionados com leitura, mas até ao momento não foi ainda descoberto um potencial indicativo da ocorrência de leitura visual contínua. O **N170**, por exemplo, tem vindo a ser associado à leitura de palavras singulares (Maurer, Brandeis, & McCandliss, 2005); o **N400** tem sido relacionado com aparecimento de uma palavra incongruente no contexto de uma frase (Alpeyden, 2004; Barber, Doñamayor, Kutas, & Münte, 2010); e por fim, o **P600** parece indicar o grau de dificuldade de processamento sintático (Kaan, Harris, Gibson, & Holcomb, 2000).

### 2.2.3.3 (Des) sincronizações Relacionadas com Eventos (ER/SDs<sup>17</sup>)

Os ERD/Ss são um tipo de ERPs que são medidos em referência a uma sequência capturada antes da ocorrência do estímulo. Uma dessincronização ocorre quando se verifica uma atenuação em relação à referência; uma sincronização, quando existe um acréscimo. Ambas indicam mudanças no estado mental (Sanei & Chambers, 2007). O ritmo  $\mu$ , por exemplo, revela uma ERD antes e durante a realização de um movimento real ou imaginário.

### 2.2.4 Interferências Mais Comuns

As interferências são perturbações que não fazem parte do sinal resultante da atividade dos neurónios, mas podem afetar o processo de aquisição dos EEG. Entre as perturbações mais comuns encontram-se as seguintes (Molina G. , 2004):

- **Interferências eletromagnéticas**, geralmente bem delimitadas na frequência (na Europa centradas nos 50Hz – a frequência associada à corrente elétrica), localizando-se dentro dos limites da banda  $\gamma$ .
- **Perturbações causadas por movimentos oculares**, refletindo-se principalmente nas áreas frontais, podendo ser:
  - Ondas de grande amplitude e baixa frequência, em geral mais elevadas do que os EEGs, que resultam do piscar dos olhos.
  - Ondas de forma quase quadrada com amplitude semelhante à dos EEGs , quando causadas unicamente por movimentos oculares.

---

<sup>17</sup> Event Related Desynchronizations/Synchronizations

- **Perturbações causadas por movimentos musculares** do pescoço e face — ondas de frequência larga, que surgem principalmente nos elétrodos que se encontram na zona temporal e parietal.

Adicionalmente existem ainda outras interferências menos comuns, nas quais se incluem as provocadas pelo movimento do sujeito, pela pulsação, pela respiração ou pelo suor, que pode mesmo diminuir a aderência dos elétrodos.

### 2.2.5 Processo de Montagem

A montagem do dispositivo de captura dos EEGs extracranianos requer colocação de vários elétrodos (os sensores) em determinadas zonas do couro cabeludo. Esta colocação requer a aplicação de gel condutor usando uma seringa, através de pequenas aberturas dos elétrodos, e a medição da respetiva impedância (a resistência). O sinal medido no EEG é a diferença de potencial entre o elétrodo e uma dada referência, que pode ser, por exemplo, um elétrodo colocado na pele numa outra zona ou, por vezes, a média simples ou pesada de todos os elétrodos. Uma impedância alta implica uma diferença potencial alta, originando distorções que podem corromper o sinal. As boas práticas sugerem que a impedância seja mantida abaixo dos  $5k\Omega$  em todos os elétrodos e balanceada com a diferença máxima de  $1k\Omega$  entre os elétrodos (Teplan, 2002).

A localização e designação dos elétrodos encontram-se normalizadas desde 1959 pelo Sistema 10-20 (ver Figura 8), definido pela Federação Internacional de Eletroencefalografia e Neurofisiologia Clínica (Fisch, 1999; Teplan, 2002; Niedermeyer & Lopes da Silva, 2004).

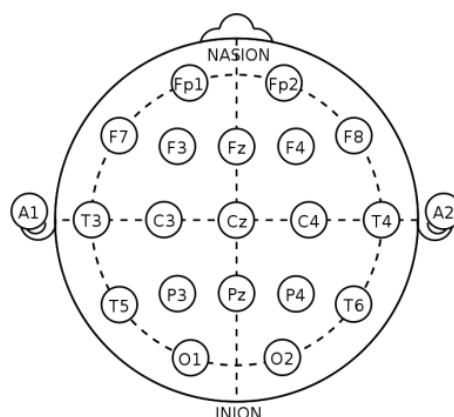


Figura 8. Localização e designação dos elétrodos utilizando o Sistema 10-20<sup>18</sup>.

<sup>18</sup> Imagem retirada da Wikipedia ([http://en.wikipedia.org/wiki/10-20\\_system\\_\(EEG\)](http://en.wikipedia.org/wiki/10-20_system_(EEG)))

O Sistema 10-20 divide a cabeça em distâncias proporcionais (10% ou 20%) a partir de determinados quatro pontos de referência (as duas orelhas, nariz e nuca), fornecendo a cobertura adequada de todas as regiões do cérebro. Os prefixos dos elétrodos estão relacionados com as regiões do cérebro, por exemplo, F de frontal ou O de occipital, seguidos por um número que quando é par indica a localização no hemisfério direito, quando é ímpar, indica o esquerdo (Senior, Russell, & Gazzaniga, 2006).

A ligação dos utilizadores à terra é frequentemente recomendada na preparação da captura do EEG, pois permite atenuar o pico provocado pelo ruído elétrico. Este pico surge na Europa bem localizado por volta dos 50Hz. A ligação à terra processa-se através de um elétrodo específico do capacete ou então utilizando um fio preso no pulso ou tornozelo do utilizador (Teplan, 2002; MindSet, 2010). Adicionalmente, são ainda recomendadas a limpeza prévia da pele, que irá ficar sob os elétrodos, com álcool ou acetona, e a escovagem do couro cabeludo utilizando uma escova de madeira para eliminar peles secas e reduzir a estática.

### 2.2.6 Outros Equipamentos de Captura de EEGs

A utilização de gel condutor apresenta alguns inconvenientes, nomeadamente: interfere com bem-estar do utilizador, causando algum desconforto, requer a preparação da pele e torna a montagem dos sensores mais demorada (20 a 60 minutos). A integração de EEGs em aplicações utilizando este tipo de equipamentos encontra-se por isso normalmente confinada a laboratórios, o que limita a sua utilização no âmbito dos fatores humanos. Uma solução passa assim pela utilização quer de equipamentos menos intrusivos, portáteis, sem fios, quer pelo uso de elétrodos secos, que não requerem a aplicação de gel condutor (ver Figura 9).



Figura 9. Capacetes portáteis com elétrodos secos.

Ambos os tipos de equipamentos têm vindo a ser comparados com bons resultados, vejam-se os seguintes exemplos:

- Gargiulo et al. (Gargiulo, et al., 2008) verificam que existe correlação entre os registos obtidos com um dispositivo de captura sem fios, usando eléktodos clássicos e secos, quer na alteração no ritmo  $\alpha$ , provocada pelo fecho dos olhos, quer na variação do ritmo  $\mu$ , para o controlo mental de um cursor.
- Lin et al. (Lin, et al., 2008) monitorizam com sucesso, de forma contínua, sinais cerebrais sem a aplicação de gel, através de uma plataforma móvel, em situações menos controladas, como é o caso da condução num simulador e a deteção de enjoo de movimento.
- Posteriormente, Zander et al. (Zander, et al., 2011) concluem com base em ERPs que, embora os eléktodos secos piorem ligeiramente os resultados, estes permitem detetar EEGs com boa qualidade.

### 2.2.7 Outras Formas de Monitorização Cerebral

Existem várias técnicas de monitorização cerebral, além do EEG, algumas espacialmente mais precisas. As técnicas de imagem cerebral, por exemplo, podem atingir resoluções espaciais na ordem dos milímetros, enquanto o EEG apenas atinge a ordem dos centímetros (Sanei & Chambers, 2007). A utilização de técnicas de imagiologia cerebral é usualmente excluída no âmbito dos fatores humanos, uma vez que é geralmente bastante dispendiosa, invasiva ou na maior parte dos casos não permite manter um utilizador ligado o tempo suficiente.

As técnicas de imagiologia podem ser estáticas e metabólicas (Steinberg, 2003). As **técnicas de imagem estáticas** incluem a angiografia, a tomografia axial computadorizada (TAC) e a ressonância magnética. Os dois primeiros tipos de exames são baseados em raios-X, permitindo apenas a observação de grandes anormalidades no cérebro, como por exemplo os danos provocados por ataques ou tumores:

- A **angiografia cerebral** permite visualizar os vasos sanguíneos da cabeça, mas requer a introdução na veia femoral, via cateter, de um material contrastante.
- A **TAC cerebral** produz múltiplas imagens da cabeça, que são organizadas de forma a permitir uma vista seccionada.

A **ressonância magnética** requer que o cérebro seja atravessado por um forte campo magnético. Os padrões das variações eletromagnéticas no cérebro são detetados através de um digitalizador rotativo. Estas variações são analisadas em computador para produzirem uma imagem tridimensional do cérebro, incluindo informação detalhada sobre a sua estrutura.



Figura 10. Captura de Ressonância Magnética.

As **técnicas de imagem metabólicas** incluem a tomografia por emissão de positrões (PET<sup>19</sup>) e a ressonância magnética funcional. A **PET** requer o consumo de uma forma de glicose, levemente radioativa, que emite positrões quando é metabolizada. Estes padrões são digitalizados e analisados através de um computador, sendo produzidas imagens com o funcionamento fisiológico do cérebro.

A **ressonância magnética funcional** é parecida com a ressonância magnética, mas usa os aumentos no consumo de oxigénio nas áreas ativas para construir imagens da atividade cerebral. Esta não requer substâncias radioativas, a máquina cria um campo magnético que induz alterações nos átomos de oxigénio. As diferenças no consumo de oxigénio servem de base às medições que são analisadas através de computador. Esta técnica é menos invasiva que a anterior e pode ter uma resolução temporal maior, mas é bastante dispendiosa e recente.

Uma alternativa recente e não invasiva é a **espectroscopia quase infravermelha funcional** (fNIR<sup>20</sup>), que mede alterações na concentração de sangue oxigenado (Hirshfield, et al., 2009). Através de fibras óticas colocadas no escalpe ou testa, é enviada luz com um dado comprimento de onda para dentro do cérebro. Parte desta luz migra através do escalpe, crânio e córtex, sendo recolhida por outras fibras óticas, colocadas a 2 ou 3 cm de distância. A sua resolução espacial é no máximo 5mm, melhor que a do EEG, mas apresenta uma resolução

---

<sup>19</sup> Positron Emission Tomography.

<sup>20</sup> Function Near Infrared Imaging.

temporal mais baixa, demorando alguns segundos a monitorizar o sangue. Além disso, só pode ser colocada em zonas sem cabelo, uma vez que este pode introduzir ruído.

## **2.3 Avaliação de Usabilidade com Integração de Sinais Fisiológicos**

A utilização de medidas fisiológicas para a avaliação de usabilidade já vem sendo referida há algum tempo. Beer et al., por exemplo, escrevem que o “laboratório de usabilidade do futuro” deveria integrar ferramentas de análise baseadas em sinais como o ritmo cardíaco, eletroencefalogramas (EEG) e a pressão sanguínea, entre outros (Beer, et al., 2003). Os sinais psicofisiológicos são potencialmente valiosos para a medição durante a interação, quer da valência das emoções (positiva ou negativa), quer da vigilância (Ganglbauer, Schrammel, & Deutsch, 2009). Os dados que fornecem, sem intermediação, diretamente a partir dos processos físicos do utilizador, abrem novas possibilidades para os estudos de interação. As medidas fisiológicas permitem, por exemplo, revelar máscaras sociais, que frequentemente fazem os utilizadores evitar dar opiniões negativas em entrevistas, ou analisar situações especiais de interação, como o momento em que um utilizador ganha ou perde um jogo (Ganglbauer, Schrammel, & Deutsch, 2009).

A integração de sinais fisiológicos na análise da experiência de utilização encontra-se, porém, numa fase embrionária. Existem já alguns estudos, bem-sucedidos (ver secção 2.3.2), que procuram comparar os resultados obtidos com este tipo de métodos com as formas clássicas de avaliação, sobretudo inquéritos, mas subsistem desafios por resolver. Em primeiro lugar, os dispositivos de captura são geralmente dispendiosos, intrusivos e complexos de manusear, apresentando vários requisitos de preparação, e podem por isso provocar emoções não diretamente relacionadas com a interação em si (Ganglbauer, Schrammel, & Deutsch, 2009). Em segundo, os resultados obtidos são complicados de generalizar, podendo verificar-se vários níveis de variação, nomeadamente devido ao género, idade, cultura, humor, bebidas energéticas ou mesmo cuidados com a pele aonde são aplicados os sensores. Por fim, a interpretação das medidas fisiológicas é muito complicada, mesmo quando se conhece a causa e o efeito, porque depende do contexto social e interpessoal (Ward & Marsden, 2004).

Independentemente destas questões, as medidas fisiológicas são consideradas por ora um complemento valioso aos métodos tradicionais, como forma de colmatar alguma da

subjetividade dos relatórios, quer quantitativos, quer qualitativos, e da análise baseadas na observação dos utilizadores (Ganglbauer, Schrammel, & Deutsch, 2009). A aposta em dispositivos cada vez mais robustos e não invasivos, anteriormente referida, bem como o desenvolvimento mais eficaz de técnicas de análise e processamento, irá aumentar o seu contributo num futuro próximo.

### 2.3.1 Integração de Sinais Fisiológicos em Áreas Relacionadas

A integração dos sinais gerados pelos processos fisiológicos humanos é uma tendência que se tem verificado em diversas áreas relacionadas, no âmbito dos fatores humanos, nas quais se incluem a interação acoplada, as interfaces computador-cérebro, a neuroergonomia e a computação afetiva. As secções seguintes descrevem com mais detalhe estes conceitos, assim como algumas referências relevantes no âmbito desta tese.

#### 2.3.1.1 Interação Acoplada

O conceito de **computação ubíqua**, “a disponibilização dos computadores através do ambiente físico, mas de forma invisível ao utilizador” (Weiser, 1991) trouxe um novo paradigma aos fatores humanos, redirecionando a interação do tradicional *desktop* para o utilizador e ambiente físico (Ishii & Ullmer, 1997). Entre as várias alternativas possíveis, a **computação “usável”** (ou *wearable computing*) direcionou a interação para o próprio corpo do utilizador, elevando o conceito de computador pessoal ao pôr o utilizador a usá-lo, tal como de vestuário se tratasse, apetrechado com uma câmara, biossensores, entre outros dispositivos (Mann, 1996).

Em complementaridade, a **interação contínua** engloba todas as técnicas não tradicionais onde os utilizadores estão permanente e fortemente ligados aos sistemas computacionais durante um determinado período de tempo (Doherty & Massink, 1999). Esta ligação, originalmente processada através do reconhecimento de gestos e fala ou a realimentação tátil, transita atualmente para a integração de sinais fisiológicos, em geral, e neurofisiológicos, em particular.

Surge assim o conceito de **interação acoplada**, que sugere uma adaptação mais forte entre o utilizador e os elementos computacionais de um sistema, transcendendo a noção clássica de comunicação intencional, geralmente suportada através de atos apreendidos (Oliveira, Duarte, Guimarães, Carriço, & Grigore, 2009). Este novo conceito de interação explora a utilização dos sinais implícitos e automáticos, que podem ser observados nos

utilizadores, podendo ser físicos, fisiológicos, afetivos ou expressivos, para aumentar o nível de integração entre utilizadores e sistemas computacionais. Exemplos disto são as interfaces computador-cérebro, detalhados na secção seguinte, que integram sinais neurofisiológicos com o objetivo de controlar dispositivos, como teclados, cursores, entre outros, através de atividades mentais (Wolpaw, et al., 2000; Millán, 2003).

### 2.3.1.2 Interfaces Computador-Cérebro

As interfaces computador-cérebro ou BCI (*Brain-Computer Interfaces*) são “sistemas de comunicação que não dependem nervos periféricos e músculos, as saídas normais do processamento cerebral” (Wolpaw, et al., 2000), ou mais concretamente “uma forma alternativa de comunicar com dispositivos através de ondas cerebrais” (Millán, 2003). Estas podem ser (Lehtonen, 2002; Molina G. , 2004):

- **Com condicionamento dos operadores**, se os utilizadores treinam os seus padrões mentais para controlar dispositivos e afinam os seus sinais usando informação de monitorização do seu próprio estado biológico – a chamada bio-realimentação (ou *biofeedback*).
- **Sem condicionamento dos operadores**, se os utilizadores executam uma tarefa mental (por exemplo, o movimento de um cursor ou a rotação de um cubo) que revela padrões distintos nos seus EEGs. Estes padrões são usados para treinar os BCI a reconhecer ou classificar a ocorrência da tarefa respetiva.

A tabela seguinte resume o trabalho de alguns dos centros de investigação mais proeminentes no que se refere à conceção e desenvolvimento de BCIs não invasivas, apresentando algumas das suas referências (Lehtonen, 2002; Sanei & Chambers, 2007).

Centro	Trabalho Desenvolvido
<b>Berlin Brain-Computer Interface (BBCI)</b> <a href="http://ida.first.fraunhofer.de/bbci/index_en.html">http://ida.first.fraunhofer.de/bbci/index_en.html</a>	- Têm-se focado, quer na redução da variabilidade entre sujeitos, quer na minimização da duração do treino (Blankertz, et al., 2008a). - Tentam obter invariabilidade face a flutuações não relacionadas com as tarefas solicitadas, como a fadiga ou artefactos (Blankertz, et al., 2008b).



Centro	Trabalho Desenvolvido
<p><b>BCI Group do Wadsworth Center</b>  <a href="http://www.bciresearch.org/">http://www.bciresearch.org/</a></p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Usam as dessincronizações (ver secção 2.2.3.3) nos ritmos <math>\mu</math> e <math>\beta</math> para classificar movimentos reais ou imaginários depois de um período de treino, tendo por exemplo usado estas técnicas para movimentar cursores 2D e 3D (Vaughan, et al., 2006; McFarland &amp; Wolpaw, 2008).</li> <li>- Têm também trabalhado no controlo 2D de um braço robótico simples, usado por um utilizador com danos na medula espinal.</li> <li>- Desenvolveram o BCI2000 (<a href="http://bci2000.org">http://bci2000.org</a>) – um pacote de <i>software</i> que pode ser integrado em aplicações para capturar dados, apresentar estímulos e monitorizar o cérebro (Schalk, McFarland, &amp; Hinterberge, 2004).</li> </ul>
<p><b>Graz BCI Lab</b>  <a href="http://www.bci-info.tugraz.at/groups/Graz-BCI/">http://www.bci-info.tugraz.at/groups/Graz-BCI/</a></p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Usam os ritmos <math>\mu</math> e <math>\beta</math> para treinar e controlar dispositivos, de forma semelhante ao Centro de Wadsworth, mas usando adaptação.</li> <li>- Estudam a estimulação elétrica funcional do braço para pessoas com deficiência (Pfurtscheller, Müller, Pfurtscheller, Gerner, &amp; Rupp, 2003; Müller-Putz, Scherer, Pfurtscheller, &amp; Rupp, 2005)</li> <li>- Aplicam técnicas BCI em ambientes de realidade virtual, tendo, por exemplo, demonstrado a utilização de ondas cerebrais no controlo de uma cadeira de rodas em realidade virtual por um tetraplégico (Leeb, et al., 2007).</li> </ul>
<p><b>Defitech Foundation Chair in Non-Invasive Brain-Machine Interaction</b>  <a href="http://cnbi.epfl.ch/">http://cnbi.epfl.ch/</a></p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Começaram por trabalhar no BCI adaptável (Lehtonen, 2002; Millán, 2003) em paralelo com o Centro Berlin Brain-Computer Interface. Após alguns dias de treino, conseguiram (75% de resultados corretos) distinguir em três sujeitos o movimento imaginado da mão esquerda e direita (Sanei &amp; Chambers, 2007).</li> <li>- O BCI adaptável foi ainda utilizado para controlar um teclado virtual e um robot móvel, emulando uma cadeira de rodas motorizada (Millan &amp; Mouriño, 2003).</li> </ul>
<p><b>Centro da Universidade de Tübingen</b>  <a href="http://www.ti.uni-tuebingen.de/BCI.854.0.html?&amp;L=1">http://www.ti.uni-tuebingen.de/BCI.854.0.html?&amp;L=1</a></p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Desenvolveram o dispositivo Thought Translation Device (TTD), orientado para pessoas imobilizadas, permitindo-lhes a geração de decisões binárias com base em tarefas mentais.</li> <li>- Trabalham com bio-realimentação (<i>biofeedback</i>) baseada em Padrões Espaciais Comuns determinados nos elétrodos localizados na área central (Birbaumer, et al., 2000), e também bio-realimentação auditiva para pessoas com deficiência visual (Hinterberger, Baier, Mellinger, &amp; Birbaumer, 2004).</li> </ul>
<p><b>Physiological Parameters for Adaptation Team (Phypa)</b>  <a href="http://www.phypa.org">www.phypa.org</a></p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Têm como principal objetivo transferir tecnologias BCI para o contexto dos fatores humanos.</li> <li>- Têm atualmente projetos relacionados com BCIs híbridos: que procuram combinar a análise de diferentes tipos de propriedades (e.g., ERS/D e potenciais relacionados com a constância visual) ou incluir outros tipos de sinais fisiológicos (e.g. a variação entre batimentos cardíacos) ou externos (e.g. sistema de controlo da direção do olhar) (Pfurtscheller, et al., 2010).</li> </ul>

Tabela 6. Resumo dos Centros de Investigação sobre BCI mais importantes.

### 2.3.1.3 Neuroergonomia

A Neuroergonomia relaciona as disciplinas das neurociências e ergonomia, estudando o comportamento do cérebro no contexto de utilização de artefactos e situações do mundo real (Parasuraman & Rizzo, 2008). As áreas de investigação no âmbito da Neuroergonomia são muito abrangentes, incluindo, por exemplo, a condução de veículos e aviões, as interfaces computador-cérebro, já apresentadas, e mesmo a realidade virtual.

No caso da **condução de veículos e aviões**, a neuroergonomia estuda a atividade cerebral, no contexto de trabalho ou tarefas de controlo motor, enquanto esta controla o desempenho muscular. Neste âmbito, a análise da atividade cerebral durante a fadiga muscular é outro tópico frequentemente abordado. Concluiu-se, por exemplo, que a fadiga pode ser identificada quando não se verifica uma relação entre os sinais cerebral e muscular.

As **aplicações de realidade virtual** permitem a utilização de realidade aumentada para treinar ou aumentar o desempenho das pessoas no trabalho. Neste contexto, utilizam-se os sinais neurofisiológicos para simular cenários e capturar a fadiga, *stress* ou emoções em sujeitos emersos num ambiente virtual, simulando, por exemplo, uma situação de alto risco.

### 2.3.1.4 Computação Afetiva

A Computação Afetiva é “a computação que se relaciona, provém ou influencia emoções” (Picard, 1997). Uma das suas áreas fundamentais é a deteção e reconhecimento de emoções, que procura reconhecer e distinguir emoções (ou reações afetivas), como frustração e divertimento, com base em medidas fisiológicas, geralmente obtidas a partir eletrocardiogramas (ECG) e condutibilidade da pele. Nesta área, a deteção e reconhecimento de emoções, enquadram-se alguns estudos de interação, que procuram medir os estados de emoção dos utilizadores e se descrevem de seguida.

Ward e Marsden (Ward & Marsden, 2004) monitorizaram a resposta galvânica da pele e o ritmo e pulso cardíacos, em várias situações não controladas de utilização de computadores, para analisar o alcance e amplitude das respostas a determinados eventos de interação. Estes autores comprovaram a existência de alterações significativas na presença eventos inesperados, como é o caso de uma janela de alerta acompanhada por som, mas não foram completamente bem-sucedidos quando testaram a utilização de dois sítios (*sites*), um bem desenhado e outro mal desenhado. Embora tenham verificado diferenças entre os dois

casos, estas não foram estatisticamente relevantes devido à grande variação ocorrida dentro de cada grupo de utilizadores.

De forma mais formal, Mandryk (Mandryk, 2008) criou um modelo matemático de emoção para avaliar de forma quantitativa e objetiva a “jogabilidade” em jogos, a partir de medidas baseadas na resposta galvânica da pele e ritmo cardíaco, mas também em EMGs da testa, queixo e face, para modelar o sorriso e o franzir da testa. Estas medidas foram comparadas com sucesso com dados obtidos através de inquéritos, em três condições distintas de jogo: divertimento, aborrecimento e frustração. Apenas as primeiras duas, revelaram diferenças estatisticamente significativas que permitiram a sua distinção.

Por fim, Yusoff e Salim (Yusoff & Salim, 2010a; Yusoff & Salim, 2010b) exploraram o que eles chamam de interação e desenho afetivos. Estudam a emoção na usabilidade através de uma ferramenta de *storyboards*, chamada SCOUT - *Storyboard Control Operation User Tool*, para desenvolvimento de animações e ensino à distância. A SCOUT foi desenvolvida sobre uma plataforma de desenho de interfaces afetiva que integra sinais fisiológicos, como o ritmo cardíaco, a resposta galvânica pele e o EEG<sup>21</sup>, para medir o nível de *stress* e carga emocional dos utilizadores e assim melhorar o processo de desenvolvimento.

### 2.3.2 Análise de Usabilidade com Base em Medidas Fisiológicas

Os estudos apresentados na secção anterior, enquadrados na área da Computação Afetiva, introduzem o estado da arte atual no que se refere à integração de sinais fisiológicos na análise de usabilidade. Nesta secção descrevem-se estudos preliminares, relativamente bem-sucedidos, que procuram comparar alguns aspetos de usabilidade, como é o caso do desempenho, emoção, entre outros, através de métodos baseados em sinais fisiológicos com algumas das formas clássicas de avaliação, na sua maioria inquéritos.

#### Estudo 1

(Hu, et al., 2000)

##### **Objeto de Estudo:**

- Distinção de três estados emocionais distintos provocados pela utilização de três tipos de menus distintos:

- Normais e familiares (facilidade)
- Ilegíveis (dificuldade)
- Com erros (confusão)

---

<sup>21</sup> A plataforma permite integrar vários tipos de medidas, incluindo o EEG, mas nas referências não é explícito o seu papel.

**Participantes: 5****Análise Baseada em Medidas Fisiológicas: EEG**

- Calcularam previamente a matriz de emoção para cada utilizador, com base em quatro emoções básicas, ira ou *stress*, alegria pura, tristeza pura e relaxamento puro, previamente induzidas através de imagens.
- Cada emoção foi estimada a partir de combinações lineares das bandas  $\theta$ ,  $\alpha$  e  $\beta$  nos dois melhores elétrodo de um conjunto de 10.

**Análise Baseada em Métodos Clássicos:**

- Inquéritos
- Nível de dificuldade (fácil ou difícil) determinada por peritos com base em registos vídeo e de *eye-tracker*

**Conclusões:**

- Numa primeira fase, com apenas um utilizador, comprovaram a correlação entre os resultados obtidos com EEGs e questionários
- Numa segunda fase, já com 5 utilizadores, comprovaram a correlação entre os resultados obtidos com os EEGs e o nível de dificuldade das tarefas.

**Estudo 2**

(Foglia, Prete, & Zanda, 2008; Stickel, Scerbakov, Kaufmann, & Ebner, 2008)

**Objeto de Estudo:**

Estudo da preferência entre dois protótipos alternativos para um sítio de *e-government*, com e sem um tutor animado.

**Participantes: 43****Medidas Fisiológicas: Resposta Galvânica da Pele (RGP)**

-Análise diferencial (com e sem tutor animado) com base nas seguintes métricas:

- $(RGP_{\max} - RGP_{\min}) / RGP_{\min}$
- $RGP_{\max}$
- Valor do primeiro pico da RGP

**Métodos Clássicos:**

- Inquéritos
- Escala SMEQ (*Subjective Mental Effort Questionnaire*)

**Conclusões:**

- Comprovaram a correlação entre ambos os tipos de resultados. As diferenças entre os dois sítios foram estatisticamente relevantes com ambos os tipos de métodos.
- Os utilizadores muito extrovertidos não apresentaram grandes reações e verificaram uma grande variabilidade entre utilizadores.

**Estudo 3**

(Stickel, Scerbakov, Kaufmann, & Ebner, 2008; Stickel, Ebner, Steinbach-Nordmann, Searle, & Holzinger, 2009)

**Objeto de Estudo:**

Teste de desempenho para avaliar os problemas de usabilidade num sistema de aprendizagem

universitário, sem moderação e com limite de tempo.

**Participantes:** 20 Participantes, 10 professores, com 17 meses de experiência na utilização do sistema e 10 alunos, com experiência de 2 meses

**Medidas Fisiológicas:** Nível de condutividade da pele e variação do ritmo cardíaco.

- Classificaram as emoções no espaço 2D (valência/vigilância) usando as duas medidas separadamente.

**Métodos Clássicos:**

-Método NPL<sup>22</sup> de Medição de Desempenho, estendido com Inquérito sobre Dificuldade percebida e estado emocional no final da Tarefa

-TAP (*Think-Aloud Protocol*)

-Registo áudio e vídeo do teste

-Inquérito SUS<sup>23</sup> (*System Usability Scale*) no final

**Conclusões:**

-Comprovam a correlação entre o desempenho dos utilizadores e o seu estado emocional

- Os utilizadores com pior desempenho revelam emoções negativas
- Os, com melhor revelam emoções positivas com uma menor vigilância.

- A comparação entre ambos os grupos, utilizadores com melhor e pior desempenho, mostra que

- Os primeiros variam entre o *stress* e o relaxamento,
- Os segundos não mostram alterações significativas.

#### Estudo 4

(Kimura, Uwano, Ohira, & Matsumoto, 2009; Masaki, Ohira, Uwano, & Matsumoto, 2011)

**Objeto de Estudo:**

Estudo do grau de desconforto (relacionado com a carga mental) na realização de um conjunto de tarefas no Excel 2003 e 2007, que permitem as mesmas funcionalidades, mas com interface diferente.

**Participantes:** 10 utilizadores com graus de experiência diversos nas duas aplicações.

**Medidas Fisiológicas:** EEG

- Usaram a Potência espectral média normalizada dos ritmos  $\alpha$  e  $\beta$ , e o seu rácio

- Um maior ritmo  $\beta$  e um menor ritmo  $\alpha$  indicam um maior grau de desconforto (que está relacionado com um maior montante de processamento de informação)

- Estas medidas foram determinadas dois minutos após a realização de cada tarefa, gravados em situação de descanso, com os olhos fechados.

**Métodos Clássicos:** Inquérito SUS no final do teste de cada aplicação

**Conclusões:**

- Verificaram a correlação entre os questionários e os dados fisiológicos

- A análise do EEG revelou que o desconforto foi menor no Excel 2007

<sup>22</sup> Avaliação rigorosa não moderada da usabilidade de um sistema sob condições realísticas para identificar problemas de usabilidade; foca-se na qualidade e no grau de cumprimento dos objetivos.

<sup>23</sup> Inquérito com 10 perguntas de avaliação de usabilidade com uma escala (de 1 a 5) que varia entre concorda fortemente e discorda fortemente. Uma das perguntas é por exemplo: Acho que gostaria de usar este sistema frequentemente.

- O inquérito revelou que os utilizadores preferiram o Excel 2007.
- A diferença determinada entre os dois tipos de aplicações foi considerada estatisticamente relevante
- Verificaram evidências de uma maior carga mental nos utilizadores que nunca tinham usado o Excel, provando que a experiência de utilização está correlacionada com a relação entre os ritmos  $\alpha$  e  $\beta$

### Estudo 5

(Hirshfield, et al., 2009)

#### Objeto de Estudo:

- Teste de desempenho (versus carga mental) num jogo simples, com diferentes níveis de dificuldade, aonde é pedido aos utilizadores para indicarem o número de aviões depois de olhar para o ecrã durante 60 segundos.
- A variação de dificuldade e carga mental adveio do número variável de aviões mostrados:
  - Poucos (carga baixa)
  - Muitos (carga alta)
  - Aleatório (carga aleatória)

#### Participantes: 4

#### Medidas Fisiológicas:

- EEG,
  - Potência espectral nos ritmos  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\theta$ ,  $\delta$  e  $\gamma$  determinada em janelas de dois segundos com sobreposição de um segundo
  - Coerência e Espectro Cruzados
- fNIR: Variação de oxigenação normalizada em 16 canais
- Selecionam os elétrodos que melhor diferenciam as três classes nos dois tipos de medidas.

**Métodos Clássicos:** Desempenho dos utilizadores (100% indica que acertaram no número de aviões)

#### Conclusões:

- O desempenho dos utilizadores foi maior na versão com menos aviões, menor, na versão com menos aviões, e variou entre estes dois, na versão aleatória.
- O desempenho foi maior com as medidas baseadas em fNIR que em EEG; adiantam as seguintes hipóteses:
  - Possível variação na localização dos sensores entre utilizadores ou entre as tarefas
  - Possíveis interferências provocadas no EEG pelas fontes de luz fNIR

### Estudo 6

(Lee & Seo, 2010)

#### Objeto de Estudo:

- Avaliação das preferências em relação a quatro sítios de companhias de carros, com marcas de valor equivalente e *designs* atrativos, mas elementos gráficos, métodos de navegação e *designs* diferentes
- Os utilizadores executaram 3 tarefas em cada sítio durante 10 minutos

**Participantes: 10****Medidas Fisiológicas:****- EEG:**

- ERPs em determinados momentos, por exemplo, após a colocação da questão se compraria um dado carro, nos elétrodo Fz e Pz (a área da tomada de decisão)
- Potência espectral dos ritmos  $\beta$  e  $\theta$  nos elétrodo F3 e F4 (a área de controlo emocional)

**- Ritmo cardíaco: desvio padrão e rácio da maior frequência em relação à menor frequência****Métodos Clássicos:**

-Questionário sobre a preferência do sítio e decisão se compra um carro ou não de cada marca

-Taxa de erro, tempo de execução das tarefas e percentagem de conclusão das tarefas, com base nos registos áudio e do ecrã

**Conclusões:**

- Estimaram a preferência das marcas com base em três fatores:

- a taxa de erro, tempo de execução das tarefas e percentagem de conclusão das tarefas
- as respostas do inquérito
- as medidas fisiológicas

- Em 70% dos casos houve correlação entre os métodos tradicionais e os sinais fisiológicos, mas o desempenho das métricas do EEG foi superior, na ordem dos 80%(apenas não se comprovaram as mesmas escolhas em casos em que a medida não foi determinada).

**Estudo 7**

(Nacke, 2010)

**Objeto de Estudo:**

-Avaliação da jogabilidade de um jogo imersivo em duas consolas diferentes, PSP2 e Nintendo, usando dois tipos de dispositivos de entrada, o *Gamepad* da PSP 2 e a *Wii Remote*.

- Estudo da influência do tipo de dispositivo e de fatores como experiência prévia no jogo e em jogos em geral, sexo e preferência por jogar sozinho ou em grupo.

**Participantes:** 36 utilizadores divididos em 2 grupos em ambos os dispositivos, mas por ordem diferentes

**Medidas Fisiológicas: EEG**

- Potência espectral média normalizada nos ritmos  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\delta$ ,  $\theta$  e  $\gamma$  em 32 elétrodo em blocos de 2 segundos sem artefactos

**Métodos Clássicos: Questionários**

- GEQ (*Game Experience Questionnaire*)<sup>24</sup>, para avaliar a jogabilidade

- Questionário de auto localização, para avaliar a sensação de localização física no ambiente virtual e percepção da possibilidade de ação

**Conclusões:**

- Verificou correlações entre os resultados obtidos com ambos os relatórios e as métricas do EEG

- A *Wii Remote* obteve uma maior pontuação e verificou um aumento global da atividade cerebral

<sup>24</sup> A versão mais simples do questionário consiste em 21 perguntas que medem várias dimensões da experiência, nomeadamente a imersão, a tensão, o fluxo, o desafio, entre outras.

Tal como se pode observar, estes estudos são bastantes diversos, mas procuram utilizar medidas fisiológicas para analisar aspetos como a preferência (emotividade), o desempenho e a carga mental, correlacionando os resultados obtidos com os dos métodos tradicionais. Os casos de teste são, no entanto, ainda bastante restritos, geralmente com poucos utilizadores, confirmando-se as dificuldades já referidas. Independentemente disto, os resultados obtidos evidenciam as potencialidades da integração destas medidas no âmbito da análise da experiência de utilização.

## 2.4 Análise de Leitura a partir do EEG

O processo cognitivo da leitura tem vindo a ser estudado no âmbito das neurociências, com base em vários sinais neurofisiológicos, nos quais se incluem o EEG. Descrevem-se de seguida algumas referências relevantes, ordenadas por ordem cronológica.

Bizas et al (Bizas, et al., 1999) estudam algumas propriedades baseadas em EEG para medir o nível de ativação de determinadas regiões cerebrais durante as seguintes quatro operações, normalmente envolvidas na leitura visual, com complexidade crescente:

- **Visual-espacial** – a identificação de pedrões visuais
- **Ortográfica** – a identificação de letras e combinações de letras
- **Fonológica** – a identificação dos fonemas
- **Semântica** – a identificação de uma palavra como portadora de significado

Estes autores utilizam a potência espectral das bandas  $\delta$ ,  $\theta$ ,  $\alpha$  e  $\beta$  e verificam que no hemisfério esquerdo existem diferenças relevantes entre cada par de tarefas, mesmo quando estas diferem em apenas uma componente (como é o caso das duas últimas tarefas). Adicionalmente verificam que o hemisfério direito também está envolvido na análise fonológica e semântica.

Krause et al (Krause, et al., 2006) comparam a classificação de uma palavra, como sendo uma palavra ou pseudo-palavra, quando esta é fornecida ao utilizador através de estímulos em modalidades diferentes, neste caso visuais versus auditivos. Estes autores comparam as ERS/ERD nas várias bandas e nas várias regiões do escalpe (e.g., frontal e occipital) em ambas as modalidades. Concluíram que existem diferenças significativas entre ambas as modalidades, visual e auditiva, que podem afetar os resultados de estudos que não as tratem de forma distinta.



Bastiansen et al (Bastiaansen, Oostenveld, & Hagoort, 2008) comprovam que o tipo de propriedades semânticas das palavras, por exemplo, se são relativas a coisas visuais (e.g. cores e formas) ou auditivas (referências a sons), determina a ativação de diferentes regiões cerebrais. Estes autores analisam os ERPs nas várias bandas enquanto os utilizadores realizam tarefas de decisão léxica, usando nomes de ambas as categoriais (visuais ou auditivas). Verificam um aumento nas bandas  $\theta$  em ambas as modalidades, mas com distribuição diferente: a zona temporal revelou um maior aumento nas palavras do tipo auditivo, a zona occipital, nas palavras visuais.

Tendo como base estudos que indicam que a atenção favorece o aparecimento da banda  $\gamma$ , Jung et al (Jung, et al., 2008) comparam leitura com e sem atenção, utilizando EEG intracranianos. Dois textos diferentes são mostrados palavra, a palavra, um com uma cor, outro, com outra. Pedem ao utilizador que leia um e ignore o outro. A intercalação entre textos é aleatória, garantindo que apenas são mostradas três palavras consecutivas do mesmo texto. Estes autores comprovam que as respostas  $\gamma$  são maiores nas palavras lidas com atenção, sendo atenuadas, no texto a ignorar.

Finalmente, Pennolazi et al (Penolazzi, Angrilli, & Job, 2009) também analisam a banda  $\gamma$  quando ocorrem violações semânticas em frases em idioma italiano, tendo verificado que as frases bem formadas apresentam níveis mais elevados de ritmo  $\gamma$ . A palavra na qual ocorreu a violação semântica foi marcada pelo ritmo  $\gamma$  inferior (30-45Hz), mas o ritmo  $\gamma$  superior (55-100Hz) apresentou níveis significativamente maiores após a violação, em especial nas zonas anteriores do hemisfério direito.

## 2.5 Técnicas de Análise e Processamento de EEG

A análise de EEG baseia-se em geral numa das seguintes aproximações:

- **Distinção e análise de estados mentais**, aonde se detetam e distinguem dois ou mais estados cerebrais, usualmente relacionados com diferentes tarefas mentais, como por exemplo: descansar, mover o cursor para a esquerda, mover o cursor para a direita, fazer uma operação mental complexa, entre outras (Keirn & Aunon, 1990; Anderson, Stolz, & Shamsunder, 1998; Palaniappan, Paramesran, Nishida, & Saiwaki, 2002)
- **Deteção de reações mentais a eventos**, aonde se detetam e distinguem as reações mentais a dois ou mais eventos, como por exemplo: um som de uma dada frequência,

ocorrência de um erro ortográfico, entre outros (Xu, et al., 2004; Bostanov, 2004; Blankertz, Lemm, Treder, Haufe, & Müller, 2011).

A detecção de estados não requer conhecer *a priori* os seus padrões, implicando apenas que sejam distintos, enquanto a detecção das reações mentais implica descobrir previamente as alterações provocadas pela ocorrência dos eventos – os ERPs (ver secção 2.2.3.2). Os ERPs são geralmente determinados analisando as variações de amplitude ao longo do tempo após a ocorrência do estímulo. Para isso, é necessário calcular a média de vários blocos de EEG, previamente sincronizados em relação à ocorrência do estímulo, com precisão na ordem de milissegundos. A detecção de estados pode processar-se analisando padrões da frequência, explorando, por exemplo, conhecimento do domínio das neurociências relacionado com os ritmos e a sua relação com determinados estados mentais.

A seleção da aproximação depende fundamentalmente do contexto e objetivos da experiência. Regra geral, ambas as abordagens envolvem a utilização dos seguintes tipos de técnicas:

- **Tratamento de Interferências**, incluindo-se aqui todas as técnicas de pré-processamento que permitem melhorar a qualidade do sinal, mitigando o efeito das interferências referidas na secção 2.2.4.
- **Extração de características**, a transformação dos sinais não processados em sequências de vetores de características, que serão posteriormente classificados. As características devem permitir caracterizar, durante um dado período de tempo determinadas propriedades dos sinais originais, que devem ser relevantes e distintivas no âmbito da análise. Pretende-se nesta fase não só obter dados mais facilmente classificáveis, mas também reduzir a quantidade de dados iniciais.
- **Redução de Características**, que implica seleccionar ou transformar as características, anteriormente extraídas, para uma nova forma, tendo como objetivo aumentar a correção e desempenho do processo de classificação.
- **Classificação dos padrões**, a classificação dos vetores de características, acima referidos, nas várias atividades mentais com base no reconhecimento dos seus padrões característicos.

As seguintes secções resumem algumas das técnicas mais utilizadas em cada uma das fases acima referidas.

### 2.5.1 Tratamento de Interferências

Quando o processamento em tempo real não é um fator crítico, é frequente **removerem-se manualmente as tramas corrompidas**, mas existem várias metodologias para diminuir ou mesmo remover as interferências dos EEGs. A Tabela 7 resume estas técnicas e apresenta algumas referências representativas.

Tipo de Interferência	Técnicas e Referências
<b>Todas</b>	Remoção manual das tramas com artefactos (Keirn & Aunon, 1990; Anderson, Stolz, & Shamsunder, 1998; Bizas, et al., 1999)
<b>Ruído Elétrico</b>	Controlo do ambiente de medição (Molina G. , 2004): <ul style="list-style-type: none"> <li>• Imobilização dos utilizadores</li> <li>• Afastamento os fios e aparelhos elétricos dos eléctrodos</li> <li>• Filtragem utilizando o ruído médio medido <i>a priori</i>.</li> </ul> Filtros de ruído (por exemplo, o filtro de <i>Notch</i> ) (Guger, Ramoser, & Pfurtscheller, 2000; Molina G. , 2004)
<b>Movimentos Oculares</b>	Análise do eletro-oculograma (EOG) (Leuthardt, Schalk, Wolpaw, Ojemann, & Moran, 2004; Venkataramanan, Kalpakam, & Sahambi, 2004; Trejo, Rosupal, & Mathews, 2006)
<b>Movimentos Oculares e Musculares</b>	Aplicação de limiares em determinados intervalos de frequência (Trejo, Rosupal, & Mathews, 2006)
	Análise da energia espectral em determinados eléctrodos e intervalos de frequência (Kirkup, Searle, Craig, McIsaac, & Larsen, 1998; Molina G. , 2004)
	Análise de correlação (Novak, Al-ani, Hamam, & Lhotská, 2004)
	Análise de componentes independentes <sup>25</sup> (Penolazzi, Angrilli, & Job, 2009)

Tabela 7. Resumo das técnicas de tratamento de interferências.

Entre as técnicas apresentadas, o **filtro de Notch**, por exemplo, é um filtro de ruído frequentemente usado para reduzir o ruído elétrico. Este atenua uma banda limitada, neste caso o intervalo centrado nos 50Hz, que é característico na Europa (ver secção 2.2.4).

O **eletro-oculograma (EOG)** é medido a partir de eléctrodos colocados junto aos olhos, permitindo identificar perturbações introduzidas por interferências oculares. As tramas contaminadas podem ser simplesmente descartadas, ou então esta informação pode ser usada para compensar as interferências, por exemplo, através de *wavelets*.

<sup>25</sup> Ver secção 2.5.2.

Por fim, a **análise da correlação** estuda o nível de relacionamento entre dois sinais com base no índice de correlação<sup>26</sup>: quanto maior é em termos absolutos, mais forte é a sua relação. Nesta aplicação específica, quando o índice é fraco está-se perante uma interferência.

## 2.5.2 Extração de Características

Entre as características mais utilizadas no reconhecimento de padrões em EEGs, encontram-se a densidade da energia espectral (PSD) de um dado conjunto de ritmos ou elétrodos, os coeficientes de autoregressão simples ou multivariável, os ERPs e os ERSs/ERDs (ver secção 2.2.3.3). A tabela seguinte resume e categoriza estas características e apresenta algumas referências relevantes.

Categoria	Características e Referências
<b>Características de Tempo</b>	Análise de <i>Hjorth</i> (Rezek, Roberts, & Sykacek, 1998; Novak, Al-ani, Hamam, & Lhotská, 2004)
<b>Características de Tempo e Frequência</b>	Energia Espectral Relativa com STFT (Hirshfield, et al., 2009; Lee & Seo, 2010; Masaki, Ohira, Uwano, & Matsumoto, 2011)
	Densidade Espectral de Potência (Keirn & Aunon, 1990; Palaniappan, Paramesran, Nishida, & Saiwaki, 2002; Masaki, Ohira, Uwano, & Matsumoto, 2011)
	Análise <i>Wavelet</i> (Bostanov, 2004; Jung, et al., 2008)
<b>Potenciais Evocados</b>	ERPs (Xu, et al., 2004; Vaughan, et al., 2006; Jung, et al., 2008)
	ERSs/ERDs (Guger, Ramoser, & Pfurtscheller, 2000; Krause, et al., 2006; Blankertz, et al., 2008b)
<b>Modelos de Auto-regressão</b>	Coeficientes de Auto-regressão Simples, Multivariáveis ou de reflexão (Anderson, Stolz, & Shamsunder, 1998; Kostov & Polak, 2000; Sykacek, Roberts, & Stokes, 2004)
<b>Características de Distribuição Espacial</b>	Combinações Lineares Energia em Bandas e Elétrodos (Hu, et al., 2000)
	Padrões Espaciais Comuns (Guger, Ramoser, & Pfurtscheller, 2000; Blankertz, et al., 2008a; Blankertz, et al., 2008b)

<sup>26</sup> Determinado a partir das suas médias ( $\mu_i$ ) e desvios padrão ( $\sigma_i$ ) (Moon & Stirling, 2000):  $r(x,y) = \frac{\sum x_i y_i - n \mu_x \mu_y}{\sigma_x \sigma_y}$ .

Categoria	Características e Referências
Outras Medidas	Rácios de Assimetria (Keirn & Aunon, 1990)
	Análise de Componentes Independentes (Schalk, McFarland, & Hinterberge, BCI2000: A General-Purpose Brain-Computer Interface (BCI) System, 2004; Xu, et al., 2004)

Tabela 8. Resumo das características extraídas dos EEGs.

A **análise de Hjorth** é um método clássico de análise médica de EEG, que analisa a aspetos variabilidade do sinal ao longo do tempo, como por exemplo a variância. Esta assume que, quanto mais o sujeito se foca numa dada tarefa mental, mais estável é o sinal e portanto menor é a variância da flutuação da amplitude.

A **energia espectral relativa obtida com Transformada de Fourier de Tempo Reduzido** (ou *Short-Time Fourier Transform – STFT*) estima a energia<sup>27</sup> média relativa do sinal em determinados intervalos de frequência que são obtidos recorrendo à STFT. A **densidade espectral de potência** (ou *Power Spectral Density* ou *PSD*) (Moon & Stirling, 2000), frequentemente referenciada na literatura da área, é uma alternativa que também estima a energia em média existente no sinal em função da frequência.

Uma vez que a energia espectral se trata de uma medida sem dimensão temporal, esta é determinada sequencialmente em segmentos do sinal, recorrendo à aplicação de prévia de janelas – funções matemáticas, nulas fora do segmento, que se destinam fundamentalmente a minimizar as descontinuidades introduzidas devido à segmentação. O tipo e tamanho das janelas têm impacto no desempenho da classificação das atividades mentais, existindo algumas referências que analisam a sua aplicação (Keirn & Aunon, 1990; Palaniappan, Paramesran, Nishida, & Saiwaki, 2002).

A **análise wavelet** permite a extração de dados coerentes, quer no domínio da frequência, quer no do tempo, sem necessitar recorrer a janelas. A transformada *wavelet* é aplicada de modo similar à de *Fourrier*, mas mede o grau de proximidade entre o sinal e uma *wavelet*. As *wavelets* são funções matemáticas, contínuas ou discretas, que dividem o sinal em diferentes componentes de frequência e permitem o estudo de cada componente em diferentes resoluções (ou escalas) (Graps, 1995). Para isso, são aplicadas em posições

<sup>27</sup> Aproximada através do quadrado da amplitude.

consecutivas no tempo, com várias escalas, selecionadas de modo a corresponderem a determinado intervalo de frequência.

As funções *wavelet* não são fixas, existindo várias famílias, como é o caso da *Morlet* e da *Mexican Hat*, entre outras, cada uma com as suas características específicas e com diferentes aplicações neste âmbito. As que estão bem localizadas no domínio do tempo, como é o caso da *Mexican Hat*, por exemplo, são adequadas para detetar ERPs; já as que estão bem localizadas na frequência, como a *Morlet*, permitem detetar oscilações pronunciadas (Bostanov, 2004).

Os potenciais evocados, ou **ERPs** (ver secção 2.2.3.2), são respostas em relação a determinados eventos sensoriais, afetivos ou cognitivos (Sanei & Chambers, 2007), resultando geralmente em flutuações de baixa voltagem (1 a 30  $\mu\text{V}$ ) em relação à atividade normal do EEG. Estas flutuações são determinadas com base na média dos sinais de várias sessões (ou épocas), obtidas sujeitando os vários utilizadores ao mesmo estímulo, para que sejam removidas as variações espontâneas. Este processo exige, contudo, uma sincronização na ordem dos milissegundos entre os registos das várias sessões (Bruce, 2001; Molina G. , 2004). Uma vez conhecidas estas respostas, a identificação dos ERPs processa-se através da deteção dos picos locais, após a ocorrência do estímulo, implicando usualmente a utilização de métodos adicionais, como é o caso das análises *wavelet* (Bostanov, 2004) ou de componentes independentes (Xu, et al., 2004), entre outras.

As **ERD/ERS** (anteriormente referidas na secção 2.2.3.3) são atenuações ou aumentos da energia de uma dada frequência num dado instante de tempo, determinadas em referência a um segmento de sinal capturado antes da ocorrência do estímulo ou evento:

$$ERD/S(f) = \frac{PS(f) - PS_{ref}(f)}{PS_{ref}(f)} \quad (2.3)$$

$f$  é uma dada frequência e  $PS(f)$ , a energia média durante um determinado tempo, calculada ao longo de vários ensaios nessa mesma frequência (Pfurtscheller & Lopes da Silva, 1999; Sanei & Chambers, 2007).

Os **modelos de auto-regressão** permitem descrever o sistema de geração do sinal, prevendo os seus valores futuros, a partir de valores passados. Estes modelos podem ser uni-variáveis (equação 2.2), se aproximam um dado sinal através de uma única equação (Bruce, 2001) ou multi-variáveis (equação 2.3), se aproximam um vetor de sinais (resultantes, por

exemplo, dos vários elétrodos) através de várias equações (Hytti, Takalo, & Ihlainem, 2006). Nas equações seguintes os coeficientes  $a_i$  (ou  $A_i$ ) são chamados **coeficientes de auto-regressão**,  $N$ , a ordem e  $\varepsilon$  (ou  $E$ ), o resíduo, em geral assumido como sendo ruído branco de distribuição gaussiana.

$$x(t) = \sum_{i=1}^N a_i x(t-i) + \varepsilon(t) \quad (2.4)$$

$$X(t) = \sum_{i=1}^N A_i X(t-i) + E(t) \quad (2.5)$$

Os modelos multivariável permitem modelar as relações entre os vários sinais e assim determinar várias conexões fisiologicamente relevantes entre os sinais medidos nos elétrodos. O relacionamento entre os vários sinais, que no caso do EEG correspondem aos elétrodos e respectivas regiões, pode ser caracterizado neste tipo de modelos através de medidas como é o caso da coerência e da função de transferência dirigida (Bruce, 2001).

Os **coeficientes de reflexão** são um outro tipo de coeficientes também obtidos a partir de modelos de auto-regressão, que definem a redução do resíduo,  $\varepsilon$ , quando se aumenta a ordem do modelo por um, ou seja:

$$E_{m+1} = (1 - \rho_{m-1}^1) E_m \text{ sabendo que } E_m = \sum_t \varepsilon_m^2(t) \quad (2.6)$$

$\rho_m$  é o coeficiente de reflexão de ordem  $m$ .

A distribuição espacial de características, em termos de elétrodos, hemisférios ou lobos, é uma alternativa por vezes referida no estado da arte. Hu e tal, por exemplo, utilizam como vetor de características as **combinações lineares** dois a dois dos coeficientes de correlação das bandas  $\theta$ ,  $\alpha$  e  $\beta$  de 10 elétrodos. Os **padrões espaciais comuns** (ou *Common Spatial Patterns*) são uma alternativa mais complexa, que tem vindo a ser utilizada com sucesso nas interfaces computador-cérebro. Estes padrões são determinados com base em combinações lineares de elétrodos, de modo a otimizar a classificação em duas classes. A variância do sinal é maximizada para uma destas classes e minimizada para a outra. As covariâncias de cada uma das classes,  $\Sigma_i$ , é usada para determinar as matrizes  $R$  e  $D$  (uma diagonal) tal que:

$$\begin{cases} R\Sigma_1 R^T = D \\ R\Sigma_2 R^T = 1 - D \end{cases} \quad (2.7)$$

Cada linha  $i$  da matriz  $D$ ,  $d_i$ , é a variância relativa para amostras da classe 1, sendo  $1 - d_i$  a variância relativa para amostras da classe 2. Os padrões espaciais comuns da classe 1 são as projeções de  $R$  correspondendo aos maiores valores de  $d_i$ , e os padrões espaciais comuns da classe 2 são as projeções de  $R$  correspondendo aos menores valores de  $d_i$ .

Os **rácios de assimetria** quantificam assimetrias entre os dois hemisférios cerebrais com base na seguinte fórmula:

$$\frac{R - L}{R + L} \quad (2.8)$$

$R$  e  $L$  são a PSD de um ritmo específico nos elétrodos situados respetivamente no hemisfério direito e esquerdo.

Por fim, a **análise de componentes independentes** (*Independent Component Analysis* ou *ICA*), a par com outras técnicas como MUSIC e LORETA, tem como objetivo fundamental a localização da fonte da atividade cerebral (Sanei & Chambers, 2007). Esta localização tem-se revelado bastante adequada aos paradigmas cognitivos, para os quais não estão disponíveis modelos detalhados da atividade cerebral. A ICA é uma técnica estatística para separar  $N$  fontes estatisticamente independentes, que foram misturadas linearmente em  $N$  canais, sem qualquer conhecimento sobre as suas distribuições ou dinâmicas – as componentes independentes. Estas são obtidas maximizando a independência estatística das componentes estimadas, existindo vários algoritmos específicos para as estimar, por exemplo, FastICA, entre outros (Hyvärinen & Oja, 2000).

### 2.5.3 Redução de Características

As técnicas de redução de características têm como objetivo fundamental diminuir a dimensão dos vetores de características, sem que isso tenha um impacto negativo relevante no resultado final. Esta redução requer, por um lado, identificar e manter o conjunto das características que melhor caracterizam os estados cognitivos a distinguir; por outro, eliminar aquelas que prejudicam o resultado final, por exemplo, por serem irrelevantes ou estarem contaminadas por ruído (Guyon, 2003; Cunningham, 2008). Espera-se que esta redução melhore o desempenho computacional dos algoritmos classificação (com supervisão), quer em termos de tempo de execução, quer em termos de recursos computacionais utilizados.



Os métodos de redução de características podem ser de transformação ou seleção de propriedades, consoante transformem ou escolham as características, e com ou sem supervisão, caso necessitem ou não de conhecer previamente a classificação dos vetores de características. As secções seguintes descrevem com mais detalhe estes tipos de procedimento.

### 2.5.3.1 Transformação de Características

A transformação de características transforma os vetores originais, através da aplicação de algum tipo de mapeamento, de modo que seja mais fácil seleccionar um subconjunto a partir destes novos vetores do que dos originais (Guyon, 2003; Cunningham, 2008). O mapeamento entre as características originais e as transformadas não é direto, de um para um, pelo que não é fácil saber quais os sinais e características originais que foram mantidos.

A **Análise de Componentes Principais** (*Principal Components Analysis ou PCA*) é um dos exemplos mais conhecidos e mais usados deste tipo de métodos. Esta funciona sem supervisão (Jolliffe, 1986; Anderson, Stolz, & Shamsunder, 1998; Oliveira, Grigore, & Guimarães, 2009), transformando linearmente o espaço de vetores original (eventualmente correlacionado), com base nos vetores próprios da sua matriz de covariância, num novo sistema de coordenadas não correlacionadas, a que se chama componentes principais. A transformação de um vetor  $x$  no vetor  $u$ , de componentes principais, pela PCA processa-se do seguinte modo:

$$\begin{bmatrix} u_1 \\ \dots \\ u_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} v_1^T \\ \dots \\ v_n^T \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ \dots \\ x_n \end{bmatrix} \quad (2.9)$$

$u_i$  é a  $i$ -ésima componente principal,  $v_i$ , o  $i$ -ésimo vetor próprio da matriz de covariância, ordenado por ordem decrescente de  $x_i$ , a  $i$ -ésima propriedade do vetor de características.

A matriz de covariância quantifica a covariância entre todas as combinações possíveis de dimensões (Lotte F. , Congedo, Lecuyer, Lamarche, & Ar, 2004). Os seus termos diagonais são as variâncias de todas as dimensões; os restantes termos, a covariância entre dimensões. A covariância generaliza a fórmula da variância, medindo o relacionamento linear entre duas propriedades  $f_1$  e  $f_2$ :

$$\sigma_{f_{12}}^2 = \frac{1}{n} \sum_i f_{1i} f_{2i} \quad (2.10)$$

Quando a correlação entre propriedades é alta, a magnitude da sua covariância também é alta.

A PCA maximiza os termos da diagonal (variância) da matriz de covariâncias e minimiza os restantes termos (redundância). As componentes principais resultantes encontram-se ordenadas pelos correspondentes valores próprios, por ordem descendente de variância, o que facilita a sua selecção. Assume-se neste caso que a relevância de uma componente principal é directamente proporcional à sua variância: uma propriedade que não varia é provável que não faça variar os resultados. A PCA minimiza a redundância, pois garante que as componentes principais não estão linearmente relacionadas, por serem descorrelacionadas, assegurando assim que não é possível determinar linearmente uma componente a partir de outra.

A **Análise Discriminante Linear** (ou *Linear Discriminant Analysis* ou *LDA*) é um outro exemplo de transformação de características, mas neste caso supervisionado. Esta utiliza funções discriminantes que dividem o espaço da solução em partições correspondentes às classes, sendo também referida no âmbito da análise de EEG (Bostanov, 2004; Nijboer, et al., 2008; Fazli, et al., 2010).

### 2.5.3.2 Seleção de Características

Na selecção de características procura-se determinar o melhor conjunto mínimo de características, permitindo saber exactamente quais as características que o compõem. Esta selecção pode processar-se segundo vários critérios, nomeadamente a partir de conhecimento do domínio das neurociências ao seleccionar os eléctrodos e ritmos mais associados à linguagem ou ao processamento visual (Oliveira, Grigore, Guimarães, & Duarte, 2010). Como existe mapeamento directo, o resultado desta selecção pode ser posteriormente reincorporado no processo, em sessões subsequentes, ou com novos utilizadores, restringindo o conjunto de sinais e/ou características capturados, extraídos e processados (Guyon, 2003; Cunningham, 2008).

Os métodos de selecção de características são categorizados com base na sua relação de dependência em relação à classificação (Guyon, 2003):

- Se forem independentes da classificação, ocorrendo antes desta, chamam-se **filtros**. Nestes, o resultado do algoritmo de classificação não é necessário à partida, embora seja desejável para a avaliação do seu desempenho.
- Se, por outro lado, usam o algoritmo de classificação para seleccionar as características, chamam-se **envoltórios**;
- Por fim, são **embebidos** se integram o próprio algoritmo de classificação.

Um exemplo simples do tipo filtro e sem supervisão consiste em usar a **variância para ordenar as características** e, tal como no caso da PCA, seleccionar as que apresentam uma maior variância (Guyon, 2003; Cunningham, 2008). Outro exemplo, com supervisão, consiste em usar **medidas de dissemelhança** entre as classes, como é o caso da entropia, para ordenar as características, seleccionando as que são mais diferentes.

Um exemplo do tipo envoltório é utilizado por Keirn e Aunon (Keirn & Aunon, 1990) para seleccionar propriedades de EEG, a que chamam **seleção sequencial para a frente** (*forward sequential feature selection*). Segundo este método, escolhe-se inicialmente a característica que utilizada sozinha determina a melhor classificação. Esta característica é depois testada novamente em conjunção com cada uma das restantes características, seleccionando-se o melhor par. O processo é repetido até que o número alvo de características seja atingido. A **eliminação recursiva de características** (ou *recursive channel elimination* ou *RCE*) é um processo inverso, mas equivalente, e também referenciado no âmbito da análise de EEG, que retira características uma a uma (Schröder, et al., 2005). O resultado de ambos os métodos é semelhante, mas a duração da pesquisa de características varia consoante o tamanho do conjunto a encontrar: a seleção para frente é mais eficiente se o conjunto a encontrar é pequeno, a RCE, se for grande.

#### 2.5.4 Métodos de Classificação

Os métodos de classificação podem ser com supervisão, sem supervisão ou por reforço (Mitchell, 1997). Os algoritmos com **supervisão** são previamente treinados com exemplos previamente classificados e testados em novos exemplos, sendo a capacidade de generalização a chave do seu sucesso. As técnicas **sem supervisão** organizam exemplos não classificados, procurando encontrar a estrutura escondida. Estas são frequentemente conhecidos por técnicas de agrupamento, as mais comuns deste género. Por fim, na aprendizagem **por reforço** um agente explora o ambiente e recebe um reforço que pode ser positivo ou negativo.

No contexto específico da análise de EEGs, os métodos com supervisão são os mais frequentes, compreendendo várias técnicas que se encontram resumidas na tabela seguinte (Lotte F. , Congedo, Lecuyer, Lamarche, & Ar).

<b>Categoria</b>	<b>Algoritmos e Referências</b>
<b>Classificadores Lineares</b>	Análise Discriminante Linear ( <i>Linear Discriminant Analysis</i> ou LDA) (Keirn & Aunon, 1990; Anderson, Stolz, & Shamsunder, 1998; Guger, Ramoser, & Pfurtscheller, 2000; Bostanov, 2004)
	Máquinas de Suporte Vetorial (Lotte F. , Congedo, Lecuyer, Lamarche, & Ar, 2004; Xu, Zhou, Wang, & Huang, 2009; Yeo, Li, Shen, & Wilder-Smith, 2009)
<b>Redes Neurais</b>	(Anderson, Stolz, & Shamsunder, 1998; Kostov & Polak, 2000; Palaniappan, Paramesran, Nishida, & Saiwaki, 2002; Millan & Mouriño, 2003)
<b>Classificadores Bayesianos Não Lineares</b>	Classificador Bayesiano Quadrático (Keirn & Aunon, 1990; Lotte F. , Congedo, Lecuyer, Lamarche, & Ar, 2004)
	Modelos de Markov Não Observáveis (Sykacek, Roberts, & Stokes, 2004; Lotte F. , Congedo, Lecuyer, Lamarche, & Ar, 2004)
<b>Vizinhos mais Próximos</b>	K-vizinhos mais próximos (Molina G. , 2004; Sun, Zhang, & Zhang, 2007)
<b>Combinações</b>	AdaBoosting (Lotte F. , Congedo, Lecuyer, Lamarche, & Ar, 2004; Sun, Zhang, & Zhang, 2007)

Tabela 9. Resumo das técnicas de classificação mais comuns na análise de EEGs .

Os classificadores lineares usam funções lineares para distinguir as classes de padrões. A **análise discriminante** utiliza uma família de funções discriminantes, uma por classe, que divide o espaço da solução em partições correspondentes às classes – os hiper-planos. Considera-se que um dado vetor de características pertence à classe que assume o maior valor após a aplicação da função discriminante. Quando as funções discriminantes são lineares, chama-se a esta análise, linear.

As **máquinas de suporte vetorial** também particionam também o espaço da solução em hiper-planos através de funções discriminantes, mas procuram em simultâneo minimizar o erro empírico (ou erro médio da aplicação desta função ao conjunto de treino) e maximizar a separação entre as várias partições – a margem geométrica, aumentando a capacidade de generalização. Isto é conseguido maximizando a distância aos pontos de treino mais próximos – os vetores de suporte.

O tipo de SVM mais comum nos BCI baseia-se na função de base radial (*Radial Basis Function* ou RBF) e é na verdade não linear, recorrendo ao que se chama o “truque do núcleo”. Este truque consiste em mapear os dados noutra espaço, geralmente de maior dimensão, através de uma função chamada núcleo. Este mapeamento permite lidar com a possibilidade da classificação e as características se relacionarem de forma não linear. O núcleo RBF é dado pela seguinte fórmula:

$$K(x, y) = e^{\frac{-\|x-y\|^2}{2\sigma^2}} \quad (2.11)$$

As SVM com núcleo RBF são, no contexto dos BCI, tidas entre os classificadores com melhor desempenho (Lotte F. , Congedo, Lecuyer, Lamarche, & Ar, 2004), revelando uma boa capacidade de generalização, mesmo em presença de vetores de características com dimensão grande e corpus pequenos.

As **redes neuronais** aproximam as características biológicas do sistema nervoso através de um grupo de neurónios artificiais interligados (Mitchell, 1997). Estes contêm entradas, através das quais adquirem informação, que são influenciadas por pesos, associados às conexões com os outros neurónios, e uma saída. Os valores das entradas são combinados através da aplicação de uma função de combinação; o valor da saída resulta da aplicação de uma função de transferência que permite calcular o estado do neurónio. Os neurónios encontram-se ligados de forma a que as saídas de uns estejam ligadas às entradas de outros, podendo existir diversos tipos de arquiteturas. As redes neuronais podem ser treinadas através de processos de aprendizagem por reforço, supervisionados ou não supervisionados.

Os **Classificadores Bayesianos Não Lineares** são menos comuns na análise de EEG do que os anteriormente referidos. A **classificação Bayesiana** tem como objetivo classificar cada vetor de características na classe com maior probabilidade (Mitchell, 1997; Lotte F. , Congedo, Lecuyer, Lamarche, & Ar). Para isso, calcula-se a probabilidade de um dado vetor pertencer a uma dada classe, a que se chama probabilidade *a posteriori*, através da regra MAP – Máximo *a posteriori*:

$$h_{MAP} = \operatorname{argmax}_{h \in H} P(h|D) \quad (2.12)$$

$h$  é a hipótese a provar (por exemplo, que o vetor pertence a uma dada classe);  $D$ , o conjunto dos dados de treino.

Os **classificadores bayesianos quadráticos** são comuns na análise de EEG. Estes são aplicados de forma semelhante à análise discriminante, mas usam funções discriminantes quadráticas, assumindo uma distribuição de probabilidades não normal.

Os **modelos de Markov não observáveis** (*Hidden Markov Models* ou HMM) são um género de autómatos probabilísticos, muito comuns no reconhecimento de fala, que determinam a probabilidade de ser observada uma dada sequência de vetores de características (Sykacek, Roberts, & Stokes, 2004). Cada estado deste autómato modela a probabilidade de observar um dado vetor. Um classificador baseado neste tipo de processos pretende determinar a probabilidade de ocorrerem um conjunto de observações  $O_i$  com base no modelo, ou seja:

$$P(O_1, \dots, O_m | \text{Modelo})$$

Chamam-se não observáveis se a sequência de estados que gera uma sequência de observações não é conhecida, o que permite que mesma sequência de observações possa ser gerada através de sequências diferentes de estados. Este tipo de modelos é bastante adequado para classificar séries temporais, nas quais se incluem os EEGs, e, embora não sejam muito divulgados na comunidade dos BCI, existem estudos que revelam tratar-se de uma técnica promissora (Lotte F. , Congedo, Lecuyer, Lamarche, & Ar, 2004).

O **k-vizinhos mais próximos** (*K-nearest neighbours* ou KNN) é um algoritmo de “aprendizagem-preguiçosa” baseado em instâncias, uma vez que memoriza todos os dados de treino e só procura amostras semelhantes (os vizinhos) quando tenta classificar uma nova instância (Mitchell, 1997; Alpeyden, 2004). As novas amostras são classificadas de acordo com a maioria dos votos das K amostras do conjunto de treino mais próximas.

Por um lado, o KNN não é adequado quando os vetores de características têm dimensão elevada, pois requer calcular a distância entre a amostra a classificar e todas as amostras do conjunto de treino. Neste caso, torna-se inadequado ao processamento e análise em tempo real, sendo desejável a utilização prévia de procedimentos de redução da dimensão dos vetores. Adicionalmente, o peso de cada característica no cálculo da distância depende do intervalo do seu domínio. Ou seja: uma medida com maior variação em termos absoluto, implica uma maior distância. Este problema é, contudo, mitigado normalizando todas as características para o intervalo [0,1]. Por outro, o KNN revela-se robusto a dados de treino com ruído, algo comum nos EEGs, usualmente contaminados por movimentos oculares e

musculares, e em particular no contexto dos fatores humanos, onde é pretendido que os utilizadores se comportem da forma mais natural possível.

Por fim, os métodos combinados utilizam vários classificadores agregados segundo uma dada estratégia. A técnica de **AdaBoosting**, por exemplo, utiliza um ou mais classificadores fracos e otimiza os seus resultados de forma adaptativa. Aumenta o peso dos exemplos mal classificados do conjunto de treino e diminui, o dos bem-classificados (Sun, Zhang, & Zhang, 2007). Outro exemplo também utilizado no processamento de EEGs é a **votação** ou **bagging** que combina os resultados de vários classificadores, com base na maior votação (Sun, Zhang, & Zhang, 2007). Esta combinação reduz a variância de resultados.

### 2.5.5 Bibliotecas de Análise e Processamento de EEG

Existem atualmente vários pacotes de *software* que permitem a análise de dados eletrofisiológico, nos quais se incluem o EEG, e portanto relevantes no âmbito desta tese. Estas bibliotecas ou aplicações são essencialmente utilizados no domínio das neurociências, tendo algumas delas sido integradas em desenvolvimentos efetuados nesta tese (ver capítulo 5). A tabela seguinte apresenta alguns destes pacotes mais usados, bem com algumas das suas funcionalidades (Hanke & Halchenko, 2011).

Pacote	Tecnologia	Pré-Processamento e Detecção de Artefactos	Tipos de Análise
<b>EEGLab</b> <a href="http://sccn.ucsd.edu/eeglab/">http://sccn.ucsd.edu/eeglab/</a> (Delorme & Makeig, 2004)	MatLab Linux, Unix, Windows e MACOS Licença GNU	Filtros Extração de Épocas Remoção da base de referência	ICA ERP <i>Event-related spectral perturbation</i> (ERSP) Transformações Tempo-Frequência
<b>Fieldtrip</b> <a href="http://fieldtrip.fcdonders.nl/">http://fieldtrip.fcdonders.nl/</a> (Oostenveld, Fries, Maris, & Schoffelen, 2011)	MatLab Independente do Sistema Operativo Licença GNU Não disponibiliza interface gráfica	Filtros Extração de Épocas Remoção da base de referência Suavização e referencição Remoção de artefactos usando ICA	ERP Transformações Tempo-Frequência Localização da fonte Análise de conectividade <sup>28</sup> (MVAR) Processamento em tempo real

<sup>28</sup> Interação entre regiões

<b>Brainstorm</b> <a href="http://neuroimage.usc.edu/brainstorm">http://neuroimage.usc.edu/brainstorm</a> (Tadel, Baillet, Mosher, Pantazis, & Leahy, 2011)	Matlab Linux, Windows e MACOS Licença GNU	Filtros Extração de Épocas Reamostragem Estatísticas de ruído Detecção de más épocas e maus canais Conversão da média de referência	Modelação da cabeça Localização da fonte Transformações e Mapas Tempo-Frequência
<b>BrainVision Analyser</b> <a href="http://www.brainproducts.com">http://www.brainproducts.com</a> (Brain Vision, s.d.)	Windows XP Aplicação Proprietária	Filtros Correção dos artefactos oculares com regressão PCA Suavização e referenciação Conversão da média de referência	ICA ERS/ERD Localização da fonte (Loreta) Transformações Tempo-Frequência Correlação Cruzada e Coerência (ERPs)
<b>LORETA/sLORETA</b> <a href="http://www.uzh.ch/keyinst/loreta.htm">http://www.uzh.ch/keyinst/loreta.htm</a> (Pascual-Marqui, 2002)	Pascal e OpenGL Licença GNU Windows	Filtros Remoção da base de referência Espectro Cruzado Extração de Épocas	Localização da fonte (Loreta)
<b>BESA<sup>29</sup></b> <a href="http://www.besa.de/">http://www.besa.de/</a>		Filtros Interpolação para canais virtuais ou fontes Detecção e remoção automática de EOG e ECG	Localização da fonte Análise da coerência da fonte ERPs Correlação espaço-temporal Análise espectral
<b>Tecnologia:</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>• OpenGL</li> <li>• Aplicação Proprietária</li> <li>• Windows</li> </ul>			
<b>BioSig</b> <a href="http://biosig.sourceforge.net/">http://biosig.sourceforge.net/</a> (Vidaurre, C., Sander, & Schlögl, 2011)	MatLab, Octave e C++ Linux, Windows e MACOS Licença GNU	Processamento de Artefactos Análise de Histogramas Filtros Espaciais Detecção de artefactos EMG CSP	ERS/ERD Análise da Conectividade (MVAR) Processamento em Tempo Real Extração de Características (AR, Hjorth, ...) Mecanismos de Classificação e Avaliação

<sup>29</sup> Existem várias referências a este *software*, mas todas em relação aos métodos utilizadores ou investigação feita utilizando o pacote e não diretamente sobre o pacote.



<b>BCI2000</b> <a href="http://www.bci2000.org/BCI2000/Home.html">http://www.bci2000.org/BCI2000/Home.html</a> (Schalk, McFarland, Hinterberger, Birbaumer, & J., 2004)	C++ Independente do Sistema Operativo Licença GNU	Filtros (temporais, espaciais, ...)	ERPs, ERD/ERS e ECoG (EEG intracranianos) Realimentação Processamento em Tempo Real Classificação (Linear) Análise na Frequência Extração de Características (AR e FFT)
	Integração com Dispositivos de Interface com o Utilizador		
<b>OpenVibe</b> <a href="http://openvibe.inria.fr/">http://openvibe.inria.fr/</a>	LUA Windows e Linux Licença GNU	Combinações Lineares Extração de épocas Filtros e Janelas Transformadas de <i>Fourrier</i> Reamostragem e Suavização	Análise Espectral Classificação (linear) ICA Análise espectral

Tabela 10. Pacotes de *software* mais comuns para análise de EEG.

Regra geral, além das funcionalidades indicadas, todos os pacotes permitem importar vários formatos de ficheiro binários, têm interface gráfica, permitem a manipulação dos dados e incluem várias formas de visualização 2D, do sinal e propriedades extraídas deste, ou mesmo 3D, por exemplo da disposição das fontes na cabeça (3D).



## 3 Experiências e Captura

Os resultados descritos nesta tese tiveram como base num conjunto de experiências relacionadas com leitura, realizadas com um conjunto de utilizadores, utilizando vários equipamentos de captura em ambientes de teste distintos. Neste capítulo descrevem-se os detalhes destas experiências, os utilizadores e ensaios que estas envolveram, assim como o corpus de dados produzido.

### 3.1 Ambientes, Dispositivos e Condições da Captura

Os vários ensaios do corpus de dados recolhido processaram-se utilizando três equipamentos diferentes nos seguintes três ambientes de teste:

- Um **laboratório de interação pessoa-máquina**, situado num espaço aberto, não isolado, com a presença de mais pessoas.
- Um **laboratório de psicologia**, que se encontrava numa sala sonoramente isolada, mas com a presença de mais duas pessoas envolvidas nos testes.
- Um **laboratório clínico** num hospital, numa sala normal, sem a presença de qualquer pessoa exceto o utilizador.

A tabela seguinte resume algumas das características destes ambientes (MindSet, 2010; Brain Vision, s.d.; Nihon-Kohden, s.d.) .

Laboratório	Dispositivo de Captura	Toca	Freq. de Amostragem	Referência	Medição da Impedância	Ligação à Terra
Interação Pessoa-Máquina	MindSet MS-1000	ElectroCap	256Hz	Eléttrodo nas orelhas	Manual	Fio seguro na mão
Psicologia	Brain Vision	BrainCap	1000Hz	Eléttrodo na pele atrás da orelha	Automática	Eléttrodo no Capacete

Laboratório	Dispositivo de Captura	Toca	Freq. de Amostragem	Referência	Medição da Impedância	Ligação à Terra
Hospital	Nihon Kohden Neurofax EEG-1100C /ElectroCap	ElectroCap	200Hz	Média dos Eléttodos	Automática	Eléttodo no Capacete

Tabela 11. Características dos Ambientes de Teste.

Todos os equipamentos de captura utilizados são digitais e, embora permitam um número diferente de canais (16, 32 e 30 respetivamente), foram utilizados os mesmos 16 em todos os testes. Estes canais foram ligados a eléctrodos presos em toucas, semelhantes à ilustrada na figura seguinte.



Figura 11. O MindSet MS-1000 e a touca Electro-Cap.

Os 16 canais foram posicionados segundo o sistema Internacional 10-20, descrito na secção 2.2.5. A Figura 12 mostra a posição de referência dos 16 canais utilizados.

Todos os testes foram realizados com um utilizador de cada vez, expondo-o a uma sequência de estímulos, visualizada num ecrã LCD com dimensão 15.4'', resolução 1280x800 e 4,295E+9 cores. O ecrã foi colocado sobre uma secretária a uma altura entre 70 a 80 cm, estando os utilizadores sentados direitos a uma distância de 50 a 60 cm em relação ao monitor. A tipografia utilizada em todos os textos foi a *Arial* com tamanho de 18 pixels e cor preta sobre fundo branco, exceto nos casos em que as experiências realizadas assim o exigiram. Estas alterações encontram-se descritas na secção 3.3.

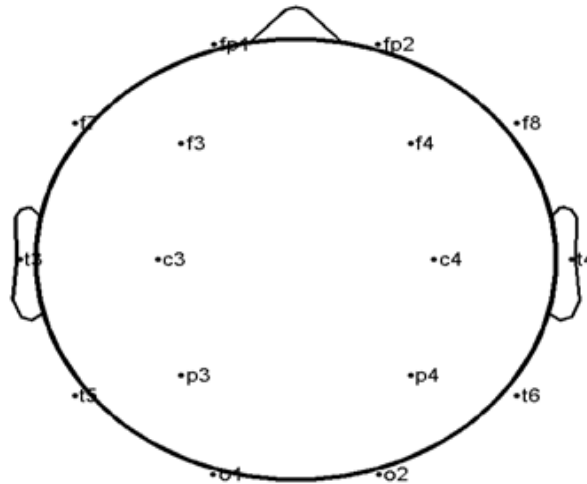


Figura 12. Posição de referência dos 16 canais utilizados segundo o sistema Internacional 10-20.

A impedância em cada eletrodo foi mantida abaixo dos  $5k\Omega$ , um limiar indicado pelo fabricante das tocas. A medição manual processou-se entre todos os eletrodos e o eletrodo FP2, utilizando um multímetro. Neste caso o limiar definido foi  $10k\Omega$ , o dobro do indicado pelo fabricante. No laboratório clínico a montagem da experiência foi efetuada e afinada por um técnico especialista em EEG. No laboratório de psicologia, foi efetuada por um psicólogo com experiência neste tipo de exames. No laboratório de interação, foi inteiramente assegurada pela candidata, com a colaboração inicial de técnicos do Hospital de Santa Maria, tendo os primeiros registos obtidos sido validados por uma Médica da Especialidade.

## 3.2 Utilizadores e Ensaio

O corpus recolhido é proveniente de oito utilizadores: quatro mulheres e quatro homens, entre os 20 e 45 anos, sem danos neurológicos conhecidos, nenhum daltónico, três usam óculos, sete são destros, um canhoto. Todos os utilizadores frequentam ou concluíram com sucesso pelo menos a licenciatura. Não houve qualquer tipo de treino prévio, embora seis dos utilizadores tenham repetido as experiências com dados diferentes e em dias diferentes. A Tabela 12 resume a distribuição dos ensaios efetuados nos vários ambientes.

Cada ensaio efetuado teve a duração de cerca de 25 minutos durante o qual foi apresentada uma sequência de nove experiências distintas, todas relacionadas com leitura silenciosa, descritas com mais detalhe na secção seguinte. Estas experiências foram intercaladas por intervalos de descanso com a duração de 30 segundos, nos quais os utilizadores foram inquiridos acerca do assunto sobre o qual leram, se conseguiram ler e em

que ponto tal não foi possível, bem como o seu estado de espírito e emocional geral. Este registo encontra-se detalhado no anexo II.

Utilizadores	Laboratório de Interface Pessoa Máquina	Laboratório de Psicologia	Laboratório Clínico
1	13	2	1
2	1		
3	2	2	
4		1	
5-8	8		
<b>Total:</b>	<b>24</b>	<b>5</b>	<b>1</b>

Tabela 12. Métricas Relativas aos Ensaios efetuados nos vários laboratórios.

Os textos e palavras, sempre em Português, nunca foram repetidos em ensaios diferentes para um mesmo utilizador. Nos vários ensaios foi utilizado um gerador de eventos disponibilizado pela aplicação *EEGEventGenerator* (ver secção 7.2), que permite a criação e visualização de guiões de eventos tal como se tratasse de um *slide show*. Para a realização dos 30 ensaios com os oito utilizadores, foram assim criadas 23 variações diferentes do mesmo guião para estas experiências, variando apenas os conteúdos, tais como imagens e textos.

### 3.3 Descrição das Experiências

Um ensaio com um dado utilizador englobou várias experiências, incluindo as seguintes que foram analisadas no âmbito desta tese.

**1) Texto versus Ecrã Branco.** Leitura de excertos de duas notícias em texto corrido, durante 30 segundos, intercalados com o ecrã vazio, durante 20 segundos. A Figura 13 mostra a apresentação de um destes textos.

Com esta experiência pretendeu-se sobretudo averiguar a possibilidade de distinguir o estado de leitura de um outro estado visual básico, neste caso o ecrã em branco. Adicionalmente, estes dados foram utilizados para afinar alguns parâmetros dos algoritmos, utilizados nas posteriores experiências, e também para estudar a variação de um utilizador em ensaios, entre sujeitos, dispositivos, entre outros aspetos.

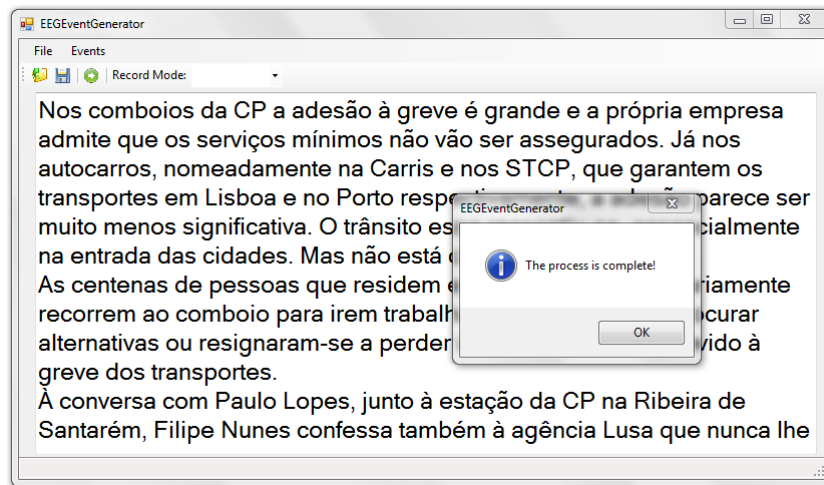


Figura 13. Exemplo da Apresentação do Excerto de uma Notícia.

**2) Texto versus Imagens.** Leitura de excertos de duas notícias em texto corrido, durante 30 segundos, intercalados com esquemas básicos, sem preenchimento, durante 30 segundos. A imagem seguinte mostra um destes esquemas.

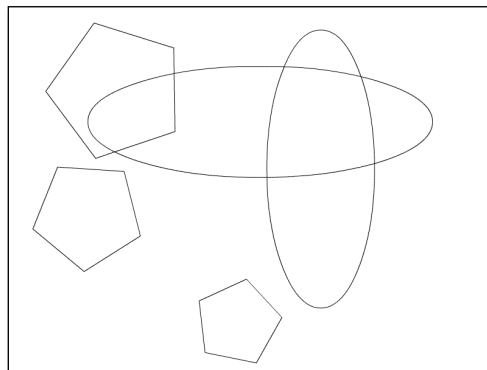


Figura 14. Exemplo de uma imagem mostrada intercalada com excertos de notícias.

Esta experiência teve como objetivo principal averiguar se as conclusões tiradas com a experiência anterior se mantinham, utilizando um estímulo visual simples, não-verbal, em oposição ao ecrã vazio.

**3) Redução do Tamanho do Texto.** Leitura de 70 palavras provenientes de um excerto de uma notícia, mostradas uma a uma, durante 1 segundo cada. O tamanho do texto diminui 3px cada 10 segundos (cada 10 palavras), variando por isso entre 21px, 18px, 15px, 12px, 9px, 6px e 3px (ver a Figura 15).



Figura 15. Simulação da variação do tamanho da tipografia usada na experiência 3.

Os dois últimos tamanhos, durante os últimos 20 segundos, violam a recomendação da W3C anteriormente referida dos 9px (ver secção 2.1.2). Todos os utilizadores, excepto um, conseguiram ler o penúltimo tamanho, mas nenhum conseguiu ler as últimas 10 palavras, que foram consideradas no contexto desta tese como sendo ilegíveis.

**4) Redução do Contraste do Fundo/Texto a partir do Fundo.** Leitura de um excerto de uma notícia durante 70 segundos, verificando-se em cada 10 segundos a redução da intensidade (brilho) do fundo em cerca de 16%. Nos últimos 10 segundos a cor do fundo encontrou-se muita próxima da do texto, mas mesmo assim em cerca de 50% dos ensaios foi ainda possível ler o texto, embora com bastante dificuldade (ver anexo I). Este teste foi precedido pela mesma experiência, mas sem texto, servindo de controlo e permitindo analisar o peso da influência da cor de fundo como estímulo, em oposição às diferenças originadas pela dificuldade de leitura.

A tabela seguinte mostra a variação da diferença de contraste entre fundo e texto ao longo da experiência descrita, segundo a fórmula definida pelo W3C (ver secção 2.1.2). As três últimas linhas incumprem o limiar indicando como sendo a diferença mínima aceitável de contraste entre fundo e texto (125).

Etapa	Intensidade do Fundo	Intensidade do Texto	Diferença Intensidade Fundo/Texto	Cumprimento Limiar?
1	255	0	255	Sim
2	214	0	214	Sim
3	173	0	173	Sim
4	132	0	132	Sim
5	91	0	91	Não
6	51	0	51	Não

Tabela 13. Variação da diferença de intensidade fundo/texto na Experiência 4.



**5) Redução do Contraste do Fundo/Texto a partir do Texto.** Leitura de um excerto de uma notícia durante 70 segundos, verificando-se em cada 10 segundos o aumento da intensidade (brilho) do texto em cerca de 16%. Nos últimos 10 segundos a cor do texto situa-se muito próxima da do fundo, mesmo assim em cerca de 75% das sessões foi ainda possível ler o texto.

Esta experiência permite testar também a regra da diferença de contraste, mas numa perspetiva diferente. A tabela seguinte mostra o cálculo das diferenças de intensidades entre fundo e texto e a sua variação nesta experiência. As três últimas linhas incumprem o limiar definido (125) como sendo a diferença de mínima aceitável entre fundo e texto.

<b>Etapas</b>	<b>Intensidade do Fundo</b>	<b>Intensidade do Texto</b>	<b>Diferença Intensidade Fundo/Texto</b>	<b>Cumprimento Limiar</b>
<b>1</b>	255	0	255	<b>Sim</b>
<b>2</b>	255	40	215	<b>Sim</b>
<b>3</b>	255	81	174	<b>Sim</b>
<b>4</b>	255	122	133	<b>Sim</b>
<b>5</b>	255	163	92	<b>Não</b>
<b>6</b>	255	204	51	<b>Não</b>

Tabela 14. Variação da diferença de intensidade fundo/texto na Experiência 5.

**6) Redução da Diferença de RGB entre Fundo e Texto.** Leitura de um excerto de uma notícia durante 60 segundos, verificando-se em cada 10 segundos a diminuição da diferença RGB entre fundo e texto entre 14% e 5%. Nos últimos 10 segundos esta situou-se na ordem dos 43%, sendo 100% a diferença entre o preto e branco, a diferença máxima. Em todos os ensaios foi possível ler o texto com sucesso (ver anexo I).

A Tabela 15 mostra a variação da diferença de RGB ao longo desta experiência. As três últimas linhas incumprem o limiar definido como sendo a diferença de RGB mínima aceitável entre fundo e texto (500), mas cumprem a regra do contraste. Tal como anteriormente, este teste foi precedido pela mesma experiência, mas sem texto, para servir de controlo.

Etapa	Fundo			Texto			Diferença RGB Fundo/Texto	Cumpre Limiar ?
	Red	Green	Blue	Red	Green	Blue		
1	255	255	255	0	0	0	765	Sim
2	255	247	215	20	0	40	657	Sim
3	235	239	215	20	0	120	549	Sim
4	235	223	215	20	0	200	453	Não
5	195	223	215	60	0	200	373	Não
6	175	223	175	80	8	200	335	Não

Tabela 15. Variação da diferença de RGB na Experiência 6.

**7) Erros Ortográficos.** Leitura de 30 palavras relacionadas (por exemplo, nomes de estações do metro, frutos, verbos terminados em AR, entre outros), mostradas uma a uma, com a duração de 1 segundo cada. Aleatoriamente foram gerados um, dois ou três erros em algumas das palavras apresentadas. Entre cada dois erros foi sempre garantido um número mínimo de três palavras bem escritas, para permitir ao utilizador identificar corretamente a relação entre as palavras e garantir um determinado nível de consistência.

Os erros das palavras foram gerados a partir dos seguintes: a troca de duas letras aleatoriamente selecionadas, a substituição de uma letra aleatoriamente selecionada ou a remoção ou adição de uma letra aleatoriamente selecionada. As letras inicial e final não sofreram quaisquer alterações a fim de garantir um grau mínimo de similaridade.

Todas as palavras com um e dois erros foram bem lidas e compreendidas, tendo o utilizador detetado a ocorrência dos erros; nas palavras com três erros, numa em cada cinco sessões os utilizadores não conseguiram identificar a palavra original. Neste caso estas palavras tiveram o mesmo efeito de pseudo-palavras (Krause, et al., 2006).

A criação de interfaces tolerantes ou robustas a erros é um dos princípios que guia a usabilidade (Nielsen, 2003; Nielsen, 2005). Neste contexto o objetivo fundamental desta experiência é verificar se é possível distinguir a leitura de uma palavra correta, da leitura de uma palavra incorretamente escrita, qual é o impacto do número de erros e do facto de não ser possível compreender a palavra original.

**8) Palavras Incoerentes.** Leitura de 30 palavras relacionadas, mostradas uma a uma, com a duração de 1 segundo. Aleatoriamente, a palavra é substituída por uma não relacionada, quebrando-se a coerência. Entre cada duas palavras incoerentes foi sempre garantido um

mínimo de três palavras relacionadas, para permitir ao utilizador identificar corretamente a relação entre as palavras e garantir um determinado nível de consistência. Em todos os ensaios os utilizadores identificaram a inconsistência.

O princípio de coerência é muito importante no âmbito da usabilidade. A coerência ajuda ao utilizador a familiarizar-se com as regras de apresentação, disposição, escrita, entre outras, e a aprender e utilizar mais rapidamente e melhor as aplicações (Nielsen, 1999; Nielsen, 2005). Posto isto, esta experiência irá permitir avaliar se é possível distinguir a leitura de uma palavra relacionada, num cenário consistente, da leitura de uma palavra não relacionada.

**9) Fundo Incoerente.** Leitura de 30 palavras relacionadas, mostradas uma a uma, com a duração de 1 segundo. Aleatoriamente, o fundo é substituído por um fundo berrante, selecionado aleatoriamente de um conjunto possível, quebrando-se visivelmente a coerência visual. Entre cada dois fundos incoerentes foi sempre garantido um mínimo de três palavras com fundos normais, para garantir um determinado nível de consistência. Em todos os casos os utilizadores identificaram a inconsistência.

Se bem seja expectável que o estímulo visual causado pelo fundo por si só altere os padrões do EEG. Esta experiência irá permitir avaliar a influência de um elemento gráfico básico descontextualizado na leitura, em relação a uma alteração gradual.

### 3.4 Inquéritos

Todos os utilizadores foram inicialmente inquiridos acerca do seu estado de cansaço, tendo também sido registados alguns dados relevantes no que se refere aos sinais cerebrais e literacia, nomeadamente, a sua idade, género, lado dominante, escolaridade, estado de cansaço, mas também informação acerca da montagem e do ambiente, como é o caso do nível de impedância médio e o nível de ruído da sala.

Adicionalmente, nos intervalos entre cada experiência, os utilizadores foram inquiridos acerca do assunto lido, a fim de confirmar o sucesso da leitura, das dificuldades eventualmente sentidas e se deixaram de conseguir ler e em que ponto. O formato deste inquérito e a compilação destes registos encontram-se em anexo (ver anexo I).

### 3.5 Corpo de Dados Recolhido

O corpo de dados atual inclui 30 ensaios com as nove experiências mencionadas, provenientes de gravações com oito utilizadores distintos, usando três dispositivos distintos. A duração total é de 10,96 horas, ocupando 456,06MB. Este corpus é constituído por 30 ficheiros com formato BIN, proprietário do fabricante do dispositivo MindSet (MindSet, 2010), um por cada ensaio. A Tabela 16. Métricas dos ficheiros referentes aos vários ensaios do corpus recolhido. Tabela 16 apresenta a duração, espaço ocupado e outras métricas referentes a cada um destes ficheiros.

Ensaio	Utilizador	Dispositivo	Espaço de Armaz.(KB)	Taxa de Amostragem	Número Amostras	Duração
1	1	MindSet	10385	256	5317119	21,64
2	1	MindSet	10932	256	5597183	22,77
3	1	MindSet	11404	256	5838847	23,76
4	2	MindSet	18859	256	9655807	39,29
5	3	BrainVision	41930	1000	21468159	22,36
6	1	BrainVision	42540	1000	21780479	22,69
7	4	BrainVision	42121	1000	21565951	22,46
8	1	Neurofax	7996	200	4093951	21,32
9	3	BrainVision	41270	1000	21130239	22,01
10	1	BrainVision	38724	1000	19826687	20,65
11	1	MindSet	10216	256	5230591	21,28
12	5	MindSet	10191	256	5217791	21,23
13	1	MindSet	10164	256	5203967	21,17
14	1	MindSet	10037	256	5138943	20,91
15	6	MindSet	10274	256	5260287	21,40
16	7	MindSet	10000	256	5119999	20,83
17	7	MindSet	10311	256	5279231	21,48
18	6	MindSet	10298	256	5272575	21,45
19	3	MindSet	10301	256	5274111	21,46
20	8	MindSet	10284	256	5265407	21,42
21	3	MindSet	10126	256	5184511	21,10
22	8	MindSet	10122	256	5182463	21,09
23	1	MindSet	10188	256	5216255	21,22
24	1	MindSet	9758	256	4996095	20,33
25	1	MindSet	9767	256	5000703	20,35

Ensaio	Utilizador	Dispositivo	Espaço de Armaz.(KB)	Taxa de Amostragem	Número Amostras	Duração
26	1	MindSet	10142	256	5192703	21,13
27	1	MindSet	9825	256	5030399	20,47
28	1	MindSet	9836	256	5036031	20,49
29	1	MindSet	9509	256	4868607	19,81
30	5	MindSet	9497	256	4862463	19,79

Tabela 16. Métricas dos ficheiros referentes aos vários ensaios do corpus recolhido.

O formato BIN inclui um cabeçalho que ocupa 2KB, os restantes dados são provenientes do EEG dos vários utilizadores envolvidos. Os ficheiros gravados nos restantes dois dispositivos, Neurofax e BrainVision, foram previamente convertidos para este formato, mantendo todas as características originais, exceto o cabeçalho e a ordenação de canais que foram uniformizados entre dispositivos. Todas as amostras ocupam 16bit por amostra por canal, o que se perfaz 256 bit por amostra, uma vez que se consideram 16 canais.



## **4 Extração de Características, Classificação e Análise**

A análise das experiências descritas no capítulo anterior e os resultados descritos no âmbito desta tese foram efetuadas recorrendo a um conjunto de técnicas e algoritmos já existentes na área de processamento de sinal e reconhecimento de padrões. A contribuição desta tese situa-se fundamentalmente na sua integração e aplicação ao domínio da análise de fatores de cognição sensorial relevantes para a usabilidade, como é o caso da legibilidade. Neste capítulo descrevem-se todas as técnicas e procedimentos utilizados. Estes encontram-se disponíveis na biblioteca de EEGLIB, apresentada com maior detalhe no capítulo seguinte.

A análise de EEGs pode processar-se segundo as duas aproximações descritas na secção 2.4 (análise de estados versus análise de eventos/estímulos). A aproximação adotada, no âmbito desta tese, para a análise dos EEGs baseia-se unicamente na deteção e distinção dos estados mentais do utilizador, enquanto envolvido em atividades no contexto da leitura silenciosa num ecrã. Estes estados são essencialmente relacionados com o desempenho da atividade de leitura, pressupondo-se que apresentam diferentes padrões de ativação num conjunto elétrodo e ritmos do EEG.

Embora já tenham sido identificado alguns ERPs relacionados com leitura (ver secção 2.5.5), ainda não é conhecida com a profundidade necessária qual a resposta observável no EEG originada pela leitura contínua. A atividade da leitura contínua trata-se de um processo complexo, envolvendo o reconhecimento sequencial de vários estímulos, as palavras, e da sua compreensão no contexto do significado global da frase e do texto. Considera-se por isso que a identificação destes padrões está fora do âmbito dos objetivos desta tese, pelo que se exclui a aplicação da abordagem baseada na deteção de respostas relacionadas com eventos.





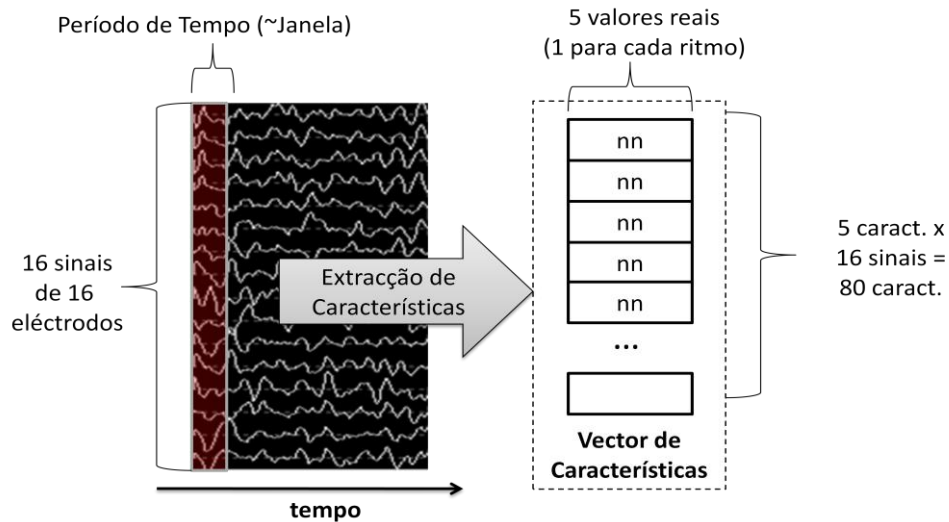


Figura 17. Processo de extração de características.

As vantagens da **redução de características** a este nível já foram referidas anteriormente (ver secção 2.5.3): se, por um lado, diminui as necessidades de recursos computacionais na maior parte dos passos do processo, por outro, permite eliminar características que prejudicam o resultado final. Tal como já foi anteriormente referido, todos os processos de redução de características implicam uma **selecção de características**, preferencialmente as mais relevantes, opcionalmente precedida por uma etapa de **transformação de características** que transforma os dados originais para uma nova forma, mais fácil de seleccionar.

No fluxo de processamento proposto a selecção de características pode ser feita com base na **análise de relevância** das características. Este processo aplica um conjunto de medidas dissimilaridade, pressupondo que uma característica é tanto mais relevante quanto maior a sua dissimilaridade entre as classes que se pretendem distinguir (Oliveira, Grigore, Guimarães, & Duarte, 2010).

## 4.2 Pré-processamento

O pré-processamento tem como objetivo principal a redução de artefactos não oriundos dos EEGs (ver secção 2.5.1). A cadeia genérica de pré-processamento encontra-se representada na Figura 18.

Após a captura do EEG é sempre aplicado um **Filtro de Notch**, a cada um dos 16 canais para atenuar o ruído resultante da corrente eléctrica (ver secção 2.5.1).

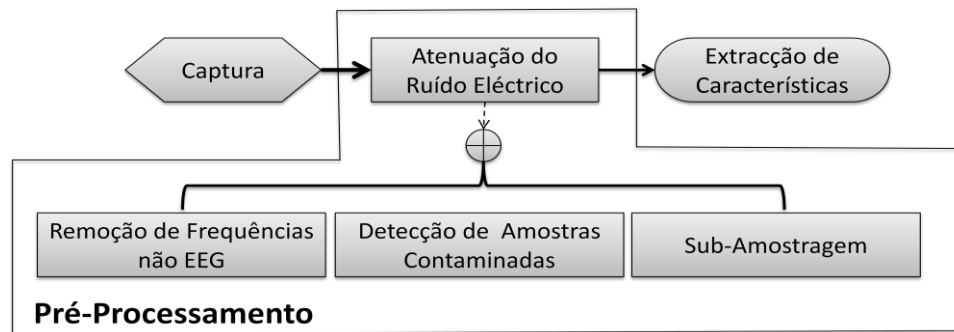


Figura 18. Fluxograma Genérico de Pré-Processamento.

Adicionalmente é ainda possível aplicar um **filtro passa-baixo** para remover frequências acima dos 100Hz, diminuir a taxa de amostragem<sup>30</sup>, ou então **rejeitar amostras contaminadas com artefactos**. Esta rejeição processa-se com base em limiares médios de amplitude num conjunto de eléctrodos. É possível, por exemplo, garantir que a amplitude média se encontra entre os limites do EEG, 10 e 100 $\mu$ V, ou então identificar as amostras em que a amplitude média dos eléctrodos frontais, mais afetados pelos artefactos oculares, não é superior a 100 $\mu$ V.

### 4.3 Extração de Características

O processo de extração de características aplica uma dada função a segmentos consecutivos do EEG, transformando cada conjunto de amostras numa nova sequência de valores, geralmente n-dimensionais (ver secção 2.5.2). Esta é uma prática comum (Keirn & Aunon, 1990; Anderson & Sijercic, 1996; Lehtonen, 2002; Palaniappan, Paramesran, Nishida, & Saiwaki, 2002), suportando não só o processamento em tempo real, mas também garantindo uma menor variabilidade das características do sinal dentro de cada segmento.

Antes da extração de características propriamente dita, é ainda possível aplicar janelas-funções matemáticas, nulas fora do segmento, que se destinam fundamentalmente a minimizar as discontinuidades introduzidas devido à segmentação (ver secção 2.5.2). Nos resultados apresentados no âmbito desta tese usam-se segmentos de um segundo (256 amostras) com sobreposição de 0.5 segundos, e janelas retangulares, constantes dentro do segmento. Ambos os valores foram fixados após a realização de alguns testes, explicados com mais detalhe no capítulo 6, aonde são apresentados os resultados.

<sup>30</sup> Por exemplo, para reduzir a quantidade de dados a processar ou para compatibilizar as taxas de amostragem de diferentes dispositivos.

A biblioteca desenvolvida suporta várias formas de extração de características (ver secção 5), embora nos resultados apresentados nesta tese se tenham usado fundamentalmente duas funções que estimam a energia média associada a cada um dos cinco ritmos,  $\delta$ ,  $\theta$ ,  $\alpha$ ,  $\beta$  e  $\gamma$ , durante um dado período de tempo:

- A Densidade de Potência Espectral Média em cada Ritmo
- A Potência Espectral Média Normalizada da Transformada *Wavelet* Contínua (CWT) em cada Ritmo

Em ambos os casos, cada segmento é reduzido a 16x5 (80) valores reais, a potência espectral média estimada em cada um dos cinco ritmos do EEG e em cada um dos 16 sinais. A utilização de duas funções neste âmbito permitiu testar e escolher a que obteve melhores resultados em termos de classificação, considerando-se ser esta a mais adequada para os dados capturados.

A **Densidade de Potência Espectral Média em cada Ritmo** é uma técnica frequentemente referida em trabalho relacionado (Keirn & Aunon, 1990; Anderson & Sijercic, 1996; Lehtonen, 2002). No âmbito desta tese, esta é estimada no intervalo entre 1 a 128Hz, com resolução de 1Hz, através do método paramétrico de *Burg* (Keirn & Aunon, 1990; Anderson & Sijercic, 1996; Palaniappan, Paramesran, Nishida, & Saiwaki, 2002) de ordem 16 – um valor fixado após a realização de alguns testes descritos nos resultados (capítulo 6). Quando se aplica esta função a um dado segmento de EEG obtém-se 16x128 valores reais, correspondentes à potência espectral média no segmento em cada frequência, de 1 a 128Hz, nos 16 canais. O vetor final de características é determinado utilizando a fórmula 4.1, onde é calculada a média no intervalo de cada ritmo;  $r$  é o ritmo definido pelo intervalo de frequências  $[f_{inicial}, f_{final}]$  e  $s_c$  representa o segmento de EEG num dado canal  $c$ .

$$PSD_{Ritmo}(s_c) = \frac{\sum_{f=f_{inicial}}^{f_{final}} PSD(s_c)[f]}{f_{final} - f_{inicial} + 1} \quad (4.1)$$

Em alternativa, a **Potência Espectral Média Normalizada da Transformada *Wavelet* Contínua (CWT) em cada Ritmo** foi adaptada do trabalho de Jung et al. (Jung, et al., 2008). Esta apresenta as vantagens já referidas em relação à utilização de *wavelets* (ver secção 2.5.2), embora exija mais recursos em termos de processamento. Neste caso utiliza-se uma *wavelet* continua chamada *Morlet*, que é aplicada em posições consecutivas no tempo, com várias escalas, seleccionadas de modo a corresponderem ao intervalo de frequências entre 1 e 128Hz com a resolução de 1Hz. Desta aplicação a um dado segmento, neste caso com 256

amostras (um segundo) resultam 16x256x128 valores complexos, a que se chamam coeficientes. Estes estimam a similaridade do sinal de cada um dos 16 canais em relação à *wavelet*, estando esta escalada com a escala que corresponde à frequência pretendida. A fórmula seguinte mostra os cálculos efetuados para um canal de um dado segmento e ritmo;  $r$  é o ritmo definido pelo intervalo de frequências  $[f_{inicial}, f_{final}]$  e  $s_c$  representa o segmento de EEG num dado canal  $c$ .

$$PS\_CWT_{Ritmo}(s_c, r) = \frac{\sum_{t=1}^{\#segmento} \sum_{f=f_{inicial}}^{f_{final}} \frac{|CWT(s_c)|^2}{Var(s_c)} [t, f]}{\#segmento(f_{final} - f_{inicial} + 1)} \quad (4.2)$$

O quadrado do módulo do coeficiente estima a energia da transformada: quanto maior esta for, maior a similaridade em relação à *wavelet* nessa posição, e por conseguinte à frequência determinada pela sua escala. Por fim, antes de se determinar a média, a energia é previamente normalizada, de acordo com o indicado por Jung et al., através da divisão pela variância determinada no elétrodo respetivo.

Adicionalmente foram ainda usadas outras características unidimensionais, para fins específicos. A **média da amplitude do sinal em todos os elétrodos**, por exemplo, foi usada na análise em tempo real para detetar situações em que esta não está dentro dos parâmetros considerados normais para o EEG humano, por exemplo quando não há utilizador ligado no dispositivo.

$$Intensidade\_Total(s) = \frac{\sum_{t=1}^{\#segmento} \sum_{c=1}^{\#canais} |s_c(t) - 0x7000|}{256.16} \quad (4.3)$$

$s$  representa o segmento de EEG e 0x7000 é o valor do sinal que corresponde à amplitude nula, definido no formato .BIN, o adoptado (ver secção 3.5).

A **carga mental** foi determinada com base no trabalho de Kimura et al. (Kimura, Uwano, Ohira, & Matsumoto, 2009) e Masaki et al. (Masaki, Ohira, Uwano, & Matsumoto, 2011), apresentado na secção 2.3.2. Estes autores relacionam esta medida com medidas clássicas de avaliação de usabilidade, por estar associada à sensação de conforto e desconforto dos utilizadores, tendo como pressuposto que uma maior carga mental implicará um maior desconforto. A carga mental é estimada através da razão entre a proporção de potência espectral no ritmo  $\beta$ , relacionado com atividade mental, e a proporção de energia espectral no ritmo  $\alpha$ , relacionado com o descanso mental:

$$Carga\_Mental(s_c) = \frac{PSD_{\beta}(s_c)}{PSD_{\alpha}(s_c)} \quad (4.4)$$

Esta medida foi determinada em segmentos de um segundo, com meio segundo de sobreposição, sendo depois determinada a média em todos os elétrodos – uma medida a que se chamou **carga mental média**. Neste âmbito a média permite reduzir o impacto introduzido pelas possíveis diferenças de localização nos elétrodos entre ensaios.

## 4.4 Redução de Características

Tal como já foi anteriormente referido, o objetivo fundamental da redução de características é diminuir a dimensão dos vetores de propriedades, utilizados na cadeia de processamento, sem que isso tenha um impacto negativo relevante no resultado final. No âmbito desta tese, esta pode ocorrer com base em métodos de transformação e/ ou seleção de características (descritos na secção 2.5.3).

Um destes métodos, a **Análise de Componentes Principais (PCA)**, é um exemplo conhecido de transformação de características, já descrito com detalhe na secção 2.5.3.1. Este método transforma linearmente o espaço de vetores original num novo sistema de coordenadas não correlacionado, chamadas componentes principais. As novas características encontram-se ordenadas por ordem descendente de variância, o que facilita a sua eliminação. Assume-se neste caso que a relevância de uma componente principal é diretamente proporcional à sua variância; uma propriedade que não varia é provável que não faça variar os resultados.

No que se refere à seleção de características, esta procura localizar um conjunto mais relevante de características, permitindo saber exatamente quais os sinais e características que o compõem (ver secção 2.5.3.2). A Figura 19 esquematiza o seu funcionamento no contexto da cadeia de processamento proposta, ocorrendo sempre antes da classificação, mas podendo ser com ou sem supervisão, consoante requeira ou não a classificação prévia dos vectores de características.

Como existe mapeamento directo, o resultado desta seleção pode ser posteriormente reincorporado no processo, em sessões subsequentes restringindo o conjunto de sinais e/ou características capturados, extraídos e processados. Um facto assinalado no diagrama original do fluxograma de processamento (ver Figura 16).

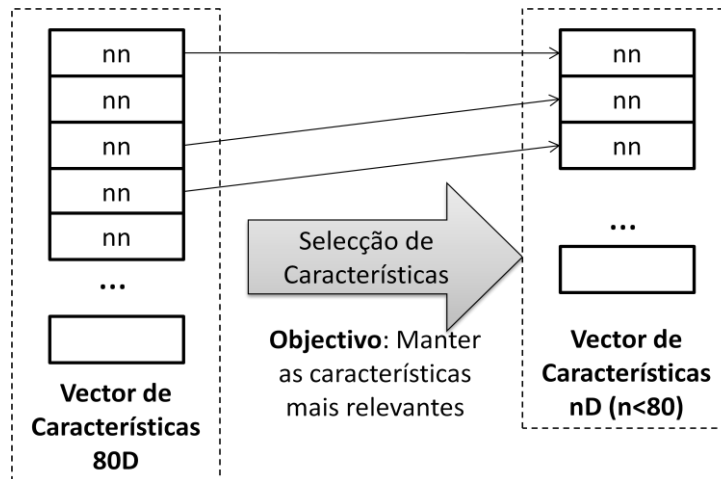


Figura 19. Processo de seleção de características

A secção seguinte descreve um processo de seleção de características, com supervisão, a que se chamou **análise de relevância** (Oliveira, Grigore, Guimarães, & Duarte, 2010). Este método ordena as características com base num conjunto de medidas de dissimilaridade, determinadas entre os conjuntos de amostras pertencentes a cada uma das classes.

## 4.5 Análise de Relevância

Na análise de relevância prevista na cadeia de processamento proposta ordenam-se as características com base em critérios de dissimilaridade probabilística entre duas classes, usando amostras previamente anotadas. Estas classes são no contexto desta tese “Ler” e “Não Ler”, esta última podendo incluir amostras provenientes da visualização em ecrãs em branco, imagens ou texto não legível (Oliveira, Grigore, Guimarães, & Duarte, 2010). Assume-se neste caso que a relevância é diretamente proporcional às diferenças determinadas pelas medidas de dissimilaridade: as características mais relevantes serão aquelas que revelam diferenças mais significativas (Cunningham, 2008).

### 4.5.1 Medidas de Dissimilaridade Probabilística

As medidas de dissimilaridade probabilística medem a diferença entre dois conjuntos de amostras n-dimensionais (Pekalska & Duin, 2005; Guyon, 2003). No contexto deste trabalho estes conjuntos são relativos às classes “Ler” e “Não Ler”, tendo sido aproximados através de duas distribuições Normais.

A Tabela 17 mostra as definições das medidas disponíveis, que podem ser usadas isoladamente ou em conjunto.  $\mu_i$  e  $\Sigma_i$  são respetivamente a média e a matriz de covariância da distribuição Normal que aproxima as amostras da classe  $i$ , denotada por  $N_i$ .  $D_M$  é o quadrado da distância de *Mahalanobis*<sup>31</sup> entre as médias de ambas as classes, e assume-se  $\Sigma_1 \neq \Sigma_2$  em todas as fórmulas apresentadas (Pekalska & Duin, 2005).

Métrica	Definição
<b>Raio de Informação</b>	$IR(N_1, N_2) = \frac{1}{2} \log \left( \frac{\frac{1}{2} \det(\Sigma_1 + \Sigma_2) + \frac{1}{4} \ \mu_1 - \mu_2\ ^2}{\det(\Sigma_2)^{\frac{1}{2}} \det(\Sigma_2)^{\frac{1}{2}}} \right)$
<b>Divergência <math>\chi^2</math></b>	$\chi^2(N_1, N_2) = \frac{\det(\Sigma_1 \Sigma_2^{-1})}{2 (\det(\Sigma_1 \Sigma_2^{-1} - I))^{\frac{1}{2}}} \exp \left\{ \frac{1}{2} \left( D_M^2(2\Sigma_2^{-1}\mu_2, \Sigma_1^{-1}\mu_1; 2\Sigma_2^{-1} - \Sigma_1^{-1}) + D_M^2(\mu_1, 0; \Sigma_1) - 2D_M^2(\mu_2, 0; \Sigma_2) \right) \right\} - 1$
<b>Coefficiente de Bhatthacharyya</b>	$BC(N_1, N_2) = \frac{1}{8} D_M^2 \left( \mu_1, \mu_2; \frac{1}{2}(\Sigma_1 + \Sigma_2) \right) + \frac{1}{2} \log \left( \frac{\frac{1}{2} \det(\Sigma_1 + \Sigma_2)}{(\det(\Sigma_1) \det(\Sigma_2))^{\frac{1}{2}}} \right)$

Tabela 17. Medidas de Dissemelhança probabilística.

O **Raio de Informação (IR)** deriva da divergência de *Kullback-Leibler* (representada na fórmula 4.5 como KL), também conhecida como Entropia Relativa ou Ganho de Informação, que quantifica, em *bits*, a perda de informação que ocorre quando se usa a distribuição  $p_1$  em vez de  $p_2$  (Pekalska & Duin, 2005):

$$KL(p_1, p_2) = \int p_1(x) \log \left( \frac{p_1(x)}{p_2(x)} \right) \quad (4.5)$$

$$IR(p_1, p_2) = KL \left( p_1, \frac{p_1 + p_2}{2} \right) + KL \left( p_2, \frac{p_1 + p_2}{2} \right) \quad (4.6)$$

A **divergência  $\chi^2$**  mede a distância entre duas distribuições de probabilidade  $p_1(x)$  e  $p_2(x)$ , com base na seguinte definição (Pekalska & Duin, 2005):

$$\chi^2(p_1, p_2) = \int \frac{|p_1(x) - p_2(x)|^2}{p_1(x)} \quad (4.7)$$

<sup>31</sup>  $D_M^2(\mu_1, \mu_2; \Sigma) = (\mu_1 - \mu_2)^T \Sigma^{-1} (\mu_1 - \mu_2)$

Finalmente, o **Coefficiente de Bhattacharyya (BC)** é um coeficiente de *Chernoff* (representado na fórmula 4.8 como CC) de ordem  $\frac{1}{2}$  que mede a quantidade de sobreposição entre as distribuições probabilísticas  $p_1(x)$  e  $p_2(x)$  do seguinte modo:

$$CC^t(p_1, p_2) = -\log \int p_2(x)^t p_1(x)^{1-t}, 0 < t < 1 \quad (4.8)$$

#### 4.5.2 Determinação da Relevância

A relevância de cada característica é determinada com base nas diferenças apuradas através das três métricas de dissimilaridade descritas na seção anterior. Deste cálculo resultam três valores reais, um por característica, que estimam a diferença da característica entre as classes que se pretendem distinguir. Estes valores são normalizados para o intervalo  $[0,1]$  e tornados relativos em relação ao total seguindo as seguintes fórmulas:

$$md_{rel}(c_i) = \frac{md_{norm}(c_i)}{\sum_i md_{norm}(c_i)} \quad (4.9)$$

Onde

$$md_{norm}(c_i) = \frac{md(c_i) - \min_i(md(c_i))}{\max_i(md(c_i)) - \min_i(md(c_i))} \quad (4.10)$$

$c_i$  representa uma dada característica  $i$ ,  $md$ , a medida de dissimilaridade.

Os valores finais ( $md_{rel}$ ) quantificam a diferença percentual relativa de cada uma das características, segundo uma dada medida, e são usados como critério de ordenação da sua relevância. Quando é usada mais do que uma métrica, o critério de ordenação é média destas ordens (Oliveira, Grigore, Guimarães, & Duarte, *Relevance of EEG Input Signals in the Augmented Human Reader*, 2010).

A consistência probabilística desta ordenação em várias sessões com o mesmo sujeito e outros sujeitos foi avaliada usando análise ANOVA, permitindo descobrir possíveis correlações com resultados domínio das neurociências, referentes ao processo cognitivo da leitura. Estes resultados encontram-se descritos no capítulo 6.

### 4.6 Classificação

A classificação dos vetores de características em classes relacionadas com o estado cognitivo dos utilizadores processa-se segundo métodos conhecidos de aprendizagem, em



geral com supervisão, existindo várias referências da sua aplicação aos EEGs (Lotte F. , Congedo, Lecuyer, Lamarche, & Ar). A biblioteca desenvolvida no âmbito desta tese disponibiliza vários algoritmos destes<sup>32</sup>, embora nos resultados apresentados se tenham usado fundamentalmente os **K-Vizinhos Mais Próximos** (ou *K-Nearest Neighbours* ou KNN), o **AdaBoost** e as **Máquinas de Suporte Vetorial** (ou *Support Vector Machines* ou SVM), todos com supervisão, já detalhados na secção 2.5.4.

Antes de se proceder à classificação com KNN, todas as características foram previamente normalizadas para intervalo [0,1]. Este procedimento é considerado uma boa prática neste tipo de algoritmo (Alpeyden, 2004), pois faz com que o peso de cada dimensão seja igual no cálculo da distância<sup>33</sup>. Este algoritmo não é, porém, adequado para o processamento em tempo real, em particular dada a dimensão dos vetores de características que estão a ser usados (80). Tal como já foi referido, o custo computacional para calcular a distância entre a amostra a classificar e todas as amostras do conjunto de treino é elevado. Este algoritmo foi assim usado fundamentalmente para a realização de testes em modo diferido, na otimização de parâmetros, servindo de termo comparação com os restantes.

O algoritmo *AdaBoost* utilizado é uma implementação da técnica *AdaBoosting*, descrita na secção 2.5.4, disponibilizada pela biblioteca *STPRTool* (*Statistical Pattern Recognition Toolbox for MatLab*) (Franc, 2011) que se encontra integrada na plataforma desenvolvida no âmbito desta tese (descrita na secção 4.7). O algoritmo integra um classificador fraco, de processamento rápido, disponibilizado pela mesma biblioteca, que aplica simplesmente um limiar a uma das características desde que o erro seja inferior a 50%.

Por fim, no âmbito desta tese foram ainda utilizadas as SVM mais comuns no âmbito das BCI, que são não lineares, utilizando um núcleo baseado função de base radial (explicado anteriormente com mais detalhe na secção 2.5.4). As SVM foram treinadas utilizando uma implementação do algoritmo de otimização mínima sequencial (*sequential minimal optimization* ou SMO) (Platt, 1998) integrado no próprio *MatLab* (MathWorks, 2012). Este algoritmo é um de vários, que procuram resolver o problema da separação dos hiper-planos, maximizando a margem, que requer a resolução de problemas complexos de programação quadrática. O algoritmo SMO é relativamente recente, tendo reduzido bastante a

---

<sup>32</sup> Coeficientes de auto-regressão simples ou multi-variável, auto-correlação, a contagem das passagens por zero e número de picos, o máximo espectral, ERS, entre outras.

<sup>33</sup> Uma medida com maior variação em termos absolutos, assumirá um maior peso no cálculo da distância.

complexidade dos algoritmos conhecidos até então; é iterativo partindo os problemas originais em séries de sub-problemas analiticamente resolúveis.

## 4.7 Técnicas de Avaliação e Análise

Além das técnicas referidas, foram utilizadas várias ferramentas de avaliação e análise, em geral estatísticas. As secções seguintes descrevem estas técnicas.

### 4.7.1 Avaliação do Desempenho da Classificação

Existem várias formas de avaliar o resultado de classificadores binários com supervisão. A mais comum recorre à utilização de métricas que com base nos erros e/ ou correção quantificam o seu desempenho. Neste âmbito, a **matriz de erros ou de confusão**, com dimensão 2x2, mostra a relação entre as classificações atuais e previstas (Kohavi & Provost, 1998) :

Atual \ Prevista	Negativo	Positivo
Negativo	a	b
Positivo	c	d

Tabela 18. Matriz de Confusão.

As etiquetas  $a$ ,  $b$ ,  $c$  e  $d$  contabilizam o número de resultados tendo em consideração os cabeçalhos;  $b$  e  $c$  contam respetivamente os resultados falsos positivos e false negativos – os resultados errados. É com base nestes valores que são determinadas as métricas de desempenho disponibilizadas pela plataforma desenvolvida nesta tesa, resumidas na tabela seguinte.

Métrica	Equação	Descrição
Taxa de Falsos Positivos	$\frac{b}{a + b}$	A percentagem de resultados negativos classificados como positivos.
Taxa de Falsos Negativos	$\frac{c}{c + d}$	A percentagem de resultados positivos classificados como negativos.
Precisão	$\frac{d}{b + d}$	A razão entre os resultados positivos classificados como positivos e todos os resultados classificados como positivos
Cobertura	$\frac{d}{c + d}$	A razão entre os resultados positivos classificados como positivos e todos os resultados positivos

Métrica	Equação	Descrição
<b>Correção</b>	$\frac{a + d}{a + b + c + d}$	A percentagem de resultados corretamente classificados.
<b>Medida F</b>	$2 \frac{\text{Precisão} \cdot \text{Cobertura}}{\text{Precisão} + \text{Cobertura}}$	A média harmónica da Precisão e Cobertura.
<b>Área sob a Curva<sup>34</sup></b>	$\frac{\sum r_i - (a + b)(a + b + 1)/2}{(a + b)(c + d)}$	Aproxima a área sob a curva ROC ( <i>Receiver operating characteristic</i> ) – curva que relaciona o rácio dos falsos positivos com a cobertura (também conhecida como rácio dos verdadeiros positivos).

Tabela 19. Métricas de Desempenho em Classificadores binários.

Por questão de síntese os resultados apresentados nesta tese, no capítulo 6, apresentam apenas os valores da Medida-F. Esta varia entre 0, o pior resultado possível, e 1, o melhor resultado possível, mas, como é geométrica, diminui substancialmente sempre que a precisão ou cobertura são distintas entre si, sendo ambas desejavelmente 1. A figura seguinte mostra a variação da precisão e cobertura, representadas pelos dois eixos principais, em relação a intervalos da Medida-F em percentagem.

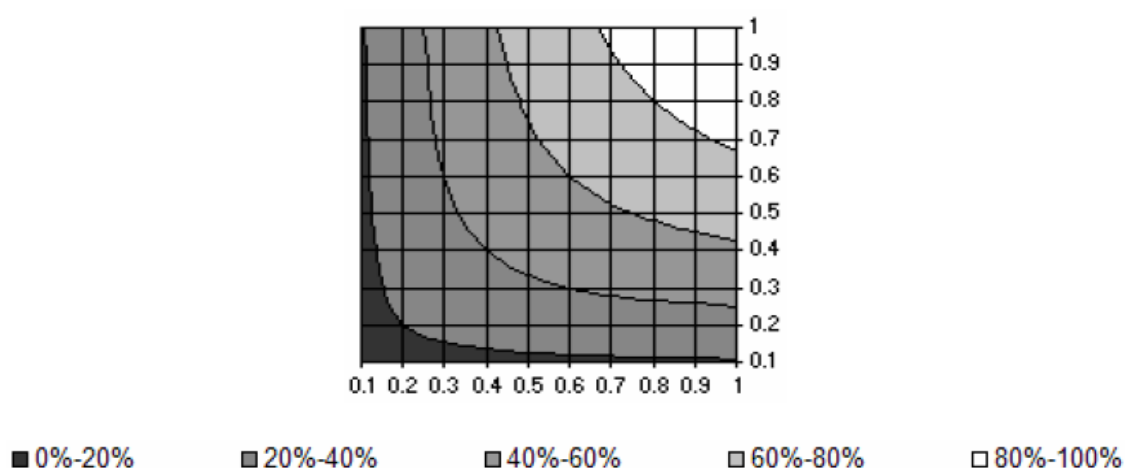


Figura 20. Variação da Precisão e Cobertura em relação a intervalos da Medida F (Nakache, Metais, & Timsit, 2005).

Por exemplo, uma medida-F na ordem dos 80%-100% implica que a precisão e cobertura têm ambas que ser superiores a 70%, sabendo-se, contudo, que se ambas forem 70% a medida-F será também 70%.

<sup>34</sup> Aproximação apresentada por Hand e Till (Hand & Till, 2001), aonde  $r_i$  é a ordem do  $i$ -ésimo resultado positivo em relação a todos os resultados.

### 4.7.2 Validação Cruzada

A validação cruzada é um método para estimar medidas de desempenho em classificadores com supervisão, que procura garantir a independência desta em relação à seleção do conjunto de treino e teste. Os dados do conjunto de treino são divididos em  $k$  subconjuntos de tamanho aproximado e mutuamente exclusivos, a que se chamam *folds* (Kohavi & Provost, 1998; Arlot & Alain, 2010). O classificador é então treinado com todo o conjunto de dados exceto um dos *folds*, e posteriormente testado com esse *fold*. A medida de desempenho estimada é a média das medidas obtidas nos vários  $k$  *folds*.

A validação cruzada evita que ocorra o “sobreajuste” do classificador, ou seja: que este se ajuste em demasia ao seu conjunto de dados. Quando isto acontece, o classificador revela um bom desempenho, mas não generaliza a novos dados, pois não os representa de forma abrangente. Para isso, é preciso garantir que os dados do conjunto de treino e teste não dependam temporalmente entre si (Arlot & Alain, 2010). Segmentos de EEG que fazem parte do mesmo ensaio são, contudo, temporalmente relacionados. No âmbito desta tese houve assim a necessidade de modificar o processo de validação-cruzada clássico, para verificar o resultado independentemente dos ensaios, utilizadores, entre outros aspetos. Nestas versões, os *folds* são escolhidos de modo a serem independentes entre si, por exemplo, pertencendo a diferentes ensaio e utilizadores (Arlot & Alain, 2010).

### 4.7.3 Análise da Variância (ou ANOVA)

A ANOVA analisa as diferenças estatisticamente significativas entre as médias de duas ou mais variáveis (chamadas grupos) presentes em várias observações. Para isso, analisa as variâncias das variáveis, daí o seu nome (Tamhane, 2009; Panneerselvam, 2004).

Adicionalmente, a ANOVA pode ser usada para testar a hipótese das médias das variáveis observadas serem iguais, assumindo que sua distribuição é normal. Tradicionalmente considera-se que hipótese é estatisticamente relevante se a probabilidade de erro for inferior a 5%. Os resultados desta análise são em geral mostrados num gráfico ou tabela (ver Figura 21).

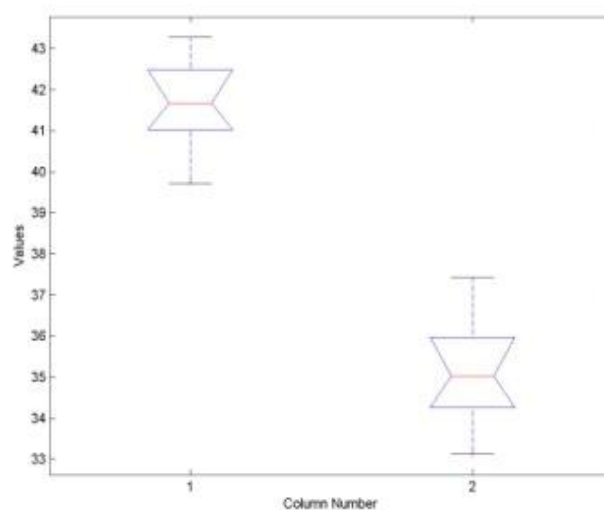
A linha central do gráfico representa a média de cada grupo, as linhas poligonais acima e abaixo mostram os seus valores médios de variância e os segmentos de linha delimitam o intervalo de confiança. Em relação à tabela, a **estatística F** é dada pelo seguinte rácio (Tamhane, 2009):

$$F = \frac{\sigma_{\text{Inter-Grupos}}^2}{\sigma_{\text{Intra-Grupos}}^2} \quad (4.11)$$

Onde:

$$\sigma_{\text{Inter-Grupos}}^2 = \frac{\# \text{Observações} \sum_{i=1}^{\# \text{Grupos}} (\mu_i - \mu)^2}{\# \text{Grupos} - 1} \quad (4.12)$$

$$\sigma_{\text{Intra-Grupos}}^2 = \frac{\sum_{i=1}^{\# \text{Grupos}} \sum_{j=1}^{\# \text{Observações}} (x_{ij} - \mu_i)^2}{\# \text{Grupos} \cdot \# \text{Observações} - 1} \quad (4.13)$$



	SQ	GL	MQ	F	P	F Crítico
<b>Inter-Grupos</b>	167,1	1	167,1	☑107,3	☑6,02E-08	4,60
<b>Intra-Grupos</b>	21,8	14	1,6			
<b>Total</b>	<b>188,8</b>	<b>15</b>				

Figura 21.Exemplo de um gráfico (©MatLab) e uma tabela produzidos utilizando ANOVA.

A coluna **SQ** (ou Soma Quadrada) mostra o numerador das variâncias inter ou intra-grupos; **GL** (ou Graus de Liberdade), o denominador; **MQ** (ou Média dos Quadrados), o resultado de SQ/GL; a linha **Total** mostra a soma das colunas.

A média dos vários grupos será considerada diferente, se a variância inter-grupos ( $MQ_1$ ) for muito maior que a variância intra-grupos ( $MQ_2$ ), e igual, se ambas as variâncias forem relativamente iguais. Na ANOVA consideram-se que as médias dos grupos são diferentes (basta existir uma) com 95% de confiança se:

$$F > F \text{ Crítico} \text{ e } P < 5\% \quad (4.14)$$

Onde:

- **F-Crítico** é o limiar que F deve exceder para que a hipótese (das médias serem iguais) seja rejeitada.
- **P**, a probabilidade de  $F \leq F$  Crítico.

O F-Crítico é pré-determinado a partir da tabela da distribuição F, tendo como referência um dado nível de significado estatístico, normalmente inferior a 5%. No caso da tabela da Figura 21 acima (iii), os valores indicam é possível concluir que as médias dos grupos considerados são diferentes com 95% de confiança. Os símbolos ☒ indicam que ambas as expressões 4.14 são verdadeiras.

#### 4.7.4 Comparações Múltiplas

Na ANOVA basta haver uma média diferente para que a hipótese das médias serem iguais serem rejeitadas. A técnica das comparações múltiplas permite complementar a análise ANOVA, analisando diferenças significativas entre pares de grupos ao verificar como é que as médias dos seus vários valores diferem entre si (Tamhane, 2009). A figura seguinte mostra um exemplo de gráfico produzido como resultado desta técnica. Cada segmento de linha representa o intervalo de cada grupo.

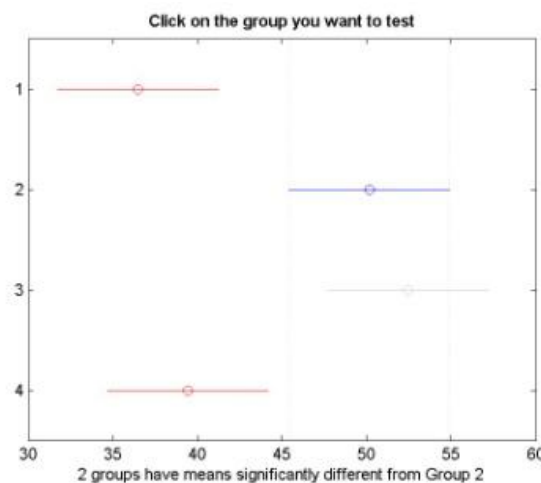


Figura 22. Exemplo de gráfico resultante das Múltiplas Comparações (©MatLab).

Este tipo de técnicas permite concluir, por exemplo, que o grupo 2 (a azul) tem médias significativamente distintas das dos grupos 1 e 4 (a vermelho), mas que isso não se mantém para o grupo 3 (a cinzento).

#### 4.7.5 Análise da Correlação

A correlação mede o grau de relação entre duas variáveis, sendo representada sob a forma de um coeficiente a que se chama coeficiente de correlação (Panneerselvam, 2004; Reimann, Filzmoser, Garrett, & Dutter, 2008). Este coeficiente varia entre -1, quando as variáveis são inversamente proporcionais, e 1, quando são proporcionais; se é nulo, então não existe relação entre as variáveis. A correlação mais comum, utilizada nesta tese, mede a relação linear entre as duas variáveis e chama-se correlação de (Karl) Pearson.

Tal como na ANOVA, a análise de correlação é geralmente acompanhada de um teste ao grau de significância estatística do resultado. O resultado deste teste estima a probabilidade da correlação ser nula e é usualmente denotado  $P$  ou  $P\text{-Value}$ . Tal como anteriormente, se a probabilidade deste teste for inferior a 5%, o coeficiente de correlação apurado é considerado estatisticamente relevante.





## 5 A Plataforma EEGLIB

A plataforma EEGLIB consiste numa biblioteca de componentes especializadas em processamento e análise de EEGs, que extraem aspetos relevantes do seu conteúdo e podem ser reutilizadas por diversas aplicações. O modelo e a arquitetura desta biblioteca utilizam o paradigma da orientação para objetos, tirando partido de todas as vantagens inerentes a este género de aproximação, nomeadamente: o encapsulamento de informação, a extensibilidade, a reutilização, entre outras.

A EEGLIB integra de forma organizada várias funcionalidades, na sua maioria disponibilizadas por outros pacotes de *software*, que foram necessárias para o desenvolvimento do trabalho realizado. Embora existam várias bibliotecas e pacotes para análise e processamento de EEGs (resumidas na secção 2.5.5), nenhuma delas disponibiliza atualmente as funções necessárias. Além da integração referida, foi inclusive necessário efetuar vários desenvolvimentos à medida, nomeadamente no que se refere à importação e exportação do formato .BIN e à conversão dos outros formatos, bem como a iteração de dados, quer em tempo real, quer em modo diferido.

A plataforma é atualmente constituída por duas camadas distintas, uma desenvolvida em C++ (Prata, 2004), outra, em *MatLab 2007* (MathWorks, 2012).

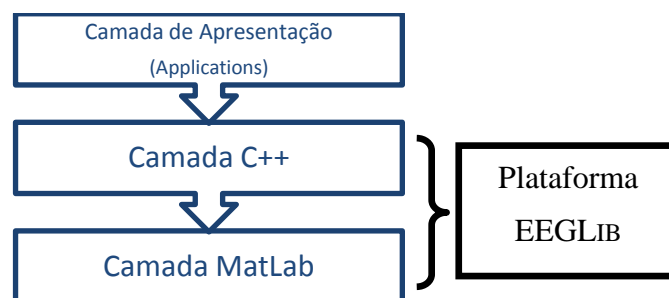


Figura 23. Camadas principais da Plataforma EEGLIB.

O *MatLab* é um ambiente interativo que suporta tarefas computacionalmente intensivas, incluindo um vasto número de componentes que implementam várias técnicas comuns de processamento de sinal, estatística, classificação, entre outras áreas. Permite por isso desenvolver protótipos muito rapidamente e testar e combinar técnicas já existentes. A versão 2007 não é ainda orientada a objetos.

A **camada *MatLab*** engloba várias funções que aplicam técnicas comuns de processamento de sinal, estatística e classificação em EEGs, capturados já em formato digital. Esta camada encontra-se organizada em pastas que correspondem às várias categorias de funcionalidades: extração de características, redução de características, classificação, entre outras. As funções encapsulam várias operações disponibilizadas de origem pelos vários pacotes do *MatLab*, mas integram ainda algumas funcionalidades disponíveis em pacotes de acesso livre, nomeadamente:

- ***STPRTTool*** - *Statistical Pattern Recognition Toolbox* (Franc, 2011)
- ***EEGLab*** – *Open Source Toolbox for Processing Electrophysiological Data* (Swartz Center for Computational Neuroscience, 2012)
- ***BioSig*** - *Open Source Software library for Biomedical Signal Processing* (The BioSig Project, 2012)

A **camada C++** integra operações de processamento e análise desenvolvidas em *MatLab* através de uma biblioteca gerada através do Compilador de *MatLab*, que permite converter funções *MatLab* para C e C++. As classes C++ encapsulam estas rotinas e permitem aceder em tempo real às amostras capturadas através do dispositivo *MindSet MS-1000* (MindSet, 2010).

As secções seguintes descrevem de forma sucinta as funcionalidades e modelo de dados destas duas camadas da plataforma, sendo também apresentadas algumas métricas de *software* que permitem perceber o esforço de desenvolvimento efetuado, bem como a generalização da plataforma a outros corpus de dados.

## 5.1 Funcionalidades Principais

As funcionalidades principais disponibilizadas pela EEGLIB abrangem as várias técnicas de análise e processamento de EEGs, já descritas em secções anteriores, mas enumeradas nas secções seguintes. Nestas últimas, são apresentadas tabelas que resumem as operações mais importantes, bem como em que camadas, C++ ou *MatLab* (a coluna ML), se

encontram atualmente disponíveis. Assinala-se com ☒ sempre que uma dada funcionalidade se encontra disponível numa destas camadas.

### 5.1.1 Leitura, Escrita e Conversão de Ficheiros contendo dados de EEG

A EEGLib permite a escrita e leitura de ficheiros contendo sinais resultantes da captura de EEG. Considerou-se como formato principal o .BIN, proprietário do fabricante do dispositivo *MindSet* (MindSet, 2010), o único que pode ser escrito num novo ficheiro. Adicionalmente, permite-se a ler e converter para este formato ficheiros do tipo .EDF e .EEG, capturados respetivamente através dos dispositivos *Neurofax* e *BrainVision*.

Funcionalidades de Leitura, Escrita e Conversão de Ficheiros	C++	ML
Leitura e Escrita de Ficheiros do tipo .Bin	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
Conversão de ficheiros .EDF e .EEG para .Bin.		<input checked="" type="checkbox"/>

Tabela 20. Principais Funcionalidades de Leitura, Escrita e Conversão de Ficheiros com.

A conversão dos ficheiros .EEG, capturados com o dispositivo da *BrainVision*, para o formato .Bin processa-se com base em rotinas, disponibilizadas pela biblioteca EEGLab, que permite a importação de vários formatos nativos de EEG. O ficheiro .EDF foi previamente convertido para ASCII através da aplicação *EDFBrowser* (Beelen, 2012) – um visualizador em código de fonte aberta para visualizar e anotar o formato EDF, que foi posteriormente interpretado e importado para a EEGLib através funções desenvolvidas no âmbito desta tese especificamente para este objetivo.

### 5.1.2 Pré-Processamento

A EEGLib engloba várias técnicas de pré-processamento aplicáveis, geralmente antes da fase de extração de características, incluindo, por exemplo, a aplicação de filtros, normalizações várias, conversão de dimensões, entre outras.

Funcionalidades de Pré-Processamento	C++	ML
Filtros de resposta finita ao impulso ( <i>Finite Impulse Response</i> ou FIR) Passa Banda e Passa Baixo	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
Filtro de <i>Notch</i>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
Correção com Base de Referência	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
Normalização das Características e aplicação a novos dados, nomeadamente:	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
- Mínimo e Máximo		
- Média nula e desvio padrão unitário		

Funcionalidades de Pré-Processamento	C++	ML
Outras operações: -Normalizar a amplitude do sinal para o correspondente ao 0 indicado pelo fabricante (0x7000) -Aparar o início e fim do sinal -Conversão de características n-dimensionais para uni-dimensionais - Subamostragem		<input checked="" type="checkbox"/>

Tabela 21. Principais Funcionalidades de Pré-processamento.

Os **filtros FIR** são digitais, caracterizando-se por ter uma resposta ao impulso que se torna nula após um tempo finito, e são disponibilizados pelo pacote de processamento de sinal do *MatLab*<sup>35</sup>. Do mesmo modo, também o **filtro de Notch** é disponibilizado pelo pacote de desenho e simulação de sistemas de processamento<sup>36</sup>, e a **normalização por média nula**, pelo pacote de redes neurais<sup>37</sup>.

A **correção de um sinal a partir de uma base de referência** processa-se subtraindo a sua média (Kimura, Uwano, Ohira, & Matsumoto, 2009) segundo a seguinte fórmula:

$$S^{corr} = S - média(Ref) \quad (5.1)$$

Por fim, a **normalização de mínimo e máximo**, também chamada Min-Max, é no âmbito desta tese fundamentalmente utilizada antes da aplicação do classificador KNN (ver secção 4.6). Esta é determinada utilizando a seguinte expressão:

$$S^{norm} = \frac{S - \min(S)}{\max(S) - \min(S)} \quad (5.2)$$

### 5.1.3 Redução de Características

As operações de redução de características disponibilizam técnicas de seleção e transformação de características, nomeadamente a PCA e a análise de relevância com base em medidas de dissimilaridade (ver Figura 22).

A versão de PCA disponibilizada pela EEGLIB é disponibilizada pelo pacote *STPRTTool*. Este cria um modelo da PCA tendo como base o mapeamento das dimensões originais num dado número de componentes principais, ordenadas por ordem crescente de

<sup>35</sup> <http://www.mathworks.com/help/toolbox/signal/ref/fir1.html>

<sup>36</sup> <http://www.mathworks.com/help/toolbox/dsp/ref/iirnotch.html>

<sup>37</sup> <http://www.mathworks.com/help/toolbox/nnet/ref/mapstd.html>

variância. A seleção de característica é processada num segundo passo através de uma projeção linear (Franc, 2011).

Funcionalidades de Redução de Características	C++	ML
Seleção de características usando as Análise de Componentes Principais	☑	☑
Seleção de características usando ordenação de características	☑	☑
Ordenação de características com base em métricas de dissimilaridade.	☑	☑
Seleção de características e canais pré-determinados		☑

Tabela 22. Principais Funcionalidades de Redução de Características.

### 5.1.4 Extração de Características

A extração de características inclui todas as técnicas que calculam propriedades a partir do sinal EEG e dela resultam vetores de características a usar nos classificadores. A tabela seguinte resume estas rotinas.

Funcionalidades	C++	ML
Densidade Potência Espectral (Burg, Yule-Walker, covariância, etc.) simples ou média num conjunto de intervalo de frequências (ritmos)		☑
Coefficientes da Transformada <i>Wavelet</i> Contínua (Morlet, Mexican-Hat, etc. <sup>38</sup> )		☑
Energia (normalizada) simples ou média num conjunto de intervalo de frequências (ritmos)		
Média total da amplitude (quando centrada em 0 )	☑	☑
Aplicação de Limiares		
Extração de características aplicadas sequencialmente utilizando janelas temporais (retangulares, <i>Hann</i> , <i>Parzen</i> , etc.) com ou sem sobreposição	☑	☑
Coefficientes de Auto regressão multivariáveis		☑
Magnitude da Potencia Espectral simples ou média num conjunto de intervalo de frequências		
Magnitude e Parte Imaginária da Coerência simples ou média num conjunto de intervalo de frequências		
Critério de Informação de Akaike		
ERS e ERD		☑
Carga mental global e em cada elétrodo		☑

<sup>38</sup> Disponibilizados pelo pacote de processamento de sinal do *MatLab*. (<http://www.mathworks.com/help/toolbox/wavelet/ref/waveinfo.html>)

Funcionalidades	C++	ML
Outras Medidas: - Transformadas ( <i>Wavelet</i> Discreta, <i>Fourier</i> Rápida) - Espectrograma, Autocorrelação eCovariância - Máximo Espectral num conjunto de intervalo de frequências - Contagem de Picos Locais (com base em limiares e derivada) - Medidas de (dis)semelhança de segmentos (kurtosis, erro espectral e correlação)		<input checked="" type="checkbox"/>

Tabela 23. Principais Funcionalidades de Extração de Características.

A **potência espectral** pode ser determinada num dado conjunto de frequências, utilizando um de vários métodos disponibilizados pelo pacote de processamento de sinal do *MatLab*, entre eles o método de Burg, o utilizado nesta tese. Adicionalmente é ainda possível determinar o seu valor médio num conjunto de intervalos de frequências, usualmente utilizados para definir os valores típicos dos ritmos (ver secção 2.2.3.1).

A **transformada da *wavelet* contínua** pode processar-se num dado conjunto de frequências, convertidas para as escalas relacionadas, utilizando uma das *wavelets* (por exemplo a Morlet) disponibilizadas pelo pacote de processamento de sinal do *MatLab*. A EEGLIB disponibiliza uma forma normalizada destes coeficientes, adaptada do trabalho de Jung et al (Jung, et al., 2008) e utilizada na métrica  $PS\_CWT_{Ritmo}$  (descrita na secção 4.3). Neste caso, tal como anteriormente, é determinada a média da métrica em determinados intervalos de frequências.

A **média total da amplitude** é a média em todos os elétrodos (ver secção 4.3). É com base nesta, por exemplo, que se detetam casos em que a amplitude não está entre os limites considerados normais para o EEG humano, por exemplo, entre 10-100 $\mu$ V. A EEGLIB disponibiliza uma medida associada que aplica simplesmente um limiar inferior e superior a esta média. Esta medida é usada no processamento em tempo real para controlar as situações, por exemplo, em que não está ninguém ligado ao dispositivo ou quando o utilizador se movimenta.

A **extração de características em janelas temporais** consecutivas, com ou sem sobreposição, é uma prática comum (descrita na secção 2.5.2). Neste âmbito é possível parametrizar o tipo<sup>39</sup> e tamanho da janela, bem como a sua sobreposição caso esta ocorra.

<sup>39</sup> <http://www.mathworks.com/help/toolbox/signal/ref/window.html>.

O cálculo dos **coeficientes de autoregressão multivariável** e das medidas obtidas a partir destes é determinado com recurso à plataforma *BioSig*. Tal como anteriormente, a *EEGLIB* permite determinar a média destas medidas em determinados conjuntos de ritmos. A ordem dos modelos de autoregressão pode ser determinada através de um método de referência, automático, a que se chama **Crítério de Informação de Akaike** (*Akaike information criterion* ou AIC) (Hytti, Takalo, & Ihlainem, 2006).

As **sincronizações e dessincronizações relacionadas com eventos** são determinadas com base na fórmula referida por Bruce (Bruce, 2001):

$$ERS/ERD = 100. \left( \frac{Característica}{Referência} - 1 \right) \quad (5.3)$$

Sempre que o rácio entre a característica e a referência é menor do que 1, verifica-se uma dessincronização e o valor final, negativo, representa o decréscimo da característica em relação à referência; caso contrário, verifica-se uma sincronização e o valor final, positivo, representa o acréscimo da característica em relação à referência.

Adicionalmente a *EEGLIB* integra ainda várias **outras medidas** que foram testadas em trabalhos preliminares relacionados com o âmbito desta tese. O máximo espectral, a contagem de picos e as contagens das passagens por zero, por exemplo, foram usados na deteção do abrir e fechar de olhos (Oliveira, Duarte, Guimarães, Carriço, & Grigore, 2009).

### 5.1.5 Manipulação de Vetores de Características

A manipulação de vetores de características engloba todas as rotinas que permitem criar e alterar sequências de vetores etiquetados de características, ou seja: previamente classificados (ver Tabela 24). No âmbito desta tese os vetores são etiquetados recorrendo ao registo dos eventos de leitura efetivamente realizados, que permite saber em cada instante o que aconteceu ao texto, tendo em consideração as várias experiências.

A validação cruzada requer **dividir as amostras aleatoriamente pelos  $k$  folds**. A **versão estratificada** garante uma proporção semelhante das classes nos vários *folds*. A seleção de características requer a **divisão dos vetores em dois** com base no conjunto de características a manter. A **construção de vetores de características a partir de ficheiros** contendo dados EEG e o registo das etiquetas é essencial para o processamento e análise em modo diferido. Por fim, a **reamostragem** é necessária para a compatibilização dos dados provenientes dos vários dispositivos que tinham taxas de amostragem diferentes.

Funcionalidades	C++	ML
Divisão em $k$ folds simples ou estratificada		☑
Construção de um conjunto de treino a partir de $k$ folds, exceto um dos folds		
Divisão em dois vetores com base em características		☑
Construção de um ou mais vetores etiquetados de características a partir de um conjunto de ficheiros de EEG e etiquetas respetivas.	☑	☑
Concatenação de vetores de características, aumentando o número de características (dimensão) ou as amostras (tempo)		☑
Reamostragem de vetores características etiquetados		☑

Tabela 24. Principais Funcionalidades de Manipulação de Vetores de Características.

### 5.1.6 Classificação

A classificação integra algoritmos de aprendizagem, na sua maioria com supervisão (ver secção 4.6), que classificam vetores de propriedades em categorias, disponibilizados pelo pacote de bioinformática do *MatLab* e pela biblioteca *STPRTTool* (Franc, 2011), que englobam vários métodos de reconhecimento de padrões.

Os classificadores assinalados com (a) integram desenvolvimentos da biblioteca *STPRTTool*; os com (b), englobam rotinas dos pacotes de redes neuronais e bioinformática que vêm de origem com o *MatLab*.

Funcionalidades	C++	ML
K-Vizinhos mais próximos (a)(b) (inclui alternativa otimizada e iterativa que permite testar vários k)	☑	☑
AdaBoost(a)		☑
Máquinas de Suporte Vetorial (b)	☑	☑
Bayes com otimização baseada minimização do risco <sup>40</sup> (a)		☑
Esperança-Maximização (a)		☑
Redes neuronais (b)		☑

Tabela 25. Principais Funcionalidades de Classificação.

O algoritmo dos **k-vizinhos mais próximos** existe em duas versões: a versão original da biblioteca *STPRTTool*, que foi alterada no âmbito desta tese para otimizar em termos de processamento a seleção do parâmetro  $k$ , e a versão do *MatLab*, que foi utilizada para

<sup>40</sup> Inclui duas formas de otimização baseada na minimização do risco: a minimização de classificações erradas e a opção de inclusão de uma penalização para quando não é possível decidir entre as duas classes



verificar o resultado obtido com a primeira. Os resultados descritos nesta tese foram obtidos única e exclusivamente com a versão alterada. Esta versão permite testar em simultâneo vários K, usando o mesmo conjunto de treino, utilizando de forma iterativa as diferenças determinadas com os valores de k anteriores:

$$\begin{aligned} \text{diferença}(k + 1) \\ &= \text{diferença}(k) \\ &+ \text{diferença}(\text{próximo vizinho mais próximo}) \end{aligned} \quad (5.4)$$

A EEGLIB encapsula duas rotinas para cada algoritmo: treino, que implica a construção do modelo e estruturas necessárias, e aplicação, aonde o algoritmo é verdadeiramente aplicado. O treino pode não ser exatamente treino: no KNN, por exemplo, o treino consiste em guardar as amostras de treino; no caso da esperança-maximização, que é o único sem supervisão, implica a construção do modelo estatístico a usar. Opcionalmente é possível ainda aplicar o algoritmo ao conjunto de treino e verificar o seu desempenho.

### 5.1.7 Análise e Avaliação

Na análise e avaliação incluem-se várias rotinas de avaliação e análise, algumas das quais já mencionadas, tais como a validação cruzada ou as medidas de avaliação.

Funcionalidades	C++	ML
Classificação- Cruzada		☑
Medidas de Avaliação de Classificação Binária (descritas na secção 4.7.1)		☑
Análise ANOVA e Múltiplas Comparações		☑
- Ordens das características em relação aos hemisférios, eléctrodos, áreas funcionais e bandas		
- Carga mental entre estados		
Correlação (de <i>Pearson</i> ) da carga mental		☑
- inter-ensaios		
- inter-estados (simples e média)		
- com medidas relacionadas com os ensaios		
- com medidas relacionadas com as etapas experimentais		

Tabela 26. Principais Funcionalidades de Análise e Avaliação.

Tal como já foi anteriormente referido a **ANOVA e as múltiplas comparações** permitem fundamentalmente analisar se as diferenças em determinadas grandezas são representativas ao longo de vários ensaios. A EEGLIB disponibiliza rotinas específicas para suportar a análise das diferenças entre ordens das características, determinadas utilizando métricas de dissimilaridade entre classes entre eléctrodos, hemisférios, bandas e áreas

funcionais, e a carga mental média entre os estados de leitura. Estas permitem assim, no primeiro caso, relacionar as principais diferenças entre estados mentais no que se refere à relevância de elétrodos, hemisférios, bandas e áreas funcionais, e relacioná-las com conhecimento do domínio das neurociências; e no segundo, verificar se algum dos estados apresenta diferenças relevantes no que se refere à carga mental.

Por fim, a **análise correlação** permite determinar o grau de relação linear entre duas grandezas ao longo de várias observações (ver secção 4.7.5). A EEGLIB disponibiliza rotinas específicas para determinar a correlação da carga mental inter-ensaios e inter-etapas experimentais, bem como calcular a sua relação com medidas como o rácio do contraste entre fundo e texto numa dada etapa experimental ou com o estado de cansaço reportado num dado ensaio.

### 5.1.8 Outras Funcionalidades

Além das funcionalidades já descritas, a EEGLIB permite ainda a iteração de sequências de dados EEG, quer em tempo real, quer em modo diferido. Esta suporta a obtenção sequencial de segmentos de EEG com base em janelas de vários tipos e tamanhos com ou sem sobreposição.

Funcionalidades	C <sup>++</sup>	ML
Iteração de Ficheiros em Modo Diferido	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
Iteração de Ficheiros em Tempo Real	<input checked="" type="checkbox"/>	
Gravação de Ficheiros Capturados em Tempo Real	<input checked="" type="checkbox"/>	

Tabela 27. Outras Funcionalidades

A plataforma desenvolvida permite ainda a gravação de ficheiros capturados em tempo real a partir do dispositivo *MindSet* (MindSet, 2010). Quer a gravação, quer a iteração em tempo real foram desenvolvidas sobre uma camada intermédia que obtém dados em tempo real de forma estruturada diretamente a partir do dispositivo. Esta camada é genérica o suficiente para permitir a iteração dos dados de forma estruturada em tempo real, para processamento e visualização, bem como a salvaguarda dos dados em bases de dados e ficheiros. Os detalhes técnicos desta camada encontram-se descritos no anexo II.

## 5.2 Arquitetura e Modelo de Objetos

A plataforma engloba abstrações de conceitos necessários ao processamento e análise de EEG. Estas componentes permitem modelar, manipular e interagir com as sequências de amostras, bem como executar operações sobre essas mesmas sequências. A figura seguinte representa de forma sucinta a arquitetura dos conjuntos das principais componentes.

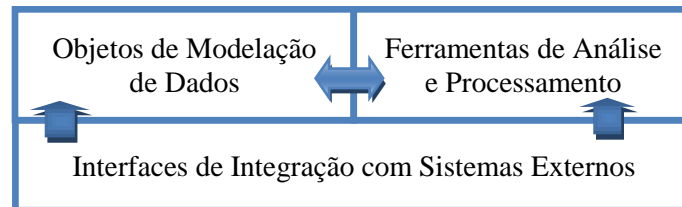


Figura 24. Arquitetura das Componentes Principais da Plataforma EEGLIB.

A representação dos dados encontra-se num nível de abstração distinto do da realização dos algoritmos que sobre eles atuam (**objetos de modelação de dados e ferramentas de processamento**). O relacionamento destes dois tipos de objetos resulta, naturalmente, da sua própria definição: as ferramentas processam os objetos de dados, extraindo determinadas características do seu conteúdo, que podem ser mais objetos de dados. Ambos interagem com **interfaces de integração com sistemas externos** – componentes que encapsulam funcionalidades que permitem interagir com o *MatLab* e dispositivo de captura. A figura seguinte mostra o modo como estes três conjuntos de componentes comunicam entre si através das suas classes mais representativas.

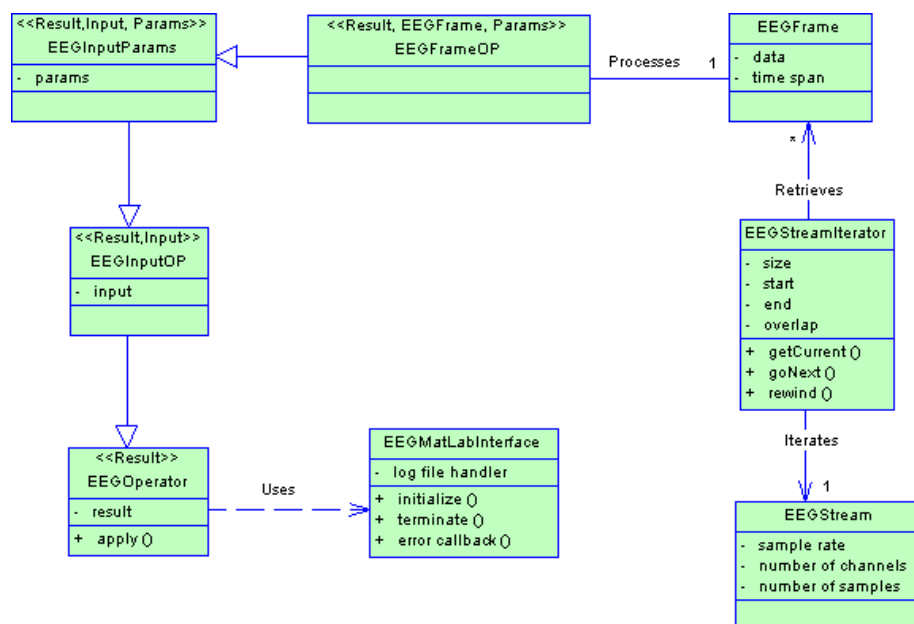


Figura 25. Classes mais genéricas da EEGLIB e sua interligação.

A classe **EEGStream** é uma classe abstrata que modela as sequências de amostras dos EEGs, permitindo aceder a tramas mais pequenas de amostras — as **EEGFrames**. A classe **EEGStreamIterator** é também abstrata e representa o conceito de iteração de uma sequência de amostras de EEG, para, de forma ordenada, permitir a obtenção de tramas de tamanho parametrizável. Nesta, é possível configurar atributos como a amostra inicial e final da iteração e a sobreposição entre tramas.

A classe **EEGMatLabInterface** disponibiliza funções de inicialização e registo de erros, necessárias à integração com o compilador de *MatLab*. Após a inicialização, é possível então evocar rotinas previamente exportadas através do compilador de *MatLab*.

Por fim, a classe abstrata e parametrizável **EEGOperator** lidera a hierarquia de componentes que organizam as operações de extração e seleção de características, pré-processamento e classificação. Incluída nestas, também abstrata, a classe **EEGFrameOP** modela operadores que processam tramas de EEG.

### 5.2.1 Objetos de Modelação de Dados

As componentes de modelação de dados e a sua ligação com a interface de acesso em tempo real ao dispositivo de captura de EEG são detalhadas na figura seguinte.

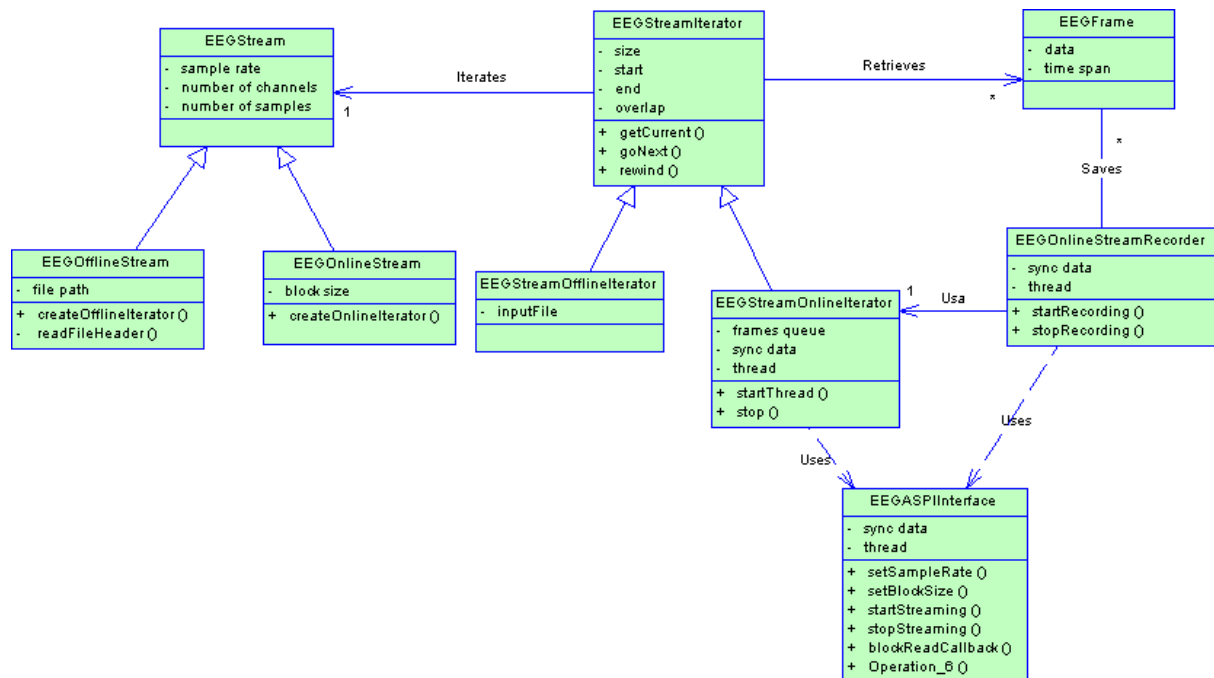


Figura 26. Classes de Modelação de Dados e a sua ligação com a interface ASPI.

A plataforma desenvolvida prevê duas formas distintas de acesso à sequência amostras: diretamente a partir de ficheiros binários ou em tempo real através do dispositivo.

A primeira alternativa é suportada pela classe *EEGOfflineStream*, a segunda, pela classe *EEGOnlineStream* que integra a interface que permite aceder em tempo real aos dados digitalizados pelo dispositivo de captura *MindSet*. Ambas são subclasses de *EEGStream*.

A iteração das tramas é conduzida através de duas subclasses finais de *EEGStreamIterator*: a *EEGOfflineStreamIterator* e a *EEGOnlineStreamIterator*, específicas para os dois tipos de sequências atrás definidos. A iteração através da *EEGOnlineStreamIterator* é bastante complexa, implicando utilização de uma tarefa que se executa em paralelo com o código principal e de uma série de mecanismos para garantir a sincronização. Para isso faz uso de funcionalidade disponibilizadas pela classe *EEGASPIInterface*, que encapsula todas as funcionalidades necessárias à integração a norma que permite comunicar com periféricos SCSI, a *Advanced SCSI Programming Interface* ou ASPI, descrita com mais detalhe no anexo II. A interface em tempo real é também utilizada pela classe *EEGOnlineStreamRecorder*, permitindo gravar em ficheiros binários amostras obtidas a partir do dispositivo de captura.

### 5.2.2 Objetos de Processamento

A Figura 27 mostra algumas das classes mais representativas que modelam operadores sobre imagens. As classes finais desta hierarquia chamam uma ou mais rotinas *MatLab* e podem ser parametrizadas. Algumas destas encontram-se representadas na figura abaixo, as restantes encontram-se detalhadas na Figura 28.

As categorias das operações, nomeadamente, pré-processamento, classificação, entre outras, encontram-se representadas através de classes específicas abstratas. Destas destacam-se a classe *EEGWindowFeatureOP*, que modela a extração de características em janelas, que permite determinar sequencialmente características em segmentos da sequência original (ver secção 4.3). Esta requer a definição da janela a aplicar (retangular, por exemplo), bem como do operador de extração de características a utilizar após a sua aplicação (PSD, por exemplo).

Os classificadores, liderados pela classe *EEGClassifierOP*, podem ser treinados com um conjunto de vetores de características, construído a partir de um conjunto de ficheiros, e os seus resultados podem ser avaliados através de métricas de avaliação (ver secção 4.7.1). As várias formas de seleção de características são modeladas através de subclasses de *EEGFeatureSelectionOP*. A seleção através da PCA, requer a construção prévia do modelo, através do operador *EEGPCAOP*; a seleção através de análise de relevância, a determinação das ordens de relevância com base em métricas de dissimilaridade.



Adicionalmente existem ainda várias classes que modelam utilidades, algumas delas representadas nos diagramas representadas. Por exemplo, existe uma hierarquia de classes para manipular os vários tipos de vetores disponibilizados no *MatLab*, nomeadamente, vetores, matrizes, vetores de células e estruturas.

## 5.3 Métricas de Software

A fim de se ilustrar melhor o esforço de envolvido no desenvolvimento da plataforma EEGLIB, apresentada neste capítulo, apresentam-se algumas métricas de *software* simples, relativas quer à camada *MatLab*, quer à camada *C++*. A tabela seguinte compila o número de ficheiros, funções, linhas de código e rácio de comentários, com base nos dados recolhidos utilizando a ferramenta de código aberto *Code Metrics* (Kasula, 2010).

<b>Funcionalidades</b>	<b>Número de:</b>	<b>Ficheiros/ Funções</b>	<b>Linhas de Código</b>	<b>% Linhas Comentadas / Ficheiro</b>
<b>Leitura, Escrita e Conversão de Ficheiros</b>		12	770	21,6%
<b>Pré-Processamento</b>		11	239	36,5%
<b>Redução de Características</b>		22	432	42,2%
<b>Extração de Características</b>		37	1065	49,2%
<b>Manipulação de Vetores de Características</b>		25	1255	39,3%
<b>Classificação</b>		22	902	49,9%
<b>Análise e Avaliação</b>		11	506	33,3%
<b>Procedimentos Auxiliares</b>		21	2497	38,5%
		<b>161</b>	<b>7666</b>	<b>38,1%</b>

Tabela 28. Métricas de *software* relativas à camada de *MatLab*.

As métricas referentes à camada de *C++* encontram-se na Tabela 29. Estes valores foram compilados recorrendo à ferramenta *Source Monitor 3.0* (Campwood Software, 2011). As métricas incluem além das medidas referidas anteriormente, o número de métodos e classes.

Número de: Funcionalidades	Ficheiros/ Classes	Métodos	Linhas de Código	% Linhas Comentadas / Ficheiro
Estruturas de Dados	10/5	79	1093	31,6%
Leitura, Escrita e Conversão de Ficheiros	18/10	65	1393	31,0%
Pré-Processamento	5/3	14	264	23,7%
Redução de Características	9/5	24	433	23,8%
Extração de Características	11/6	29	627	24,3%
Manipulação de Vetores de Características	5/3	16	337	24,7%
Classificação	10/5	28	652	24,7%
Análise e Avaliação	2/1	7	114	24,3%
Interfaces ASPI e MatLab	4/2	34	1136	26,5%
Outras	9/4	16	370	33,0%
	<b>83/44</b>	<b>312</b>	<b>6419</b>	<b>26,7%</b>

Tabela 29. Métricas de *software* relativas à camada de C++.

As métricas apresentadas não contabilizam as aplicações em C++ descritas no capítulo 7, que integram uma proposta de protótipo de avaliação de usabilidade.

## 5.4 Aplicação a Outros Corpus

A plataforma EEGLIB foi testada noutra *corpus* de dados a fim de comprovar a sua generalização a outro tipo de informação e experiências. Estes dados foram recolhidos no âmbito do projeto RAPS (*Reading Analysis with Neurophysiological Signals*)<sup>41</sup> em ambiente hospitalar, utilizando o dispositivo clínico já referido (ver secção 3.1), mas com taxa de amostragem de 1000Hz. O ensaio cedido contém dois estados mentais distintos: um com leitura contínua silenciosa de um texto, outro, com a visualização de um conjunto de frases contendo caracteres não linguísticos, criado especificamente pelos autores para o teste. Os resultados obtidos encontram-se descritos na secção 6.1.4.

<sup>41</sup> Projeto financiado pela Fundação da Ciência e Tecnologia, Contrato PPTDC/EIA-EIA/113660/2009 (<http://hcm.lasige.di.fc.ul.pt/wiki/RAPS>)



## 6 Avaliação e Resultados

No capítulo anterior foram descritas as funcionalidades disponibilizadas pela plataforma EEGLIB, bem como a modelação e organização das abstrações necessárias para o processamento e análise dos EEG. Neste capítulo, são apresentados os resultados obtidos utilizando estas funcionalidades e componentes, que integram os métodos de análise, processamento e classificação descritos no capítulo 4, nos dados obtidos nas experiências descritas no capítulo 3. Os resultados encontram-se organizados com base nos seguintes três conjuntos de dados, ortogonais a todas as experiências realizadas:

- I. **Conjunto de dados intra-utilizador**, capturados a partir de um único utilizador, num único dispositivo, ao longo de 13 sessões da mesma experiência.
- II. **Conjunto de dados inter-utilizador**, englobando dados de seis utilizadores distintos ao longo de duas sessões cada, todos com o mesmo dispositivo. Estes dados foram também usados para estudar comparar os resultados de cada um dos utilizadores individualmente.
- III. **Conjunto de dados inter-dispositivo**, englobando dados de um único utilizador, em três dispositivos, ao longo de no máximo duas sessões.

Todos os procedimentos e métricas foram inicialmente selecionados e afinados com base no primeiro conjunto de dados, e posteriormente generalizados aos restantes. Por questão de simplicidade, embora a plataforma EEGLIB disponibilize várias medidas de avaliação (descritas na secção 4.7.1) apresenta-se apenas a medida-F.

A organização deste capítulo é assim a seguinte: na **Secção 6.1** mostram-se os resultados da distinção da leitura silenciosa em relação a outros estados visuais, discutindo-se previamente a seleção dos métodos e parâmetros utilizados, bem como a sua generalização a diferentes utilizadores, dispositivos e *corpus* de dados.

A **Secção 6.2** discute a relação entre métodos baseados em EEGs, utilizando por exemplo medidas como a carga mental, e métodos clássicos de avaliação de usabilidade,

nomeadamente medidas de desempenho e inquéritos. Neste âmbito, é ainda apresentado um estudo relativo à análise dos padrões da carga mental, entre as várias etapas consideradas, nas várias experiências realizadas.

Por fim, a **Secção 6.3** apresenta os resultados da utilização de técnicas de redução de características na melhoria da operacionalização da recolha e processamento dos EEGs, por forma a otimizar o consumo de recursos computacionais e facilitar o processo de montagem e captura.

## 6.1 Detecção da Leitura Silenciosa

A distinção do estado mental de leitura silenciosa em relação a outros estados visuais, tais como ecrãs brancos ou esquemas, é abrangida nas duas primeiras experiências, 1 e 2 (ver secção 3.3), que incluem respetivamente segmentos de leitura silenciosa versus ecrã brancos e imagens. Esta secção descreve fundamentalmente os resultados obtidos com os dados recolhidos nestas duas experiências, estando organizada seguinte modo: na **Secção 6.1** aplicam-se os vários métodos de extração de características e classificação já descritos (ver secção 4), justificando -se a sua seleção, bem como de alguns parâmetros como é o caso das janelas.

As **Secções 6.2 e 6.3** avaliam a influência desta detecção entre ensaios de um mesmo utilizador, entre utilizadores e entre dispositivos.

A **Secção 6.4** avalia a detecção de leitura silenciosa ao longo das várias etapas de algumas das restantes experiências, como forma de verificar a generalização dos resultados anteriores em relação à apresentação do texto em diferentes condições de legibilidade, com diferenças mais ligeiras, como por exemplo texto com diferentes tamanhos.

Por fim, a **secção 6.5** mostra os resultados da generalização desta detecção a outro corpus de dados contendo sequências de leitura silenciosa e apresentação de sequências de caracteres não linguísticos (ver secção 5.4).

### 6.1.1 Seleção de Métodos e Parâmetros

A seleção de métodos e parâmetros processou-se utilizando o conjunto de dados I, intra-utilizador, da primeira experiência, que compara o estado de leitura *versus* à fixação do ecrã em branco. Entre estes métodos e parâmetros encontram-se a ordem do modelo de autoregressão, utilizada no cálculo da densidade de potência espectral, o tipo e tamanho da

janela, o método de extração de características e o algoritmo de classificação, que são apresentados nas secções seguintes.

### 6.1.1.1 Ordem do Modelo de Auto-regressão

A ordem do modelo de auto-regressão determina o número de amostras utilizadas para prever o sinal, dependendo das suas características de estacionariedade. A Figura 29 mostra o desempenho médio do classificador KNN, utilizando classificação cruzada *10-fold*, fazendo variar o parâmetro K – o número de vizinhos considerados (ver secções 2.5.4 e 4.6), e a ordem de auto-regressão. A potência espectral foi determinada em janelas retangulares com a duração de um segundo e sobreposição de meio segundo.

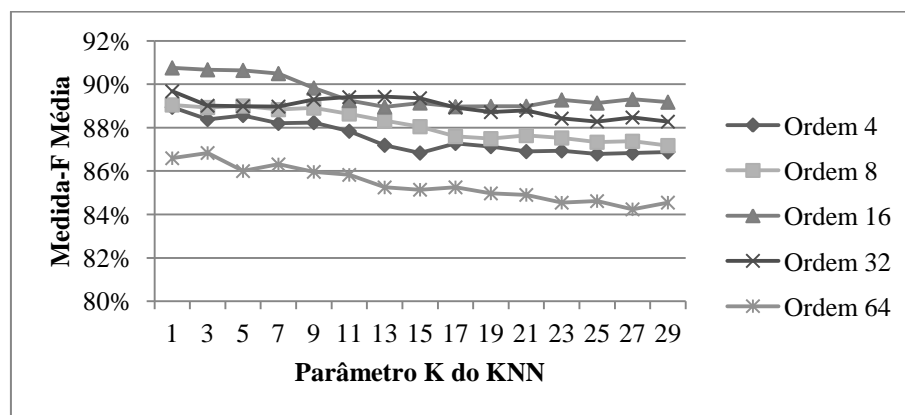


Figura 29. Resultados em relação à ordem do modelo de auto-regressão (Conjunto I, Intra-utilizador).

Como se pode observar nos valores apresentados: regra geral, salvo quando  $K=13$ , a **ordem 16** prevalece sobre as restantes, tendo sido a selecionada. Como a taxa de amostragem é 256Hz, isto também significa que o sinal é previsto com base em segmentos de  $1/16^{42}$  segundos. Além disso, esta duração representa neste âmbito o período em que o sinal revela características estacionárias que permitem distinguir melhor as duas classes.

### 6.1.1.2 Tamanho e Tipo de Janela

O tipo e tamanho das janelas têm impacto no desempenho da classificação das atividades mentais, principalmente devido às características particulares do sinal e tipo de processos mentais em estudo. A Figura 30 apresenta a variação do desempenho médio do classificador KNN, utilizando classificação cruzada *10-fold* em relação ao tipo de janela

<sup>42</sup>  $256/16 = 16$ , o que dá 16 amostras. Como 1 segundo tem 256 amostras, 16 amostras duram  $1/16$  segundos.

selecionado. Tal como anteriormente, a potência espectral foi determinada em janelas com a duração de um segundo e sobreposição de meio segundo.

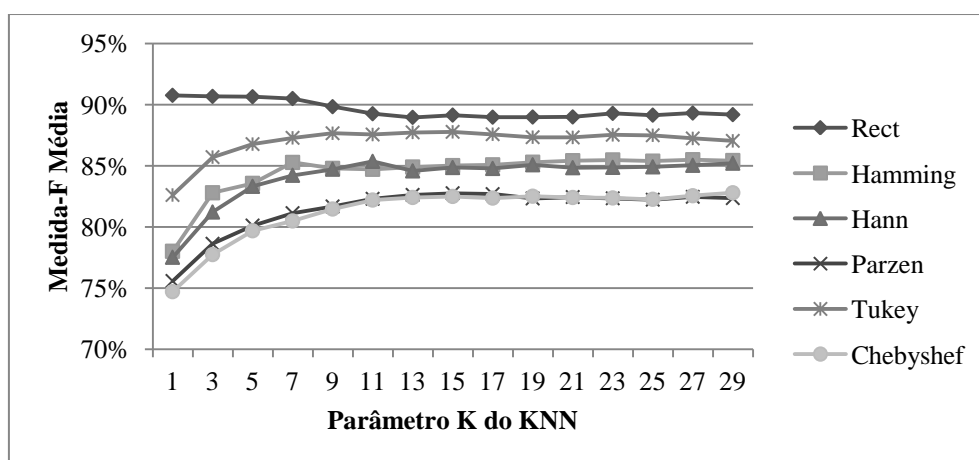


Figura 30. Resultados em relação ao tipo de janela (Conjunto I, Intra-utilizador).

Contrariamente ao que seria espectável, o desempenho utilizando **janelas retangulares** foi superior ao das restantes, o que determinou a sua seleção em relação às demais. Este resultado revela que as discontinuidades introduzidas no espectro de frequências, devido à segmentação, não estão a afetar os cálculos. Uma possível razão poderá ser porque as frequências utilizadas (inferiores ou iguais a 100Hz) estão longe da frequência de *Nyquist* dos dados utilizados, que é de 128Hz (metade da taxa de amostragem do sinal, que é 256 Hz).

Uma vez fixada a utilização da janela retangular, foi então analisada a variação do desempenho médio do classificador KNN em relação ao tamanho utilizado. A figura seguinte apresenta os resultados médios obtidos com classificação cruzada *10-fold*..

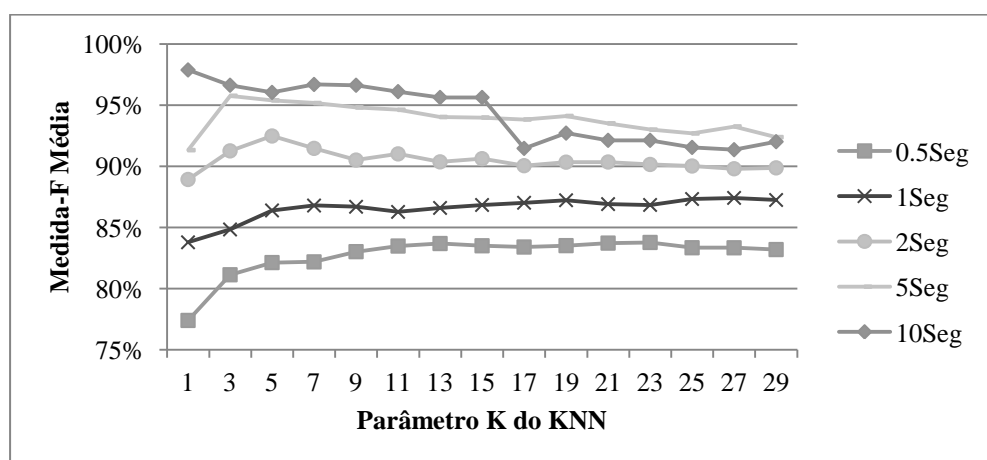


Figura 31. Resultados em relação ao tamanho janela (Conjunto I, Intra-Utilizador).

Tal como se pode observar: regra geral, quanto maior o tamanho de janela considerado, maior o desempenho da classificação. Como é determinada a média nos vários segmentos, esta mitiga a variabilidade inerente do sinal. Quanto maior é o segmento, maior será o efeito descrito, e menos será afetada a métrica de extração de características. No entanto, isto depende obviamente da duração do estímulo que neste caso é sempre múltipla de dez segundos.

À primeira vista, a escolha deveria recair nos tamanhos de cinco ou dez segundos. No entanto, visto que a análise e processamento em tempo real também era um requisito importante, considerou-se, além do desempenho de classificação, a precisão com se pretendia analisar o EEG. Face a isto descartou-se a possibilidade de utilizar os tamanhos referidos (cinco e dez segundos) e optou-se por tamanhos mais pequenos entre meio e dois segundos. A figura seguinte mostra a variação do desempenho de classificação nestes tamanhos, com ou sem sobreposição de meio segmento.

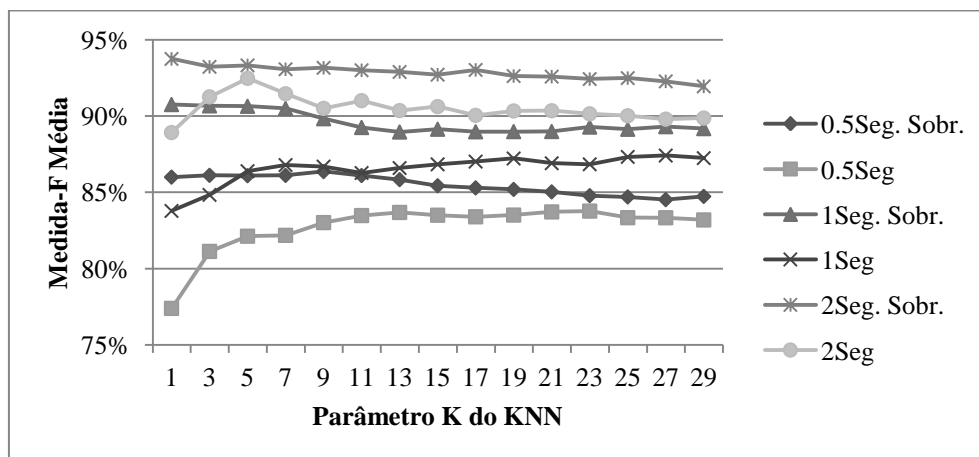


Figura 32. Resultados em relação à sobreposição da janela (Conjunto I, Intra-Utilizador).

Tal como os valores indicam, os melhores resultados, que rondam a Medida-F de 90%, foram obtidos com o tamanho de dois segundos, com ou sem sobreposição, seguidos de perto pelos segmentos com **um segundo com sobreposição**. Optou-se, tendo em consideração os requisitos de precisão e desempenho referidos, por este último, com menor tamanho.

### 6.1.1.3 Método de Extração de Características e Classificador

A Tabela 30 apresenta a média e variância da medida-F, determinada com base em validação cruzada *10-fold*, para todos os pares de métodos de extração de características e classificador (apresentados nas secções 4.3 e 4.6). Os valores apresentados são os melhores

resultados individuais de cada par, fazendo variar os seus parâmetros específicos, por exemplo, o K dos K-vizinhos mais próximos.

Classificador\Métrica	PSD <sub>Ritmo</sub>	PS_CWT <sub>Ritmo</sub>
KNN	Média	90,61%
	Variância	0,04%
AdaBoost	Média	92,84%
	Variância	0,01%
SVM	Média	94,77%
	Variância	0,01%

Tabela 30. Resultados em relação ao método de extração de características e classificador (Conjunto I, Intra-utilizador).

O melhor resultado encontra-se destacado em relação aos restantes, o que determinou a seleção da **PSD<sub>Ritmo</sub>**, para método de extração de características, e das **máquinas de suporte vetorial (SVM)**, para algoritmo de classificação. Tendo em consideração o que foi referido no trabalho relacionado, era esperado que este classificador revelasse um bom desempenho, neste caso com ambas as métricas. Salienta-se que todos os resultados apresentados de agora em diante assumem a utilização destes dois métodos.

### 6.1.2 Generalização a novos Ensaios e Utilizadores

A Figura 33 mostra os resultados obtidos com os conjuntos de dados I e II, intra e inter-utilizador, respetivamente, destas duas experiências, utilizando o esquema clássico de validação-cruzada *10-fold*, mas também alternativas modificadas que verificam a capacidade de generalização a novos ensaios e utilizadores, garantindo a independência entre conjunto de treino e teste. Nestas, a divisão do conjunto pelos *folds* não é aleatória, correspondendo exatamente aos diferentes ensaios ou utilizadores.

Analisando primeiro os resultados do conjunto de dados I, intra-utilizador, envolvendo um único utilizador, 94,77% e 95,22%, estes sugerem que existe uma distinção clara do estado mental de leitura em relação aos restantes estados considerados. Como as SVM dividem o espaço da solução em dois, isto significa também que os vetores de características de ambas as classes se situam claramente em áreas distintas deste espaço. Já os resultados da generalização a novos ensaios, 91,90% e 90,93%, revelam uma pequena quebra no desempenho do classificador, mas são promissores em relação à estabilidade dos padrões

ao longo dos vários ensaios, bem como à possibilidade de treinar os classificadores com dados de ensaios prévios – um processo a que foi chamado de **calibração** no âmbito desta tese.

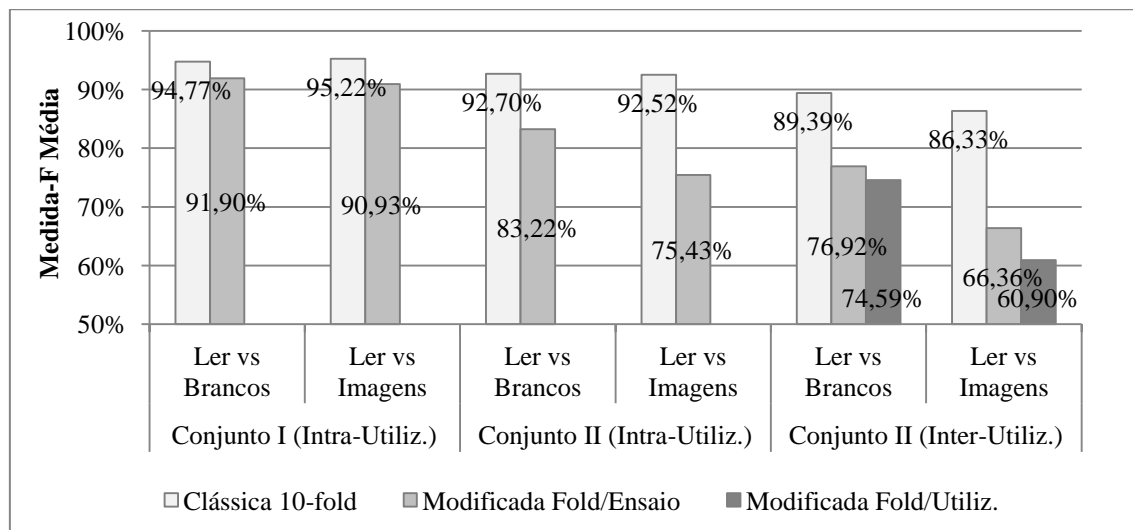


Figura 33. Resultados da distinção do estado mental de leitura silenciosa.

Em relação aos resultados inter-utilizador, obtidos com o conjunto de dados II, estes encontram-se acima dos 85% em ambas as experiências no esquema clássico de validação cruzada, indicando que o padrão da leitura é também distinto, mas neste caso a generalização a novos ensaios e utilizadores não foi bem-sucedida. Na verdade a generalização a novos utilizadores só pode ser possível se ambos os estados mentais considerados forem muito semelhantes em todos os utilizadores, o que parece não estar a ocorrer. Como anteriormente se tinha verificado a generalização a novos ensaios, é bastante provável que ambos os maus resultados se devam à dependência face ao utilizador, visto que neste conjunto os ensaios pertencem a seis utilizadores distintos.

Para se verificar se os padrões de cada utilizador podem ser individualmente distinguidos, procedeu-se à validação cruzada em cada um, separadamente. A média dos resultados obtidos é mostrada nas duas colunas do meio do gráfico da Figura 33. Como se pode observar, os resultados na forma clássica de validação cruzada são relativamente interessantes, mas a dependência em relação aos ensaios mantém-se.

A Figura 34 mostra os resultados da generalização a novos ensaios individualmente para cada utilizador, o que permite analisar a contribuição de cada um para a média final. A generalização a ensaios com base dos dados da experiência de Ler versus Ecrã branco foram

relativamente satisfatórios (acima dos 80%) em quatro dos seis utilizadores, mas na outra experiência o rácio infelizmente desceu para dois em seis.

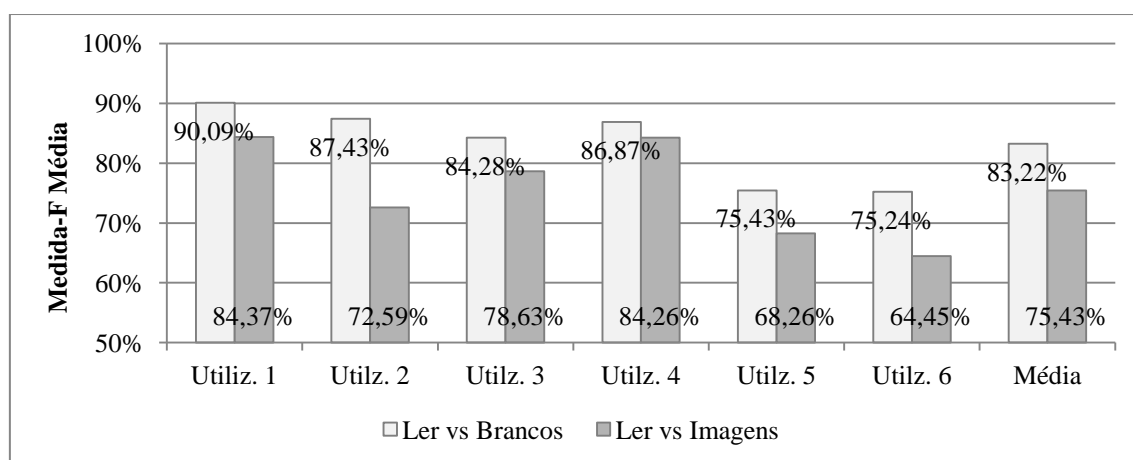


Figura 34. Resultados individuais da distinção do estado mental de leitura silenciosa generalizando a novos ensaios (Conjunto II, Inter-utilizador).

Como a dependência em relação aos ensaios não se verificou no outro conjunto de dados, contendo 13 ensaios do mesmo utilizador, pode-se presumir que uma de causas pode estar na origem destes resultados:

1. O utilizador do conjunto de dados I é particular em relação aos restantes utilizadores. Na verdade este trata-se do utilizador 1 do conjunto de dados II, apresentando em geral melhores resultados que os restantes, se bem que tenham piorado cerca de 5 a 6 % em relação ao conjunto I.
2. O corpus do conjunto II é demasiado pequeno, o que prejudica a capacidade de generalização do classificador. Isto porque o conjunto I tem 13 ensaios do mesmo utilizador, enquanto o conjunto II, tem apenas dois, de cada utilizador.

Se bem que seja possível a existência de utilizadores com padrões particulares, a causa 2 parece ser a mais provável. Um corpus mais extenso, incluindo mais ensaios e utilizadores, irá aumentar a variabilidade dos dados e potenciar uma maior capacidade de generalização do algoritmo de aprendizagem. Eventualmente poder-se-á ainda melhorar a generalização a novos utilizadores, porque muito provavelmente existirão grupos de utilizadores que partilham padrões comuns.



### 6.1.3 Generalização a novos Dispositivos

A Figura 35 compara os resultados provenientes de vários dispositivos de captura, utilizando para isso os conjuntos de dados II, intra-utilizador, e III, inter-dispositivo. Os valores intra-utilizador do conjunto III, mostrados nas duas colunas intermédias, são a média dos resultados intra-utilizador obtidos em cada um dos dispositivos.

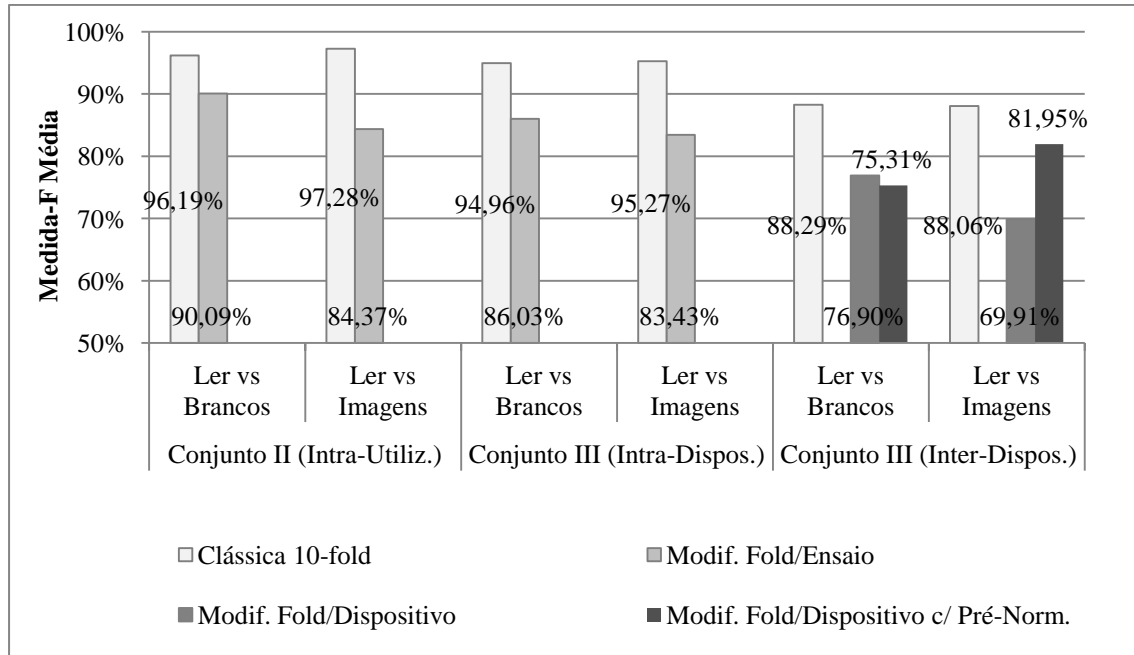


Figura 35. Resultados multi-dispositivo da distinção do estado mental de leitura silenciosa.

Tal como anteriormente, quando o conjunto de treino e teste incluem dados do mesmo ensaio (a validação cruzada clássica *10-fold*) e, agora, do mesmo dispositivo, os resultados são acima dos 88% em ambas as experiências, confirmando que os vetores de características de ambas as classes se situam em áreas distintas do espaço da solução. Já a generalização a diferentes dispositivos (na validação cruzada modificada com *fold/dispositivo*), mostrada nas duas colunas mais à direita, revelou ser dependente do dispositivo e/ou capacete, fazendo baixar o desempenho para 69% e 82%.

Tal como já foi referido, as características extraídas são propriedades do domínio da frequência, tendo havido o cuidado de ajustar previamente os parâmetros fixados a fim lidar com as diferentes taxas de amostragem dos dispositivos utilizados (ver secção 6.1). As características extraídas dos três dispositivos diferem apenas nas unidades de amplitude distintas que estes utilizam. Colocou-se assim a hipótese de ser esta a diferença que poderia estar a afetar o desempenho da classificação, e procurou-se por esta razão normalizar previamente os vetores de características em cada um dos dispositivos, antes de fazer a

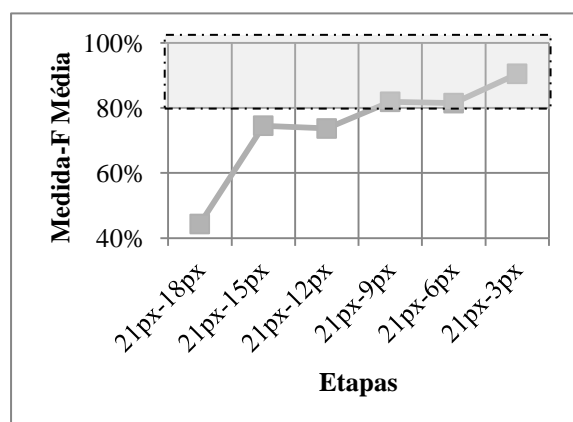
validação cruzada. Os valores resultantes desta pré-normalização encontram-se representados na figura anterior através das colunas mais escuras. Tal como os resultados mostram, este passo verificou resultados díspares entre os dispositivos, pelo que a hipótese anteriormente referida foi descartada.

Por fim, os resultados da Figura 35 mostram ainda que os resultados da generalização a novos ensaios (na validação cruzada modificada com *fold*/ensaio) se situaram na ordem dos 83% a 93%. Estes resultados indicam que as conclusões iniciais, anteriormente tiradas para o dispositivo inicial, são com grande probabilidade generalizáveis aos restantes.

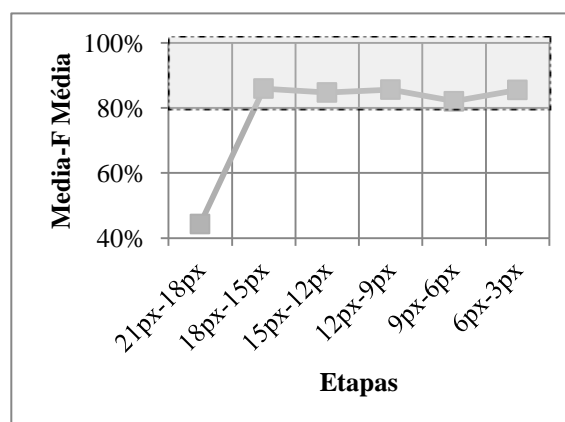
### 6.1.4 Generalização a outras Experiências

A metodologia proposta para as duas experiências anteriores (1 e 2) foi verificada noutras experiências a fim de analisar a sua aplicabilidade para a distinção entre estados mentais relacionados com leitura, mas com diferenças mais subtis que as anteriormente consideradas. Neste contexto, as experiências 3 a 6 são constituídas por várias etapas, que variam num dado aspeto de interface da combinação fundo/texto, nomeadamente no tamanho do texto e no contraste e diferença RGB entre fundo e texto. Analisou-se assim o desempenho da classificação entre alguns pares de etapas experimentais, nomeadamente entre etapas consecutivas e entre a etapa inicial, na qual o aspeto variável garante melhores condições de legibilidade, e cada uma das subsequentes.

A Figura 36 mostra o resultado do desempenho da classificação entre pares de etapas experimentais na experiência 3, que faz diminuir o tamanho do texto 3 *pixels* a cada 10 palavras, entre 21 e 3 *pixels*.



(i) Distinção entre a primeira etapa e as subsequentes.



(ii) Distinção entre etapas consecutivas.

Figura 36. Resultados da distinção entre etapas da experiência 3 (Conjunto I, intra-utilizador).

A métrica de extração de características e o classificador utilizados foram os fixados nas secções anteriores. Os valores apresentados foram determinados utilizando um esquema de validação cruzada clássica 10-*fold*. Dado que foi anteriormente concluído que os padrões mentais variam com utilizador, utilizou-se unicamente o conjunto de dados I, intra-utilizador. Considerou-se que uma medida-F acima de 80% seria satisfatória neste âmbito, indicativa que as etapas consideradas podem ser razoavelmente distinguidas. Estas áreas encontram-se assinaladas nos vários gráficos desta secção.

O gráfico (i) mostra que a etapa inicial (21px) apenas se distingue das últimas três etapas (9 a 3px), que incumprem o limiar definido pela W3C para o tamanho mínimo do texto (9px). O valor máximo situa-se no último tamanho, 3px, que não foi lido em nenhum dos ensaios realizados (ver a consolidação dos dados do inquérito no anexo I). O gráfico (ii), mostra, contudo, que nesta experiência foi possível distinguir com sucesso as várias etapas consecutivas, exceto as duas primeiras, 21px e 18px. Como não há qualquer tipo de fundo, este resultado sugere que a diminuição do tamanho do texto deve induzir diferenças cognitivas suficientes para ser possível distinguir de forma automática estas etapas.

A Figura 37 mostra os resultados obtidos nas etapas experimentais da experiência 4, que faz diminuir o brilho do fundo, diminuindo o contraste entre fundo e texto. Como esta experiência foi precedida pela sequência de fundos sem texto, os gráficos apresentam duas curvas, referentes às duas fases, com e sem texto.

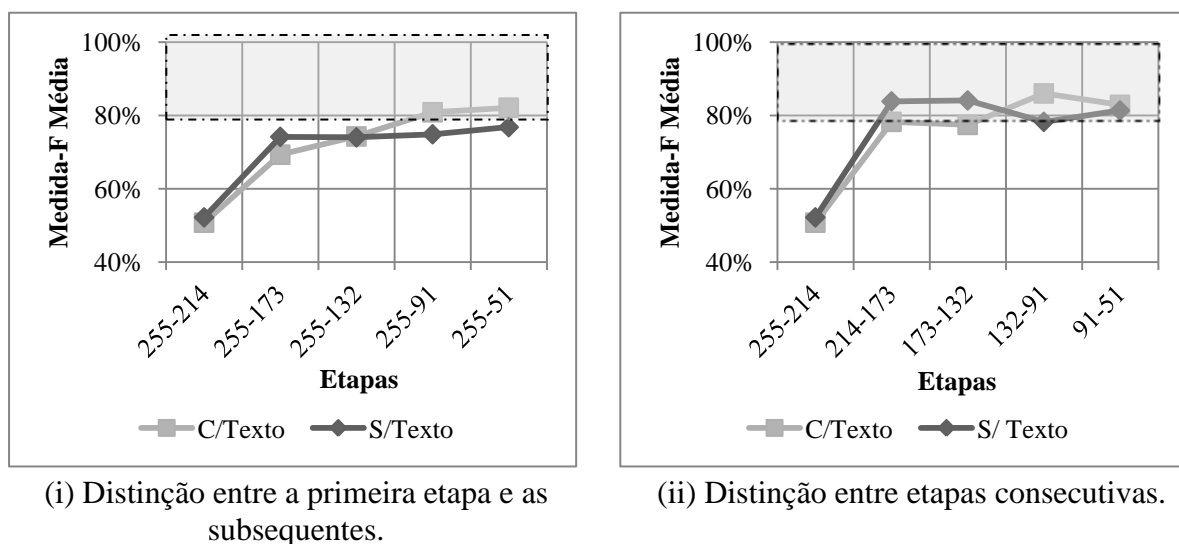


Figura 37. Resultados da distinção entre etapas da experiência 4 (Conjunto I, intra-utilizador).

O gráfico (i) mostra que apenas foi possível distinguir com sucesso a etapa inicial (com fundo branco) da versão com texto das etapas finais, que incumprem já o limiar

definido pelo W3C (125) para contraste entre fundo e texto. Quando não há texto, o grau de distinção entre a etapa inicial e as restantes parece manter-se relativamente constante, embora com uma pequena tendência crescente. A distinção entre etapas consecutivas no gráfico (ii) apresenta valores diferentes nas duas sequências, com e sem texto. Curiosamente, quando é apresentado texto ao utilizador, a distinção entre etapas consecutivas apresenta um máximo local na comparação entre as etapas 132-91, ponto em que é transgredido o limiar mínimo definido pelo W3C (125).

A experiência que se segue, a 5 (na Figura 38), que faz variar unicamente o brilho do texto, aumentando-o ao longo das várias etapas, não apresentou distinções relevantes. Trata-se na verdade de uma variação muito ligeira entre etapas. O fundo permanece branco ao longo da sequência de etapas, embora o mesmo suceda na experiência 3. Este resultado sugere que a distinção entre etapas depende do aspeto focado na experiência e não na dificuldade de leitura provocada no utilizador. Se bem que em geral, as dificuldades sentidas nesta experiência tenham sido menores que nas duas experiências anteriores (ver anexo I).

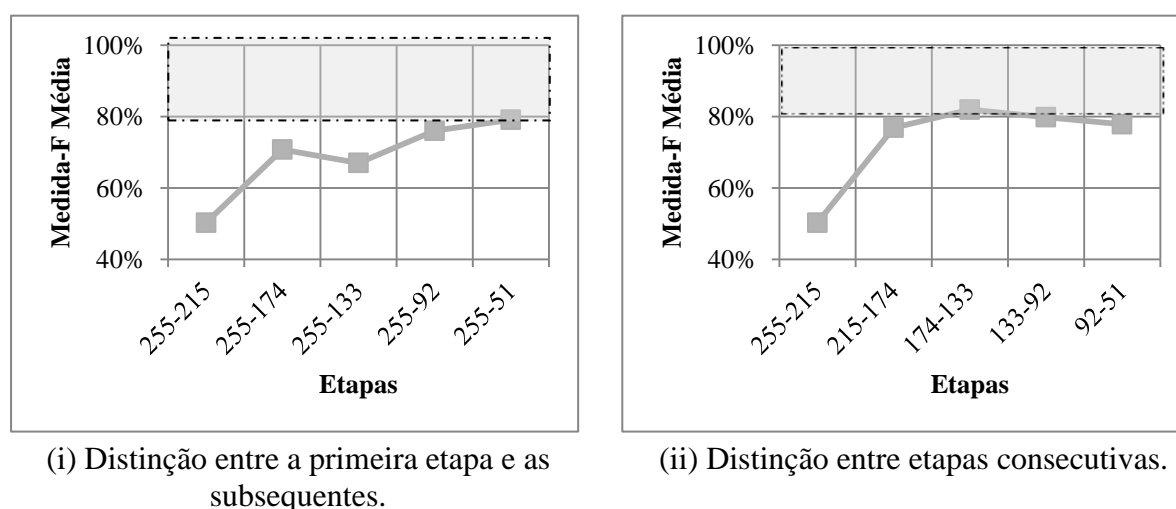


Figura 38. Resultados da distinção entre etapas da experiência 5 (Conjunto I, intra-utilizador).

Por fim, a Figura 39 mostra os resultados obtidos na experiência 6, em que diminui a diferença de RGB entre fundo e texto. Tal como no caso da experiência 4, também foram mostradas duas sequências de fundos, com e sem texto.

A distinção entre etapas em ambas as versões, com e sem texto, é bastante aproximada, embora se verifique algum grau de divergência nas últimas etapas. Estes resultados sugerem que nesta experiência o papel da leitura parece não ser preponderante, em

relação à visualização do fundo, embora nas últimas etapas se verifique uma tendência divergente entre ambas as versões.

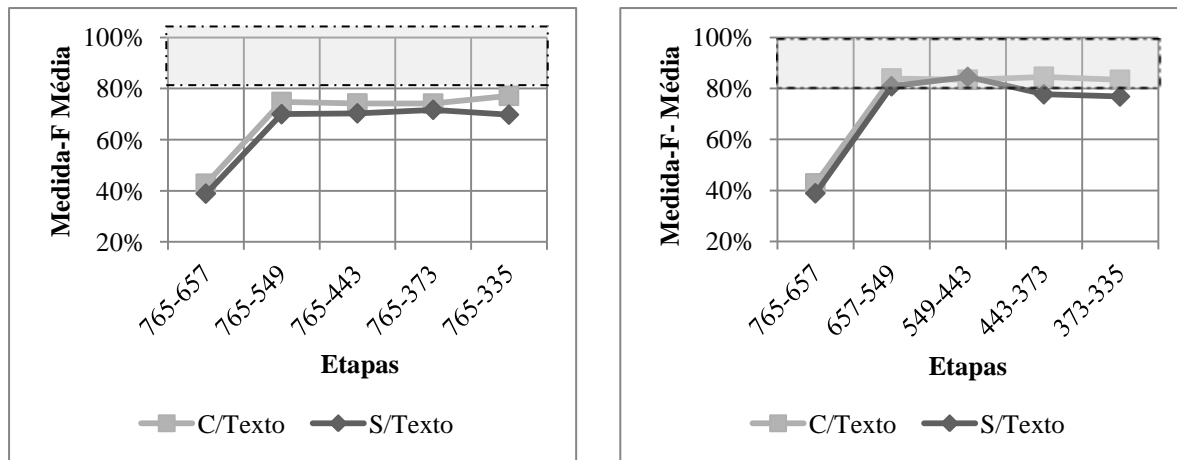


Figura 39. Resultados da distinção entre etapas da experiência 6 (Conjunto I, intra-utilizador).

Por fim, surpreendentemente, nesta experiência parece ser mais fácil distinguir etapas consecutivas (no gráfico ii) do que quando comparando a etapa inicial com as restantes (no gráfico i).

### 6.1.5 Generalização a outros Corpus

A aplicação da sequência de processamento, utilizando os métodos fixados na secção 6.1.1 ao *corpus* de dados distinto do recolhido no âmbito desta tese (referido na secção 5.4) foi muito bem-sucedida. O desempenho da classificação na distinção entre leitura visual contínua e a apresentação de sequências de caracteres não linguísticos utilizando o esquema clássico de validação cruzada 10-*fold* teve uma medida-F de 99,8%, com uma variância entre *folds* de 0,004%.

O corpus testado foi recolhido por especialistas clínicos em ambiente clínico, utilizando uma frequência de amostragem de 1000 Hz. Este resultado sugere que a abordagem desenvolvida poderá ser generalizada a experiências de outros *corpus* de dados, desde que haja dados suficientes para fazer o treino do classificador. Além disso, mostra que a montagem e a qualidade do equipamento utilizado têm um impacto significativo no desempenho da classificação.

## 6.2 Relação com Métodos Clássicos

Na secção 2.3 foi descrito com detalhe o estado da arte relativamente à integração de medidas fisiológicas no âmbito da análise de usabilidade. O trabalho atual procura fundamentalmente avaliar a sua aplicabilidade, relacionando medidas baseadas em sinais fisiológicos, como é o caso da carga mental (descrita na secção 4.3), com medidas clássicas, por exemplo relacionadas com métricas de desempenho ou compiladas a partir de inquéritos. Os resultados descritos nesta secção descrevem a análise efetuada com base nesta linha de investigação. Esta foi aplicada ao contexto específico em estudo, tendo sido direccionada para o processo de leitura contínua silenciosa e para as características da interface e texto que possam dificultar ou condicionar esse mesmo processo.

O trabalho apresentado nesta secção determina a carga mental média nas várias etapas experimentais das experiências 3 a 9 já descritas na secção 3.3. Tal como na secção 6.1.4, considera-se uma **etapa experimental** uma situação de leitura em que as características do texto, tais como tamanho, contraste ou diferença de cor entre fundo e texto, tópico ou grau de correção da ortografia, permanecem constantes, sem qualquer intervalo no tempo. Ou seja: etapas que, embora com características comuns, sejam intercaladas por outras, com características diferentes, serão consideradas etapas distintas, segundo a definição acima.

Nas experiências 7 a 9 o número de etapas variou de ensaio para ensaio, devido à aleatoriedade da ocorrência das alterações, tendo sido necessário considerar, por uma questão de uniformização entre ensaios, apenas as primeiras  $k$  etapas, sendo  $k$  dado pela seguinte expressão:

$$k = \min \left( \max(\#Etapas(ensaio_i)) \right), \forall i: Ensaios \quad (6.1)$$

Esta secção encontra-se organizada do seguinte modo: na **Secção 6.2.1** é analisada a relação da carga mental média nas várias experiências com medidas de desempenho, relacionadas com a variação das características da interface do texto e fundo e com o próprio conteúdo do texto.

A **Secção 6.2.2** apresenta os resultados desta mesma relação mas no que se refere a dados compilados a partir das respostas dos utilizadores através de inquéritos, em particular

em relação ao seu estado *a priori*, bem como em relação à sua percepção de sucesso da leitura ou da compreensão dos textos apresentados.

Por fim, a **Secção 6.2.3** apresenta um breve estudo relativo à relevância das diferenças e inter-relações entre as várias etapas experimentais, como forma de compreender os resultados obtidos nas duas secções anteriores e melhorar o processo de avaliação proposto.

### 6.2.1 Relação com Medidas de Desempenho

A carga mental média foi relacionada com várias heurísticas de desempenho, criadas para o efeito, por sua vez relacionadas com a variação aplicada às características da interface e conteúdo do texto nas várias experiências realizadas. A tabela seguinte descreve estas heurísticas, onde  $etapa_i$  denota a  $i$ -ésima etapa experimental de uma dada experiência.

Heurística	Descrição
<b>Desempenho da Leitura</b> (Aplicável nas experiências 3 a 6)	Rácio entre o aspeto considerado (e.g: tamanho) na etapa atual em relação à inicial: $Desempenho\_leitura(etapa_i) = \frac{aspeto(etapa_i)}{aspeto(etapa_1)}$
<b>Ordem (rank) relacionada com a W3C</b> (Aplicável nas experiências 3 a 6)	Quantificação através de uma escala da diferença do aspeto considerado na etapa atual em relação às orientações da W3C <sup>43</sup> : $Ordem\_W3(etapa_i) = \begin{cases} 0, & \text{se } dif(etapa_i) < 0\% \\ 1, & \text{se } 0\% \leq dif(etapa_i) < 35\% \\ 2, & \text{se } 35\% \leq dif(etapa_i) < 70\% \\ 3, & \text{se } 70\% \leq dif(etapa_i) < 105\% \\ 4, & \text{se } dif(etapa_i) \geq 105\% \end{cases}$ onde $dif(etapa_i) = \frac{aspeto(etapa_i) - Limiar\ W3C}{Limiar\ W3C}$
<b>Número de Erros</b> (Aplicável na experiência 7)	Número de erros ortográficos que ocorre nas palavras da etapa: $Erros(etapa_i) = \begin{cases} 0, & \text{se } \forall_{p:palavra(etapa_i)} \Rightarrow \#erros(p) = 0 \\ \dots \\ 3, & \text{se } \forall_{p:palavra(etapa_i)} \Rightarrow \#erros(p) = 3 \end{cases}$

<sup>43</sup> Ver secção 3.3.

Heurística	Descrição
<b>Ocorrência de Incoerências (em relação à sequência)</b> (aplicável nas experiências 7 a 9)	Assinala a existência ou não de incoerências, em relação à sequência, numa dada etapa: $Ocorrência\_Incoerências(etapa_i)$ $= \begin{cases} 0, & \text{se } \forall p:palavra(etapa_i) \Rightarrow incoerência(p) = \text{true} \\ 1, & \text{se } \exists p:palavra(etapa_i) \Rightarrow incoerência(p) = \text{false} \end{cases}$
<b>Ordem das Incoerências</b> (aplicável nas experiências 7 a 9)	Assinala existência ou não de uma incoerência, em relação à sequência, numa dada etapa, mas atribui-lhe uma ordem de aparecimento: $Ordem\_Incoerências(etapa_i)$ $= \begin{cases} 0, & \text{se } Ocorrência\_Incoerências(etapa_i) = 0 \\ k = 1 + \sum_p^{i-1} Ordem\_Incoerências(etapa_p), & \text{se } Ocorrência\_Incoerências(etapa_i) = 1 \end{cases}$

Tabela 31. Heurísticas de Desempenho consideradas.

A figura seguinte ilustra melhor as diferenças entre as três últimas heurísticas, que variam somente nos valores que intercalam os valores nulos. Os valores nulos assinalam as etapas com características coerentes em relação à sequência de palavras apresentada.

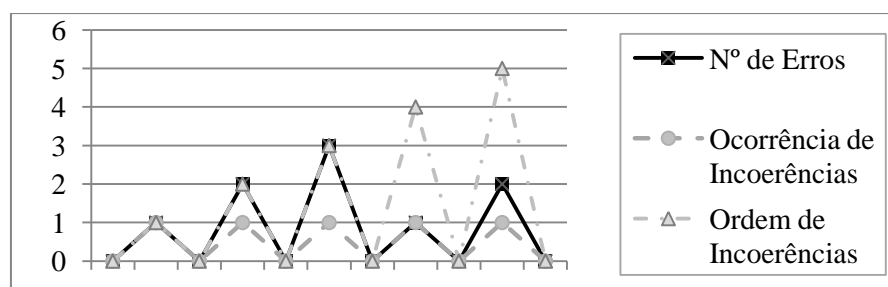


Figura 40. Heurísticas de desempenho usadas na análise nas experiências 7 a 9.

A Tabela 32 mostra os resultados da análise de correlação da carga mental média das várias etapas experimentais, determinada em todos os ensaios, com as heurísticas referidas. Salienta-se que a utilização da média é amplamente disseminada no processamento de EEG como forma de reduzir a sua variabilidade. Os resultados obtidos não representam assim valores absolutos, mas permitem verificar se as medidas tendencialmente se encontram relacionadas. Além disso, como se concluiu anteriormente que os padrões mentais variam de utilizador para utilizador, optou-se por fazer estes cálculos apenas no conjunto dados II, inter-



utilizador, das várias experiências consideradas, a fim de revelar a tendência comum aos vários utilizadores.

A evidência de correlação ou desconexão encontra-se assinalada com ☒ e ☐; os restantes valores são inconclusivos. CORR representa o valor apurado para a correlação de *Pearson*; PVAL, a probabilidade da correlação ser nula, também chamada de valor de *Pearson*. A conclusão é considerada probabilisticamente relevante se PVAL for inferior a 5% ou pelo menos 10%. Os valores correlacionados, mas com PVAL > 10% encontram-se assinalados com ☒.

Experiências \ Heurísticas		Desemp. Leitura	Ordem W3C	Nº Erros	Ocorr. Incoer.	Ordem Incoer.
3. Tamanho do Texto	CORR	<input checked="" type="checkbox"/> 0,794	<input checked="" type="checkbox"/> 0,906			
	PVAL	0,033	0,005			
Contraste Fundo/Texto	4. Var. Fundo					
	CORR	<input type="checkbox"/> -0,134	<input type="checkbox"/> -0,097			
	PVAL	0,800	0,856			
	5. Var. Texto					
	CORR	<input type="checkbox"/> -0,196	<input type="checkbox"/> -0,107			
	PVAL	0,710	0,840			
6. Diferença RGB Fundo/Texto	CORR	<input checked="" type="checkbox"/> 0,722	<input checked="" type="checkbox"/> 0,716			
	PVAL	0,105	0,109			
7. Erros Ortográficos	CORR			-0,427	-0,305	<input type="checkbox"/> 0,020
	PVAL			0,251	0,425	<input checked="" type="checkbox"/> 0,959
8. Palavras Incoerentes	CORR				<input checked="" type="checkbox"/> -0,516	<input checked="" type="checkbox"/> -0,574
	PVAL				0,127	<input checked="" type="checkbox"/> 0,083
9. Fundo Incoerentes	CORR				0,158	-0,194
	PVAL				0,659	0,592

Tabela 32. Correlação da carga mental média em todos os ensaios (Conjunto II, inter-utilizador).

Os resultados da tabela anterior mostram que a correlação da carga mental média nas várias etapas experimentais varia de experiência para experiência, dependendo do aspeto focado. Na experiência do tamanho do texto (3), por exemplo, a carga mental média apresenta-se bem correlacionada com as métricas desempenho da leitura e ordem W3C, que são inversamente proporcionais ao tamanho do texto. Este resultado sugere que é razoável pressupor que a carga mental aumenta à medida que o tamanho do texto diminui, o que configura um aumento da dificuldade na leitura.

No que se refere às experiências relacionadas com contraste (4 e 5), ambas apresentam valores significativamente descorrelacionados em relação a estas mesmas duas métricas, desempenho da leitura e ordem W3C. Este resultado indica que a carga mental média parece não ser linearmente relacionada com a diferença de contraste, independentemente de variar fundo ou texto.

O resultado da variação da diferença de RGB (6) foi na verdade surpreendente, uma vez que nenhum dos utilizadores referiu quaisquer dificuldades de leitura nesta experiência. Na verdade nenhum dos utilizadores é daltónico: o grupo mais afetado por este aspeto. A carga mental média encontra-se assim correlacionada com ambas as métricas consideradas, embora os valores apurados não possam ser considerados estatisticamente relevantes. Adicionalmente, estes valores sugerem que a carga mental média aumenta à medida que a diferença de RGB diminui, o que converge com a regra definida pela W3C.

Finalmente, em relação às restantes experiências (7, 8 e 9), que mostram uma sequência de palavras relacionadas através do mesmo tópico, verificou-se apenas uma correlação estatisticamente significativa, negativa, na experiência das palavras incoerentes (8) com ambas as heurísticas consideradas, ocorrência e ordem de incoerências. Este resultado sugere que a carga mental média diminui quando são apresentadas palavras não relacionadas com o tópico da sequência, mas indica além disso que essa diminuição “vai diminuindo” à medida que vão aparecendo mais incoerências. Esta tendência de atenuação configura a existência de algum grau de cansaço ou habituação ao longo dos ensaios: aspetos que embora não tenham sido considerados nas experiências realizadas, será relevante considerar no futuro.

### **6.2.2 Relação com Dados Recolhidos através de Inquérito**

Seguindo a metodologia da secção anterior, relacionou-se a carga mental média, determinada nas várias etapas experimentais, com medidas derivadas de informação recolhida através de inquéritos (ver anexo I). Os inquéritos realizados permitiram registar no início de cada ensaio o estado de fadiga percecionado por cada utilizador, recorrendo a uma escala de valores que varia entre o 1, completamente acordado, e o 5, muito cansado. Além disso, os utilizadores foram questionados para indicar quais as etapas experimentais nas quais não conseguiram ler, tiveram dificuldades de leitura devido às características da interface, ou se compreenderam as palavras lidas, esta ultima no contexto dos erros ortográficos.

Colocou-se, porém, à partida uma questão teórica relacionada com a utilização da correlação sendo uma das medidas relacionadas, uma escala (ou *rating*). A correlação com escalas é tida no âmbito da estatística como sendo não fiável, embora esta seja utilizada no trabalho relacionado, descrito na secção 2.3.2, que inspirou a metodologia aplicada. Esta questão é referida como sendo recorrente neste âmbito, sendo, contudo, salientado que a sua aplicação não é inviabilizada desde que se interpretem os resultados obtidos como possíveis tendências.

Tal como na secção anterior, foram desenvolvidas heurísticas, neste caso relacionadas com os dados obtidos através dos inquéritos;  $ensaio_i$  e  $etapa_i$  denotam respetivamente o  $i$ -ésimo ensaio e a  $i$ -ésima etapa experimental de uma dada experiência.

Heurística	Descrição
<b>Estado de Cansaço</b> (Aplicável a todas as experiências)	<p>Escala que mede o nível de cansaço percecionado pelo próprio utilizador no início de cada ensaio:</p> $Estado\_cansaço(ensaio_i) = \begin{cases} 1, \text{ completamente acordado} \\ 2, \text{ acordado} \\ 3, \text{ levemente acordado} \\ 4, \text{ cansado} \\ 5, \text{ muito cansado} \end{cases}$
<b>Estado de Leitura</b> (Aplicável às experiências 3 a 6)	<p>Assinala se o utilizador reportou no inquérito se conseguiu ou não ler numa dada etapa:</p> $Estado\_leitura(etapa_i) = \begin{cases} 1, \text{ leu} \\ 0, \text{ não leu} \\ 0.5, \text{ leu parcialmente} \end{cases}$
<b>Compreensão Semântica</b> (Aplicável à experiências 7)	<p>Assinala se o utilizador reportou no inquérito se percebeu ou não o significado da palavra mostrada:</p> $Compreensão\_Semântica(palavra_i) = \begin{cases} 1, \text{ se o utilizador percebeu o significado da palavra} \\ 0, \text{ caso contrário} \end{cases}$

Tabela 33. Heurísticas de Dados Compilados a partir de Inquéritos.

Tal como anteriormente, as secções seguintes procuram a relacionar a carga mental média nas várias etapas experimentais com as heurísticas da tabela anterior.

### 6.2.2.1 Relação com Estado de Cansaço Reportado

A figura seguinte mostra a variação da correlação da carga mental média nas várias etapas experimentais das experiências 3 a 6 com o estado de cansaço reportado nos vários ensaios. As áreas em que se verifica correlação, acima de 0.5 em termos absolutos,

encontram-se assinaladas nos gráficos apresentados nesta secção. Os valores da probabilidade ser nula estão omissos para simplificar a leitura dos gráficos, mas encontram-se disponíveis no anexo III.

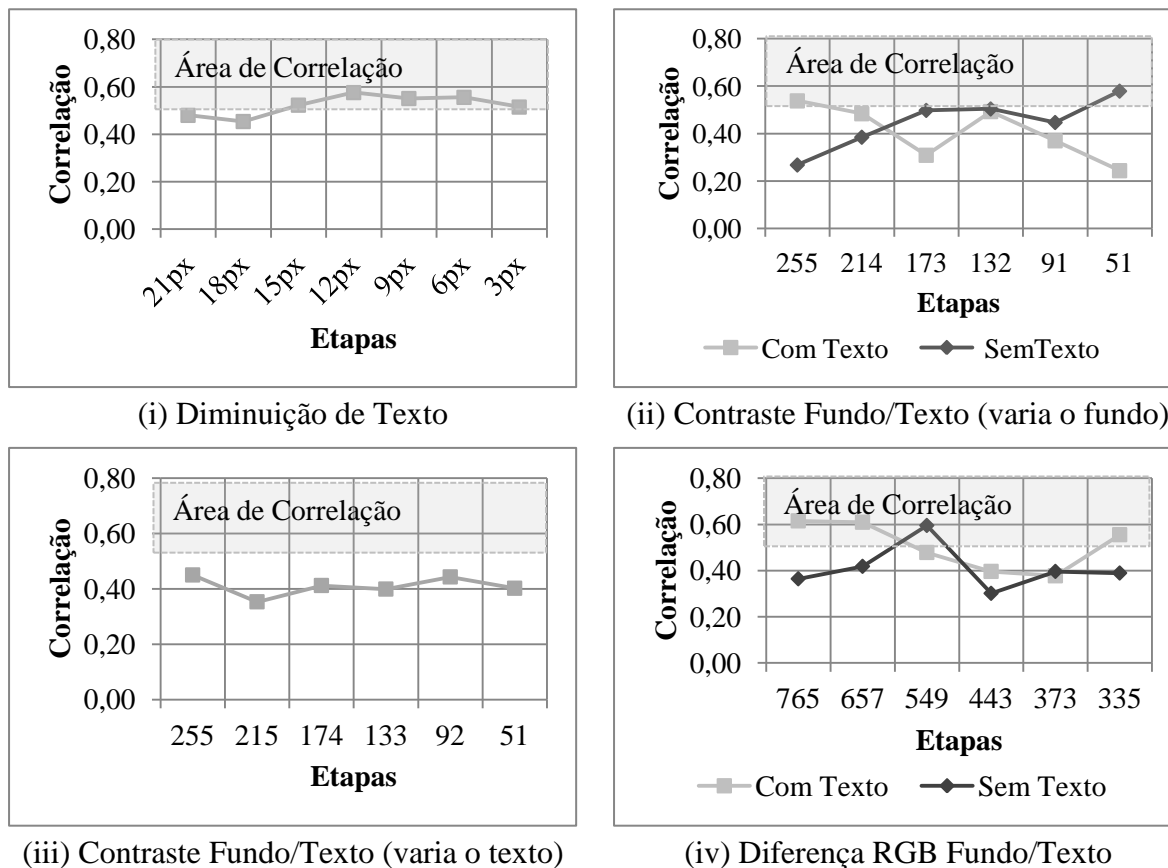


Figura 41. Correlação da carga mental média com o estado reportado de cansaço nas experiências 3 a 6 (Conjunto II, inter-utilizador).

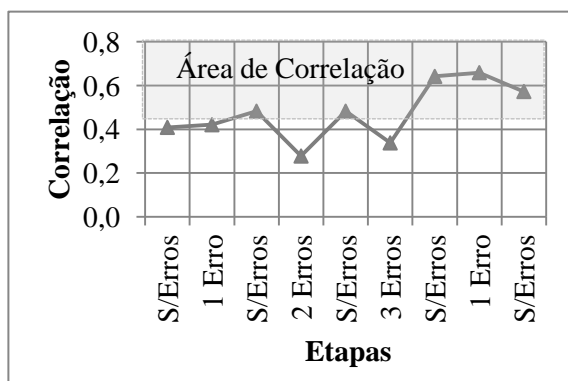
A correlação com o estado de cansaço reportado também varia de experiência para experiência, consoante o aspeto focado. A carga mental média nas etapas da experiência que faz variar o tamanho do texto (no gráfico i) encontra-se em geral positivamente correlacionada com o estado de cansaço reportado. A correlação aumenta à medida que o tamanho do texto decresce, sendo estatisticamente significativa, e depois diminui. Estes resultados sugerem que à medida que o texto decresce, a carga mental média, que está relacionada com a dificuldade de leitura, tende a ser maior nos utilizadores que reportaram estar mais cansados e menor, nos menos cansados. Na verdade o senso comum aponta para que o desempenho dos utilizadores seja afetado pelo seu estado de cansaço, mas esta tendência revela que isto poderá acontecer em processos cognitivos “primários” em termos de usabilidade como é o caso da leitura.

Em relação às restantes três experiências (4, 5 e 6), a variação da diferença de RGB entre fundo e texto (no gráfico iv) revelou algumas correlações positivas em algumas combinações de cores, enquanto as experiências de variação de contraste (nos gráficos ii e iii) estiveram em geral descorrelacionadas com o estado de cansaço reportado pelos utilizadores. É interessante observar que à medida que a diferença de RGB se aproxima e baixa o limiar definido pela W3C (que ocorre na etapa 4, com o valor 443), a correlação também baixa. Esta tendência sugere que estas etapas poderão causar uma maior carga mental nos utilizadores mais cansados, embora não tenha sido reportada qualquer dificuldade de leitura.

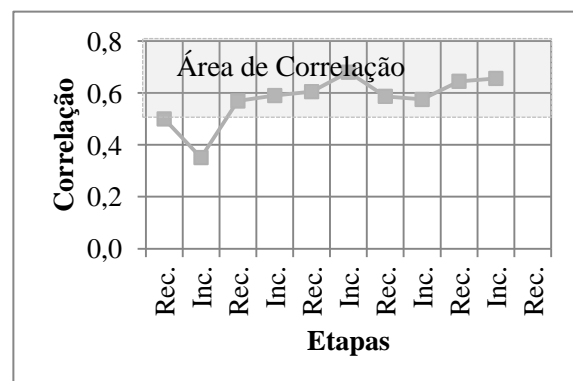
Por fim, a descorrelação em relação ao estado de cansaço observada em ambas as experiências de contraste, 4 e 5 (nos gráficos ii e iii), poderá ser uma característica específica deste tipo de aspeto de legibilidade. Um aspeto interessante nestas experiências é que a correlação da primeira etapa de ambas é bastante semelhante, o que está em consistência com o fato de ambas começarem com características semelhantes de texto e fundo (preto sobre branco).

Adicionalmente é possível observar nos gráficos (ii) e (iv) que nestas experiências se verificam diferenças de carga mental significativas entre as versões com e sem texto. Este resultado sugere que, embora a variação de fundo se deva refletir no sistema cognitivo visual, a ocorrência de leitura sobre esse mesmo fundo implica alterações cognitivas reveladas através das diferenças na carga mental apurada.

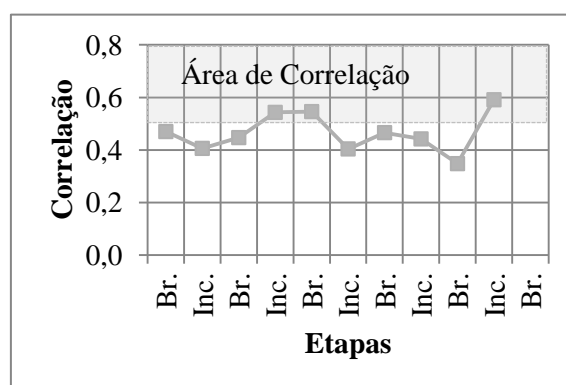
A Figura 42 mostra a variação da correlação da carga mental média nas várias etapas das restantes três experiências, 7 a 9. Tal como nos gráficos anteriores, a área de correlação encontra-se assinalada e os valores da probabilidade ser nula estão omissos, encontrando-se disponíveis no anexo III.



(i) Erros Ortográficos



(ii) Palavras Incoerentes



(iii) Fundos Incoerentes

Figura 42. Correlação da carga mental média das várias etapas com o estado de cansaço reportado nas experiências 7 a 9 (Conjunto II, Inter-utilizador)

Na experiência dos erros ortográficos (no gráfico i) observa-se uma nítida quebra na correlação com o estado de cansaço reportado, que é mais acentuada nas etapas em que são mostradas palavras com dois e três erros. Esta diminuição deverá ser alvo de estudo mais aprofundado em trabalhos futuros, mas indica que nos estados com erros mais relevantes ocorreu uma alteração significativa na carga mental, possivelmente devido ao aumento da vigilância em relação à sequência mostrada.

Nas restantes duas experiências (nos gráficos ii e iii) não se observa nenhum padrão relevante na variação da correlação da carga mental com o estado de cansado reportado. No entanto, se se analisar a tendência da correlação nos três gráficos da figura é possível verificar que esta aumenta tendencialmente ao longo das etapas das primeiras duas experiências (gráficos i e ii). Esta tendência, juntamente com a hipótese anteriormente apresentada da quebra de carga mental devido à vigilância, reforça a hipótese anteriormente apresentada relativamente à habituação em relação a este tipo de experiências.

#### 6.2.2.2 Relação com Estado de Leitura e Compreensão Semântica

A Tabela 34 mostra os resultados da correlação das restantes métricas em algumas etapas específicas das experiências descritas, nas quais os dados reportados não foram constantes nos vários ensaios.

Os resultados apresentados mostram, por exemplo, que na experiência da variação do tamanho do texto (experiência 3) se verifica uma correlação (embora estatisticamente não relevante) entre a ocorrência reportada de leitura e a carga mental média na sexta etapa, a penúltima. No entanto, não foi possível concluir o mesmo em relação às experiências de

contraste aonde, tal como anteriormente, se verificaram descorrelações relevantes em relação ao que foi reportado pelos utilizadores.

Experiência	Heurística	Ocorrência de Leitura	Compreensão da Palavra
<b>3. Tamanho do texto</b> (6ª Etapa 6pixels)	CORR	☑0,732	
	PVAL	☑0,0162	
<b>4. Varia o fundo</b> (6ª Etapa contraste=51)	CORR	☒0,027	
	PVAL	0,933	
<b>5. Varia o texto</b> (6ª Etapa contraste=51)	CORR	☒0,028	
	PVAL	0,933	
<b>7. Erros Ortográficos</b> (Palavra com 3 Erros)	CORR		☑-0,558
	PVAL		☑0,059

Tabela 34. Resultados da correlação da carga mental média com ocorrência de leitura e compreensão das palavras reportada pelos utilizadores (Conjunto II, inter-utilizador.).

Tal como os dados na tabela o indicam, nas palavras com três erros (na experiência 7), verificou-se uma correlação relevante, negativa, em relação à compreensão do significado da palavra, reportada em inquérito pelos utilizadores. Este valor sugere que nesta etapa a carga mental média foi tendencialmente menor nos utilizadores que indicaram não ter compreendido a palavra. Este resultado vem em consonância com a quebra de carga mental observada nos utilizadores que reportaram maior cansaço. Isto indicia que esta quebra poderá estar relacionada a eventual diminuição da vigilância, geradas pela ocorrência de palavras percecionadas pelos utilizadores como estando mal escritas

### 6.2.3 Análise dos Padrões da Carga Mental

A variação dos padrões nas várias fases da leitura, visual, ortográfica, entre outras, ou quando ocorrem violações ortográficas ou semânticas é um aspeto que tem vindo a ser estudado no estado da arte (Bizas, et al., 1999; Krause, et al., 2006; Penolazzi, Angrilli, & Job, 2009), mas com base noutro tipo de características também no domínio da frequência. Esta análise com base na carga mental, suportada por conhecimento das neurociências, irá permitir uma melhor compreensão dos resultados obtidos.

As diferenças de carga mental entre as várias etapas experimentais foram analisadas recorrendo a análise ANOVA e de correlação: a primeira, a ANOVA, permite verificar se a

carga mental média é consistentemente igual nas várias etapas ao longo dos vários ensaios; a segunda, a correlação, foi utilizada para determinar (des)correlações entre as etapas.

### 6.2.3.1 Diferenças entre Etapas Experimentais

A Tabela 35 mostra os resultados da análise ANOVA quando se comparam as cargas mentais médias determinadas nas etapas experimentais das várias experiências ao longo dos vários ensaios. Os valores obtidos mostram que em geral as diferenças apuradas não foram relevantes em nenhuma das experiências. Tal como anteriormente assinalam-se com ☒ e ☒ os valores que cumprem ou não os limiares referidos na secção 4.7.3. As tabelas e gráficos completos desta análise encontram-se no anexo III.

Experiência	Conjunto	F	P	F crítico
<b>3.Tamanho do Texto</b>	I, Intra-Utilizador	<input checked="" type="checkbox"/> 1,356	0,246	2,25
	II, Inter-Utilizador	<input checked="" type="checkbox"/> 0,763	0,602	
<b>4.Varia o Fundo</b>	I, Intra-Utilizador	<input checked="" type="checkbox"/> 1,610	0,173	2,37
	II, Inter-Utilizador	<input checked="" type="checkbox"/> 0,0618	<input checked="" type="checkbox"/> 0,997	
<b>5.Varia o Texto</b>	I, Intra-Utilizador	<input checked="" type="checkbox"/> 1,413	0,234	2,37
	II, Inter-Utilizador	<input checked="" type="checkbox"/> 0,080	<input checked="" type="checkbox"/> 0,995	
<b>6.Diferença RGB Fundo/Texto</b>	I, Intra-Utilizador	<input checked="" type="checkbox"/> 1,937	0,103	2,37
	II, Inter-Utilizador	<input checked="" type="checkbox"/> 0,281	<input checked="" type="checkbox"/> 0,922	
<b>7.Erros Ortográficos</b>	I, Intra-Utilizador	<input checked="" type="checkbox"/> 3,022	<input checked="" type="checkbox"/> 0,042	2,84
	II, Inter-Utilizador	<input checked="" type="checkbox"/> 0,076	<input checked="" type="checkbox"/> 0,973	
<b>8.Palavras Incoerentes</b>	I, Intra-Utilizador	<input checked="" type="checkbox"/> 6,226	<input checked="" type="checkbox"/> 0,023	4,41
	II, Inter-Utilizador	<input checked="" type="checkbox"/> 0,047	<input checked="" type="checkbox"/> 0,830	4,30
<b>9.Fundos Incoerentes</b>	I, Intra-Utilizador	<input checked="" type="checkbox"/> 0,326	<input checked="" type="checkbox"/> 0,575	4,41
	II, Inter-Utilizador	<input checked="" type="checkbox"/> 0,053	<input checked="" type="checkbox"/> 0,820	4,30

Tabela 35. Excertos das tabelas resultantes da ANOVA aplicada carga mental média nas várias etapas experimentais.

Nas primeiras quatro experiências (3 a 6), que fazem variar aspetos de legibilidade, embora as diferenças entre etapas não sejam significativas, os gráficos relativos ao conjunto I, intra-utilizador, permitem observar um aumento visível de carga mental na última etapa, a teoricamente menos legível nestas experiências (com o texto de menores dimensões e menor contraste e diferença de RGB entre fundo e texto). Este aumento de carga mental não é, porém, observado, quando é mostrado apenas o fundo nas experiências 4 e 6.



A figura seguinte apresenta precisamente os dois gráficos ANOVA da experiência 4, em que diminui o contraste fazendo variar o fundo, na sequência com texto (à esquerda) e sem texto (à direita). Tal como já referido, a sequência apenas com fundo, sem texto, precedeu a sequência de leitura, para servir de controlo.

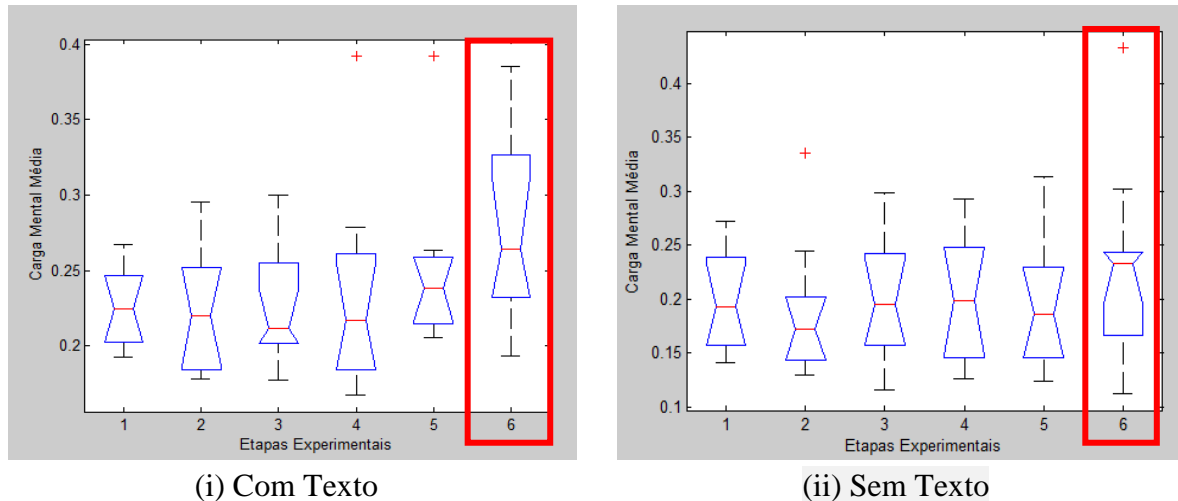


Figura 43. Resultados da Análise ANOVA na experiência 4 da variação do Contraste Fundo/Texto, variando o fundo (Conjunto I, Intra-Utilizador).

Os gráficos revelam que a carga mental média na última etapa é visivelmente diferente nas duas versões da experiência, com e sem texto. Estas variações não foram tão visíveis no conjunto de dados II, inter-utilizador, mas mesmo assim foi possível verificar esta tendência quando foi determinada a correlação com as medidas de desempenho (ver secção 6.2.1).

Em relação às restantes três experiências, é possível observar nos valores da Tabela 35 que apenas no conjunto de dados I, intra-utilizador, das experiências 7 e 8, se verificam diferenças relevantes entre as várias etapas ao longo dos vários ensaios. No entanto, os gráficos produzidos permitiram observar que estas foram consistentes em ambos os conjuntos.

Em relação a essas diferenças, os três gráficos Figura 44 mostram que nestas experiências os padrões variaram, dependendo do tipo de aspeto avaliado. O aparecimento de fundos incoerentes em relação à sequência (no gráfico iii), por exemplo, provocou um ligeiro aumento de carga mental média, enquanto a ocorrência de palavras não relacionadas com tópico da sequência (no gráfico ii), uma notória diminuição.

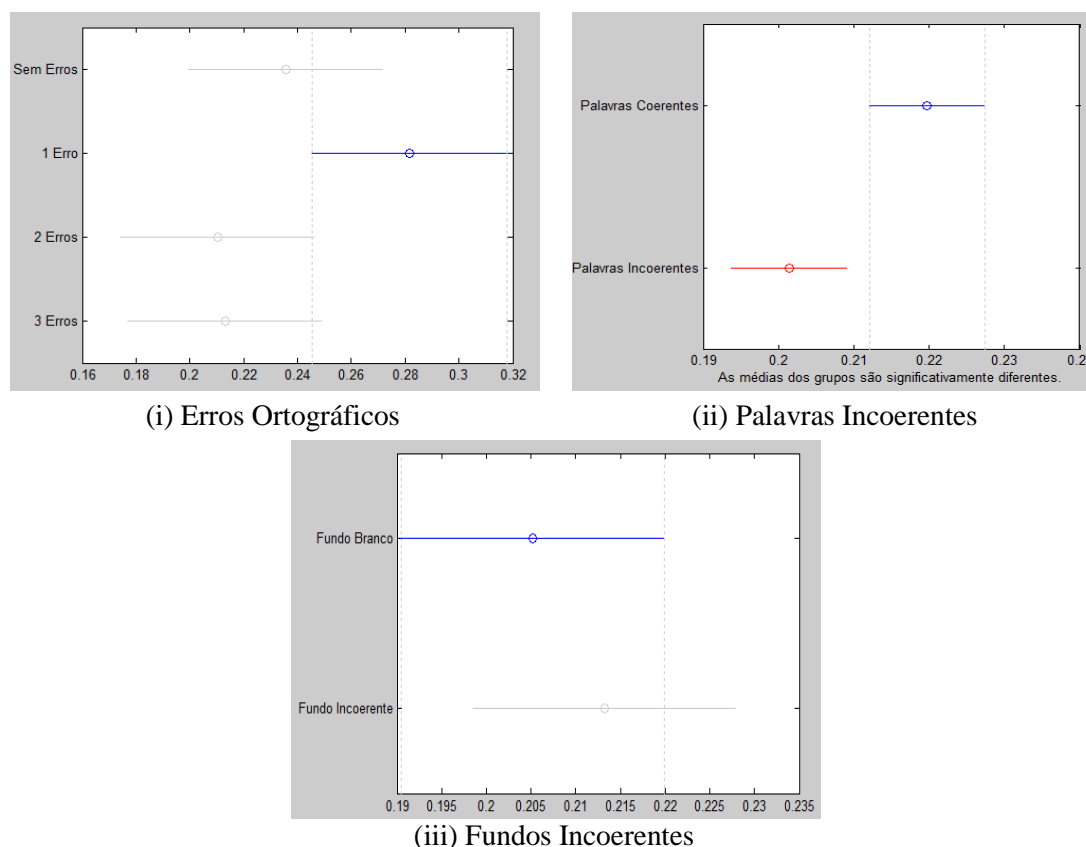


Figura 44. Comparações múltiplas da carga mental entre as etapas regulares e etapas contendo incoerências (Conjunto I, intra-utilizador).

Adicionalmente, mas em consonância com os resultados das secções anteriores, na experiência dos erros ortográficos (no gráfico i) a variação de carga mental média foi diferente consoante o número de erros verificados nas palavras mostradas nas etapas. Nas etapas contendo palavras com um erro, por exemplo, verificou-se um aumento de carga mental, enquanto nas com dois ou três, uma diminuição. Pode-se especular se o facto das palavras com um erro serem as primeiras a aparecer poderá ter alguma influência nestas diferenças. Mas como a experiência foi repetida várias vezes com o mesmo utilizador, o elemento de surpresa não pode ser uma hipótese a considerar.

Por fim, salientam-se ainda dois aspetos a aprofundar em trabalhos futuros: em primeiro lugar, como as diferenças determinadas para a experiência das palavras incoerentes (no gráfico ii) foram estatisticamente relevantes, deverá ser verificada a possibilidade de utilizar a carga mental para detetar este tipo de ocorrências de forma automática. Em segundo, é relevante avaliar em que medida a alteração na carga mental originada pelo aparecimento de fundos incoerentes poderá estar relacionada com a cor do fundo utilizada.

### 6.2.3.2 Correlação Inter-Etapas Experimentais

A correlação da carga mental média inter-etapas experimentais foi determinada através da média do valor absoluto da correlação das cargas mentais entre as várias etapas. Esta pressupõe que quando ocorre uma alteração significativa nos padrões mentais, esta afetará o grau de relação de um estado mental numa dada etapa experimental com os estados das demais etapas, tendo como referência os vários ensaios. Quando a média da correlação inter-etapas é próxima de 1 é considerada forte, quando é 0, não existe.

A Figura 45 mostra os resultados obtidos nas experiências 3 a 6, no conjunto II, inter-utilizador. Os valores detalhados destas correlações encontram-se no anexo III. Todos os valores apresentados indicam a existência de uma correlação forte entre etapas, acima dos 0,7.

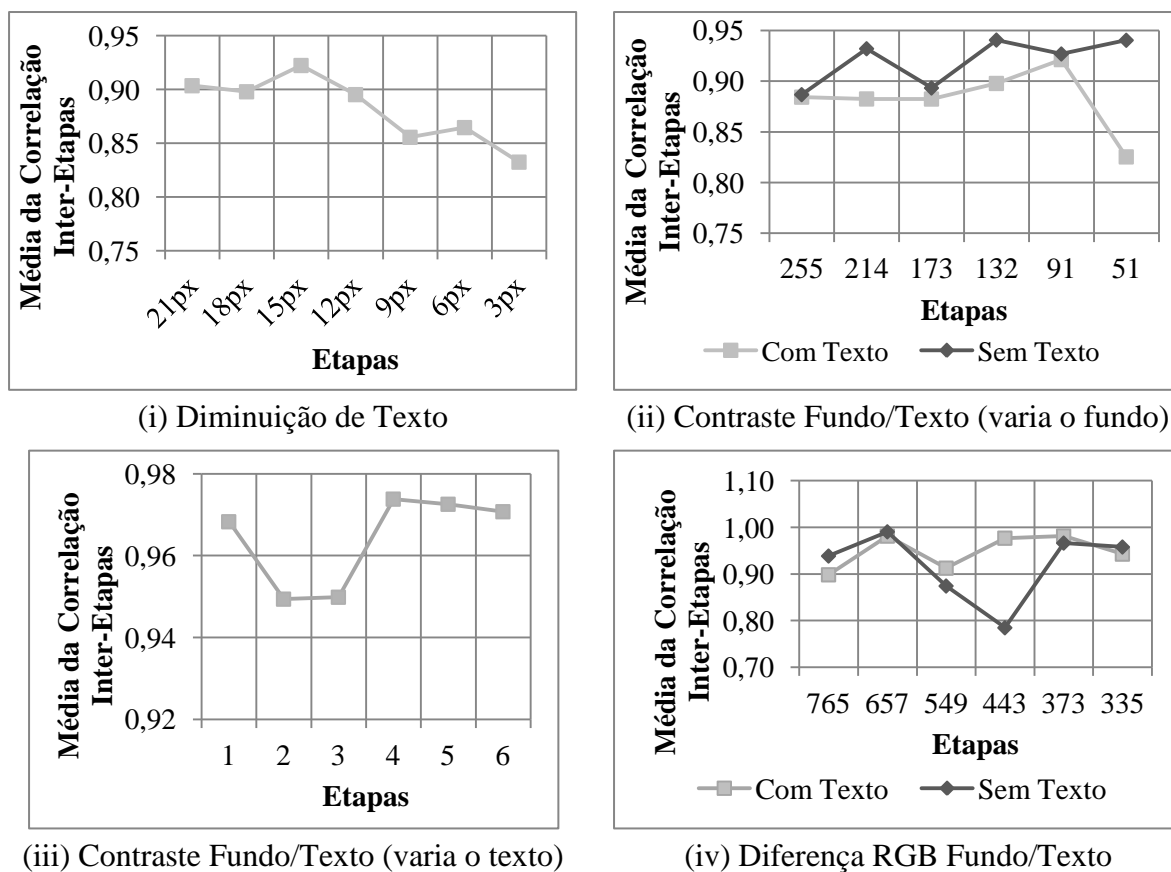


Figura 45. Média da Correlação inter-etapas nas experiências 3 a 6 (Conjunto II, Inter-utilizador).

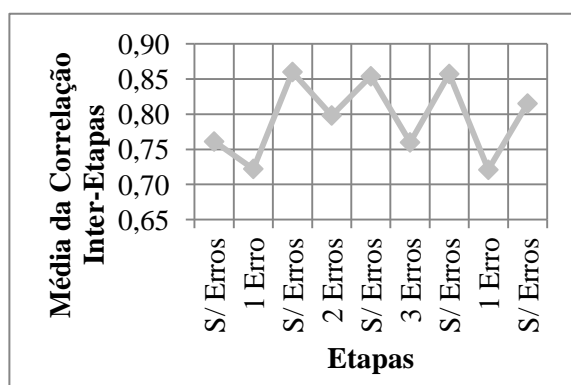
Tal como já foi referido, é evidente que os diferentes aspetos em análise, tamanho, contraste e diferença de cor, causam variações diferentes na carga mental. Quando o tamanho do texto diminui, por exemplo, a correlação inter-etapas também decai (ver gráfico i), mas

quando o contraste diminui praticamente não se verifica variação na correlação (ver gráficos ii e iii).

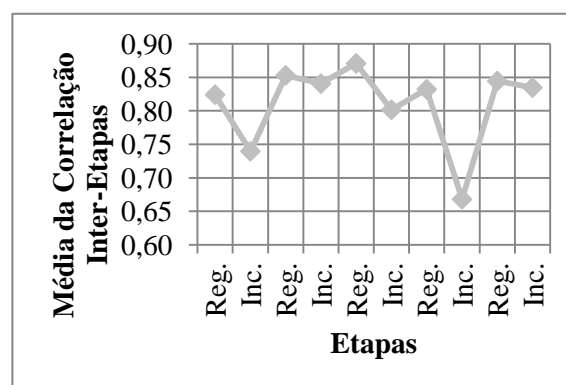
Em segundo, é possível observar que as várias etapas experimentais permanecem inter-correlacionadas (acima dos 0.5): o que está em consistência com os resultados da análise ANOVA da secção anterior que indicam que as diferenças verificadas entre as várias etapas são ligeiras. Adicionalmente, nas experiências 4 e 6 (nos gráfico ii e iv), é também visível que, tal como em resultados anteriores, a correlação inter-etapas é diferente nas versões com e sem texto. A experiência ii, de contraste, apresenta aliás uma quebra abrupta na última etapa, menos legível, enquanto na sequência sem texto, esta tende a aumentar, embora com algum grau de variabilidade.

Por fim, a diferença de RGB (no gráfico iv) entre fundo e texto não parece afetar a carga mental da leitura. Ambas as sequências, com e sem texto, são bastante semelhantes nas várias etapas, exceto na etapa em que esta diferença é 443, na qual é atingido o limiar definido pela W3C (W3C, 2000). Isto significa que visualmente a cor de fundo utilizada provoca uma quebra na carga mental, mas que esta disrupção não se reflete quando os utilizadores estão a ler sobre esse fundo.

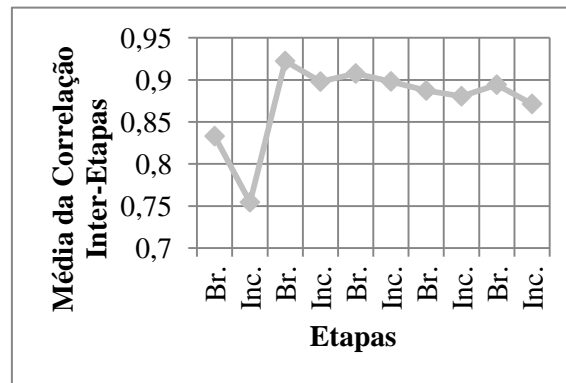
A Figura 46 mostra a correlação média inter-etapas experimentais nas restantes três experiências, 7 a 9, aonde é mostrada uma sequência de palavras relacionadas por um dado tema.



(i) Erros Ortográficos



(ii) Palavras Incoerentes

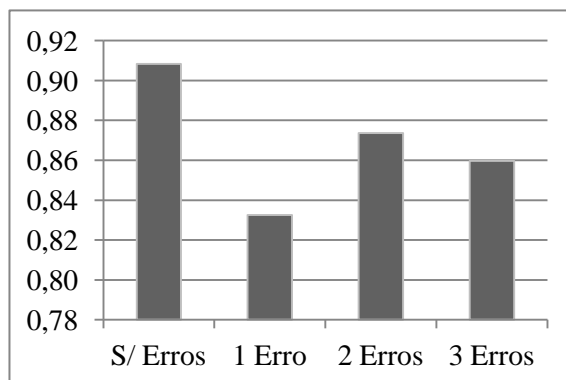


(iii) Fundos Incoerentes

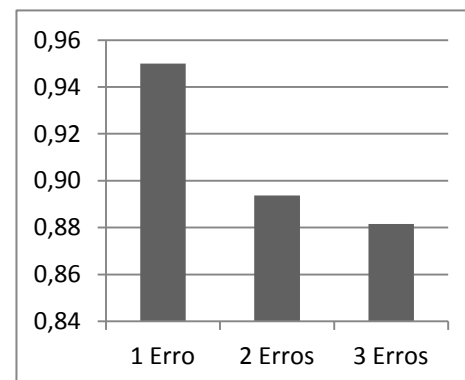
Figura 46. Média da Correlação entre etapas nas experiências 7 a 9 (Conjunto II, Inter-utilizador).

Nos resultados obtidos é possível observar que, quer na experiência dos erros ortográficos (no gráfico i), quer nas das palavras incoerentes (no gráfico ii), se observam quebras visíveis na correlação inter-etapas quando ocorrem os erros e incoerências, mas o mesmo não sucedeu na experiência dos fundos incoerentes (no gráfico iii).

Adicionalmente, efetuou-se uma análise semelhante à inter-etapas, mas considerando apenas a carga mental média nas palavras sem erros, com um erro, com dois erros e com três erros, sem considerar a sequência. A esta medida chamou-se **correlação média inter-erros**, sendo apresentada no gráfico da esquerda (i) da figura seguinte.



(i) Média da Correlação Inter-Erros



(ii) Correlação em Relação a Sem Erros

Figura 47. Média da Correlação entre etapas nas três experiências (Conjunto II, Inter-utilizador).

Como se pode observar, a média da correlação inter-erros assumiu uma curva semelhante à obtida anteriormente, com a análise ANOVA, atingindo o seu mínimo nas palavras com um erro.

O gráfico da direita (ii) mostra a correlação de cada etapa com erros em relação à sem erros. Tal como os valores indicam, a correlação das etapas com erros em relação às sem erros é tanto menor, quanto maior o número de erros verificados. Esta variação é curiosa e requer ser aprofundada em trabalhos futuros.

## 6.3 Melhoria da Operacionalização

Além da utilização de conhecimento do domínio das neurociências, para desenvolver experiências e interpretar resultados, é possível utilizar algumas técnicas de processamento de sinal para melhorar a operacionalização. Neste âmbito, a redução de características poderá permitir diminuir o número de sinais utilizados, simplificando o processo de recolha dos EEGs, mas também melhorar o tempo de processamento e consumo de recursos nos vários passos subsequentes, como é o caso da extração de características e classificação.

Tal como já foi referido anteriormente, na secção 4.4, foram analisados dois métodos comuns de redução de características, aplicados ao caso específico dos EEGs: um baseado na PCA, que requer a transformação prévia das características, outro, baseado na seleção de características com base em medidas dissimilaridade entre classes. A Figura 48 mostra o desempenho da classificação à medida que varia o número de características consideradas utilizando ambos os métodos de redução de características.

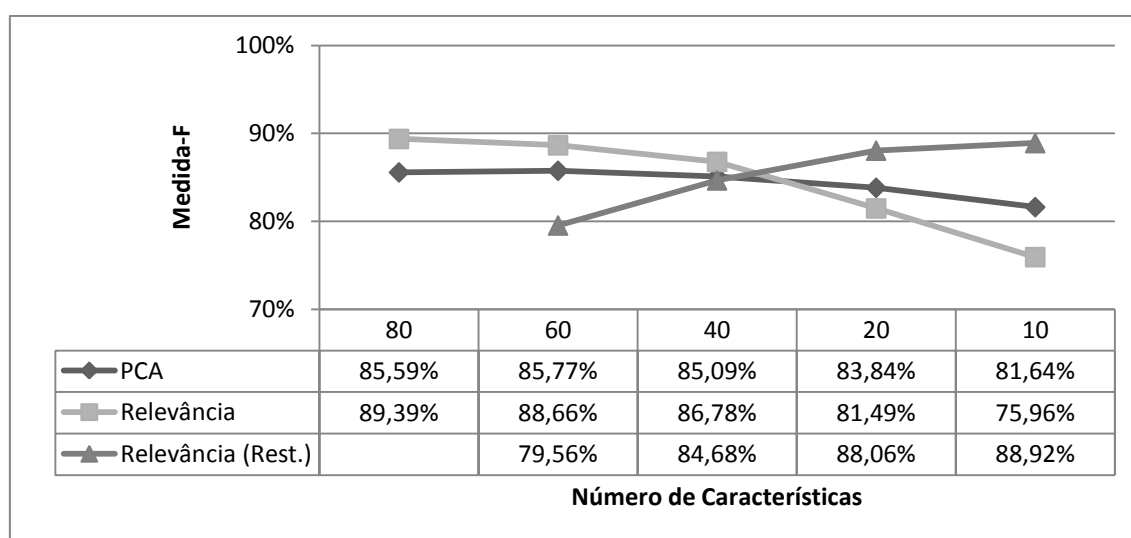


Figura 48. Resultados da redução de características no que se refere ao desempenho do classificador (Conjunto II, Inter-Utilizador).

Os resultados apresentados são relativos ao conjunto de dados II, inter-utilizador, da experiência 1, ler versus ecrã branco. A medida-F é a média das medidas obtidas através do

processo de validação cruzada *10-fold* na sua forma clássica. Os parâmetros do classificador foram fixados de forma independente para cada método e dimensão, uma vez que estes dependem sempre dos conjuntos de dados utilizador, que neste caso variou.

Até às 40 características a redução baseada na ordem de relevância apresentou melhores resultados, após o que o método baseado em componentes principais sobrepôs-se. Com base nestes resultados avaliou-se a possibilidade de utilizar um método híbrido de redução de características, utilizando primeiro o método baseado na relevância até às 40 características, e posteriormente o baseado na PCA. A Figura 49 mostra os resultados obtidos com este método.

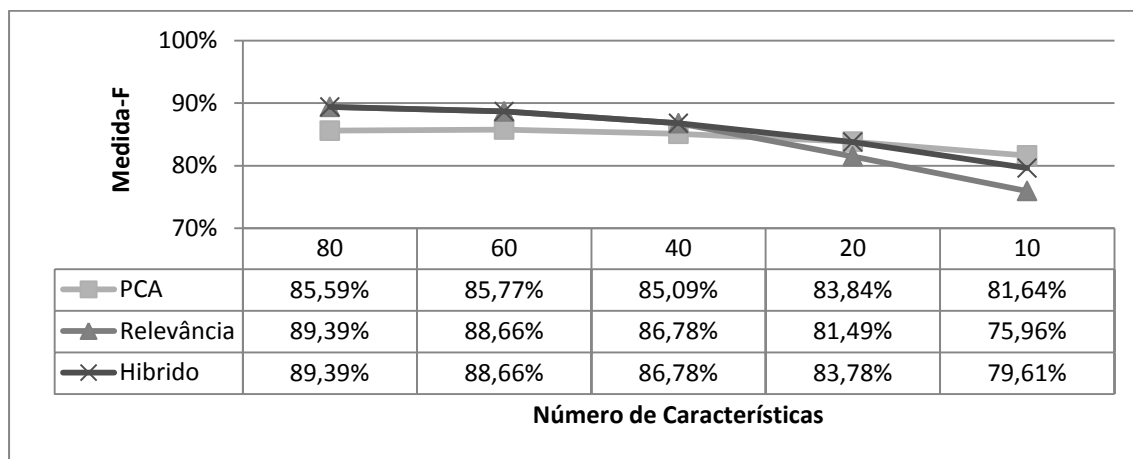


Figura 49. Resultados com o método híbrido de redução de características no que se refere ao desempenho do classificador (Conjunto II, Inter-Utilizador).

Tal como os valores mostram, a combinação dos dois métodos melhorou os resultados obtidos: com 60 e 40 coincide com a relevância, após o que se aproxima da PCA, embora esta última revele um melhor desempenho em ambos os casos, 20 e 10 características.

### 6.3.1 Requisitos de Processamento e Preparação

Além do desempenho da classificação, os tempos de processamento e preparação são uma outra variável a considerar para melhorar a operacionalização do processamento. Os tempos de preparação, extração de características e classificação despendidos utilizando ambos os métodos são mostrados na Tabela 36.

Métodos:	Baseado na PCA					Baseado na Relevância				
Nº de Características	80	60	40	20	10	80	60	40	20	10
Nº de Canais/Nº de Bandas	16/5					16/5 14/4 9/3				
Medida-F (%)	85,6	85,8	85,1	83,8	81,6	89,4	88,7	86,8	81,5	76,0
Duração										
Prepar. Estimada (min.)	40					40 <b><u>36,3</u></b> <b><u>26,9</u></b>				
Extração de Caract. (seg.)	63,32					63,32 <b><u>56,43</u></b> <b><u>37,96</u></b>				
Obtenção da PCA (seg.)	0,023	0,027	0,031	0,030	0,032					
Classificação (seg.)	0,066	0,058	0,047	0,041	0,040	0,049	0,049	0,040	0,046	0,046
Treino da Classific. (seg.)	2,308	2,525	2,752	3,314	2,713	2,501	2,501	2,759	1,803	2,535

Tabela 36. Resultados da redução de características no que se refere ao número de sinais, bandas e tempo de processamento (Conjunto II, Inter-utilizador).

Os tempos de preparação e extração de características do método baseado em relevância encontram-se destacados. Como já foi mencionado na secção 4.4, este permite descartar os sinais e aspetos menos relevantes numa fase inicial do processo, após um passo adicional de calibração para cada novo utilizador. Neste, são recalculados as ordens de relevância integrando os dados do novo utilizador, uma vez que foi previamente concluído que os padrões de leitura variam entre utilizadores. No futuro este aspeto irá permitir algumas vantagens práticas. A redução de elétrodos, por exemplo, irá permitir simplificar o processo de captura, garantindo uma forma mais natural e ecológica de interação entre o utilizador e a interface testada. Do mesmo modo, à medida que o número de elétrodos e bandas forem reduzidos, os tempos de preparação, extração e classificação serão também menores.

O tempo de preparação mostrado na Tabela 36 assume, com base na experiência das várias capturas efetuadas, que o tempo de preparação para 16 elétrodos é aproximadamente 30 minutos, incluindo a verificação manual da impedância (o usual em equipamentos e software de baixo custo). A este, foram adicionados cerca de 10 minutos para a realização de alguma organização inicial, incluindo tarefas tais como a ligação dos utilizadores à terra, colocação da toca ou colocação dos elétrodos de referência.

A duração da extração de características, também apresentada na Tabela 36, é também influenciada pelo número de elétrodos utilizados, embora em geral não o seja pelo número de bandas. Na plataforma EEGLIB, a determinação da potência espectral depende apenas do valor máximo da frequência, logo esta é frequentemente determinada independentemente do



número das bandas. Se, por exemplo, for necessário determinar a banda  $\gamma$  (35-100Hz), mesmo que as restantes não sejam consideradas, é preciso calcular a potência espectral para todo o espectro até 128Hz. O método baseado na PCA requer, obviamente, a sua determinação, o que onera o tempo de processamento em relação ao método baseado em relevância.

Finalmente, a Tabela 36 mostra ainda os tempos de processamento de treino e classificação. Os valores apresentados são as médias obtidas nas 10 iterações da validação cruzada 10-*fold*. Como se pode observar, em ambos os métodos a estas médias variam com a dimensão dos vetores de características. A variação entre métodos é porém inconclusiva, sendo muito provavelmente influenciada pela convergência do classificador.

### 6.3.2 Capacidade de Generalização

A capacidade de generalização dos métodos de redução de características a novos dados não inicialmente considerados é um aspeto relevante em termos de operação. A necessidade de processar uma calibração prévia foi anteriormente identificada, e portanto é imprescindível que seja possível generalizar as características a manter, determinadas em dados prévios, a novos dados, como por exemplo, novos ensaios do mesmo utilizador. Caso isto não fosse possível isso significaria, por exemplo, no caso do método baseado em relevância que as ordens de relevância teriam que ser recalculadas anulando a vantagem da não utilização de elétrodos menos relevantes.

A Tabela 37 apresenta assim os resultados da generalização de ambos os métodos de redução de características a novos *folds* (sabendo que todos os dados foram divididos em 10-*folds*) e ensaios. Os resultados indicam que ambos os métodos podem ser generalizados a dados distintos em cada utilizador, mesmo quando pertencendo a diferentes ensaios.

Neste caso, quer as componentes principais, quer as ordens de relevância foram pré-determinados num dado conjunto de vetores de características e generalizados a dados não considerados inicialmente, mas no mesmo utilizador. Os parâmetros do classificador foram automaticamente determinados a partir de um conjunto pré-determinado, o que significa que os valores da medida-F estão subestimados. O número de canais e bandas mostrados no método baseado em relevância são a média em todos os *folds* ou ensaios considerados.

Redução de Caracter.	Métodos:						Baseado na Relevância				
	Nº de Caracter.	80	60	40	20	10	80	60	40	20	10
Det. em Todos os Dados	Nº Canais/Nº Bandas	16/5					16/5	14/5	9/4	7/2	
	Medida-F (%)	94,8	94,6	94,5	92,5	90,3	94,2	92,8	92,2	91,7	89,9
Det. em Folds Distintos <sup>44</sup>	Nº Canais/Nº Bandas	16/5					16/5	15*/4	10*/3*	6/2	
	Medida-F Média (%)	88,6	89,9	90,4	90,6	90,6	94,2	92,9	92,3	91,8	90,0
Det. em Ensaios Distintos <sup>45</sup>	Nº Canais/Nº Bandas	16/5					16/5	14/4	9*/3	7*/2*	
	Medida-F Média (%)	84,7	85,8	87,1	86,7	89,0	91,8	91,9	90,1	90,3	86,9

Tabela 37. Resultados da redução de características no que se refere à generalização a novos *folds* e ensaios (Conjunto I, Intra-Utilizador).<sup>46</sup>

### 6.3.3 Análise da Consistência das Ordens de Relevância

A análise da consistência da ordenação da relevância das características ao longo dos vários ensaios permite sobretudo avaliar a fiabilidade da seleção de características segundo este método. Por um lado possibilita comparar os resultados obtidos com o conhecimento do domínio das neurociências no que se refere às áreas funcionais, hemisférios e bandas, mais envolvidas no processo cognitivo da leitura de um dado utilizador. Por outro, averiguar a extensão das diferenças entre utilizadores que por ora inviabilizam que os métodos apresentados nas secções anteriores sejam generalizáveis a todos os utilizadores.

A análise ANOVA permite neste âmbito avaliar se as diferenças entre as ordens determinadas para as características são efetivamente consistentes ao longo dos vários ensaios. Nesta secção mostram-se apenas algumas figuras e tabelas ilustrativas, estando em anexo (III) toda a informação resultante.

A Tabela 38 mostra parte dos resultados da análise ANOVA quando se comparam as ordens das características em relação aos hemisférios, as bandas, áreas funcionais e eléctrodos nos conjuntos de dados I, intra-utilizador, e II, inter-utilizador. Assinalam-se com ☒ e ☐ os valores que cumprem ou não os limiares referidos na secção 4.7.3.

<sup>44</sup> As componentes principais ou ordens de relevância foram determinadas nos restantes 9-folds e aplicadas no 10, 10 vezes.

<sup>45</sup> As componentes principais ou ordens de relevância foram determinadas nos restantes 12 ensaios e aplicadas no 13, 13 vezes.

<sup>46</sup> Os valores assinalados com \* são arredondados dos valores médios determinados nas iterações consideradas, respetivamente 10 nos *folds* e 13, nos ensaios.

Experiências		Ler vs Ecrã Branco		Ler vs Imagens		F crítico
Grupos	Conjunto	F	P	F	P	
<b>Hemisférios</b>	I, Intra-Utilizador	92,90☑	0☑	5,24☑	1,8E-15☑	3,84
	II, Inter-Utilizador	0,70☒	0,400☒	0,010☒	0,920☒	
<b>Bandas</b>	I, Intra-Utilizador	11,89☑	3,3E-11☑	59,24☑	0☑	2,37
	II, Inter-Utilizador	26,48☑	0☑	15,75☑	1,7E-12☑	
<b>Áreas Funcionais</b>	I, Intra-Utilizador	11,89☑	3,3E-11☑	3,9E+3☑	0,002☑	2,21
	II, Inter-Utilizador	2,56☑	0,026☑	5,21☑	~0☑	
<b>Eléktrodos</b>	I, Intra-Utilizador	12,58☑	0☑	8,45☑	0☑	1,67
	II, Inter-Utilizador	1,95☑	0,016☑	2,46☑	0,002☑	

Tabela 38. Excertos das tabelas resultantes da ANOVA aplicada às ordens de relevância.

Como se pode observar na maior parte dos casos verificam-se diferenças consistentes entre os vários grupos e conjuntos considerados, o que suporta a utilização destas propriedades para ordenar e seleccionar características. Sempre que F e P verificam os limiares, significa que as médias dos vários grupos se mantêm consistentemente diferentes (com significado estatístico) ao longo dos vários ensaios, sendo a probabilidade de estas serem iguais inferior a 5%. Para isto acontecer, basta, porém, existir uma média que seja diferente das restantes.

Para destrinçar qual dos grupo é consistentemente diferente em relação aos demais é necessário usar métodos adicionais como é o caso das comparações múltiplas. Ambos os gráficos da Figura 50, por exemplo, mostram que, em conformidade com o estado da arte (ver secção 2.2.2.1), as características do hemisfério esquerdo são neste caso mais relevantes para a distinção do estado da leitura silenciosa que as do direito. Esta diferença não foi, contudo, estatisticamente relevante no caso inter-utilizador, o que significa que a dominância não foi igual entre os vários utilizadores testados, confirmando as indicações do estado da arte que indicam que a dominância esquerda é maioritária, mas não unânime (ver secção 2.2.2.1). As tabelas e gráficos completos desta análise encontram-se disponíveis no anexo III.

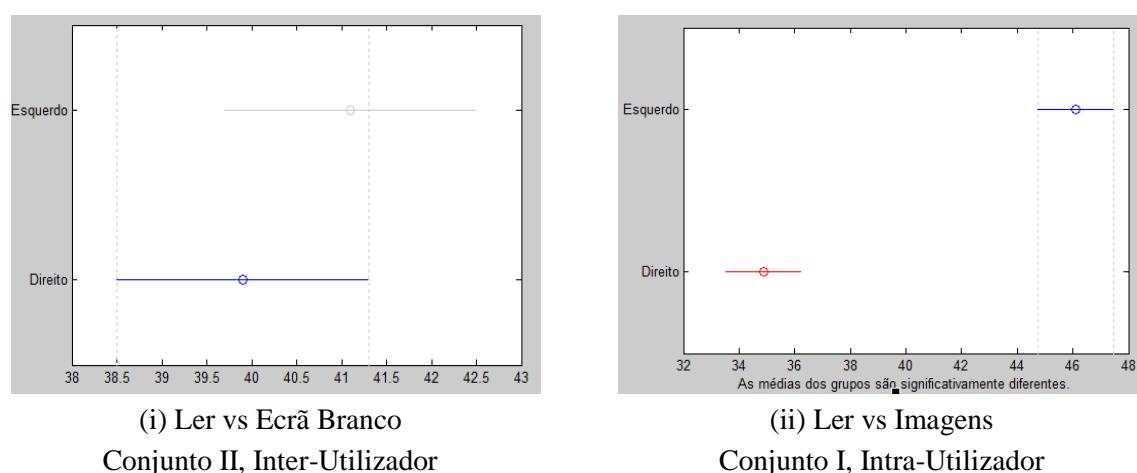


Figura 50. Comparações múltiplas entre as ordens de relevância relativas aos hemisférios<sup>47</sup>.

As diferenças entre conjuntos, indicativas de que os padrões mentais relativos à leitura variam consoante os utilizadores verificam-se também nos restantes grupos, bandas, áreas funcionais e elétrodos, ocorrendo ocasionalmente algumas semelhanças. No caso das bandas, por exemplo (ver Figura 51), em ambas as experiências e conjuntos, a banda  $\beta$ , associada ao pensamento e atenção ativos, foi a menos relevante para a distinção entre os dois tipos de estados. Isto significa que esta se encontra igualmente envolvida em ambos os estados considerados e indicia que, mesmo no caso do Ecrã Branco, os utilizadores se mantiveram despertos.

As bandas mais relevantes variaram entre ambos os conjuntos, intra (I) e inter-utilizador (II), o que sugere que se as diferenças entre os vários utilizadores ocorrem quer ao nível de distribuição espacial, quer ao nível dos intervalos de frequência. No conjunto inter-utilizador as bandas mais relevantes foram precisamente as mesmas em ambas as experiências: primeiro a  $\gamma$ , associada à atenção, percepção e cognição (Gazzaniga, Ivry, & Mangun, 1998; Steinberg, 2003), seguida pela  $\delta$ , que assume padrões distintos em tarefas de leitura distintas, tais como visio-espacial, semântica, entre outras (Bizas, et al., 1999).

<sup>47</sup> Os números que surgem no eixo dos  $xx$  são os valores das ordens de relevância.

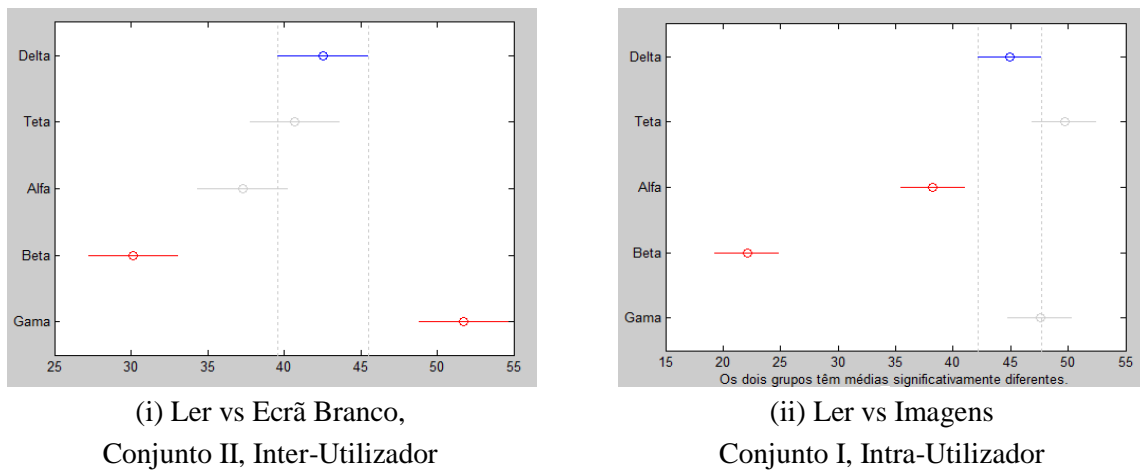


Figura 51. Comparações Múltiplas entre as ordens de relevância relativas às bandas.

As áreas funcionais (na Figura 52) variaram em ambos os conjuntos, mas também entre experiências, sendo a área central geralmente a menos relevante. No conjunto inter-utilizador as áreas mais relevantes foram em ambas as experiências a occipital, aonde se localiza o córtex visual primário (ver Tabela 4), e a parietal, que se localiza próximo da área de *Wernicke*, associada ao processamento sublexical (Brown & Hagoort, 1999).

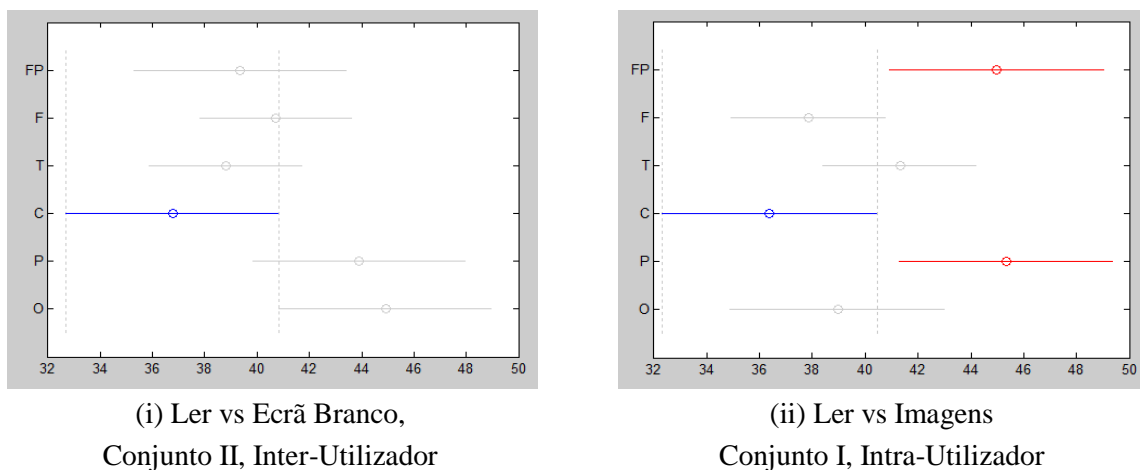


Figura 52. Comparações Múltiplas entre as ordens de relevância relativas às áreas funcionais.

Por fim, em relação aos elétrodos, verificam-se ainda mais diferenças, quer entre conjuntos, quer entre experiências, não tendo sido possível tirar conclusões adicionais. Os gráficos desta análise podem ser consultados no anexo III.



# 7 Protótipo de Ambiente de Avaliação de Usabilidade

As aplicações desenvolvidas no âmbito desta tese integram uma proposta de protótipo de ambiente de avaliação de usabilidade. Estas permitiram demonstrar algumas das funcionalidades disponibilizadas pela biblioteca EEGLIB, bem como realizar todas as experiências descritas na secção 3.3.

Todas as aplicações foram desenvolvidas em C++, com as vantagens conhecidas da utilização o paradigma da orientação para objetos para a organização, modularização e extensibilidade (Lippman & Lajoie, 1998). Estas são aplicações *Windows*, criadas através da plataforma *Microsoft Visual Studio C++ 2010 Express Edition* (Microsoft, 2010), que disponibiliza vários elementos gráficos de desenvolvimento de interfaces para aplicações deste tipo.

Existem duas gerações distintas de aplicações:

- O *ReadingScroller* e *ReadingTester*, desenvolvidas numa fase inicial, com o objetivo de assistir a leitura (Oliveira, Grigore, Guimarães, & Duarte, 2010), realizar os testes iniciais e efetuar a captura das experiências descritas.
- O *EEGEventGenerator*, *EEGOfflineAnalyser* e *EEGOnlineAnalyser*, que integram a proposta de protótipo de ambiente de avaliação, tendo resultado da consolidação e reestruturação das duas aplicações anteriores e com base na experiência recolhida. Estas foram reorganizadas para cumprir de forma mais específica os objetivos propostos e incluir alguns dos requisitos referidos nos capítulos anteriores.

As secções seguintes descrevem com mais detalhe estas aplicações, bem como em que medida é possível replicar testes de usabilidade a partir destas.

## 7.1 *ReadingScroller e ReadingTester*

As aplicações *ReadingScroller* e *ReadingTester* foram inicialmente desenvolvidas para assistir a leitura e testar a interface em tempo real, tendo também sido utilizadas para efetuar a captura os dados dos EEG das experiências descritas (ver Figura 53).

O objetivo principal do *ReadingTester* consistiu em testar um “guião de experiências de leitura” conjuntamente com a análise em tempo real do EEG, obtido diretamente a partir do dispositivo de captura. Os utilizadores eram neste caso expostos a estímulos visuais enquanto o seu EEG podia ser capturado e analisado através desta aplicação. O conceito de guião e experiência transitou para a aplicação *EEGEventGenerator* descrita mais à frente (na secção 7.2).

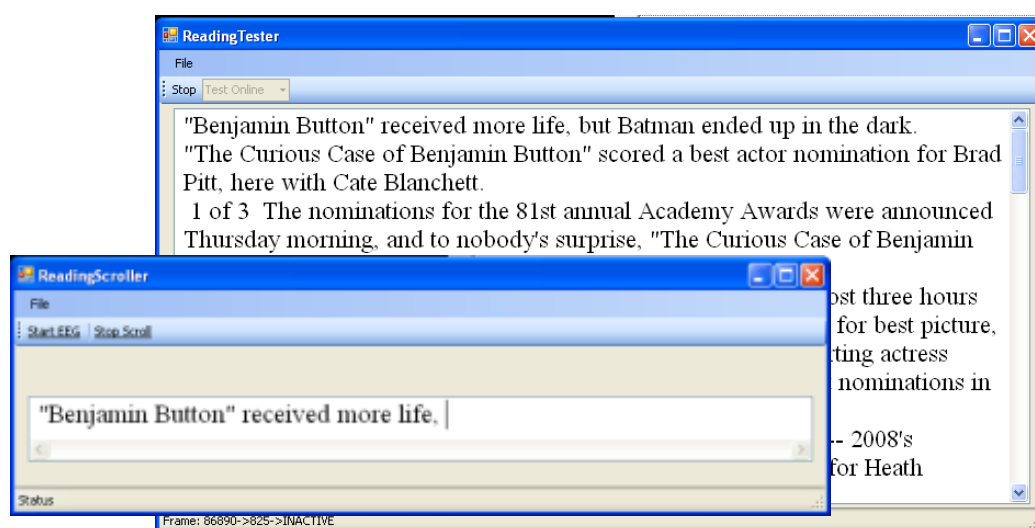


Figura 53. *ReadingTester e ReadingScroller.*

Esta aplicação registava em ficheiro de texto (em formato ASCII), quer a sequência de experiências, quer o resultado da classificação, para posterior análise. No final, construía um relatório contendo várias medidas de desempenho, nomeadamente as taxas de erros, falsos positivos e falsos negativos, e ainda a precisão e a cobertura. Adicionalmente, permitia ainda capturar o EEG para um ficheiro em formato .BIN (proprietário do dispositivo MindSet) e analisar ficheiros pré-gravados, em vez de usar os dados provenientes do dispositivo de captura.



A ideia principal da aplicação *ReadingScroller* era controlar o deslocamento horizontal de um texto através do EEG. O deslocamento deveria ocorrer quando o sujeito estava a ler, e parar sempre que o sujeito parasse de ler.

A análise em ambas as aplicações processou-se unicamente recorrendo aos vetores de características baseados na PSD média nas cinco bandas, em tramas de um segundo com sobreposição de meio segundo. Na classificação foi utilizado o algoritmo K-NN, previamente treinado, também através da aplicação. Os detalhes destes métodos encontram-se descritos na secção 4.

## 7.2 *EEGEventGenerator*

O *EEGEventGenerator* é uma aplicação que permite construir e mostrar guiões com sequências de experiências, com vista à sua visualização pelos utilizadores. A Figura 54 mostra o aspeto geral da aplicação quando é mostrado um texto de uma notícia.

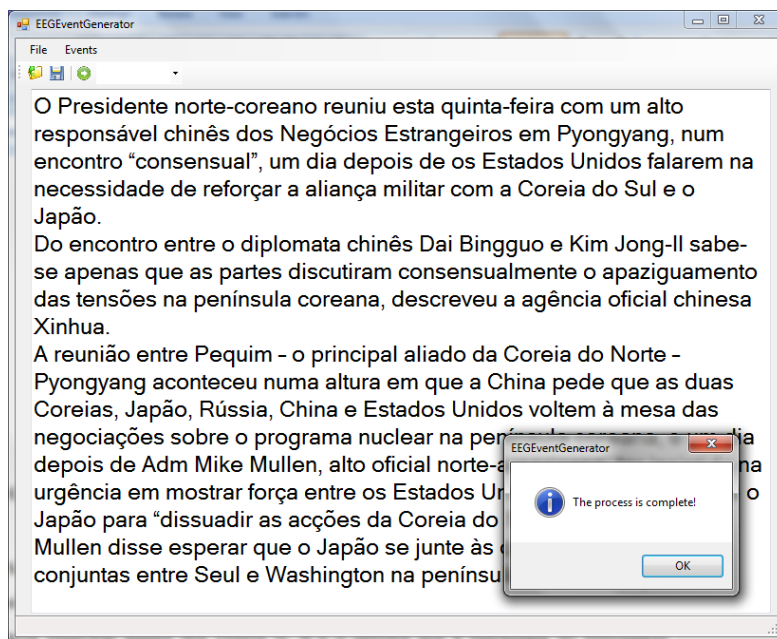


Figura 54. A aplicação *EEGEventGenerator* mostrando o texto proveniente de notícias.

Um guião é uma sequência de eventos, com duração parametrizável, que constitui uma experiência e pode ser gerada pela aplicação. A figura seguinte mostra um exemplo da configuração de um guião de uma experiência contendo apenas dois eventos.

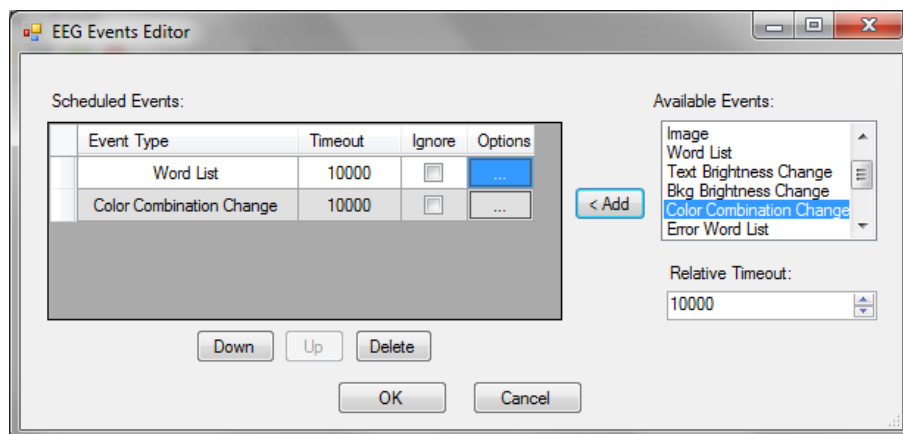


Figura 55. Configuração de um guião de experiências de leitura.

Tal como se pode observar, na versão atual é possível configurar a duração em milissegundos de cada evento e se são simples separadores marcados para ser ignorados. Além desta informação, existem ainda opções específicas de cada tipo de evento, nomeadamente, ficheiros contendo imagens, textos, cores, rácio de variação de tamanho ou contraste, entre outras. Os separadores podem servir de intervalo entre experiências diferentes e opcionalmente permitir solicitar algum tipo de informação aos utilizadores para registar em inquérito.

Atualmente podem ser incluídos vários tipos de eventos, todos eles visuais, mas estes podem ser facilmente estendidos, por exemplo, para incluir áudio. A tabela seguinte resume as características principais dos vários tipos de eventos e os atributos que é atualmente possível parametrizar.

Evento	Descrição	Atributos Parametrizáveis
<b>Blank</b>	Mostra o ecrã em branco durante um dado tempo.	- Duração da apresentação
<b>Text</b>	Mostra um texto durante um dado tempo.	- Texto - Duração da apresentação
<b>Image</b>	Mostra uma dada imagem durante um dado tempo	- Imagem - Duração da apresentação
<b>Word List</b>	- Mostra um dado texto linha a linha - Cada linha é mostrada durante um dado tempo	- Texto com Linhas - Duração de cada linha

Evento	Descrição	Atributos Parametrizáveis
<b><i>Text Brightness Change</i></b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Mostra um dado texto durante um dado tempo</li> <li>- O brilho do texto é alterado de x em x segundos</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Texto</li> <li>- Duração da Apresentação</li> <li>- Incremento/Decremento do brilho do texto</li> <li>- Intervalo durante o qual as características se mantêm</li> </ul>
<b><i>Bkg Brightness Change</i></b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Mostra um dado texto durante um dado tempo</li> <li>- O brilho do fundo é alterado de x em x segundos</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Texto</li> <li>- Duração da Apresentação</li> <li>- Incremento/Decremento do brilho do fundo</li> <li>- Intervalo durante o qual as características se mantêm</li> </ul>
<b><i>Color Combination Change</i></b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Mostra um dado texto durante um dado tempo</li> <li>- A combinação de cores entre fundo e texto é alterada de x em x segundos no sentido de uma maior ou menor diferença de RGB</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Texto</li> <li>- Duração da Apresentação</li> <li>- Lista de Combinações fundo/texto</li> <li>- Incremento/Decremento em relação à lista</li> <li>- Intervalo durante o qual as características se mantêm</li> </ul>
<b><i>Error Word List</i></b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Mostra um dado texto linha a linha</li> <li>- Cada linha é mostrada durante um dado tempo</li> <li>- Após um determinado número de linhas ser mostrado, é mostrada uma na qual é gerado um determinado número de erros</li> <li>- O número de erros pode variar entre 1 e um máximo determinado</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Texto com Linhas</li> <li>- Duração de cada linha</li> <li>- Número mínimo de linhas regulares consecutivas</li> <li>- Máximo número de erros gerados</li> </ul>
<b><i>Color Word List</i></b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Mostra um dado texto linha a linha</li> <li>- Cada linha é mostrada durante um dado tempo</li> <li>- Após um determinado número de linhas ser mostrado, é mostrada uma com um fundo brilhante de uma lista pré-determinada</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Texto com Linhas</li> <li>- Duração de cada linha</li> <li>- Número mínimo de linhas regulares consecutivas</li> <li>- Lista de cores disponíveis</li> </ul>
<b><i>Resize Word List</i></b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Mostra um dado texto linha a linha</li> <li>- Cada linha é mostrada durante um dado tempo</li> <li>- O tamanho do texto é alterado de x em x tempo</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Texto com Linhas</li> <li>- Duração de cada linha</li> <li>- O incremento/decremento a aplicar ao tamanho do texto</li> <li>- Intervalo durante o qual as características se mantêm</li> </ul>

Evento	Descrição	Atributos Parametrizáveis
<b>Non Context Word List</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Mostra um dado texto linha a linha</li> <li>- Cada linha é mostrada durante um dado tempo</li> <li>- Após um determinado número de linhas ser mostrado, é mostrada uma de uma outra lista</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Texto com Linhas</li> <li>- Duração de cada linha</li> <li>- Número mínimo de linhas regulares consecutivas</li> <li>- Lista de palavras alternativas</li> </ul>
<b>Jung Two Word List</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Mostra dois textos linha a linha, cada um com a sua cor</li> <li>- Cada linha é mostrada durante 1 segundo</li> <li>- No máximo pode haver três palavras consecutivas da mesma cor</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Texto com Linhas</li> <li>- Cores dos textos</li> </ul>

Tabela 39. Eventos disponíveis para composição das experiências no *EEGEventGenerator*

Para facilitar a sua reutilização, extensão e exportação para outras aplicações, os guiões podem ser salvaguardados em ficheiros de XML (*Extensible Markup Language*) – uma norma aberta que define um conjunto de marcas para definir o formato de documentos (Ray, 2003). Estes ficheiros podem ainda ser posteriormente reutilizados ou exportados para outras aplicações (ver Figura 56).

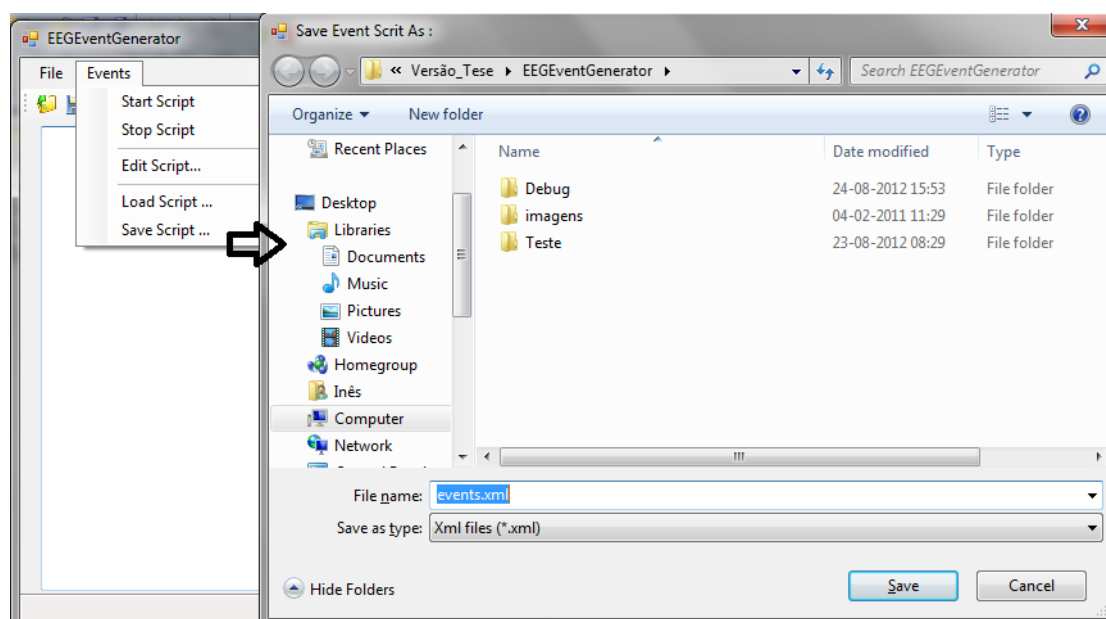


Figura 56. Salvaguarda de um guião de experiências em formato XML.

O formato XML adotado é muito simplificado, contendo, quer atributos necessários ao funcionamento de cada experiência, quer referências aos textos e imagens utilizados. O Excerto 1 mostra parte de um guião utilizado nas capturas efetuadas: trata-se da experiência que intercala a leitura de notícias com a visualização de ecrãs brancos.

```
<?xml version="1.0"?>
<Events>
  <Image File="InicioCaptura.gif" Timeout="5000" Ignore="True" />
  <Blank Timeout="20000" Ignore="False" />
  <Image File="AbraOlhos.gif" Timeout="5000" Ignore="True" />
  <Blank Timeout="10000" Ignore="True" />
  <Text File="noticia1.txt" Timeout="30000" Ignore="False" />
  <Blank Timeout="20000" Ignore="False" />
  <Text File="noticia2.txt" Timeout="30000" Ignore="False" />
  <Blank Timeout="20000" Ignore="False" />
  <Image File="descanso_30s.gif" Timeout="30000" Ignore="True" />
</Events>
```

Excerto 1. Excerto de um guião gravado em XML.

Esta aplicação permite opcionalmente capturar o EEG, em simultâneo com a apresentação das experiências. Para complementar a análise, é sempre guardado um registo contendo toda a informação acerca da sequência de experiências, nomeadamente, a altura em milissegundos que um dado evento ocorreu e todos os seus dados adicionais, em especial nas experiências com componente não determinística, por exemplo, o número de erros gerados na palavra e a palavra gerada na experiência dos erros ortográficos,

### 7.3 EEGOfflineAnalyser

O *EEGOfflineAnalyser*, tal como o nome indica, permite analisar e visualizar ficheiros pré-gravados contendo experiências. A figura seguinte mostra o aspeto geral da aplicação quando se processa uma destas análises, sendo visualizada uma das características extraídas do ficheiro, neste caso a PSD da banda  $\delta$  do elétrodo FP1.

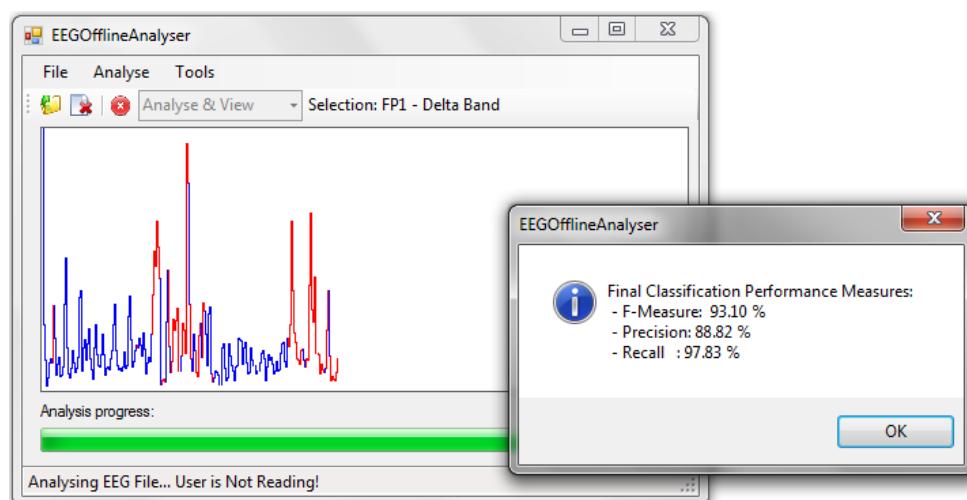


Figura 57. A aplicação *EEGOfflineAnalyser* mostrando o resultado da análise de um ficheiro de EEG.

O seu objetivo fundamental é permitir abrir um ficheiro, contendo dados de EEG (em formato .BIN) com duas tarefas mentais distintas, para ser analisado automaticamente com o objetivo de as distinguir. A Figura 57 mostra precisamente a visualização dessa distinção, mostrando a cor vermelha o estado de “Não Ler”, que neste caso foi olhar para ecrã branco, e a cor azul o “Ler”.

A barra de progresso situada na parte inferior da janela principal (da Figura 57) permite ver o progresso da análise; a barra de estados da aplicação mostra o estado detetado, nomeadamente que o utilizador está a ler, a não ler, ou está inativo ou em movimento. No final, é também mostrado um relatório contendo algumas medidas de desempenho de classificação, com base no registo do ficheiro analisado.

Para determinar a inatividade ou movimento do utilizador, são aplicados dois limiares, parametrizáveis, à amplitude média do sinal. O tipo, dimensão e sobreposição da janela utilizada, os elétrodos e bandas a analisar e o tipo e parâmetros do classificador utilizado podem também ser configurados; assim como as etiquetas utilizadas no ficheiro de registo associado ao ficheiro de EEG para identificar as classes da leitura e não leitura e a característica seleccionada para visualização, bem como as cores utilizadas para cada classe identificada (ver Figura 58).

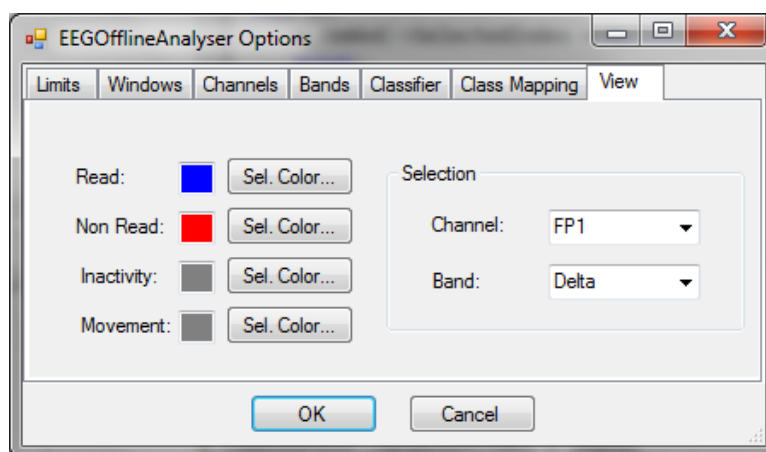


Figura 58. Opções da aplicação *EEGOfflineAnalyser*.

Antes de se processar a análise é necessário treinar previamente o classificador. Para isso, a aplicação permite construir um conjunto de treino através da seleção de um ou mais pares de ficheiros: um, contendo os dados do EEG (formato .BIN), outro, o registo associado ao primeiro (formato .TXT) gerado aquando da sua captura.

## 7.4 EEGOnlineAnalyser

O *EEGOnlineAnalyser*, tal como o nome indica, permite analisar e visualizar EEG em tempo real quando o utilizador visualiza experiências. Para isso inclui funcionalidades das aplicações anteriores, nomeadamente, permite visualizar guiões de experiências e produzir um relatório no final da análise tendo como referência o guião visualizado.

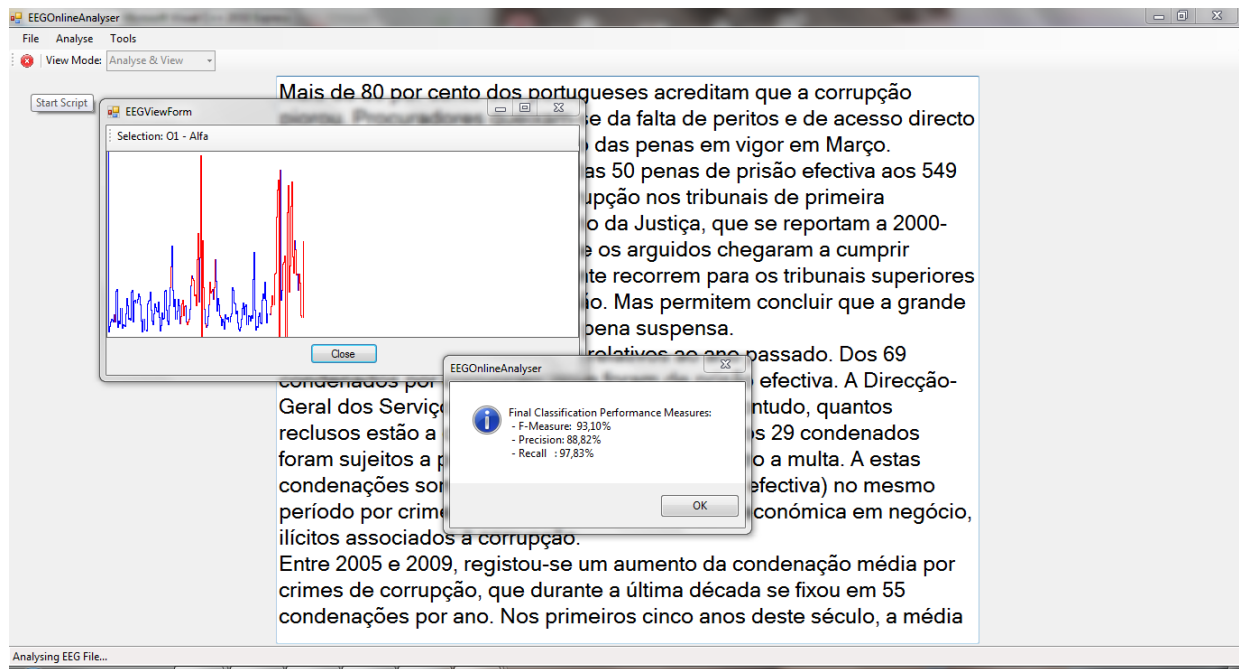


Figura 59 A aplicação *EEGOnlineAnalyser* mostrando o resultado de uma análise.

O utilizador tem à sua escolha opções semelhantes às da *EEGOfflineAnalyser* e pode configurar várias características relativas às características extraídas, classificador utilizado e modo de visualização. A visualização é semelhante à da aplicação anterior, mas numa janela à parte. Em termos operacionais, a fim de não interferir com a experiência em realização, isto requer a utilização de um monitor adicional com a extensão do dispositivo de visualização do computador.

## 7.5 Replicações de Teste de Usabilidade

As aplicações descritas permitem replicar algumas experiências relacionadas com usabilidade, mais especificamente relacionadas com leitura, algumas das quais descritas na secção 3. Entre estas encontram-se as seguintes:

**1) Ler versus não Ler.** Com base nos eventos disponibilizados é atualmente possível desenvolver guiões de experiências que intercalam leitura contínua com outros estímulos

visuais, por enquanto ecrã branco e imagens, que podem ser de vários tipos incluindo GIFs animados.

**2) Variação de Características Visuais do Texto e Fundo.** É permitida a criação de guiões de experiências que testam a variação de determinadas características do texto e fundo, nomeadamente o tamanho do texto, o contraste entre fundo e texto e a diferença de cor entre fundo e texto. Foram disponibilizadas várias formas variação das características. No caso do tamanho do texto e diferença de cor é possível apenas aumentar ou diminuir, mas em relação ao contraste é possível aumentar ou diminuir quer o brilho do fundo, quer do texto.

**3) Ocorrência de Erros e Incoerências.** É possível desenvolver e executar guiões com experiências relacionadas com a ocorrência de erros e incoerências, enquanto são mostradas linhas de um texto. A ocorrência quer dos erros, quer das incoerências é não determinística, o que inviabiliza que o utilizador saiba à partida quando e como é que estes acontecem. No primeiro caso, os erros, é possível configurar o número máximo de erros a gerar em cada linha, de forma automática. A dificuldade vai aumentando, começando com um erro, depois dois, até ao máximo definido.

Em relação às incoerências é possível definir o conjunto de fundos e o conjunto de linhas a mostrar aleatoriamente em substituição ao fundo e texto regulares. No âmbito desta tese usaram-se simplesmente fundos coloridos e palavras incoerentes em relação à sequência original, mas é possível, com os mecanismos disponíveis, testar a reação a mensagens de erro, complexidade semântica dos termos, entre outros.

**4) Ler com Atenção versus Ler sem Atenção.** O evento *Jung Two Word List* foi criado explicitamente para realização de uma experiência adaptada da descrita por Jung et al. (Jung, et al., 2008), que tem como objetivo analisar a leitura atenta da não atenta, mas que usa elétrodos intracranianos. Nesta, são apresentadas duas pequenas histórias com um máximo de 200 a 300 palavras, mostradas palavra a palavra, cada uma com a duração de um segundo. A cor de um dos textos é verde, a do outro, vermelha. Não são apresentadas mais do que três palavras consecutivas do mesmo texto, sendo a intercalação dos textos decidida aleatoriamente. É pedido ao utilizador que leia um texto e ignore o outro.



## 7.6 Métricas de Software

A Tabela 40 resume algumas métricas referentes às aplicações desenvolvidas. Estes valores foram compilados recorrendo à ferramenta *Source Monitor 3.0* (Campwood Software, 2011).

<b>Aplicações</b>	<b>Número de:</b>	<b>Ficheiros/ Classes</b>	<b>Métodos</b>	<b>Linhas de Código</b>	<b>% Linhas Comentadas / Ficheiro</b>
<i>EEGEventGenerator</i>		54/26	242	3126	18,5%
<i>EEGOfflineAnalyser</i>		10/4	81	3288	16,7%
<i>EEGOnlineAnalyser</i>		7/2	85	1387	13,6%
		<b>71/32</b>	<b>408</b>	<b>7801</b>	<b>16,3%</b>

Tabela 40. Métricas de *software* relativas às aplicações do protótipo de ambiente de avaliação proposto.

Salienta-se que as aplicações partilham algumas classes, mas a tabela acima contabiliza-as apenas numa das aplicações. A aplicação *EEGOfflineAnalyser*, por exemplo, utiliza algumas classes apenas contabilizadas na aplicação *EEGEventGenerator*, nomeadamente tudo o que se refere à modelação dos vários tipos de eventos.



## 8 Conclusões e Trabalho Futuro

O trabalho desenvolvido do âmbito desta tese procurou estudar, através do processamento de eletroencefalogramas, aspetos de cognição sensorial relevantes para a usabilidade em geral, e leitura contínua silenciosa, em particular. Neste âmbito, foi levantado e estruturado um conjunto consistente de trabalho relacionado que comprova a relevância do processo cognitivo da leitura no âmbito da avaliação de usabilidade.

O trabalho realizado envolveu um estudo contendo várias experiências relacionadas com legibilidade e incoerências textuais, que explora a correlação entre os sinais cerebrais com o processo cognitivo da leitura silenciosa. A sequência de etapas de processamento e análise que suportou este trabalho foi também detalhada, sendo atualmente composta de vários métodos de processamento e análise de sinal, incluindo seleção e extração de características e algoritmos de aprendizagem, entre outros. Todos estes métodos foram integrados na EEGLIB, uma plataforma de *software* reutilizável, que suporta a análise em tempo real e tempo diferido de eletroencefalogramas.

### 8.1 Detecção da Leitura Silenciosa

Os resultados apresentados indicam que, para um dado utilizador, é possível distinguir o estado mental de leitura silencioso de (pelo menos) alguns estados visuais simples tais como ver um ecrã em branco ou imagens. Adicionalmente foi ainda mostrado que esta distinção é invariante a ensaios, o que é promissor em relação à possibilidade de calibrar o processo com dados gravados em sessões anteriores. A mesma conclusão não pôde ser, contudo, feita em relação a conjuntos de dados inter-utilizador, o que sugere que os estados mentais analisados dependem do utilizador.

## 8.2 Relação com Métodos Clássicos

O trabalho desta tese contemplou ainda um estudo da relação entre a carga mental, uma medida baseada em EEG, e algumas medidas clássicas de avaliação de usabilidade, tais como medidas de desempenho da leitura ou dados compilados a partir de questionários. Esta análise processou-se fazendo variar características do texto ou fundo que afetam a legibilidade, tais como o tamanho do texto, ou introduzindo incoerências, tais como palavras fora do contexto em relação a um dado tema.

Os resultados obtidos mostraram que é possível relacionar ambos os tipos de medidas, mas que esta correlação depende do tipo de experiência, o que sugere que os aspetos estudados implicam provavelmente diferentes níveis de vigilância, concentração e/ou esforço mental no processo de leitura. Por exemplo, verificou-se que o tamanho do texto e a diferença de RGB entre fundo e texto estão ambos relacionados com a carga mental média, mas não foi possível concluir o mesmo em relação à diferença de contraste entre fundo e texto. Adicionalmente, no caso particular das experiências em que se verificaram alterações no fundo, foi ainda possível comprovar que os padrões da carga mental, e a sua consequente relação com as medidas clássicas, não podem ocorrer exclusivamente devido ao fundo, uma vez que foram diferentes sempre que foi mostrado texto para o utilizador ler.

Em relação à correlação da carga mental com as medidas compiladas a partir de questionários, esta variou igualmente consoante as etapas experimentais, o que reforça a conclusão anterior. No caso da ocorrência de erros, por exemplo, a correlação com o estado de cansaço reportado, em relação às palavras regulares, diminuiu sempre que foram apresentadas palavras com dois ou mais erros, mas aumentou quando nas palavras com apenas um erro. Quando se analisou a relação entre a carga mental e a ocorrência de leitura reportada pelos utilizadores nas etapas menos legíveis das experiências, verificou-se haver apenas uma correlação relevante na variação do tamanho do texto. Por fim, verificou-se ainda haver uma correlação negativa significativa entre a carga mental das palavras com três erros e a compreensão reportada.

## 8.3 Melhoria da Operacionalização

Sendo um dos objetivos a conceção de sistemas baseados em EEG usáveis e eficientes, foram estudados dois métodos de redução de características: um baseado em relevância e outro na PCA. Os resultados apresentados sugerem que o

desempenho destes métodos depende do número de características removidas, tendo sido proposta uma estratégia combinada a fim de explorar as vantagens de ambos. Tal como no caso da distinção da leitura, ambos os métodos parecem generalizar bem entre sessões, o que é extremamente importante em termos operacionais, pois permite que seja possível calibrar o sistema com dados previamente gravados. Adicionalmente, o método baseado em relevância permite eliminar à partida sinais e características irrelevantes numa fase inicial do processo, o que em último caso irá permitir minimizar o tempo de preparação e desconforto da captura. Os resultados obtidos indicam que a ordenação das características obtidas com este método pode ser generalizada entre sessões e aplicada subsequentemente.

## 8.4 Conclusões

Em conclusão, salienta-se que os objetivos e contribuições inicialmente propostos para esta tese foram assim cumpridos, nomeadamente:

- Comprovou-se a possibilidade de utilizar EEGs para caracterizar alguns aspetos de cognição sensorial relevantes para a área da usabilidade, por exemplo o tamanho do texto e a diferença de contraste entre fundo e texto;
- Criou-se uma plataforma de *software* que suportou o processamento e análise dos aspetos enunciados no ponto anterior.
- Desenvolveu-se um protótipo de ambiente de avaliação de usabilidade com base em EEGs, sobre a plataforma anterior, que permitiu a realização de experiências e a demonstração dos resultados dos procedimentos implementados.

Do mesmo modo, também as hipóteses inicialmente estabelecidas foram comprovadas com os resultados obtidos, embora tenham sido identificadas algumas condicionantes:

**Hipótese 1** *Foi possível usar informação proveniente dos EEGs para analisar aspetos de cognição sensorial relevantes para a usabilidade e estudos de interação, nomeadamente:*

- i. Detetar o processo cognitivo relativo à leitura contínua silenciosa*
- ii. Relacionar essa informação com medidas de desempenho relativas esses aspetos*
- iii. Relacionar essa informação com dados compilados a partir de inquéritos*

**Hipótese 2** *Esta análise foi feita recorrendo técnicas já existentes de análise e processamento de sinal, aplicadas ao caso específico dos EEGs.*

Concluiu-se que os padrões do processo cognitivo da leitura dependem de cada utilizador, sendo necessário utilizar dados de ensaios prévios para se realizar a distinção do processo cognitivo da leitura. Além disso, devido à variabilidade do sinal e atuais condicionantes dos dispositivos de captura, não foi ainda possível distinguir com sucesso padrões entre estados muito subtis, por exemplo duas etapas consecutivas intermédias da experiência de variação de texto. Por esta razão, a relação com medidas clássicas tem que ser, por ora, analisada em tempo diferido, requerendo maior quantidade de dados, bem como que as características do sinal sejam mantidas por um período no mínimo superior a 10 segundos.

***Hipótese 3** As técnicas de análise e processamento de sinal e o conhecimento do domínio das neurociências permitem melhorar o processo de recolha e análise dos EEGs.*

Neste âmbito, ficou comprovado que o conhecimento nas neurociências é indispensável para esta área de investigação. Adicionalmente foi demonstrado que o processo de recolha e análise pode ser melhorado com o contributo de técnicas já existentes de processamento de sinal, em particular no que se refere à redução das características.

## 8.5 Direções Futuras

Tendo em consideração as conclusões apresentadas existem várias direções a explorar futuramente. Em primeiro lugar, é desejável reunir um *corpus* de dados maior, com mais utilizadores e mais sessões com os mesmos utilizadores, para ser possível lidar de forma mais efetiva com a variabilidade inerente do EEG, bem como consolidar resultados e generalizar conclusões.

A reformulação e melhoramento as experiências realizadas, aplicando o conhecimento adquirido ao longo do processo de captura e análise, é um outro aspeto que deverá ser explorado. É necessário, por exemplo, estudar qual a duração desejável durante a qual as características da interface se devem manter estáveis. Esta definição permitirá garantir uma maior estabilidade dos padrões cognitivos e melhorar o problema da variabilidade, anteriormente mencionado. Ainda em relação as experiências será também importante estendê-las a outros aspetos relevantes, não só no âmbito da leitura visual, mas também no contexto mais genérico da usabilidade, incluindo por exemplo testes à variação da localização e disposição espacial, alarmes sonoros, entre outros.

A utilização de dispositivos sem fios e com elétrodos secos poderá ser uma alternativa a avaliar para uma aproximação mais ecológica que permita a conceção de sistemas baseados em EEG usáveis, mas em situações e ambientes não controlados. Espera-se que estes dispositivos permitam diminuir a intrusão e desconforto da captura, assim como o seu impacto nas experiências realizadas.

Por fim, é indispensável a incorporação de conhecimentos adicionais no domínio da investigação em neurociências em relação a legibilidade, para que possam ser aplicados nesta área. Pode, por exemplo, ser interessante verificar diferenças cognitivas de género em relação à linguagem, visto que existem várias referências no domínio das neurociências e educação que abordam esta temática em idades jovens (Šveljo, Koprivšek, Lučić, Prvulović, & Čulić, 2010).





## 9 Bibliografia

- Adaptec. (2001). ASPI for Win32 Technical Reference. Obtido em 2010, de <http://www.zianet.com/jgray/dat/files/ASPI32.pdf>
- Alpeyden, E. (2004). *Introduction to Machine Learning*. MIT Press, ISBN 978-0-262-01211-9.
- Anderson, C., & Sijercic, Z. (1996). Classification of EEG Signals from Four Subjects During Five Mental Tasks. *Proceedings of the Conference on Engineering Applications in Neural Networks, EANN'96*.
- Anderson, C., Stolz, E., & Shamsunder, S. (1998). Multivariate autoregressive models for classification of spontaneous electroencephalogram during mental tasks. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 4*.
- Arlot, S., & Alain, C. (2010). A survey of cross-validation procedures for model selection. *Statistics Surveys, 4*, pp. 40-79. Obtido de .
- Barber, H., Doñamayor, N., Kutas, M., & Münte, T. (2010). Parafoveal N400 effect during sentence reading. *Neuroscience letters 479*, 152-156.
- Bastiaansen, M., Oostenveld, O., & Hagoort, P. (2008). I see what you mean: Theta power increases are involved in the retrieval of lexical semantic information. *Brain and Language 106*, 15–28, Elsevier.
- Beelen, T. (2012). *EDFBrowser*. Obtido em 22 de Junho de 2012, de EDFBrowser: <http://www.teuniz.net/edfbrowser/>
- Beer, R., Lehman, W., Noldus, L., Patèrno, F., Schmidt, E., Hove, W., & Theuws, J. (2003). The Usability Lab of the Future. *Human Computer Interaction - INTERACT'03*.
- Bevan, N., Kirakowski, J., & Maissela, J. (1991). What is Usability? *Proceedings of the 4th International Conference on Human Computer Interaction, Elsevier*.

- Birbaumer, N., Kubler, A., Ghanayim, N., Hinterberger, T., Perelmouter, J., Kaiser, J., . . . Flor, H. (2000). The thought translation device (TTD) for completely paralyzed patients. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, Vol. 8.
- Bizas, E., Simos, G., Stam, C., Arvanitis, S., Terzakis, D., & Micheloyannis, S. (1999). EEG Correlates of Cerebral Engagement in Reading Tasks. *Brain Topography*, Vol. 12.
- Blankertz, B., Kawanabe, M., Tomioka, R., Hohlefeld, F., Nikulin, V., & Müller, K. (2008b). Invariant common spatial patterns: Alleviating nonstationarities in brain-computer interfacing. *Advances in Neural Information Processing Systems 20*, MIT Press, Cambridge.
- Blankertz, B., Lemm, S., Treder, M., Haufe, S., & Müller, K. (2011). Single-trial analysis and classification of ERP components — A tutorial. *NeuroImage*, Vol. 52, Issue 2, 814–825.
- Blankertz, B., Losch, F., Krauledat, M., Dornhege, G., Curio, G., & Müller, K. (2008a). The Berlin Brain-Computer Interface: Accurate performance from first-session in BCI-naïve subjects. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 55.
- Bostanov, V. (2004). BCI competition 2003-data sets Ib and Iib: feature extraction from event-related brain potentials with the continuous wavelet transform and the t-value scalogram. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 51.
- Brain Vision. (s.d.). Obtido em 24 de Novembro de 2010, de Brain Vision: <http://www.brainvision.com>
- Brown, C., & Hagoort, P. (1999). The Neurocognition of Language. Oxford University Press, ISBN 0-19-850793-3.
- Bruce, E. (2001). Biomedical Signal Processing and Signal Modeling. John Wiley & Sons, ISBN 0-47-134540-7.
- Campwood Software. (4 de Novembro de 2011). *Source Monitor*. Obtido em 20 de Outubro de 2012, de Campwood Software: <http://www.campwoodsw.com/sourcemonitor.html>
- Cecotti, H., Saint-Ellier, G., Rivet, B., Perrin, M., Maby, E., & Mattout, J. (2010). Reducing Calibration Time for the P300 Brain-Computer Interface Speller. *5th French Conference on Computational Neuroscience*, 210-214.

- Cunningham, P. (2008). Dimension Reduction. *Machine Learning Techniques for Multimedia: Case Studies on Organization and Retrieval*, Springer., 91-112.
- Dehaene, S. (2009). *Reading in the Brain: the science and evolution of a human invention*. Penguin Books, ISBN 978-0-670-02110-9 .
- Delorme, A., & Makeig, S. (2004). EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics. *Journal of Neuroscience Methods* 134, pp. 9-21 . Obtido em 10 de Junho de 2012, de EEGLab.
- Dix, A., Finley, J., Abowd, G., & Beale, R. (2004). *Human Computer Interaction*. 3rd Ed., Prentice Hall.
- Doherty, G., & Massink, M. (1999). Continuous Interaction and Human Control. , *European Conference on Human Decision Making and Manual Control*, Group-D Publications, Loughborough.
- Fazli, S., Popescua, F., Danóczy, M., Blankertz, B., Muller, K., & Grozea, C. (2010). Subject independent mental state classification in single trials. *Neural Networks, Vol. 22, Issue 9, Brain-Machine Interface, Elsevier*, 1305–1312.
- Fisch, B. (1999). *Fisch and Spehlmann's EEG Primer: Basic Principles of Digital and Analog EEG*. Elsevier, ISBN 978-0-444-82148-5.
- Foglia, P., Prete, C., & Zanda, M. (2008). Relating GSR Signals to traditional Usability Metrics: Case Study with an anthropomorphic Web Assistant. *IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference, Victoria, Vancouver Island, Canada*.
- Franc, V. (2011). *Statistical Pattern Recognition Toolbox for MatLab*. Obtido em Agosto de 2011, de Statistical Pattern Recognition Toolbox for MatLab: <http://cmp.felk.cvut.cz/cmp/software/stprtool/index.html>
- Ganglbauer, E., Schrammel, J., & Deutsch, S. (2009). Applying Psychophysiological Methods for Measuring User Experience: Possibilities, Challenges and Feasibility. *Proceedings in User Experience Evaluation Methods in Product Development (UXEM'09) in conjunction with Interact'09*.

- Gargiulo, G., Bifulco, P., Calvo, A., Cesarelli, M., Jin, C., & Schaik, A. (2008). A mobile EEG system with dry electrodes. *Biomedical Circuits and Systems Conference, IEEE, Baltimore*, 273 – 276.
- Gazzaniga, M., Ivry, R., & Mangun, G. (1998). *Cognitive Neuroscience – The Biology of the Brain*. W.W. Norton & Company, Inc, ISBN 0-393-97219-4.
- Graps, A. (1995). An Introduction to Wavelets. *IEEE Computational Science and Engineering, Vol. 2, Nr. 2, IEEE Computer Society*.
- Guger, C., Ramoser, H., & Pfurtscheller, G. (2000). Real-Time EEG Analysis with Subject-Specific Spatial Patterns for a Brain–Computer Interface (BCI). *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, Vol. 8, N° 4*.
- Guyon, I. E. (2003). An Introduction to Variable and Feature Selection. *The Journal of Machine Learning Research, Vol. 3*, 1157-1182.
- Hand, D., & Till, R. (2001). A simple generalisation of the area under the ROC curve for multiple class classification problems. *Machine Learning, 45*, pp. 171-186.
- Hanke, M., & Halchenko, Y. (2011). Neuroscience runs on GNU/Linux. *Frontiers in Neuroinformatics, 5*.
- Hinterberger, T., Baier, G., Mellinger, J., & Birbaumer, N. (2004). Auditory Feedback of Human EEG for Direct Brain-Computer Communication. *Proceedings of ICAD 04-Tenth Meeting of the International Conference on Auditory Display*.
- Hirshfield, L., Chauncey, K., Gulotta, R., Girouard, A., Solovey, E., Jacob, R., . . . Fantini, S. (2009). Combining Electroencephalograph and Functional Near Infrared Spectroscopy to Explore Users' Mental Workload. *FAC '09 Proceedings of the 5th International Conference on Foundations of Augmented Cognition, Neuroergonomics and Operational Neuroscience, HCI International 2009, Springer-Verlag.*, 239-247.
- Hu, J., Nakanishi, M., Matsumoto, K., Tagaito, H., Inoue, K., Shima, K., & Torii, K. (2000). A Method of Usability Testing by Measuring Brain Waves. *Proceedings of the International Symposium on Future Software Technology (ISFST-2000)*, 159-164.
- Hytti, H., Takalo, R., & Ihlainen, H. (2006). Tutorial on Multivariate Autoregressive Modelin. *Journal of Clinical Monitoring and Computing, Vol. 20, Springer*, 101-108.

- Hyvärinen, A., & Oja, E. (2000). Independent Component Analysis: Algorithms and Applications. *Neural Networks: The official journal of the International Neural Network Society*, pp. 411-430.
- Ishii, H., & Ullmer, B. (1997). Tangible Bits: Towards Seamless Interfaces between People, Bits and Atoms. *Proceedings of the SIGCHI conference on Human factors in computing systems, CHI '97, ACM*.
- ISO. (1998). *ISO 9241-11 ( Ergonomic requirements for office work with visual display terminals (VDTs) -- Part 11: Guidance on usability)*. Obtido em 26 de Outubro de 2011, de ISO- International Organization for Standardization: [http://www.iso.org/iso/catalogue\\_detail.htm?csnumber=16883](http://www.iso.org/iso/catalogue_detail.htm?csnumber=16883)
- ISO. (2001). *ISO/IEC 9126-1 (Software engineering -- Product quality -- Part 1: Quality model)*. Obtido em 6 de Janeiro de 2012, de ISO-International Organization for Standardization: [http://www.iso.org/iso/iso\\_catalogue/catalogue\\_tc/catalogue\\_detail.htm?csnumber=22749](http://www.iso.org/iso/iso_catalogue/catalogue_tc/catalogue_detail.htm?csnumber=22749)
- Jolliffe, I. (1986). *Principal Component Analysis*. Springer-Verlag, ISBN 978-0-387-95442-4.
- Jung, J., Mainy, N., Kahane, P., Minotti, L., Hoffmann, D., Bertrand, O., & Lachaux, J. (2008). The Neural Bases of Attentive Reading. *Human Brain Mapping, Vol. 29, Issue 10*, 1193 – 1206.
- Kaan, E., Harris, A., Gibson, E., & Holcomb, P. (2000). The P600 as an index of syntactic integration difficulty. *Integration. LANGUAGE AND COGNITIVE PROCESSES, Vol. 15*, 159-201.
- Kasula, S. (26 de Abril de 2010). *Code Metrics*. Obtido em 20 de Outubro de 2012, de MatLab Central: <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/10514>
- Keirn, Z., & Aunon, J. (1990). A New Mode of Communication Between Man and His Surroundings. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 37*.
- Kimura, M., Uwano, H., Ohira, M., & Matsumoto, K. (2009). Toward Constructing an Electroencephalogram Measurement Method for Usability Evaluation. *Human-Computer Interaction, Part I, HCII 2009, LNCS 5610, Springer-Verlag.*, 95–104.

- Kirkup, L., Searle, A., Craig, A., McIsaac, P., & Larsen, G. (1998). Three methods compared for detecting the onset of alpha wave synchronization following eye closure. *Physiological Measures, IOP Publishing Ltd.*, 213-114.
- Kohavi, R., & Provost, F. (1998). Glossary of terms. *Machine Learning, Vol. 30, No. 2/3*, pp. 271-274.
- Kostov, A., & Polak, M. (2000). Parallel man-machine training in development of EEG-based cursor control. *Transations on Rehabilitation Engineering, Vol.8*.
- Krause, C., Grönholm, P., Leinonen, A., Laine, M., Säkkinen, A., & Söderholm, C. (2006). Modality matters: the effects of stimulus modality on the 4- to 30-Hz brain electric oscillations during a lexical decision task. *Brain Research, 1110, Elsevie*, 182-192.
- Lee, H., & Seo, S. (2010). A Comparison and Analysis of Usability Methods for Web Evaluation: The Relationship Between Typical Usability Test and Bio-Signals Characteristics (EEG, ECG). *Proceedings of 2010 DRS (Design Research Society) Montreal Conference*.
- Leeb, R., Friedman, D., Müller-Putz, G., Scherer, R., Slater, M., & Pfurtscheller, G. (2007). Self-Paced (Asynchronous) BCI Control of a Wheelchair in Virtual Environments: A Case Study with a Tetraplegic. *Computational Intelligence and Neuroscience*.
- Lehtonen, J. (2002). EEG-based Brain Computer Interfaces. *Tese de Mestrado, Helsinki University of Technology, Department of Electrical and Communications Engineerin*.
- Leuthardt, E., Schalk, G., Wolpaw, J., Ojemann, J., & Moran, D. (2004). *Journal of Neural Engineering, vol. 1*, 63–71.
- Lin, C., Ko, L., Chiou, J., Duann, J., Huang, R., Liang, S., . . . Jung, T. (2008). Noninvasive Neural Prostheses Using Mobile and Wireless EEG. *Proceedings of the IEEE, Vol. 96, Issue 7*, 1167 – 1183.
- Lippman, S., & Lajoie, J. (1998). *C++ Primer*. Addison-Wesley, ISBN 978-0201824704.
- Lotte, F., Congedo, M., Lecuyer, A., Lamarche, F., & Ar, B. (2004). *A Review of Classification Algorithms for EEG-based Brain-Computer Interfaces*. INRIA.
- Lotte, F., Congedo, M., Lecuyer, A., Lamarche, F., & Ar, B. (s.d.). *A Review of Classification Algorithms for electroencefalograma-based Brain-Computer Interfaces. TOPICAL REVIEW, INRIA*.

- Mandryk, R. (2008). Physiological Measures for Game Evaluation. *Game Usability: Advice from the Experts for Advancing the Player Experience*, Morgan Kaufman.
- Mann, S. (1996). Smart Clothing': Wearable Multimedia and 'Personal Imaging' to restore the balance between people and their intelligent environments. *Proceedings of ACM Multimedia 96*, 163-174.
- Masaki, H., Ohira, M., Uwano, H., & Matsumoto, K. (2011). A Quantitative Evaluation on the Software Use Experience with Electroencephalogram. *Design, User Experience, and Usability, Pt II, HCII 2011, LNCS 6770, Springer-Verlag.*, 469–47.
- MathWorks. (2012). *MatLab, The Language of Technical Computing*. Obtido em 20 de Junho de 2012, de MathWorks: <http://www.mathworks.com/products/matlab/>
- Maurer, U., Brandeis, D., & McCandliss, B. (2005). Fast, visual specialization for reading in English revealed by the topography of the N170 ERP response. *Behavioral and brain functions*, 1-13.
- McFarland, D., & Wolpaw, J. (2008). Brain-Computer Interface Operation of Robotic and Prosthetic Devices. *IEEE Computer Society*.
- Microsoft. (2010). *Visual Studio 2010 Express Products*. Obtido em 23 de Outubro de 2012, de Microsoft: <http://www.microsoft.com/visualstudio/eng/products/visual-studio-2010-express>
- Millán, J. (2003). Adaptive Brain Interfaces. *Communications of the ACM*.
- Millan, J., & Mouriño, J. (2003). Asynchronous BCI and Local Neural classifiers: An Overview of the Adaptive Brain Interface Project. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 11.
- MindSet. (2010). Obtido em 24 de Novembro de 2010, de Altered States: <http://altered-state.com/biofeed/mindsetms1000.pdf>
- Mitchell, T. M. (1997). Machine Learning. *McGraw-Hill*.
- Molina, G. (2004). *Direct Brain-Computer Communication Through Scalp Recorded EEG Signals*. Lausanne: École Polytechnique Fédérale de Lausanne.
- Molina, G. (2004). Direct Brain-Computer Communication Through Scalp Recorded EEG Signals. *PhD Thesis, École Polytechnique Fédérale de Lausanne*.

- Moon, T., & Stirling, W. (2000). *Mathematical Methods and Algorithms for Signal Processing*. Prentice Hal.
- Müller-Putz, G., Scherer, R., Pfurtscheller, G., & Rupp, R. (2005). EEG-based neuroprosthesis control: A step towards clinical practice. *Neuroscience letters*, Vol. 382.
- Nacke, L. (2010). Wiimote vs. Controller: Electroencephalographic Measurement of Affective Gameplay Interaction. *Proceedings of the International Academic Conference on the Future of Game Design and Technology Futureplay 10*, ACM Press.
- Nakache, D., Metais, E., & Timsit, J. (2005). Evaluation and NLP. *International Conference on Database and Expert Systems Applications (DEXA)*, pp. 626 – 632.
- Niedermeyer, E. (1999). The Normal EEG of the Waking Adult. *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields*, Lippincott Williams & Wilkins, 149-17.
- Niedermeyer, E., & Lopes da Silva, F. (2004). *Electroencephalography: Basic Principles. Clinical Applications and Related Fields*, Lippincott Williams & Wilkins.
- Nielsen, J. (1993). *Usability Engineering*. Morgan Kaufmann, ISBN 978-0-125-18406-9.
- Nielsen, J. (1999). *Designing Web Usability*. New Riders Press, ISBN 978-1-562-05810-4.
- Nielsen, J. (2003). *Usability 101: Introduction to Usability*. Obtido em 20 de Setembro de 2011, de Use It: <http://www.useit.com/alertbox/20030825.html>
- Nielsen, J. (2005). *Ten Usability Heuristics*. Obtido em 9 de Janeiro de 2012, de Use It: [http://www.useit.com/papers/heuristic/heuristic\\_list.html](http://www.useit.com/papers/heuristic/heuristic_list.html)
- Nielsen, J., & Mack, R. (1994). *Usability Inspection Methods*. John Wiley & Sons, ISBN 0-471-01877-5.
- Nihon-Kohden. (s.d.). Obtido em 24 de Novembro de 2010, de Nihon-Kohden: <http://www.nihonkohden.com>
- Nijboer, F., Sellers, E., Mellinger, J., Jordan, M., Matuz, T., Furdea, A., . . . Kübler, A. (2008). P300-based brain–computer interface for people with amyotrophic lateral sclerosis. *Clinical Neurophysiology 119*, Elsevier, 1909–1916.



- Novak, D., Al-ani, T., Hamam, A., & Lhotská, L. (2004). Electroencephalogram processing using Hidden Markov Models. *5th EUROSIM Congress on Modeling and Simulation*.
- Oliveira, I., Duarte, L., Guimarães, N., Carriço, L., & Grigore, O. (2009). Towards Coupled Interaction - Practical Integration of Physiological Signals. *Berliner Werkstatt Mensch-Maschine-Systeme, Berlin*.
- Oliveira, I., Grigore, O., & Guimarães, N. (2009). Reading detection based on electroencephalogram processing. *WSEAS 13th international conference on Computers, Rhodes, Greece*.
- Oliveira, I., Grigore, O., Guimarães, N., & Duarte, L. (2010). Relevance of EEG Input Signals in the Augmented Human Reader. *ACM – Augmented Human - AH'10, Megève, France*.
- Oostenveld, R., Fries, P., Maris, E., & Schoffelen, J. (2011). FieldTrip: Open Source Software for Advanced Analysis of MEG, EEG, and Invasive Electrophysiological Data. *Computational Intelligence and Neuroscience, 2011*.
- Palaniappan, R., Paramesran, R., Nishida, S., & Saiwaki, N. (2002). A New Brain–Computer Interface Design Using Fuzzy ARTMAP. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 10*.
- Panneerselvam, R. (2004). *Research Methodology*. Prentice Hall.
- Parasuraman, R., & Rizzo, M. (2008). *Neuroergonomics: The Brain at Work*. Oxford University Press, ISBN 978-0-195-17761-9.
- Pascual-Marqui, R. (2002). Standardized low resolution brain electromagnetic tomography (sLORETA): technical details. *Methods & Findings in Experimental & Clinical Pharmacology, 24*, pp.5-12.
- Pekalska, E., & Duin, R. (2005). The Dissimilarity Representation for Pattern Recognition: Foundations And Applications, Chapter 5. In *Machine Perception and Artificial Intelligence* (pp. 215-254). World Scientific Publishing Company.
- Penolazzi, B., Angrilli, A., & Job, R. (2009). Gamma EEG activity induced by semantic violation during sentence reading. *Neuroscience Letters 465*, 74–78.
- Petsche, H., & Etlinger, S. (1998). EEG and Thinking - Power and Coherence Analysis of Cognitive Processes. *Verlag Osterreichischer Akademie der Wissernschften*.

- Pfurtscheller, G., & Lopes da Silva, F. (1999). Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles. *Clinical Neurophysiology* 110, Elsevier, 1842-1857.
- Pfurtscheller, G., Allison, B., Bauernfeind, G., Brunner, C., SolisEscalantes, T., Scherer, R., & Zander, T. (2010). The Hybrid BCI. *Frontiers in Neuroprosthetics*.
- Pfurtscheller, G., Müller, G., Pfurtscheller, J., Gerner, H., & Rupp, R. (2003). 'Thought' – control of functional electrical stimulation to restore hand grasp in a patient with tetraplegia. *Neuroscience letters*, 351.
- Picard, R. (1997). *Affective Computing*. Cambridge: MIT Press, ISBN 0-262-16170-2.
- Platt, J. (1998). Sequential Minimal Optimization: A Fast Algorithm for Training Support Vector Machines. *Microsoft Research, Technical Report MSR-TR-98-14*.
- Prata, S. (2004). *C++ Primer Plus (5th Edition) [Paperback]*, ISBN-10: 0672326973. Sams Publishing.
- Ray, E. (2003). *Learning XML*. O'Reilly, ISBN- 978-0596004200 .
- Reimann, C., Filzmoser, P., Garrett, R., & Dutter, R. (2008). *Statistical Data Analysis Explained*. John Wiley & Sons.
- Rezek, I., Roberts, S., & Sykacek, P. (1998). Stochastic Complexity Measures for Physiological Signal Analysis. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*.
- Rubin, J. (1994). *Handbook of Usability Testing, How to Plan, Design and Conduct Effective Tests*. John Wiley & Sons, Inc, ISBN 0-471-59403-2.
- Sanei, S., & Chambers, J. (2007). *EEG Signal Processing*. John Wiley & Sons, ISBN 978-0-470-02581-9.
- Schalk, G., McFarland, D., & Hinterberge, T. (2004). BCI2000: A General-Purpose Brain-Computer Interface (BCI) System. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 51.
- Schalk, G., McFarland, D., Hinterberger, T., Birbaumer, N., & J., W. (2004). BCI2000: a general-purpose brain-computer interface (BCI) system. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 51, pp. 1034-43.

- Scharff, L., Ahumada, A., & Hill, A. (1999). Discriminability Measures for Predicting Readability. *Human Vision and Electronic Imaging I , SPIE Proc. Vol. 3644, paper 27*.
- Schröder, M., Lal, T., Hinterberger, T., Bogdan, M., Hill, N., Birbaumer, N., . . . Schölkopf, B. (2005). Robust EEG Channel Selection across Subjects for Brain-Computer Interfaces. *EURASIP Journal on Applied Signal Processing 19, Hindawi Publishing Corporation*, 3103–3112.
- Senior, C., Russell, T., & Gazzaniga, M. (2006). *Methods in Mind*. MIT Press Book, ISBN: 0-262-19541-0.
- Shneiderman, B. (1997). *Design the User Interface, Strategies for Effective Human-Computer Interaction*. Addison Wesley- 3rd edition, ISBN 0-201-69497-2.
- Steinberg, R. (2003). *Cognitive Psychology*. Thomson Wadsworth, ISBN 978-0155085350.
- Stickel, C., Ebner, M., Steinbach-Nordmann, S., Searle, G., & Holzinger, A. (2009). Emotion Detection: Application of the Valence Arousal Space for Rapid Biological Usability Testing to enhance Universal Access. *Proceedings of UAHCI '09 - 5th International Conference on Universal Access in Human-Computer Interaction, Springer-Verlag*.
- Stickel, C., Scerbakov, A., Kaufmann, T., & Ebner, M. (2008). Usability metrics of time and stress-biological enhanced performance test of a university wide learning management system. *HCI and Usability for Education and Work, USAB 2008, Springer*, 173-184.
- Sun, S., Zhang, C., & Zhang, D. (2007). An experimental evaluation of ensemble methods for EEG signal classification. *Pattern Recognition Letters 28, Elsevier*, 2157–2163.
- Šveljo, O., Koprivšek, K., Lučić, M., Prvulović, M., & Ćulić, M. (2010). Gender differences in brain areas involved in silent counting by means of fMR. *Nonlinear Biomedical Physics 2010, Vol. 4*.
- Swartz Center for Computational Neuroscience. (2012). *EEGLAB*. Obtido em 22 de Junho de 2012, de EEGLAB: <http://sccn.ucsd.edu/eeglab/>
- Sykacek, P., Roberts, S., & Stokes, M. (2004). Adaptive BCI Based on Variational Bayesian Kalman Filtering: An Empirical Evaluation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*.

- Tadel, F., Baillet, S., Mosher, J., Pantazis, D., & Leahy, R. (2011). Brainstorm: A User-Friendly Application for MEG/EEG Analysis. *Computational Intelligence and Neuroscience*, vol. 2011.
- Tamhane, A. (2009). *Statistical Analysis of Designed Experiments: Theory and Applications*. John Wiley & Sons.
- Teplan, M. (2002). Fundamentals of EEG Measurement. *Measurement Science Review*, 2, Section 2.
- The BioSig Project. (2012). Obtido em 22 de Junho de 2012, de BioSig: <http://biosig.sourceforge.net/>
- Tognazzini, B. (s.d.). *First Principles of Interaction Design*. Obtido em 18 de Janeiro de 2012, de AskTog – Interaction Design Solutions for the Real World, NN/g – Nielsen Norman Group: <http://www.asktog.com/basics/firstPrinciples.html>
- Trejo, J., Rosupal, R., & Mathews, B. (2006). Brain-Computer Interfaces 1-D and 2-D Cursor Control: Designs Using Volitional Control of the EEG Spectrum or Steady-State Visual Evoked Potentials. *IEEE Transactions on Neural Systems*.
- Vaughan, T., McFarland, D., Schalk, G., Sarnacki, W., Krusienski, D., Sellers, E., & Wolpaw, J. (2006). The Wadsworth BCI Research and Development Program: At Home With BCI. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 14.
- Venkataramanan, S., Kalpakam, N., & Sahambi, J. (2004). A Novel Wavelet Based Technique for Detection and De-Noising of Ocular Artifact in Normal and Epileptic Electroencephalogram. *6th Nordic Signal Processing Symposium - NORSIG 2004*.
- Vidaurre, C., Sander, T., & Schlögl, A. (2011). BioSig: The Free and Open Source Software Library for Biomedical Signal Processing. *Computational Intelligence and Neuroscience*, Hindawi Publishing Corporation.
- W3C. (2000). *CSS Techniques for Web Content Accessibility Guidelines 1.0*. Obtido em 20 de Dezembro de 2011, de W3: <http://www.w3.org/TR/AERT>
- W3C. (s.d.). *Fonts*. Obtido em 20 de Dezembro de 2011, de <http://www.w3.org/TR/CSS2/fonts.html>

- Ward, R., & Marsden, P. (2003). Physiological responses to different WEB page designs. *International Journal of Human-Computer Studies - Application of affective computing in human—Computer interaction*, 59, Issue 1-2, Academic Press, 199 – 212.
- Ward, R., & Marsden, P. (2004). Affective computing: problems, reactions and intentions. *Journal of Interacting with Computers*, 16, Issue 4, Human Computer Interaction in Latin America, Elsevier, 707–713.
- Weiser, M. (1991). The Computer for the 21st Century. *Scientific American*, 94-104.
- Wolpaw, J., Birbaumer, N., Heetderks, W., McFarland, D., Peckham, P., Schalk, G., . . . Vaughan, T. (2000). Brain–Computer Interface Technology: A Review of the First International Meeting. *IEEE* .
- Xu, N., Gao, X., Hong, B., Miao, X., Gao, S., & Yang, F. (2004). BCI Competition 2003-Data Set IIB: Enhancing P300 Wave Detection Using ICA-Based Subspace Projections for BCI Applications. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 51, 1067 – 1072.
- Xu, Q., Zhou, H., Wang, Y., & Huang, J. (2009). Fuzzy support vector machine for classification of EEG signals using wavelet-based features. *Medical Engineering & Physics* 31, pp. 858–865.
- Yeo, M., Li, X., Shen, K., & Wilder-Smith, E. (2009). Can SVM be used for automatic EEG detection of drowsiness during car driving? *Safety Science* 47, Elsevier, pp.115–124.
- Yusoff, N., & Salim, S. (2010a). Multi-modal emotional processing for SCOUT: Beyond the HCI Psychometrics methods. *2nd IEEE International Conference on Information Management and Engineering (ICIME)*, 150 – 154.
- Yusoff, N., & Salim, S. (2010b). SCOUT and affective interaction design: Evaluating physiological signals for usability in emotional processing. *Proceedings of International Conference on Computer Engineering and Technology (ICCET)*, 7, 201-205.
- Zander, T., Lehne, M., Ihme, K., Jatzev, S., Correia, J., Kothe, C., . . . Nijboer, F. (2011). A Dry EEG-System for Scientific Research and Brain–Computer Interfaces. *Frontiers of Neuroscience*, 5, art. 53.

Zhang, Z., Basili, V., & Shneiderman, B. (1999). Perspective-based Usability Inspection: An Empirical Validation of Efficacy. *Journal Empirical Software Engineering archive*, 4, Kluwer Academic Publishers Hingham, 43 – 69.

# Anexo I: Inquéritos

## I.1 Modelo do Inquérito

### *QUESTIONÁRIO SOBRE EXPERIÊNCIAS COM ELETROENCEFALOGRAMAS*

#### Identificação da Experiência:

Nº da Experiência: _____	Data: ____/____/____
Nº do Utilizador: _____	Início: ____:____ Fim: ____:____
Guião de: ____/____/____	Dispositivo: _____

#### CrITÉrios de Impedância:

Cumpriu requisitos de Impedância?	Sim <input type="checkbox"/>	Não <input type="checkbox"/>
Impedância Média: _____ $\Omega$		

#### Estado Geral do Utilizador:

Como é que classifica o seu estado sonolência?			
Completamente Acordado	<input type="checkbox"/>	Acordado	<input type="checkbox"/>
Ligeiramente Cansado	<input type="checkbox"/>	Muito Cansado	<input type="checkbox"/>

#### Estado Geral do Ambiente:

Qual (is) dos seguintes acontecimentos ocorreu(eram) durante a gravação?			
Porta a Bater	<input type="checkbox"/>	Telefone	<input type="checkbox"/>
		Outro	<input type="checkbox"/>

Pessoas a Falar

☐

Espirros

☐

Qual?

## Perguntas no Decorrer das Experiências:

### I. Ler vs Não Ler Com Brancos

#### 1. Qual o tema das duas notícias?

<input type="text"/>	<input type="text"/>
----------------------	----------------------

#### 2. Como é que se sentiu durante a experiência?

### II. Ler vs Não Ler Com Imagens

#### 3. Qual o tema das duas notícias?

<input type="text"/>	<input type="text"/>
----------------------	----------------------

#### 4. Como é que se sentiu durante a experiência?

### III. Diminuição do Tamanho do Texto

#### 5. Qual o tema da notícia?

#### 6. Como é que se sentiu durante a experiência?

#### 7. Quando é que parou de ler?

### IV. Diminuição do Brilho do Fundo

#### 8. Qual o tema da notícia?

#### 9. Como é que se sentiu durante a experiência?

#### 10. Quando é que parou de ler?



**V. Aumento do Brilho do Texto****11. Qual o tema da notícia?****12. Como é que se sentiu durante a experiência?****13. Quando é que parou de ler?****VI. Diminuição da diferença de RGB****14. Qual o tema da notícia?****15. Como é que se sentiu durante a experiência?****16. Quando é que parou de ler?****VII. Ocorrência de Erros Ortográficos****17. Qual o tema da lista de palavras?****18. Como é que se sentiu durante a experiência?****19. Compreendeu todas as palavras? Se não quais?****VIII. Ocorrência de palavras Fora de Contexto****20. Qual o tema da lista de palavras ?****21. Como é que se sentiu durante a experiência?****IX. Ocorrência de Fundos Fora de Contexto****22. Qual o tema da lista de palavras ?**

<b>23. Como é que se sentiu durante a experiência?</b>	

## I.2 Consolidação dos Resultados

### I.2.1 Informações Gerais

Ensaio	Utiliz	Data	Hora	Guião	Disp.	Impedância (kOhm)	Estado do Utilizador	Estado Geral do Ambiente
1	1	27-04-2010	14:36	27-04-2010	MindSet	40-30	Compl. Acordado	Porta a Bater; Pessoas a Falar;
2	1	04-05-2010	18:31	04-05-2010	MindSet	30-20	Ligeiramente Cansado	Porta a Bater; Pessoas a Falar; teclado
3	1	06-05-2010	17:37	06-05-2010	MindSet	50-60	Ligeiramente Cansado	Porta a Bater; Pessoas a Falar; Telemóvel.
4	2	13-05-2010	16:30	06-05-2012	MindSet	50	Ligeiramente Cansado	Porta a Bater; Pessoas a Falar; Telemóvel
5	3	18-05-2010	15:00	04-05-2010	BrainVision	50-60	Acordado	Pessoas a Falar; Telemóvel
6	1	25-05-2010	15:00	20-05-2010	BrainVision	50-60	Acordado	
7	4	22-06-2010	16:20	22-06-2010	BrainVision	50-60	Acordado	
8	1	23-06-2010	16:00	22-06-2010	Neurofax	50-60	Completamente Acordado	Aviões
9	3	14-07-2010	16:00	15-07-2010	BrainVision	50-60	Acordado	Telefone
10	1	14-07-2010	16:40	15-07-2010	BrainVision	50-60	Acordado	
11	1	01-09-2010	13:30	30-08-2010	MindSet	25	Ligeiramente Cansado	
12	5	02-09-2010	00:04	30-08-2010	MindSet	50	Cansado	Carros a passar
13	1	03-04-2010	14:17	03-09-2010	MindSet	15-10	Ligeiramente Cansado	

Ensaio	Utiliz	Data	Hora	Guião	Disp.	Impedância (kOhm)	Estado do Utilizador	Estado Geral do Ambiente
14	1	10-09-2010	16:30	10-09-2010	MindSet	30	Ligeiramente Cansado	
15	6	14-09-2010	19:25	14-09-2010	MindSet	50-30	Ligeiramente Cansado	Barulho da Cadeira
16	7	20-09-2010	21:04	20-09-2010	MindSet	60	Ligeiramente Cansado	
17	7	04-10-2010	19:52	23-09-2010	MindSet	60	Completamente Acordado	Porta a Bater; Pessoas a Falar
18	6	04-10-2010	21:17	23-09-2010	MindSet	40	Acordado	
19	3	17-10-2010	18:47	23-09-2010	MindSet	40-30	Cansado	
20	8	17-10-2010	19:55	23-09-2010	MindSet	50	Cansado	
21	3	13-11-2010	17:58	12-11-2010	MindSet	20	Muito Cansado (Ondas Baixas)	
22	8	13-11-2010	18:39	12-11-2010	MindSet	30	Acordado	
23	1	25-11-2010	15:18	24-11-2010	MindSet	30-40	Cansado	
24	1	25-11-2010	16:27	25-11-2010	MindSet	30-40	Cansado	Pico energia.
25	1	02-12-2010	15:39	02-12-2010	MindSet	30-40	Compl. Acordado	
26	1	02-12-2010	16:08	02-12-2010_2	MindSet	30-40	Muito Cansado	
27	1	09-12-2010	14:46	09-12-2010	MindSet	30-40	Acordado	
28	1	09-12-2010	15:37	09-12-2010_2	MindSet	30-40	Cansado	

Ensaio	Utiliz	Data	Hora	Guião	Disp.	Impedância (kOhm)	Estado do Utilizador	Estado Geral do Ambiente
29	1	14-12-2010	15:32	14-12-2010	MindSet	30-20	Cansado	
30	5	19-12-2010	16:53	14-12-2010	MindSet	30-50	Muito Cansado	

### I.2.2 Experiências Ler vs Não Ler e Diminuição do Tamanho do Texto

Ensaio	Util.	Ler vs Não Ler - Brancos		Ler vs Não Ler - Imagens		Diminuição do Tamanho do Texto		
		Qual o Tema?	Como é que se sentiu?	Qual o Tema?	Como é que se sentiu?	Qual o Tema?	Como é que se sentiu?	Quando é que parou de ler?
1	1	- Limite de faltas - Greve Transportes	OK	- Grécia - Caso dos Submarinos	OK	Indústrias culturais e criativas	OK	Último tamanho
2	1	- TGV - Eleições Britânicas	OK	- Atentado <i>Times Square</i> - Ajuda à Grécia	OK	Armas Nucleares EUA	OK	Último tamanho
3	1	- Acidente Air France - Cortes Subsidio de	OK	- Caso Gravadores	OK	Queixa de Rui Rio a Bruxelas	OK	Último tamanho
4	2	Desemprego	OK	- Eleições Britânicas	OK		Incomoda do	Último tamanho
5	3	- TGV - Eleições Britânicas	Assustou-se	- Atentado <i>Times Square</i> - Ajuda à Grécia	OK	Armas Nucleares EUA	OK	Último tamanho
6	1	- Taxa Adicional de IRS - Quadro da GNR	OK	- Falta de professores - Agressão de Diretor	OK	Redução de Feriados	OK	Último tamanho
7	4	- Falta de preparação de caloiros	OK	-Cinzas Saramago	OK	João Vale e Azevedo	OK	Último tamanho
8	1	- Plataforma BP	OK	-Casamento Princesa Suécia	OK		OK	Último tamanho
9	3	- Roman Polanski	OK	- Crise	OK	Agência de viagens	OK	Último tamanho

Ensaio	Util.	Ler vs Não Ler - Brancos		Ler vs Não Ler - Imagens		Diminuição do Tamanho do Texto		
		Qual o Tema?	Como é que se sentiu?	Qual o Tema?	Como é que se sentiu?	Qual o Tema?	Como é que se sentiu?	Quando é que parou de ler?
10	1	- Avaliação Dirigentes Função Pública	OK	- Exame Nacional de Matemática	OK	Marsans	OK	Último tamanho
11	1	- Manifestações de fortuna	OK	- Dicionário Online de Oxford	OK	Detenção de incendiário	OK	Último tamanho
12	5	- Entradas na Função Pública	OK	- Cavaco Silva e o sistema de emergência infantil	OK		OK	Último tamanho
13	1	- Web On TV - Multas atraso pagamento Fornecedores	OK	- Negociações Israel e Palestina - Falta de alimentos	OK	Incêndios Florestais	OK	Último tamanho
14	1	- Leilão - Inquérito em Santarém	OK	- Identidade Online - Objetivo do PIB	OK	- Lei que proíbe de homossexuais assumidos no Exército inconstitucional	OK	Último tamanho
15	6	- Carlos Queiroz - Recessão Económica Mundial	OK	- Identidade Online - Caso da Liliane Bettencourt	OK	Novo Diretor do Expresso	OK	Dois últimos tamanhos
16	7	- Paulo Bento - Abertura das redes de fibra ótica	OK	- Internet Explorer 9 - Domínios .eu	OK	Diáspora	OK	Último tamanho
17	7	- Plano ONU para saúde materna - Mourinho do Real Madrid	OK	- Abertura das redes de fibra ótica - Chrome to Phone	Carro	-Univ. do Porto no Top-100	Barulho	Último tamanho
18	6		OK		Carro		Carro	Último tamanho
19	3		OK				Carro	Último tamanho
20	8		Barulho		Barulho		Carro	Último tamanho

Ensaio	Util.	Ler vs Não Ler - Brancos		Ler vs Não Ler - Imagens		Diminuição do Tamanho do Texto		
		Qual o Tema?	Como é que se sentiu?	Qual o Tema?	Como é que se sentiu?	Qual o Tema?	Como é que se sentiu?	Quando é que parou de ler?
21	3	- Crescimento do PIB no terceiro trimestre - Desvio de verbas da Proteção Civil	OK	- Tendência de retoma do 3º trimestre - Diferenças e semelhanças entre Portugal e Irlanda	Muito cansado	- Advogado levou arma para tribunal	OK	Último tamanho
22	8		OK		OK		OK	Último tamanho
23	1	- Greve Geral - Plano Austeridade Irlanda	OK	- Poluição Portugal - Traficantes Rio de Janeiro	Muito Sonolento	Declaração de voto José Seguro	OK	Último tamanho
24	1	- Fundo Europeu de Estabilidade Financeira - Reação Greve Geral	OK	- Fatura da Eletricidade - Pulseiras Eletrónicas	Sonolento	Vaga de Frio	OK	Último tamanho
25	1	- Candidatura ibérica ao Mundial 2018 - Aumento do salário mínimo nacional	Telemóvel 1	- WikiLeaks - Cassação dos títulos de condução	OK	- Desvio de dinheiro Rio de Janeiro	OK	Último tamanho
26	1	- Francisco Assis - Candidatura ibérica ao Mundial 2018	OK	- Entidade Reguladora da Saúde - Google Earth v6	OK	- Juros Mercados Financeiros	OK	Último tamanho
27	1	- Tornado Tomar - Voluntariado	OK	- Redução Indemnizações Despedimento - PayPal e WikiLeaks	OK	- BPP	OK	Último tamanho
28	1	- Corrupção - Entrevista Daniel Bessa	OK	- Alerta Amarelo Portugal - Coreia do Norte	OK	- Microsoft dá Formação	OK	Último tamanho
29	1	- Caso Madeleine McCann - Wikileaks – Conversa	Tosse	- Reforma do sistema de saúde EUA - Decisão do Governo	OK	- Mês de Novembro mais frio que o normal	OK	Último tamanho

Ensaio	Util.	Ler vs Não Ler - Brancos		Ler vs Não Ler - Imagens		Diminuição do Tamanho do Texto		
		Qual o Tema?	Como é que se sentiu?	Qual o Tema?	Como é que se sentiu?	Qual o Tema?	Como é que se sentiu?	Quando é que parou de ler?
30	5	President BCP	Cansaço; Repetiu texto	Regional dos Açores inconstitucional	OK		OK	Último tamanho

### I.2.3 Experiências Diminuição de Contraste entre Fundo e Texto

Ensaio	Utiliz.	Diminuição do Brilho do Fundo			Aumento do Brilho do Texto		
		Qual o Tema?	Como é que se sentiu?	Quando é que parou de ler?	Qual o Tema?	Como é que se sentiu?	Quando é que parou de ler?
1	1	Obesos que acham que têm o peso ideal	OK	Último tamanho	Informação prestada por bancos	OK	Leu último com dificuldade
2	1	Caso dos submarinos	OK	Último tamanho	Caso Bragaparkes	OK	Leu último com dificuldade
3	1	Tolerância de Ponto	OK	Último tamanho	Desabamento Senhora do Monte	OK	Leu último com dificuldade
4	2		OK	Leu último com dificuldade		OK	Leu último com dificuldade
5	3	Caso dos submarinos	OK	Último tamanho	Caso Bragaparkes	OK	Leu último com dificuldade
6	1	Congresso da Associação dos Nutricionistas	OK	Último tamanho	Plano de austeridade	OK	Leu último com dificuldade
7	4	Orçamento base zero	OK	Último tamanho	Areia Costa da Caparica	OK	Leu último com dificuldade



En- saio	Uti- liz.	Diminuição do Brilho do Fundo			Aumento do Brilho do Texto		
		Qual o Tema?	Como é que se sentiu?	Quando é que parou de ler?	Qual o Tema?	Como é que se sentiu?	Quando é que parou de ler?
8	1		OK	Último tamanho		OK	Leu último com dificuldade
9	3	Testes Resistência Bancos	OK	Último tamanho	Caso Bragaparkes	OK	Leu último com dificuldade
10	1		OK	Último tamanho		OK	Leu último com dificuldade
11	1	Diamantes da Libéria	OK	Último tamanho	Fecho das Piscinas do Complexo do Restelo	Reflexo	Leu tudo, mas não leu últimas linhas devido a reflexo
12	5		OK	Leu último com dificuldade		OK	Leu tudo
13	1	Abertura de farmácias 24 horas por dia	Reflexo	Leu tudo	Porteiro ilibado, caso Leandro	OK	Leu tudo
14	1	Novo CEO da Nokia	OK	Último tamanho	Google Instantâneo	OK	Último tamanho
15	6	Clausulas Abusivas Bancos	OK	Último tamanho	Google Instantâneo	OK	Último tamanho
16	7	Área Ardida Portugal	Barulho	Leu tudo	Inacessibilidade em Espaços Públicos	Barulho	Leu último com dificuldade
17	7	Ativistas a favor da pirataria	OK	Leu tudo	Critical Software	OK	Leu tudo
18	6		OK	Leu tudo		OK	Leu tudo
19	3		Barulho	Último tamanho		OK	Leu tudo
20	8		Barulho	Leu tudo		OK	Leu tudo
21	3	Bebés Prematuros	OK	Último tamanho	Queda nas intenções de voto do PS	OK	Leu tudo
22	8		Reflexo	Último tamanho		OK	Leu tudo

En- saio	Uti- liz.	Diminuição do Brilho do Fundo			Aumento do Brilho do Texto		
		Qual o Tema?	Como é que se sentiu?	Quando é que parou de ler?	Qual o Tema?	Como é que se sentiu?	Quando é que parou de ler?
23	1	Desemprego Jovens Licenciados	Reflexo	Último tamanho	Manifestação Porto contra Ministra da Cultura	OK	Leu tudo
24	1	Cavado Silva	OK	Leu tudo, exceto última linha	Violência no Rio de Janeiro	Tosse	Leu tudo
25	1	Alerta Amarelo devido ao Frio	OK	Último tamanho	Preservativo Igreja Católica	Reflexo	Último tamanho
26	1	Cloud Computing no Setor Público	OK	Último tamanho	Investigação da Comissão Europeia sobre o Google	OK	Leu tudo
27	1	Parceria PT e Microsoft Office 365	Telemóvel	Leu tudo	Inevitabilidade do Pedido de Ajuda de Portugal	Reflexo	Leu tudo
28	1	Condenação Professor	Reflexo	Leu tudo	Resultados PISA	OK	Leu tudo
29	1	WikiLeaks	Reflexo	Leu tudo	Mensagem sobre Sílvio Berlusconi WikiLeaks	OK	Leu tudo
30	5		Reflexo	Leu último com dificuldade			Leu último com dificuldade

### I.2.4 Experiências Diminuição da Diferença de RGB e Erros Ortográficos

En- saio	Uti- liz.	Diminuição da Diferença de RGB			Ocorrência de Erros Ortográficos		
		Qual o Tema?	Como é que se sentiu?	Quando é que parou de ler?	Qual o Tema?	Como é que se sentiu?	Compreendeu todas as Palavras? Se não Quais?
1	1	Dívida das empresas e serviços municipalizados	OK	Leu tudo	Capitais	OK	Sim
2	1	Cinzas Vulcânicas da Islândia	OK	Leu tudo	Modalidades Desportivas	OK	Sim
3	1	Prova de Aferição de	OK	Leu tudo	Marcas de Automóvel	OK	Sim

En- saio	Uti- liz.	Diminuição da Diferença de RGB			Ocorrência de Erros Ortográficos		
		Qual o Tema?	Como é que se sentiu?	Quando é que parou de ler?	Qual o Tema?	Como é que se sentiu?	Compreendeu todas as Palavras? Se não Quais?
4	2	Português	OK	Leu tudo		Surpreendido	Não. 3º Erro.
5	3	Cinzas Vulcânicas da Islândia	OK	Leu tudo	Modalidades Desportivas	OK	Não. 3º Erro.
6	1	Retração na concessão de crédito bancário	OK	Leu tudo	Cores	OK	Sim
7	4	Robôs	OK	Desconforto nos últimos	Marcas de Automóveis	OK	Sim
8	1		OK	Leu tudo		OK	Sim
9	3	Violência Doméstica	OK	Leu tudo	Partes do Corpo	OK	Sim
10	1		OK	Leu tudo		OK	Sim
11	1	Marcas com maior reputação	OK	Leu tudo	Peças de Vestuário	OK	Não. 3º Erro.
12	5		OK	Leu tudo		OK	Sim
13	1	Universidade de Verão do PSD	OK	Leu tudo	Profissões	OK	Sim
14	1	Cartões Eletrónicos Escolares	OK	Leu tudo	Instrumentos Musicais	OK	Sim
15	6	Licenciatura e Garantia de Emprego	OK	Leu tudo	Instrumentos Musicais	OK	Não. 2º e 3º Erro.
16	7	Quebra no número de pessoas que viajou de avião	OK	Leu tudo	Cores	OK	Sim
17	7	Políticos falaram no <i>chat</i> do Público	OK	Leu tudo	Estações de Metro	OK	Sim
18	6		OK	Leu tudo		OK	Sim
19	3		OK	Leu tudo		OK	Sim
20	8		OK	Leu tudo		OK	Sim

En- saio	Uti- liz.	Diminuição da Diferença de RGB			Ocorrência de Erros Ortográficos		
		Qual o Tema?	Como é que se sentiu?	Quando é que parou de ler?	Qual o Tema?	Como é que se sentiu?	Compreendeu todas as Palavras? Se não Quais?
21	3	Agregação LUSA e RTP	OK	Leu tudo	Frutos	OK	Sim
22	8		OK	Leu tudo		OK	Não. 2º e 3º Erro.
23	1	Quebras no mercado dos produtos tecnológico	OK	Leu tudo	Frutos	OK	Não. 3º Erro.
24	1	Recriação visual de Lisboa antes do sismo de 1755	OK	Leu tudo	Instrumentos Musicais	OK	Não. 1º e 3º Erro.
25	1	Jardim de Vasco da Gama	OK	Leu tudo	Animais	OK	Sim
26	1	Declaração de Impacto Ambiental (DIA) desfavorável para a Construção de fábrica de cimento em Rio Maior	OK	Leu tudo	Cores	OK	Sim
27	1	Carta Estratégica de Lisboa	OK	Leu tudo	Cinemas	OK	Sim
28	1	Entrevista a líder ONG Rio de Janeiro	OK	Leu tudo	Países de África	OK	Não. 2º e 3º Erro.
29	1	Falta de Cooperação entre as Polícias	OK	Leu tudo	Verbos terminados em ER	OK	Não. 2º e 3º Erro.
30	5		OK	Leu tudo		OK	Não. 2º e 3º e 5ª Erro.

### I.2.5 Experiências da Ocorrência de Palavras e Fundos Incoerentes

Ensaio	Utiliz.	Ocorrência de Palavras Incoerentes		Ocorrência de Fundos Incoerentes	
		Qual o Tema?	Como é que se sentiu?	Qual o Tema?	Como é que se sentiu?
1	1	Modalidades Desportivas	OK	Animais	OK
2	1	Capitais	OK	Marcas de Automóveis	OK
3	1	Aparelhos Elétricos e Mobiliário de Casa	OK	Cores	OK
4	2		OK		OK
5	3	Capitais	OK	Marcas de Automóveis	OK
6	1	Especiarias	OK	Tecidos	OK
7	4	Modalidades Desportivas	OK	Cores	OK
8	1		OK		OK
9	3	Graus de Família	OK	Pedras e Metais Preciosos	OK
10	1		OK		OK
11	1	Cidades Portuguesas	OK	Rios Portugueses	OK
12	5		OK		OK
13	1	Cidades da Grande Lisboa	Sonolência	Cidades Espanholas	OK
14	1	Nomes Femininos começados por M	OK	Nomes Masculinos começados por J	OK
15	6	Nomes Femininos começados por M	OK	Nomes Masculinos começados por J	OK
16	7	Modalidades Desportivas	OK	Marcas de Automóveis	OK

Ensaio	Utiliz.	Ocorrência de Palavras Incoerentes		Ocorrência de Fundos Incoerentes	
		Qual o Tema?	Como é que se sentiu?	Qual o Tema?	Como é que se sentiu?
17	7	Medidas	OK	Planetas e Constelações	OK
18	6		OK		OK
19	3		OK		OK
20	8		OK		OK
21	3	Legumes	OK	Verbos terminados em AR	OK
22	8		OK		OK
23	1	Legumes	Sonolência	Verbos terminados em AR	Sonolência
24	1	Nomes Femininos começados por M	OK	Nomes Masculinos começados por J	OK
25	1	Nomes Masculinos começados por N	OK	Cidades do Alentejo	OK
26	1	Capitais de Distrito	OK	Rios	OK
27	1	Salas de Espetáculo	OK	Nomes Femininos começados por B	OK
28	1	Moedas	Sonolência	Nomes Femininos começados por I	OK
29	1	Verbos terminados em IR	Sonolência	Revistas e Jornais	Sonolência
30	5		OK		OK

# Anexo II: Interface em Tempo Real

A interface em tempo real consiste numa camada de *software* intermédia que permite configurar o MindSet MS-1000, um dispositivo SCSI, e assim obter os dados capturados em tempo real de forma estruturada. Esta camada é genérica o suficiente para permitir a iteração dos dados de forma estruturada em tempo real, para processamento e visualização, bem como a salvaguarda dos dados em bases de dados e ficheiros.

A interface de sistema para pequenos computadores (ou *Small Computer System Interface* ou SCSI) consiste num conjunto de normas que permitem a ligação e transferência de dados entre computadores e dispositivos periféricos, vulgarmente discos rígidos, scanners e drives de CD. Neste caso o dispositivo periférico utilizado trata-se do *MindSet MS-1000*, cujas características já foram detalhadas ao longo desta tese. Este, embora assente em tecnologias de fonte aberta, não vinha acompanhado de uma biblioteca, inviabilizando a integração dos EEGs por ele capturados noutras aplicações e sistemas.

O desenvolvimento efectuado neste âmbito implicou assim a configuração, sincronização e obtenção de pacotes de dados directamente ao dispositivo SCSI. Para isso foi necessário utilizar a interface avançada de programação SCSI (ou *Advanced SCSI Programming Interface* ou ASPI) – uma interface de programação de aplicações, original da Adaptec que normaliza a comunicação com dispositivos SCSI (Adaptec, 2001). O desenvolvimento efectuado baseia-se no código incompleto de uma aplicação de visualização disponibilizado pelo fabricante do MindSet MS -100. Todos os elementos de sincronização descritos foram introduzidos especificamente no âmbito desta tese.

## II.1 Arquitetura Genérica

O processo de obtenção dos dados EEG a partir do MindSet MS-1000 envolve cinco camadas distintas disponíveis na seguinte figura:

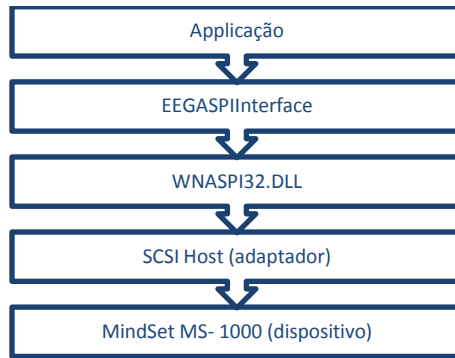


Figura II.1. Arquitetura genérica do processo de obtenção de dados EEG a partir do *MindSet MS-1000*

A biblioteca de vínculo dinâmico (ou *Dynamic-Link Library* ou DLL) WNASPI32.DLL encapsula a ASPI, a interface que normaliza a comunicação com dispositivos SCSI. Esta comunicação processa-se sempre entre o adaptador (*host*) e o dispositivo, neste caso o MindSet MS -1000, podendo existir vários dispositivos e vários adaptadores. Todas as comunicações efetuadas via ASPI estão encapsuladas numa classe estática em C++ - a **EEGASPIInterface** - que contém todas as funções necessárias à configuração da interface respetiva.

## II.2 A Interface ASPI

A interface *ASPI* define, através da DLL *WNASPI32*, um protocolo para o envio de pedidos de entradas e saídas entre as aplicações que usam a *ASPI* (também chamadas módulos) e um controlador do sistema operativo (também chamado gestor) (Adaptec, 2001). Para a comunicação com o controlador do *MindSet MS-1000*, são usadas as seguintes duas funções (das cinco funções disponibilizadas):

- ***DWORD GetASPI32SupportInfo (VOID)***, que inicializa a *ASPI* e permite devolver informação básica de configuração
- ***DWORD SendASPI32Command( LPSRB psrb)***, que executa as operações *ASPI* propriamente ditas,

O acesso a estas funções requer que estas estejam residentes em memória: um processo levado a cabo pelo Windows que se chama de Ligação Dinâmica (ou *Dynamic Lynking*). A *EEGLIB* utiliza neste âmbito a Ligação Dinâmica Explícita, que consiste em carregar explicitamente a DLL através da função ***LoadLibrary*** chamar as referências às



funções utilizadas através da função **GetProcAddress**. Estas funcionalidades foram modeladas através de métodos da classe **EEGASPIInterface**.

<pre>bool // Loads the DLL in memory EEGASPIInterface::loadASPIDLLHandle() { if (m_DLL) return true; m_DLL = LoadLibrary(TEXT("wnaspi32")); return (m_DLL!=NULL); }</pre>	<pre>bool // Unloads the DLL from memory EEGASPIInterface::freeASPIDLLHandle() { if (m_DLL) { int res = FreeLibrary(m_DLL); m_DLL = NULL; return res ? true : false; } else return false; }</pre>
---	---

Excerto II.1. Métodos para controlar o carregamento da DLL em memória.

```
DWORD // Calls DLL method GetASPI32SupportInfo
EEGASPIInterface::callGetASPI32SupportInfo() {
GetASPI32SupportInfoPROC procAdd;
DWORD dwResult=0;

// If the handle is valid, try to get the function address.
if (m_DLL != NULL) {
procAdd = (GetASPI32SupportInfoPROC) GetProcAddress(m_DLL,
"GetASPI32SupportInfo");

// If the function address is valid, call the function.
if (NULL != procAdd)
dwResult = (procAdd) ();
}
return dwResult;
}
```

Excerto II.2. Método para chamar a função *GetASPI32SupportInfo* da DLL.

A Ligação Dinâmica Explícita é indicada como sendo preferencial (Adaptec, 2001), porque permite o controlo total sobre quando o carregamento ocorre e o tratamento de eventuais erros que possam surgir nesta fase.

### II.2.1 Função *GetASPI32SupportInfo*

A função *GetASPI32SupportInfo* assegura a inicialização adequada e devolve o número de placas SCSI adaptadoras instaladas<sup>48</sup>. Estas placas são dispositivos que ligam um ou mais dispositivos SCSI ao *bus* do PC, sendo responsáveis por transferir dados entre este e o *bus* SCSI. Esta função deve ser chamada uma vez na fase de inicialização, sempre antes de se chamar *SendASPI32Command*, devolvendo sempre dois resultados:

---

<sup>48</sup> Na verdade o número de adaptadores anfitriões devolvidos por esta função é lógico e não físico, mas no nosso caso como existe um único BUS, o seu número é idêntico.

- Um código de estado, que pode ser de sucesso (*SS\_NO\_ADAPTERS*, quando não tem adaptadores, *SS\_COMP*, caso contrário) ou insucesso (*SS\_FAILED\_INIT*, *SS\_NO\_ASPI*, entre outros).
- O número de placas (se o estado for *SS\_COMP*)

O excerto de código que se segue mostra a chamada a esta função, bem como os dados que esta devolve:

```
DWORD dwStatus;
BYTE bytNAdapters=0;

dwStatus = callGetASPI32SupportInfo()
if (HIBYTE(LOWORD(dwStatus)) == SS_COMP)
bytNAdapters = LOBYTE(LOWORD(dwStatus));
```

Excerto II.3. A chamada à função *GetASPI32SupportInfo*.

## II.2.2 Função *SendASPI32Command*

A função **SendASPI32Command** executa as operações *ASPI* propriamente ditas. Estas operações são definidas através de um bloco de pedido (*estrutura SRB - SCSI Request Block*) que é passado como parâmetro. Cada bloco tem um cabeçalho que contém o código do comando e define exatamente qual é o pedido solicitado. O cabeçalho é constituído pelos seguintes campos:

Campo	Tipo de Dados	Descrição
<i>SRB_Cmd</i>	BYTE	Código do comando
<i>SRB_Status</i>	BYTE	Código do estado após a execução da operação
<i>SRB_HaId</i>	BYTE	Número do adaptador SCSI (placa)
<i>SRB_Flags</i>	BYTE	Flags específicas do pedido
<i>SRB_Hdr_Rsvd</i>	DWORD	Reservado

Tabela II.1. Campos do bloco do pedido da operação *SendASPI32Command*.

No caso específico do *MindSet MS-1000*, todas as operações são do tipo *SC\_EXEC\_SCSI\_CMD*, que, uma vez inicializada a DLL *ASPI*, permite a execução assíncrona de quaisquer tipos de operações de entrada e saída. Estas operações são especificadas através de blocos descritores de comandos (ou *Command Descriptor Blocks* ou CDBs).

Adicionalmente aos elementos enumerados na Tabela II.1 o cabeçalho de um comando do tipo *SC\_EXEC\_SCSI\_CMD* contém ainda os seguintes campos:

Campo	Tipo de Dados	Descrição
<b><i>SRB_Target</i></b>	BYTE	Identificador do dispositivo SCSI alvo
<b><i>SRB_Lun</i></b>	BYTE	Identificador da Unidade Lógica <sup>49</sup> do SCSI alvo
<b><i>SRB_Rsvd1</i></b>	WORD	Reservado
<b><i>SRB_BufLen</i></b>	DWORD	Número de bytes do Buffer de transferência
<b><i>SRB_BufPointer</i></b>	LPBYTE	<i>Buffer</i> com os bytes a serem transferidos
<b><i>SRB_SenseLen</i></b>	BYTE	Número de bytes do Buffer Sense
<b><i>SRB_CDBLen</i></b>	BYTE	Número de bytes do CDB
<b><i>SRB_HaStat</i></b>	BYTE	O estado do adaptador anfitrião (placa)
<b><i>SRB_TargStat</i></b>	BYTE	O estado do dispositivo SCSI alvo, neste caso o MindSet MS-1000.
<b><i>SRB_PostProc</i></b>	LPVOID	Função de <i>callback</i> ou evento a serem chamados uma vez concluído o processamento do comando
<b><i>SRB_Rsvd2</i></b>	BYTE[20]	Reservado
<b><i>CDBByte</i></b>	BYTE[16]	CDB
<b><i>SenseArea</i></b>	BYTE[SENSE_LEN+2]	<i>Buffer</i> para obter informação de erro mais detalhada do dispositivo alvo ( <i>Buffer Sense</i> )

Tabela II.2. Campos adicionais do bloco do pedido da operação *SendASPI32Command* quando o comando é *SC\_EXEC\_SCSI\_CMD*.

As *flags* (campo ***SRB\_Flags***) permitem especificar:

- a direção da transferência de dados – ***SBR\_DIR\_IN*** se ocorre do dispositivo para o adaptador, ***SBR\_DIR\_OUT***, caso contrário
- como é que se dá a notificação da conclusão do comando (assíncrono) – ***SRB\_POSTING***, se ocorre através de uma função de *callback*, ***SRB\_EVENT\_NOTIFY***, através da sinalização de um evento

O endereço quer do evento, quer da função de *callback* são passados através do campo ***SRB\_PostProc*** do comando. Os **eventos** são objetos de sincronização, úteis quando se pretende enviar um sinal a uma tarefa. O excerto de código seguinte mostra um evento de iniciação manual, ou seja: o seu estado permanece assinalado até ser explicitamente não assinalado através da função ***ResetEvent***; enquanto está assinalado, são libertadas todas as tarefas bloqueadas.

<sup>49</sup> Cada SCSI pode ter uma ou mais unidades lógicas que tipicamente representam volumes de armazenamento representados no sistema operativo como um dispositivo.

```

m_reqStatus.SRB_Cmd = SC_EXEC_SCSI_CMD; // execute a SCSI command
m_reqStatus.SRB_HaId = m_mindSet[nMindSet].hostadapter; // host adapter id
m_reqStatus.SRB_Flags= SRB_DIR_IN|SRB_EVENT_NOTIFY; // data is coming in, use event
m_reqStatus.SRB_Target= m_mindSet[nMindSet].scsiid; // SCSI target id
[...]
m_reqStatus.SRB_PostProc= (LPVOID)m_eventSRB; // event

// send the command
ResetEvent( m_eventSRB );
tempd = callSendASPI32Command(&m_reqStatus);

//block threads for 1000 msec or until the event is signaled
if( tempd == SS_PENDING )
    WaitForSingleObject( m_eventSRB, 1000);
success = (m_reqStatus.SRB_Status == SS_COMP); // success

```

Excerto II. 4. Exemplo de notificação via evento.

As funções de *callback* são passadas como parâmetros e chamadas assincronamente para tratar determinados eventos do programa. No caso apresentado no excerto seguinte a função é despoletada sempre que é lido um bloco de dados.

```

m_reqEEG.SRB_Cmd = SC_EXEC_SCSI_CMD; // execute a SCSI command
m_reqEEG.SRB_HaId= m_mindSet[nMindSet].hostadapter; // host adapter id
m_reqEEG.SRB_Flags= SRB_DIR_IN | SRB_POSTING; // data coming in; use posting
m_reqEEG.SRB_Target= m_mindSet[nMindSet].scsiid; // SCSI target id
[...]
m_reqEEG.SRB_PostProc= blockReadCallback; // the post function

// send the command
dwRes = callSendASPI32Command(&m_reqEEG);

void // block read callback
EEGASPIInterface::blockReadCallback(PSRB_ExecSCSICmd pThesrb)
{
    switch(pThesrb->SRB_Status)
    {
        {
        [...]
        }
    }
}

```

Excerto II. 5. Exemplo de notificação via *callback*.

A secção seguinte detalha os tipos vários de descritores de comando, específicos ao *MindSet MS-1000*, que foram usados para configurar a interface desenvolvida.

### II.2.3 Tipos de descritores de Comando do *MindSet MS-1000*

O MindSet MS-1000 usa para todas as funções descritores de comandos com 6 bytes. Estes são estruturados de acordo com o seguinte:

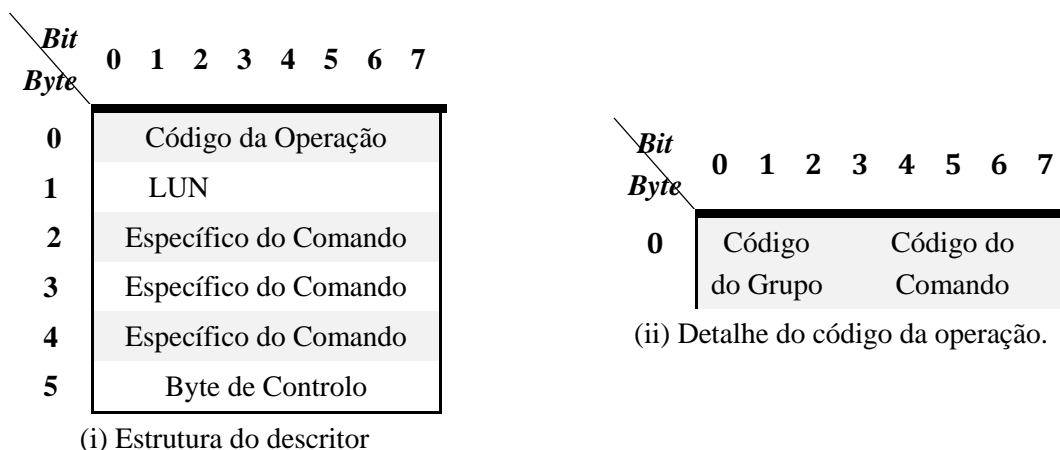


Figura II.2. Descritor de comando do MindSet MS-1000.

O comando que está a ser solicitado ao dispositivo é especificado pelo código de operação. Estes códigos estão organizados em sete grupos, mas o *MindSet MS-1000* usa apenas códigos dos grupos **0**, comandos de seis *bytes*, e **6**, comandos específicos do dispositivo (do fabricante), também de seis *bytes*. Descrevem-se de seguida os comandos utilizados para configurar a comunicação com o dispositivo.

**INQUIRY (Grupo 0).** Este comando permite obter informação básica do dispositivo alvo (neste caso o *MindSet MS-1000*). O seu código de operação é 0x12 e devolve 36 *bytes* de dados no *buffer* (campo *SRB\_BufPointer* do comando).

Bit Byte	0	1	2	3	4	5	6	7
0	0x03(Tipo de Dispositivo )							
1	0x00 (Qualificador de Tipo )							
2	0x00(Versão ANSI )							
3	0x00(Reservado )							
4	0x1F(Tamanho Adicional )							
5	0x94 (Ano do Firmware)							
6	0x00(Reservado)							
7	0x00(Reservado )							
8-15	ID do Fabricante							
16-31	ID do Produto							
32-35	Nível de Revisão do <i>Firmware</i>							

Tabela II.3. Estrutura dos dados devolvidos pelo comando *INQUIRY*.

Destes dados, a configuração realizada utiliza apenas o **ID do Fabricante** e **Tipo de Dispositivo** para encontrar dispositivos do tipo *MindSet*.

**GET MINDSET STATUS (Grupo 6).** Este comando permite obter informação de estado do MindSet MS-1000. A tabela seguinte mostra a estrutura do seu descritor de bloco.

<i>Bit</i> <i>Byte</i>	0	1	2	3	4	5	6	7
0	0xC0							
1	0x06 (Código de Operação)							
2	0x00							
3	0x00							
4	0x1E (30) (nº de bytes transferidos ao adaptador)							
5	0x00							

Tabela II.4. Descritor do comando *GetMindSetStatus*.

Como resultado transfere 30 *Bytes* (0x1E) de dados para o *buffer* (campo **SRB\_BufPointer**), que é estruturado do seguinte modo:

<i>Bit</i> <i>Byte</i>	0	1	2	3	4	5	6	7
0	Taxa de amostragem atual							
1-2	Endereço do início do <i>buffer</i> de amostras							
3-4	Endereço do fim do <i>buffer</i> de amostras							
5	Tamanho de bloco de dados atual							
6	Flag de <i>overflow</i> do <i>buffer</i> de amostras							
7	Tipo de processador							
8-30	Número de Série							

Tabela II.5. Estrutura dos dados devolvidos pelo comando *GetMindSetStatus*.

Este comando é usado na inicialização da configuração e antes de se transferirem dados do dispositivo (para avaliar se ocorreu algum *overflow* ou se não houve corrompimento do *buffer* de amostras).

**SET SAMPLE RATE (Grupo 6).** Este comando permite alterar a taxa de amostragem do *MindSet MS-1000*. A tabela seguinte mostra a estrutura do seu descritor.

<i>Bit</i> <i>Byte</i>	0	1	2	3	4	5	6	7
0	0xC0							
1	0x03 (Código de Operação)							
2	Nova Taxa de Amostragem							
3	0x00							
4	0x00							
5	0x00							

Tabela II.6. Descritor do comando *SetSampleRate*.

Esta operação é usada na fase inicialização da configuração, para fixar a taxa de amostragem no valor pretendido. As taxas de amostragem são definidas através dos seguintes valores:

- 0x00 - Parar a amostragem
- 0x01 - 1024 amostras/seg.
- 0x02 - 512 amostras/seg.
- 0x03 - 256 amostras/seg.
- 0x04 - 128 amostras/seg.
- 0x05 - 64 amostras/seg.

Esta operação é utilizada também quando se pretende parar o *streaming* de amostras, utilizando-se para esse efeito o código 0x00. Todas as capturas estão a ser efetuadas a 256 amostras/segundo.

**SET BLOCK SIZE (Grupo 6).** Este comando permite alterar o tamanho do bloco de dados a transferir de cada vez do *MindSet MS-1000*. A tabela seguinte mostra a estrutura do seu descritor.

<i>Bit</i> <i>Byte</i>	0	1	2	3	4	5	6	7
0	0xC0							
1	0x05 (Código de Operação)							
2	Novo tamanho do bloco							
3	0x00							
4	0x00							
5	0x00							

Tabela II.7. Descritor do comando *SetBlockSize*.

Os tamanhos dos blocos são definidos através dos seguintes valores:

- 0x01 – 64 bytes
- 0x02 – 128 bytes
- 0x04 – 256 bytes
- 0x08 – 512 bytes

Este comando é usado na fase inicialização da configuração para fixar o tamanho do bloco a transferir no valor desejado. Neste momento todas as capturas estão a ser efetuadas utilizando blocos com 512 bytes.

**GET MINDSET DATA (Grupo 6).** Este comando permite transferir blocos de amostras ( os dados do EEG propriamente dito) do *MindSet MS-1000*. A tabela seguinte mostra a estrutura do seu descritor.

<i>Bit</i> <i>Byte</i>	0	1	2	3	4	5	6	7
0	0xC0							
1	0x04 (Código de Operação)							
2	Nº de blocos a transferir.							
3	0x00							
4	0x00							
5	0x00							

Tabela II.8. Descritor do comando *GetMindSetData*.

Como resultado são transferidos um dado número de blocos com um dado tamanho para o *buffer* de amostras (campo *SRB\_BufPointer*) de acordo com a seguinte estrutura:

	Canal1	Canal2	...	Canal 16	
<b>Amostra 1</b>	0xFFFF	0xFFFF	...	0xFFFF	32 bytes, 2 bytes por cada canal
<b>Amostra 2</b>	0xFFFF	0xFFFF	...	0xFFFF	32 bytes, 2 bytes por cada canal
...	...	...	...	...	...
<b>Amostra N</b>	0xFFFF	0xFFFF	...	0xFFFF	32 bytes, 2 bytes por cada canal

Tabela II.9. Estrutura dos dados devolvidos pelo comando *GetMindSetData*.



Por exemplo, se for solicitado um bloco e o atual tamanho de bloco for 64, são devolvidas duas amostras por cada canal (elétrodo); mas se forem solicitados dois blocos, são devolvidas quatro amostras por cada canal, e assim sucessivamente. A configuração atual transfere um bloco de 512 *bytes* de cada vez, o que totaliza 16 amostras por cada canal.

## II.3 Sequência de Comandos de Configuração

Nesta secção resume-se de forma muito sucinta a sequência de troca de mensagens ASPI entre o nível de interface e o SCSI que se processa efetivamente na configuração implementada.

### II.3.1 Inicialização

A inicialização do dispositivo inicia-se através da obtenção do número de adaptadores de SCSI através do comando *GetASPI32SupportInfo*.

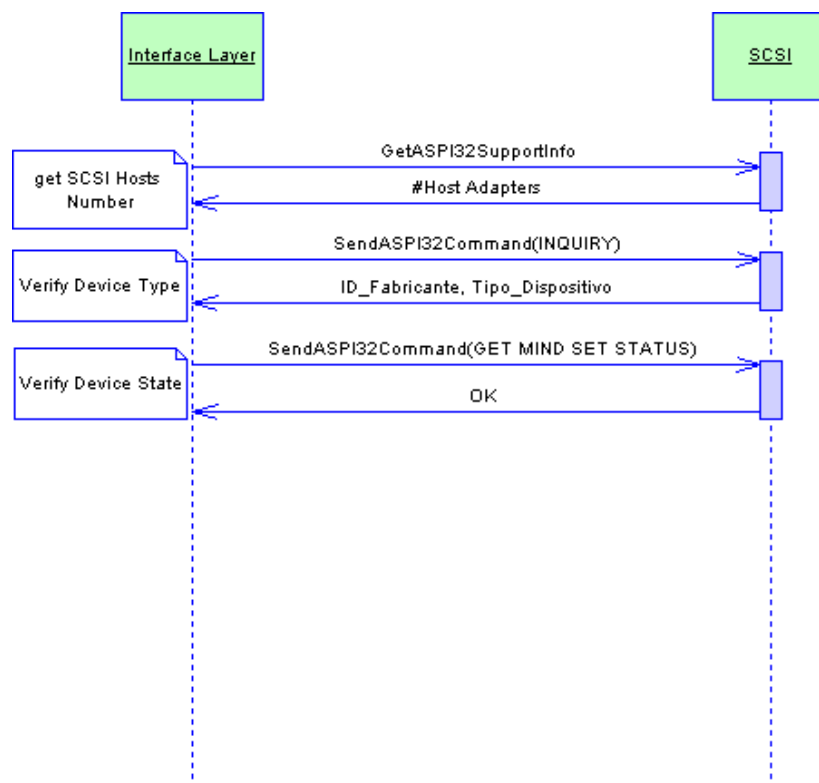


Figura II.3. Sequência de mensagens ASPI trocadas na fase de inicialização

Caso haja adaptadores, verifica-se se algum deles se trata de um MindSet através da análise do resultado de um *INQUIRY*. Caso haja *MindSets*, verifica-se o seu estado através de um *GET MIND STATUS*.

### II.3.2 Streaming de Amostras

Após a inicialização, o dispositivo está pronto para enviar dados. Isto processa-se através de chamadas aos comandos **GET\_MINDSET\_DATA** precedidos de um **GET\_MINDSET\_STATUS** para analisar o estado do *buffer* de amostras.

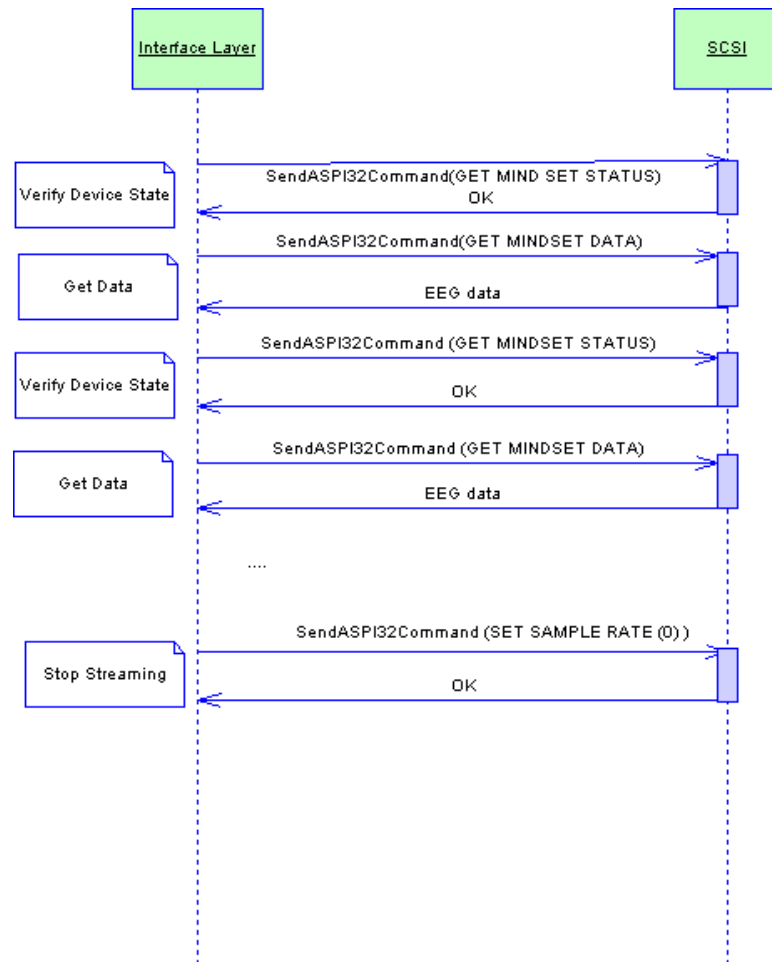


Figura II.4. Sequência de mensagens ASPI trocadas durante o *streaming* de dados.

Caso haja algum erro a captura é interrompida. Sempre que se pretende parar o *streaming* é enviado um comando **SET SAMPLE RATE** a solicitar uma taxa de amostragem 0x00.

## II.4 Elementos de Sincronização

Para permitir a inicialização e obtenção dos dados do *MindSet MS-100* por aplicações externas, a interface desenvolvida integra três eventos, um temporizador e uma fila de temporização. Adicionalmente a aplicação externa, consoante o seu objetivo terá que incluir também alguns destes elementos. Apresentam-se nesta secção dois destes exemplos.

### II.4.1 Sincronização na Interface

O evento *eventSRB*, já referido anteriormente (ver Excerto III.1), permite assinalar a finalização dos comandos *SC\_EXEC\_SCSI\_CMD* que são assíncronos.

O evento *blockReadEvent* permite à interface assinalar a receção de um bloco de amostras que pode ser lido/ consumido a partir do *buffer* respetivo. O evento *buildFrameDoneEvent* permite à interface bloquear-se à espera que aplicação externa consuma esse bloco, gravando-o ou adicionando-o a uma trama<sup>50</sup> em construção. O excerto seguinte mostra como é que estes dois eventos se conjugam:

```
SignalObjectAndWait(m_blockReadEvent, m_buildFrameDoneEvent, INFINITE, FALSE);
```

Excerto II.6. A interface usa o *blockReadEvent* para notificar externamente a leitura de um bloco e fica bloqueada no evento *buildFrameDoneEvent*.

O temporizador (*timer*) é acionado em intervalos regulares, definidos de acordo com a taxa de amostragem e tamanho de bloco definido, para obter dados do MindSet. Quando isto acontece é executada uma função de *callback*, definida com recurso a uma fila de temporização (*timerQueue*). O excerto seguinte mostra a criação destes dois elementos bem como a implementação da *callback*:

```
if (!(m_timerQueue = CreateTimerQueue())) {
[...]
throw EEGException("EEGASPIInterface::startStreaming", "Cannot create timer!");
}
[...]
```

```
if (!CreateTimerQueueTimer(&m_timer, m_timerQueue, (WAITORTIMERCALLBACK)
timerCallback, 0, 0, uiTimerRate, 0)) {
[...]
throw EEGException("EEGASPIInterface::startStreaming", "Cannot create timer!");
}
```

```
VOID CALLBACK
EEGASPIInterface::timerCallback(PVOID pParam, BOOLEAN bTimerOrWaitFired)
{
[...]
```

```
iByteCountValid = checkMindSetStatus();// GET MIND SET STATUS
getMindSetData(1);// GET MIND SET DATA
[...]
```

Excerto II.7. A criação do temporizador e fila de temporização e a respetiva *callback*

<sup>50</sup> Uma trama representa um conjunto de amostras utilizado como elemento unitário em termos de processamento, manipulação, gravação em ficheiros, etc.

A *callback* efetua a sequência de comandos anteriormente referida: confirma o estado do dispositivo e, caso esteja tudo normalizado, solicita o próximo bloco de dados.

## II.4.2 Sincronização numa Aplicação de Consumo de Tramas

As aplicações requerem a obtenção de tramas de dados em tempo real, para posterior visualização, processamento ou gravação em ficheiro. Como se formalizou que a unidade unitária de processamento e manipulação de amostras seria a trama, é necessária uma entidade intermédia, entre a aplicação e a interface, que receba os vários blocos e construa as tramas.

O funcionamento correto do *streaming* de amostras implicou assim a existência de três fluxos de processamento paralelo, desenvolvidos com recurso às seguintes tarefas (*threads*)

- Uma tarefa que obtém e devolve os blocos ao dispositivo, englobada na interface de configuração já descrita.
- Uma tarefa que ao ser notificada pela primeira, recebe os blocos e constrói as tramas. Esta foi encapsulada numa classe de iteração, o ***EEGOnlineStreamIterator***.
- Uma tarefa que ao ser notificada pela segunda, consome e libera as tramas construídas.

A figura seguinte representa de forma sucinta estas tarefas e os pontos de sincronização entre elas:

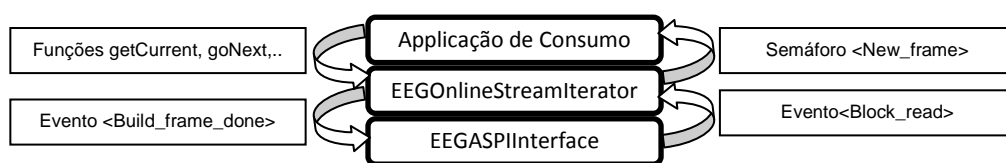


Figura II.5. Sincronização entre as várias tarefas.

Tal como já foi referido, a interface e o iterador sincronizam-se através dos eventos ***blockReadEvent***, e ***buildFrameDoneEvent***, descritos na secção anterior.

O iterador e aplicação sincronizam-se através de um semáforo (***newFrameSemaphore***) que assinala as tramas disponíveis para consumo. A aplicação deve bloquear-se neste semáforo, e uma vez liberta, deve consumir a próxima trama e avançar para a próxima. O próximo excerto de código mostra precisamente este encadeamento.

```

while (1) {
    // wait for new frames in device
    WaitForSingleObject(m_newFrameSemaphore, INFINITE);

    EEGFrame* frame =iterator->getCurrent();

    [...]// consume frame

    iterator->goNext();
}

```

Excerto II.8. A iteração em tempo real nas tramas capturas.

A partilha das tramas entre o iterador e a aplicação processa-se através de uma fila de tramas construídas, de acesso controlado através de um objeto de exclusão mútua. A trama atual (devolvida no método *getCurrent*) é a primeira trama desta fila. Para otimizar a alocação e reaproveitamento de memória optou-se por ter uma segunda fila de tramas em construção, de acesso também controlado através de um objeto de exclusão mútua. A trama em construção pelo iterador é a primeira trama desta fila.

A imagem seguinte mostra o encadeamento das várias atividades de sincronização resultando na construção de uma trama.

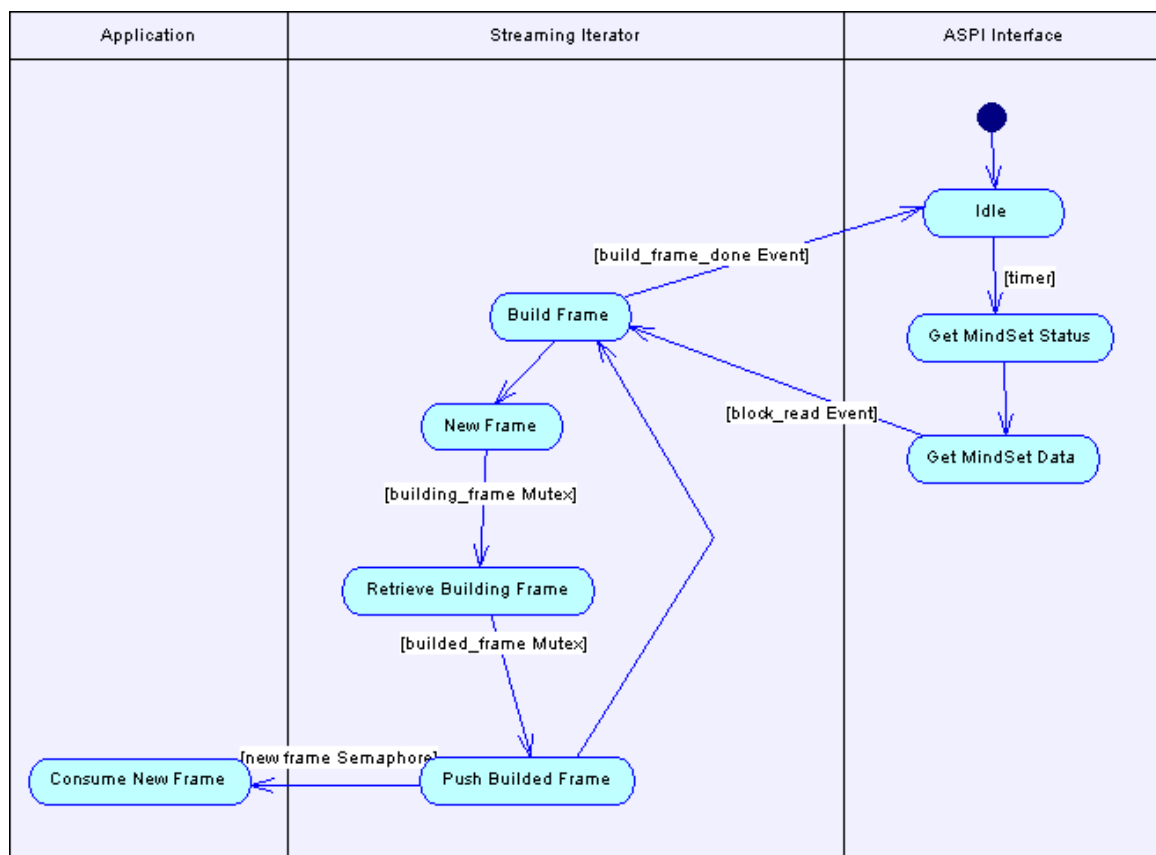


Figura II.6. Atividades de sincronização para a construção de uma trama.

Quando uma trama é finalizada, esta é movida da fila das tramas em construção, para a das tramas construídas. A figura seguinte mostra o encadeamento das várias atividades de sincronização realizadas quando se libera uma trama.

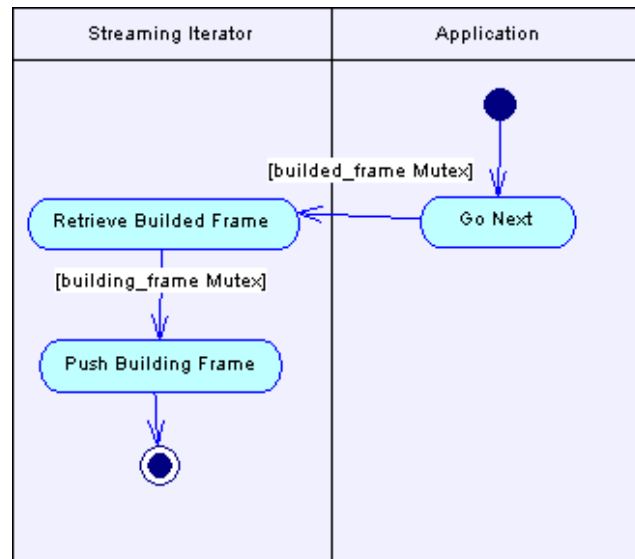


Figura II.7. Atividades de sincronização para a liberação de uma trama.

Sempre que se avança uma trama para a frente (*goNext*), a primeira trama da fila das tramas construídas, é reenviada para a fila das tramas em construção, permitindo o reaproveitamento do objeto.

# Anexo III: Gráficos e Tabelas Adicionais

## III.1 Correlação com Medidas de Inquéritos

### III.1.1 Diminuição do Tamanho do Texto

Etapas Experimentais	CORR	PVAL
1)21px	0,480	0,160
2)18px	0,454	0,188
3)15px	☑0,523	0,121
4)12px	☑0,576	☑0,081
5)9px	☑0,551	☑0,099
6)6px	☑0,556	☑0,095
7)3px	☑0,515	0,128

Tabela III. 1. Resultados da correlação da carga mental média com o estado de cansaço na experiência 3 (Conjunto II, Inter-utilizador).

### III.1.2 Diminuição do Contraste Fundo/Texto (Varia o Fundo)

Etapas Experimentais	CORR	PVAL
1)255	☑0,538	☑0,071
2)214	0,484	0,111
3)173	0,309	0,328
4)132	0,493	0,103
5)91	0,370	0,236
6)51	0,244	0,446

Tabela III. 2. Resultados da correlação da carga mental média com o estado de cansaço na experiência 4 com texto (Conjunto II, Inter-utilizador).

Etapas Experimentais	CORR	PVAL
1)255	0,268	0,400
2)214	0,385	0,217
3)173	0,498	<input checked="" type="checkbox"/> 0,100
4)132	<input checked="" type="checkbox"/> 0,504	<input checked="" type="checkbox"/> 0,094
5)91	0,447	0,145
6)51	<input checked="" type="checkbox"/> 0,579	<input checked="" type="checkbox"/> 0,048

Tabela III.3. Resultados da correlação da carga mental média com o estado de cansaço na experiência 4 sem texto (Conjunto II, Inter-utilizador).

### III.1.3 Diminuição do Contraste Fundo/Texto (Varia o Texto)

Etapas Experimentais	CORR	PVAL
1)255	0,450	0,142
2)215	0,353	0,261
3)174	0,412	0,183
4)133	0,399	0,199
5)92	0,443	0,150
6)51	0,402	0,196

Tabela III.4. Resultados da correlação da carga mental média com o estado de cansaço na experiência 5 (Conjunto II, Inter-utilizador).

### III.1.4 Diminuição da Diferença de EGB Fundo/Texto

Etapas Experimentais	CORR	PVAL
1)765	<input checked="" type="checkbox"/> 0,615	<input checked="" type="checkbox"/> 0,033
2)657	<input checked="" type="checkbox"/> 0,609	<input checked="" type="checkbox"/> 0,036
3)549	0,478	0,116
4)543	0,396	0,203
5)373	0,377	0,226
6)335	<input checked="" type="checkbox"/> 0,555	<input checked="" type="checkbox"/> 0,061

Tabela III.5. Resultados da correlação da carga mental média com o estado de cansaço na experiência 6 com texto (Conjunto II, Inter-utilizador).



<b>Etapas Experimentais</b>	<b>CORR</b>	<b>PVAL</b>
<b>1)765</b>	0,364	0,245
<b>2)657</b>	0,418	0,177
<b>3)549</b>	☑0,595	☑0,041
<b>4)543</b>	0,301	0,341
<b>5)373</b>	0,396	0,202
<b>6)335</b>	0,389	0,212

Tabela III.6. Resultados da correlação da carga mental média com o estado de cansaço na experiência 6 sem texto (Conjunto II, Inter-utilizador).

### III.1.5 Ocorrência de Erros Ortográficos

<b>Número de Erros</b>	<b>CORR</b>	<b>PVAL</b>
<b>1)0 Erros</b>	0,409	0,187
<b>2)1 Erro</b>	0,421	0,173
<b>3)0 Erros</b>	0,483	0,111
<b>4)2 Erros</b>	0,278	0,382
<b>5)0 Erros</b>	0,483	0,111
<b>6)3 Erro</b>	0,338	0,282
<b>7)0 Erros</b>	☑0,642	☑0,024
<b>8)1 Erro</b>	☑0,659	☑0,020
<b>9)0 Erros</b>	☑0,573	☑0,051

Tabela III.7. Resultados da correlação da carga mental média com o estado de cansaço na experiência 7 (Conjunto II, Inter-utilizador).

### III.1.6 Ocorrência de Palavras Incoerentes

Estado	CORR	PVAL
1)Palavras Coerentes	<input checked="" type="checkbox"/> 0,500	<input checked="" type="checkbox"/> 0,098
2)Palavra Incoerente	0,351	0,263
3)Palavras Coerentes	<input checked="" type="checkbox"/> 0,569	<input checked="" type="checkbox"/> 0,053
4)Palavra Incoerente	<input checked="" type="checkbox"/> 0,590	<input checked="" type="checkbox"/> 0,044
5)Palavras Coerentes	<input checked="" type="checkbox"/> 0,605	<input checked="" type="checkbox"/> 0,037
6)Palavra Incoerente	<input checked="" type="checkbox"/> 0,680	<input checked="" type="checkbox"/> 0,015
7)Palavras Coerentes	<input checked="" type="checkbox"/> 0,587	<input checked="" type="checkbox"/> 0,045
8)Palavra Incoerente	<input checked="" type="checkbox"/> 0,575	<input checked="" type="checkbox"/> 0,051
9)Palavras Coerentes	<input checked="" type="checkbox"/> 0,645	<input checked="" type="checkbox"/> 0,024
10)Palavra Incoerente	<input checked="" type="checkbox"/> 0,656	<input checked="" type="checkbox"/> 0,021

Tabela III.8. Resultados da correlação da carga mental média com o estado de cansaço na experiência 8 (Conjunto II, Inter-utilizador).

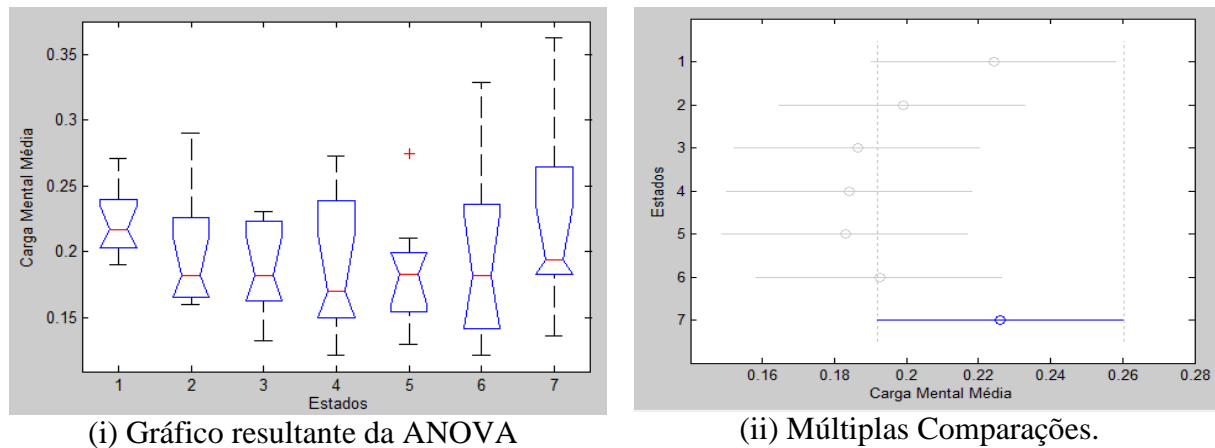
### III.1.7 Ocorrência de Fundos Incoerentes

Estado	CORR	PVAL
1)Fundo Branco	0,470	0,123
2)Fundo Incoerente	0,406	0,190
3)Fundo Branco	0,447	0,146
4)Fundo Incoerente	<input checked="" type="checkbox"/> 0,543	<input checked="" type="checkbox"/> 0,068
5)Fundo Branco	<input checked="" type="checkbox"/> 0,546	<input checked="" type="checkbox"/> 0,066
6)Fundo Incoerente	0,404	0,193
7)Fundo Branco	0,466	0,126
8)Fundo Incoerente	0,442	0,150
9)Fundo Branco	0,348	0,268
10)Fundo Incoerente	<input checked="" type="checkbox"/> 0,591	<input checked="" type="checkbox"/> 0,043

Tabela III. 9. Resultados da correlação da carga mental média com o estado de cansaço na experiência 9 (Conjunto II, Inter-utilizador).

## III.2 Análise ANOVA das Diferenças Carga Mental

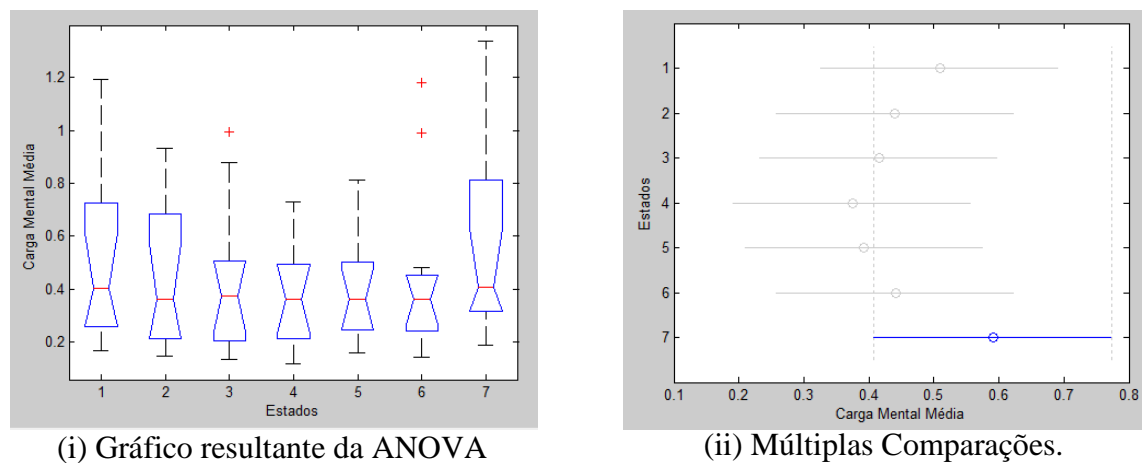
### III.2.1 Diminuição do Tamanho do Texto



	SQ	GL	MQ	F	P	F Crítico
Inter-Grupos	0,021	6	0,0031	1,356	0,246	2,25
Intra- Grupos	0,159	63	0,003			
<b>Total</b>	<b>0,179</b>	<b>69</b>				

(iii) Tabela Resultante da ANOVA

Figura III.1. ANOVA aplicada à carga mental entre etapas na experiência 3 (Conjunto I).

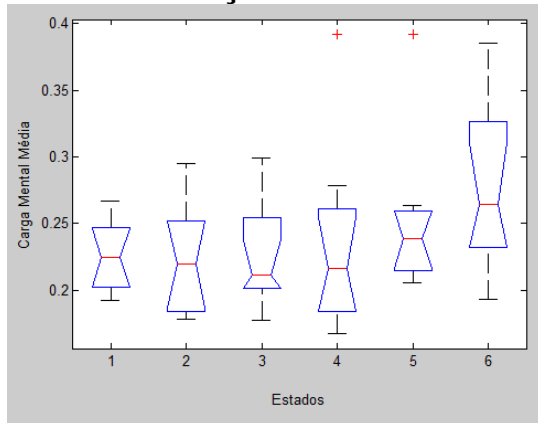


	SQ	GL	MQ	F	P	F Crítico
Inter-Grupos	0,403	6	0,0671	0,763	0,602	2,25
Intra- Grupos	6,779	77	0,088			
<b>Total</b>	<b>7,182</b>	<b>83</b>				

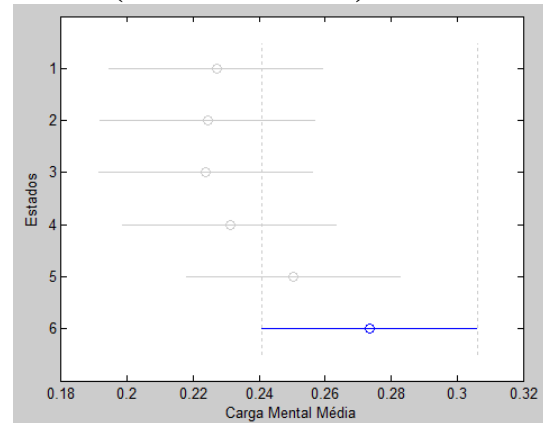
(iii) Tabela Resultante da ANOVA

Figura III.2. ANOVA aplicada à carga mental entre etapas na experiência 3 (Conjunto II).

### III.2.2 Diminuição do Contraste Fundo/Texto (Varia o Fundo)



(i) Gráfico resultante da ANOVA

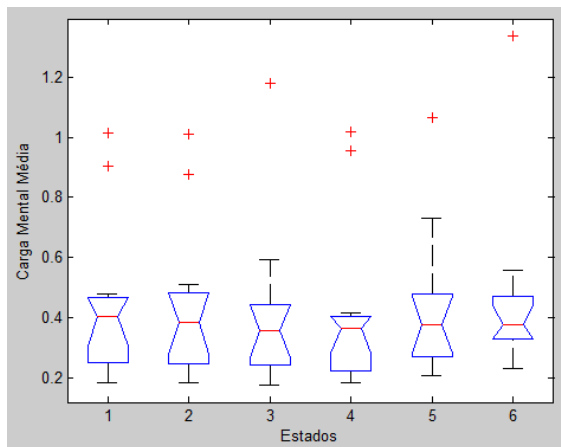


(ii) Múltiplas Comparações.

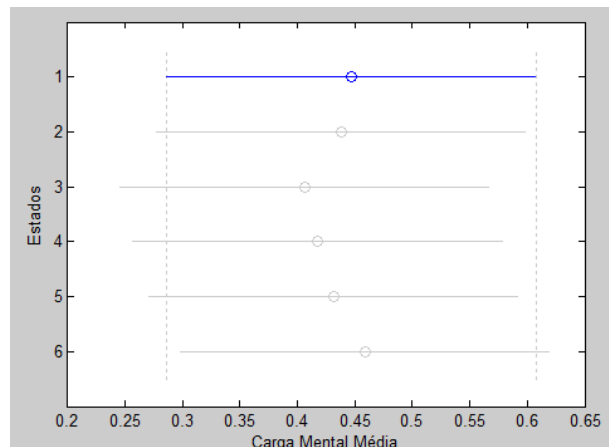
	SQ	GL	MQ	F	P	F Crítico
Inter-Grupos	0,020	5	0,004	1,610	0,173	2,37
Intra- Grupos	0,132	54	0,002			
<b>Total</b>	<b>0,151</b>	<b>59</b>				

(iii) Tabela Resultante da ANOVA

Figura III.3. ANOVA aplicada à carga mental entre estados na experiência 4 com texto (Conjunto I).



(i) Gráfico resultante da ANOVA

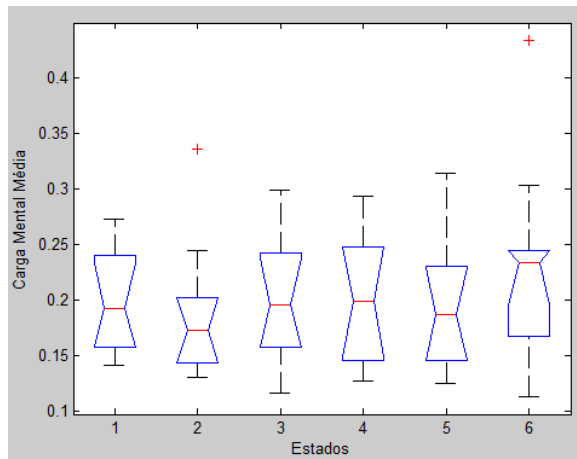


(ii) Múltiplas Comparações.

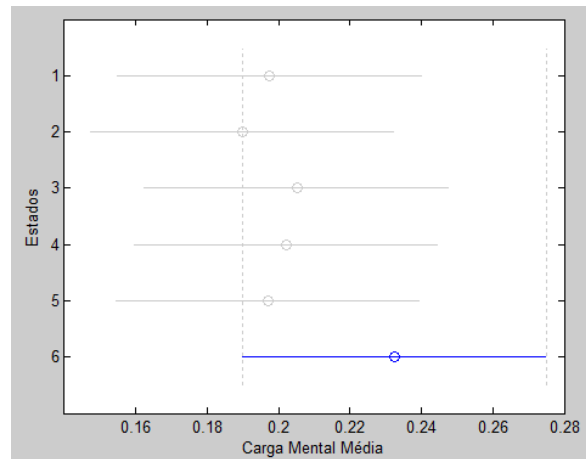
	SQ	GL	MQ	F	P	F Crítico
Inter-Grupos	0,022	5	0,004	0,0618	0,997	2,37
Intra- Grupos	4,765	66	0,0722			
<b>Total</b>	<b>4,787</b>	<b>71</b>				

(iii) Tabela Resultante da ANOVA

Figura III.4. ANOVA aplicada à carga mental entre estados na experiência 4 com texto (Conjunto II).



(i) Gráfico resultante da ANOVA

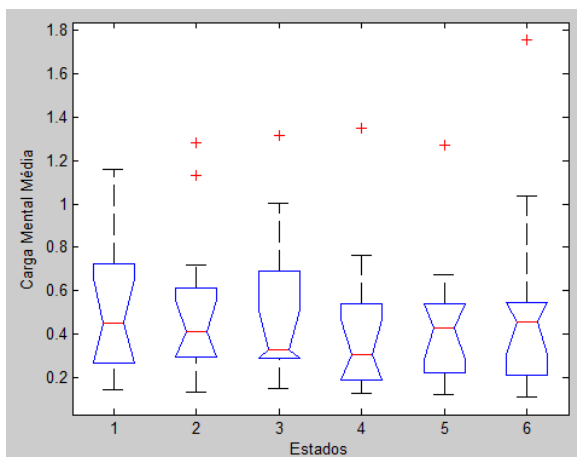


(ii) Múltiplas Comparações.

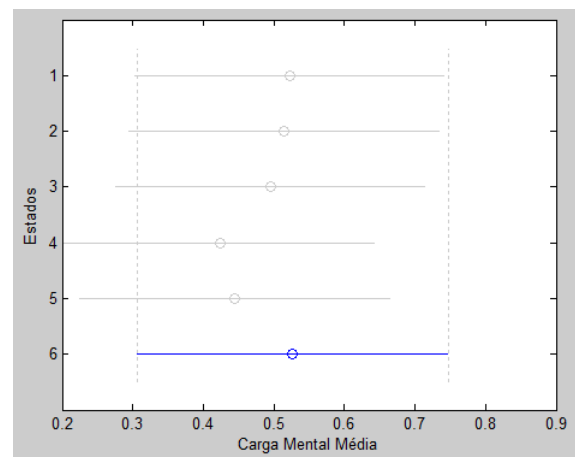
	SQ	GL	MQ	F	P	F Crítico
Inter-Grupos	0,011	5	0,002	0,530	0,752	2,37
Intra- Grupos	0,225	54	0,004			
<b>Total</b>	<b>0,236</b>	<b>59</b>				

(iii) Tabela Resultante da ANOVA

Figura III.5. ANOVA aplicada à carga mental entre estados na experiência 4 sem Texto (Conjunto I).



(i) Gráfico resultante da ANOVA



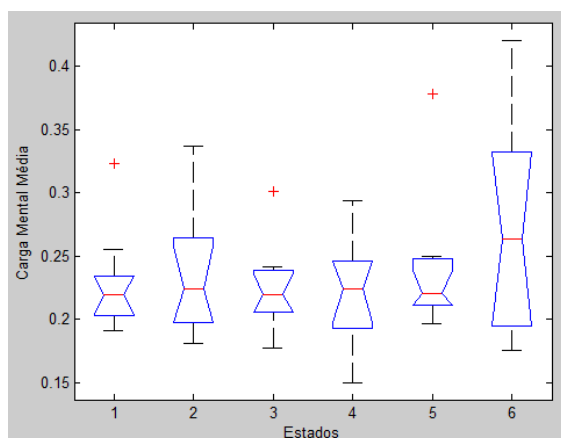
(ii) Múltiplas Comparações.

	SQ	GL	MQ	F	P	F Crítico
Inter-Grupos	0,114	5	0,023	0,169	0,973	2,37
Intra- Grupos	8,913	66	0,135			
<b>Total</b>	<b>9,027</b>	<b>71</b>				

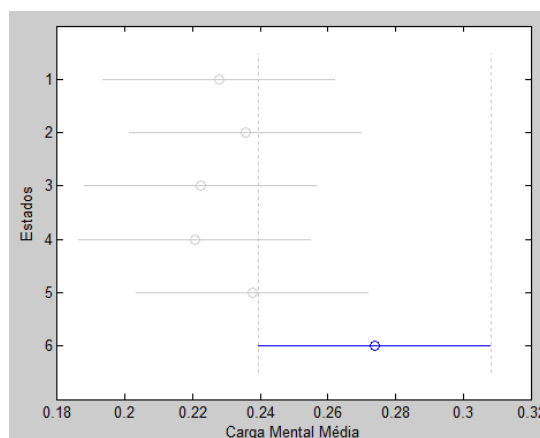
(iii) Tabela Resultante da ANOVA

Figura III.6. ANOVA aplicada à carga mental entre estados na experiência 4 sem texto (Conjunto II).

### III.2.3 Diminuição do Contraste Fundo/Texto (Varia o Texto)



(i) Gráfico resultante da ANOVA

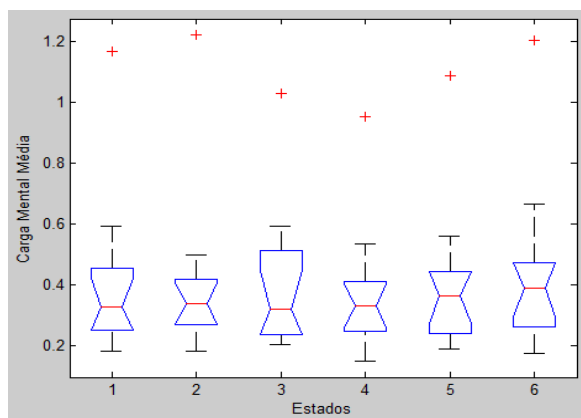


(ii) Múltiplas Comparações.

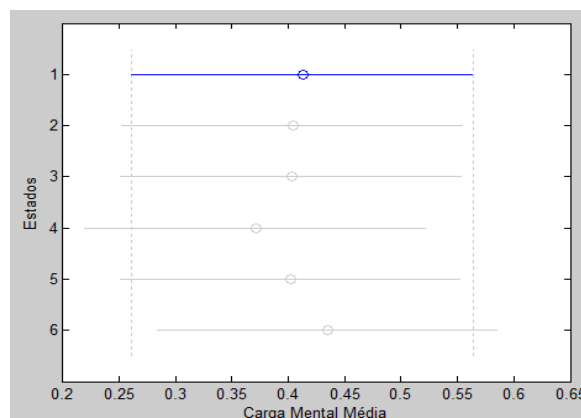
	SQ	GL	MQ	F	P	F Crítico
Inter-Grupos	0,019	5	0,004	1,413	0,234	2,37
Intra- Grupos	0,147	54	0,003			
<b>Total</b>	<b>0,166</b>	<b>59</b>				

(iii) Tabela Resultante da ANOVA

Figura III.7. ANOVA aplicada à carga mental entre estados na experiência 5 (Conjunto I).



(i) Gráfico resultante da ANOVA



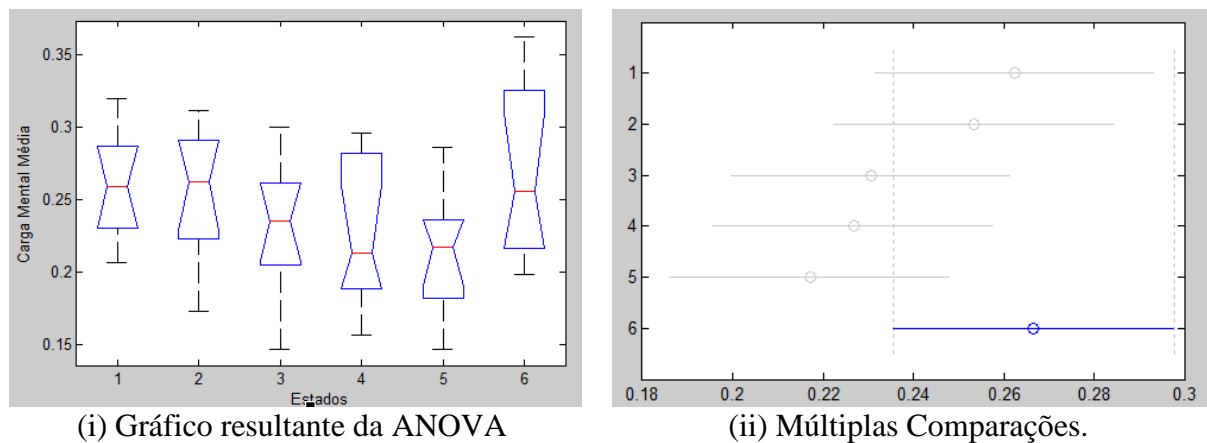
(ii) Múltiplas Comparações.

	SQ	GL	MQ	F	P	F Crítico
Inter-Grupos	0,025	5	0,005	0,080	0,995	2,37
Intra- Grupos	4,211	66	0,064			
<b>Total</b>	<b>4,236</b>	<b>71</b>				

(iii) Tabela Resultante da ANOVA

Figura III.8. ANOVA aplicada à carga mental entre estados na experiência 4 (Conjunto II)

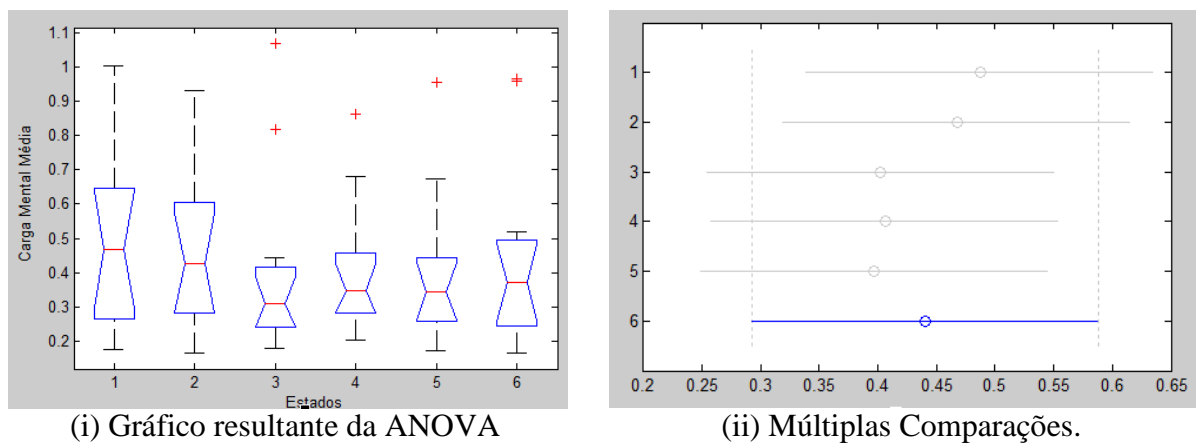
## III.2.4 Diminuição da Diferença de RGB Fundo/Texto



	SQ	GL	MQ	F	P	F Crítico
Inter-Grupos	0,021	5	0,004	1,937	0,103	2,37
Intra- Grupos	0,119	54	0,002			
<b>Total</b>	<b>0,141</b>	<b>59</b>				

(iii) Tabela Resultante da ANOVA

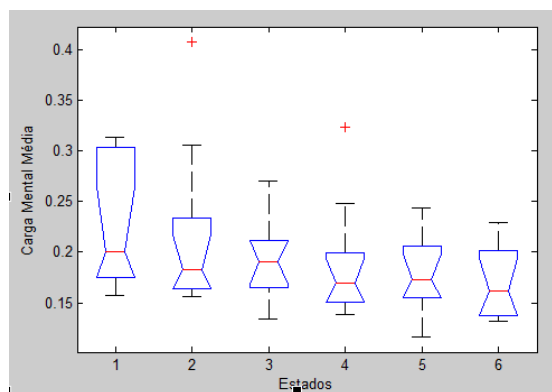
Figura III.9. ANOVA aplicada à carga mental entre estados na experiência 6 com texto (Conjunto I).



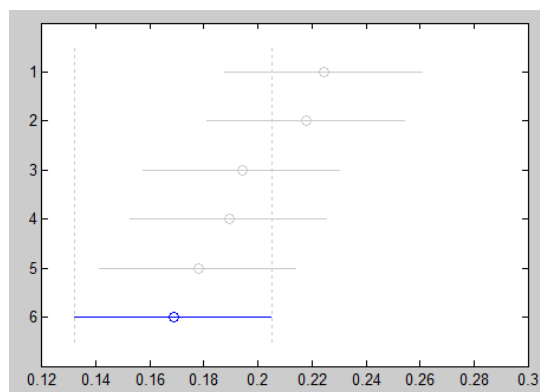
	SQ	GL	MQ	F	P	F Crítico
Inter-Grupos	0,086	5	0,017	0,281	0,922	2,37
Intra- Grupos	4,033	66	0,061			
<b>Total</b>	<b>4,119</b>	<b>71</b>				

(iii) Tabela Resultante da ANOVA

Figura III.10. ANOVA aplicada à carga mental entre estados na experiência 6 com texto (Conjunto II).



(i) Gráfico resultante da ANOVA

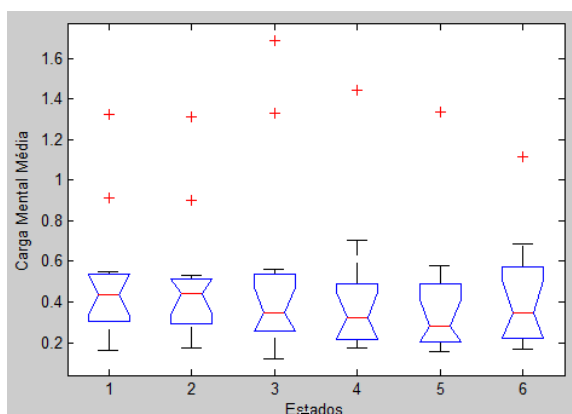


(ii) Múltiplas Comparações.

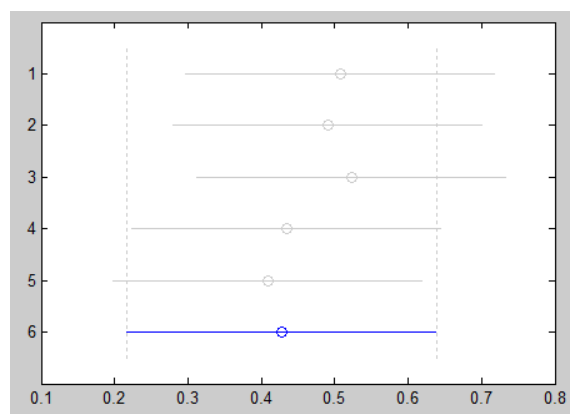
	SQ	GL	MQ	F	P	F Crítico
Inter-Grupos	0,024	5	0,005	1,566	0,185	2,37
Intra- Grupos	0,166	54	0,003			
<b>Total</b>	<b>0,190</b>	<b>59</b>				

(iii) Tabela Resultante da ANOVA

Figura III.11. ANOVA aplicada à carga mental entre estados na experiência 6 sem texto (Conjunto I).



(i) Gráfico resultante da ANOVA



(ii) Múltiplas Comparações.

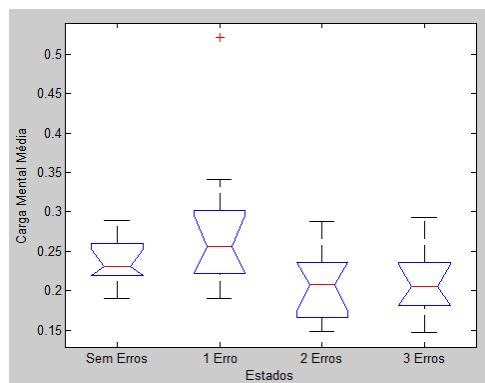
	SQ	GL	MQ	F	P	F Crítico
Inter-Grupos	0,135	5	0,027	0,216	0,954	2,37
Intra- Grupos	8,204	66	0,124			
<b>Total</b>	<b>8,339</b>	<b>71</b>				

(iii) Tabela Resultante da ANOVA

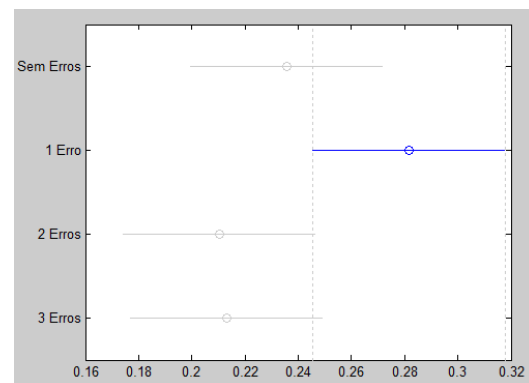
Figura III.12. ANOVA aplicada à carga mental entre estados na experiência 6 sem texto (Conjunto II).



## III.2.5 Ocorrência de Erros Ortográficos



(i) Gráfico resultante da ANOVA

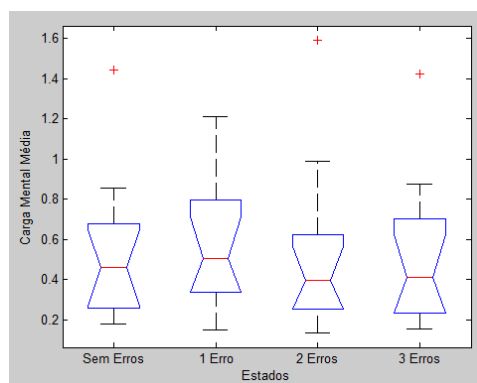


(ii) Múltiplas Comparações.

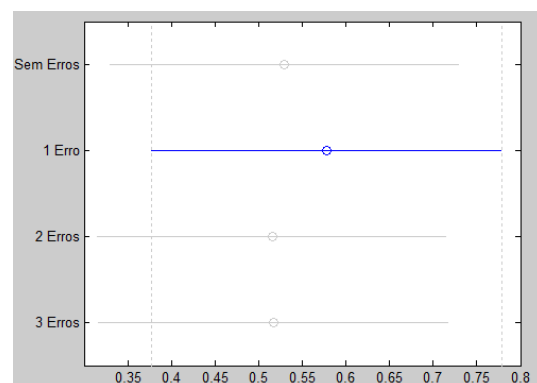
	SQ	GL	MQ	F	P	F Crítico
Inter-Grupos	0,033	3	0,011	3,022	0,042	2,84
Intra- Grupos	0,130	36	0,004			
<b>Total</b>	<b>0,162</b>	<b>39</b>				

(iii) Tabela Resultante da ANOVA

Figura III.13. ANOVA aplicada à carga mental entre estados na experiência 7 (Conjunto I).



(i) Gráfico resultante da ANOVA



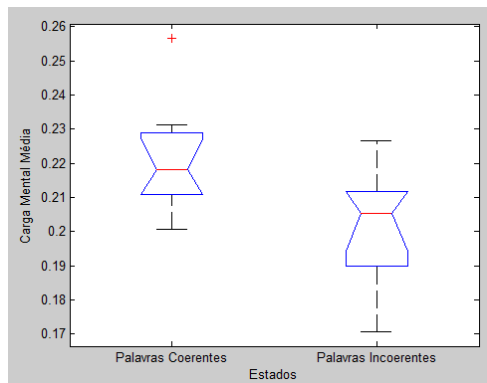
(ii) Múltiplas Comparações.

	SQ	GL	MQ	F	P	F Crítico
Inter-Grupos	0,031	3	0,0103	0,076	0,973	2,84
Intra- Grupos	5,960	44	0,135			
<b>Total</b>	<b>5,991</b>	<b>47</b>				

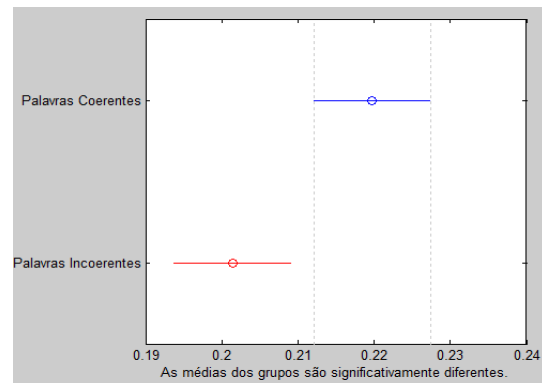
(iii) Tabela Resultante da ANOVA

Figura III.14. ANOVA aplicada à carga mental entre estados na experiência 7 (Conjunto II).

### III.2.6 Ocorrência de Palavras Incoerentes



(i) Gráfico resultante da ANOVA

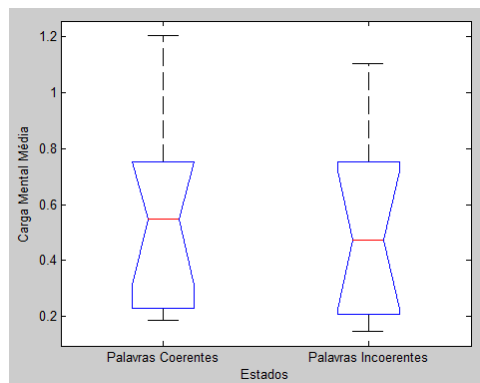


(ii) Múltiplas Comparações.

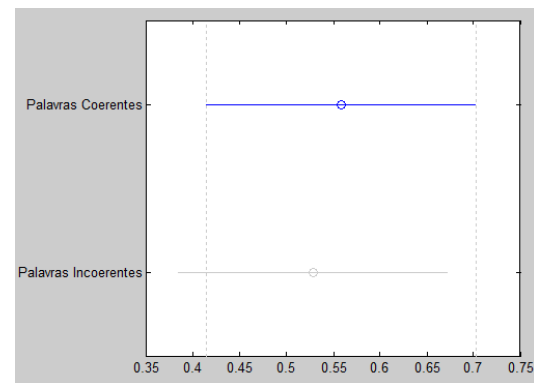
	SQ	GL	MQ	F	P	F Crítico
Inter-Grupos	0,002	1	0,002	6,226	0,023	4,41
Intra- Grupos	0,005	18	0,000			
<b>Total</b>	<b>0,007</b>	<b>19</b>				

(iii) Tabela Resultante da ANOVA

Figura III.15. ANOVA aplicada à carga mental entre estados na experiência 8 (Conjunto I).



(i) Gráfico resultante da ANOVA



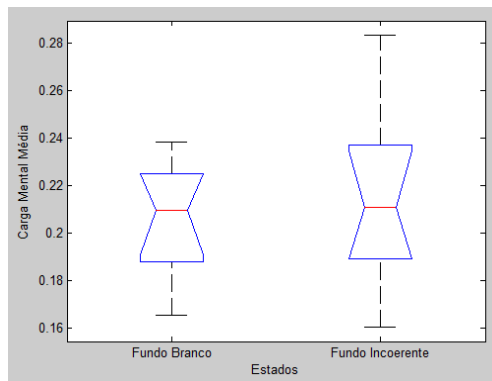
(ii) Múltiplas Comparações.

	SQ	GL	MQ	F	P	F Crítico
Inter-Grupos	0,01	1	0,01	0,047	0,830	4,30
Intra- Grupos	2,56	22	0,12			
<b>Total</b>	<b>2,56</b>	<b>23</b>				

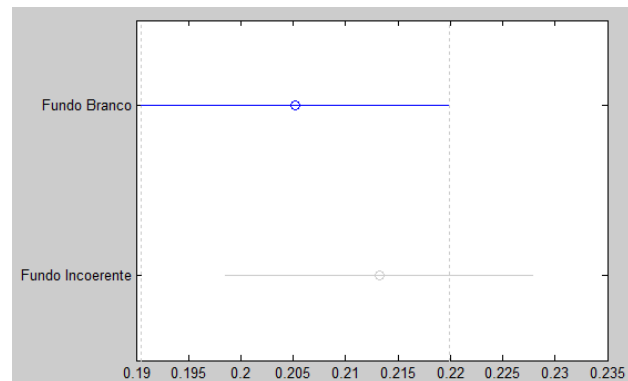
(iii) Tabela Resultante da ANOVA

Figura III.16. ANOVA aplicada à carga mental entre estados na experiência 8 (Conjunto II).

## III.2.7 Ocorrência de Fundos Incoerentes



(i) Gráfico resultante da ANOVA

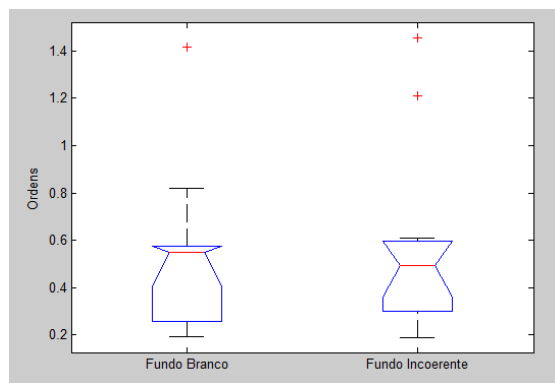


(ii) Múltiplas Comparações.

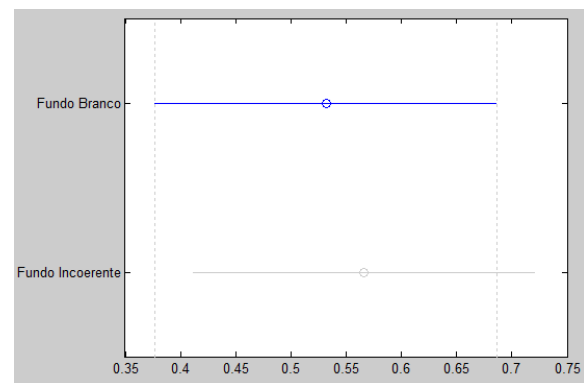
	SQ	GL	MQ	F	P	F Crítico
Inter-Grupos	0,000	1	0,000	0,326	0,575	4,41
Intra- Grupos	0,018	18	0,001			
<b>Total</b>	<b>0,018</b>	<b>19</b>				

(iii) Tabela Resultante da ANOVA

Figura III.17. ANOVA aplicada à carga mental entre estados na experiência 9 (Conjunto I).



(i) Gráfico resultante da ANOVA



(ii) Múltiplas Comparações.

	SQ	GL	MQ	F	P	F Crítico
Inter-Grupos	0,007	1	0,007	0,053	0,820	4,30
Intra- Grupos	2,937	22	0,133			
<b>Total</b>	<b>2,944</b>	<b>23</b>				

(iii) Tabela Resultante da ANOVA

Figura III.18. ANOVA aplicada à carga mental entre estados na experiência 9 (Conjunto II).

### III.3 Correlação Média Inter-Etapas da Carga Mental

#### III.3.1 Diminuição do Tamanho do Texto

Etapas		1	2	3	4	5	6	7
1	CORR		0,980	0,966	0,879	0,818	0,851	0,928
	PVAL		0,000	0,000	0,001	0,004	0,002	0,000
2	CORR	0,980		0,940	0,939	0,876	0,939	0,875
	PVAL	0,000		0,000	0,001	0,003	0,003	0,000
3	CORR	0,966	0,940		0,863	0,823	0,823	0,958
	PVAL	0,000	0,000		0,000	0,001	0,000	0,001
4	CORR	0,879	0,863	0,939		0,954	0,928	0,809
	PVAL	0,001	0,001	0,000		0,000	0,000	0,005
5	CORR	0,818	0,823	0,876	0,954		0,942	0,720
	PVAL	0,004	0,003	0,001	0,000		0,000	0,019
6	CORR	0,851	0,823	0,939	0,928	0,942		0,704
	PVAL	0,002	0,003	0,000	0,000	0,000		0,023
7	CORR	0,928	0,958	0,875	0,809	0,720	0,704	
	PVAL	0,000	0,000	0,001	0,005	0,019	0,023	
Média  CORR		<b>0,904</b>	<b>0,898</b>	<b>0,922</b>	<b>0,895</b>	<b>0,855</b>	<b>0,865</b>	<b>0,832</b>

Tabela III.10. Correlação inter-etapas na experiência 3 (Conjunto II)

## III.3.2 Diminuição do Contraste Fundo/Texto (Varia o Fundo)

Etapas		1	2	3	4	5	6
1	CORR		0,989	0,829	0,975	0,899	0,729
	PVAL		0,000	0,001	0,000	0,000	0,007
2	CORR	0,989		0,818	0,980	0,905	0,721
	PVAL	0,000		0,001	0,000	0,000	0,008
3	CORR	0,829	0,818		0,841	0,952	0,972
	PVAL	0,001	0,001		0,001	0,000	0,000
4	CORR	0,975	0,980	0,841		0,920	0,773
	PVAL	0,000	0,000	0,001		0,000	0,003
5	CORR	0,899	0,905	0,952	0,920		
	PVAL	0,000	0,000	0,000	0,000		0,000
6	CORR	0,729	0,721	0,972	0,773	0,931	
	PVAL	0,007	0,008	0,000	0,003	0,000	
Média  CORR		<b>0,884</b>	<b>0,882</b>	<b>0,882</b>	<b>0,898</b>	<b>0,921</b>	<b>0,825</b>

Tabela III.11. Correlação inter-etapas na experiência 4 com texto (Conjunto II)

Etapas		1	2	3	4	5	6
1	CORR		0,943	0,826	0,867	0,907	0,891
	PVAL		0,000	0,001	0,000	0,000	0,000
2	CORR	0,943		0,910	0,938	0,929	0,941
	PVAL	0,000		0,000	0,000	0,000	0,000
3	CORR	0,826	0,910		0,953	0,863	0,915
	PVAL	0,001	0,000		0,000	0,000	0,000
4	CORR	0,867	0,938	0,953		0,963	0,982
	PVAL	0,000	0,000	0,000		0,000	0,000
5	CORR	0,907	0,929	0,863	0,963		0,973
	PVAL	0,000	0,000	0,000	0,000		0,000
6	CORR	0,891	0,941	0,915	0,982	0,973	
	PVAL	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	
Média  CORR		<b>0,887</b>	<b>0,932</b>	<b>0,893</b>	<b>0,941</b>	<b>0,927</b>	<b>0,940</b>

Tabela III.12. Correlação inter-etapas na experiência 4 sem texto (Conjunto II)

### III.3.3 Diminuição do Contraste Fundo/Texto (Varia o Texto)

Etapas		1	2	3	4	5	6
1	CORR		0,985	0,945	0,972	0,972	0,968
	PVAL		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
2	CORR	0,985		0,914	0,947	0,956	0,946
	PVAL	0,000		0,000	0,000	0,000	0,000
3	CORR	0,945	0,914		0,972	0,962	0,957
	PVAL	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000
4	CORR	0,972	0,947	0,972		0,985	0,995
	PVAL	0,000	0,000	0,000		0,000	0,000
5	CORR	0,972	0,956	0,962	0,985		0,988
	PVAL	0,000	0,000	0,000	0,000		0,000
6	CORR	0,968	0,946	0,957	0,995	0,988	
	PVAL	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	
Média  CORR		<b>0,968</b>	<b>0,949</b>	<b>0,950</b>	<b>0,974</b>	<b>0,973</b>	<b>0,971</b>

Tabela III.13. Correlação inter-etapas na experiência 5 (Conjunto II)

### III.3.4 Diminuição da Diferença de RGB Fundo/Texto

Etapas		1	2	3	4	5	6
1	CORR		0,981	0,864	0,859	0,850	0,938
	PVAL		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
2	CORR	0,981		0,913	0,912	0,900	0,952
	PVAL	0,000		0,000	0,000	0,000	0,000
3	CORR	0,864	0,913		0,977	0,972	0,957
	PVAL	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000
4	CORR	0,859	0,912	0,977		0,982	0,948
	PVAL	0,000	0,000	0,000		0,000	0,000
5	CORR	0,850	0,900	0,972	0,982		0,943
	PVAL	0,000	0,000	0,000	0,000		0,000
6	CORR	0,938	0,952	0,957	0,948	0,943	
	PVAL	0,000	0,000	0,000	0,000	0,00	
Média  CORR		<b>0,898</b>	<b>0,932</b>	<b>0,936</b>	<b>0,936</b>	<b>0,929</b>	<b>0,948</b>

Tabela III.14. Correlação inter-etapas na experiência 6 com texto (Conjunto II)

Etapas		1	2	3	4	5	6
1	CORR		0,991	0,867	0,968	0,928	0,940
	PVAL		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
2	CORR	0,991		0,874	0,965	0,917	0,937
	PVAL	0,000		0,000	0,000	0,000	0,000
3	CORR	0,867	0,874		0,785	0,750	0,830
	PVAL	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000
4	CORR	0,968	0,965	0,785		0,966	0,942
	PVAL	0,000	0,000	0,000		0,000	0,000
5	CORR	0,928	0,917	0,750	0,966		0,958
	PVAL	0,000	0,000	0,000	0,000		0,000
6	CORR	0,940	0,937	0,830	0,942	0,958	
	PVAL	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	
Média  CORR		<b>0,939</b>	<b>0,937</b>	<b>0,821</b>	<b>0,925</b>	<b>0,904</b>	<b>0,922</b>

Tabela III.15. Correlação inter-etapas na experiência 6 sem texto (Conjunto II).

### III.3.5 Ocorrência de Erros Ortográficos

Etapas		S/ Erros	1 Erro	S/ Erros	2 Erros	S/ Erros	3 Erros	S/ Erros	1 Erro	S/ Erros
S/ Erros	CORR		0,983	0,904	0,772	0,924	0,583	0,769	0,505	0,649
	PVAL		0,000	0,000	0,003	0,000	0,046	0,003	0,094	0,022
1 Erro	CORR	0,983		0,883	0,700	0,905	0,502	0,746	0,475	0,585
	PVAL	0,000		0,000	0,011	0,000	0,096	0,005	0,119	0,046
S/ Erros	CORR	0,904	0,883		0,872	0,933	0,795	0,904	0,761	0,830
	PVAL	0,000	0,000		0,000	0,000	0,002	0,000	0,004	0,001
2 Erros	CORR	0,772	0,700	0,872		0,871	0,817	0,806	0,711	0,837
	PVAL	0,003	0,011	0,000		0,000	0,001	0,002	0,009	0,001
S/ Erros	CORR	0,924	0,905	0,933	0,871		0,754	0,914	0,707	0,826
	PVAL	0,000	0,000	0,000	0,000		0,005	0,000	0,010	0,001
3 Erros	CORR	0,583	0,502	0,795	0,817	0,754		0,873	0,820	0,935
	PVAL	0,046	0,096	0,002	0,001	0,005		0,000	0,001	0,000
S/ Erros	CORR	0,769	0,746	0,904	0,806	0,914	0,873		0,888	0,959
	PVAL	0,003	0,005	0,000	0,002	0,000	0,000			0,000
1 Erro	CORR	0,505	0,475	0,761	0,711	0,707	0,820	0,888		0,901
	PVAL	0,094	0,119	0,004	0,009	0,010	0,001	0,000		0,000
S/ Erros	CORR	0,649	0,585	0,830	0,837	0,826	0,935	0,959	0,901	
	PVAL	0,022	0,046	0,001	0,001	0,001	0,000	0,000	0,000	
Média  CORR		0,761	0,722	0,860	0,798	0,854	0,760	0,857	0,721	0,815

Tabela III.16. Correlação inter-etapas na experiência 7 (Conjunto II).

Erros		1	2	3	4
1	CORR		0,950	0,894	0,882
	PVAL		0,000	0,000	0,000
2	CORR	0,950		0,789	0,759
	PVAL	0,000		0,002	0,004
3	CORR	0,894	0,789		0,939
	PVAL	0,000	0,002		0,000
4	CORR	0,882	0,759	0,939	
	PVAL	0,000	0,004	0,000	
Média  CORR		0,908	0,833	0,874	0,860

Tabela III.17. Correlação inter-erros na experiência 7 (Conjunto II)



## III.3.6 Ocorrência de Palavras Incoerentes

Etapas		Reg.	Inc.	Reg.	Inc.	Reg.	Inc.	Reg.	Inc.	Reg.	Inc.
Regular	CORR		0,803	0,985	0,935	0,911	0,778	0,767	0,494	0,898	0,846
	PVAL		0,002	0,000	0,000	0,000	0,003	0,004	0,102	0,000	0,001
Incoerente	CORR	0,803		0,808	0,862	0,767	0,589	0,868	0,595	0,733	0,633
	PVAL	0,002		0,001	0,000	0,004	0,044	0,000	0,041	0,007	0,027
Regular	CORR	0,985	0,808		0,941	0,931	0,843	0,810	0,579	0,902	0,879
	PVAL	0,000	0,001		0,000	0,000	0,001	0,001	0,049	0,000	0,000
Incoerente	CORR	0,935	0,862	0,941		0,924	0,745	0,854	0,568	0,933	0,806
	PVAL	0,000	0,000	0,000		0,000	0,005	0,000	0,054	0,000	0,002
Regular	CORR	0,911	0,767	0,931	0,924		0,863	0,895	0,704	0,946	0,897
	PVAL	0,000	0,004	0,000	0,000		0,000	0,000	0,011	0,000	0,000
Incoerente	CORR	0,778	0,589	0,843	0,745	0,863		0,787	0,834	0,816	0,959
	PVAL	0,003	0,044	0,001	0,005	0,000		0,002	0,001	0,001	0,000
Regular	CORR	0,767	0,868	0,810	0,854	0,895	0,787		0,823	0,866	0,819
	PVAL	0,004	0,000	0,001	0,000	0,000	0,002		0,001	0,000	0,001
Incoerente	CORR	0,494	0,595	0,579	0,568	0,704	0,834	0,823		0,624	0,790
	PVAL	0,102	0,041	0,049	0,054	0,011	0,001	0,001		0,030	0,002
Regular	CORR	0,898	0,733	0,902	0,933	0,946	0,816	0,866	0,624		0,883
	PVAL	0,000	0,007	0,000	0,000	0,000	0,001	0,000	0,030		0,000
Incoerente	CORR	0,846	0,633	0,879	0,806	0,897	0,959	0,819	0,790	0,883	
	PVAL	0,001	0,027	0,000	0,002	0,000	0,000	0,001	0,002	0,000	
Média  CORR		<b>0,824</b>	<b>0,740</b>	<b>0,853</b>	<b>0,841</b>	<b>0,871</b>	<b>0,802</b>	<b>0,832</b>	<b>0,668</b>	<b>0,845</b>	<b>0,835</b>

Tabela III.18. Correlação inter-etapas na experiência 8 (Conjunto II).

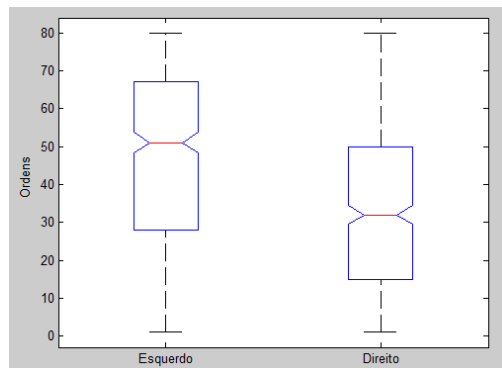
### III.3.7 Ocorrência de Fundos Incoerentes

Etapas		Br.	Inc.	Br.	Inc.	Br.	Inc.	Br.	Inc.	Br.	Inc.
Branco	CORR		0,792	0,883	0,873	0,867	0,804	0,823	0,785	0,834	0,836
	PVAL		0,002	0,000	0,000	0,000	0,002	0,001	0,002	0,001	0,001
Colorido	CORR	0,792		0,776	0,729	0,741	0,711	0,650	0,856	0,741	0,795
	PVAL	0,002		0,003	0,007	0,006	0,010	0,022	0,000	0,006	0,002
Branco	CORR	0,883	0,776		0,968	0,983	0,971	0,948	0,925	0,945	0,901
	PVAL	0,000	0,003		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Colorido	CORR	0,873	0,729	0,968		0,974	0,922	0,945	0,908	0,904	0,859
	PVAL	0,000	0,007	0,000		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Branco	CORR	0,867	0,741	0,983	0,974		0,951	0,957	0,885	0,922	0,888
	PVAL	0,000	0,006	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Colorido	CORR	0,804	0,711	0,971	0,922	0,951		0,968	0,917	0,953	0,889
	PVAL	0,002	0,010	0,000	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000	0,000
Branco	CORR	0,823	0,650	0,948	0,945	0,957	0,968		0,869	0,953	0,873
	PVAL	0,001	0,022	0,000	0,000	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000
Colorido	CORR	0,785	0,856	0,925	0,908	0,885	0,917	0,869		0,888	0,891
	PVAL	0,002	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		0,000	0,000
Branco	CORR	0,834	0,741	0,945	0,904	0,922	0,953	0,953	0,888		0,910
	PVAL	0,001	0,006	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		0,000
Colorido	CORR	0,836	0,795	0,901	0,859	0,888	0,889	0,873	0,891	0,910	
	PVAL	0,001	0,002	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	
Média  CORR		0,833	0,755	0,922	0,898	0,908	0,898	0,887	0,881	0,894	0,871

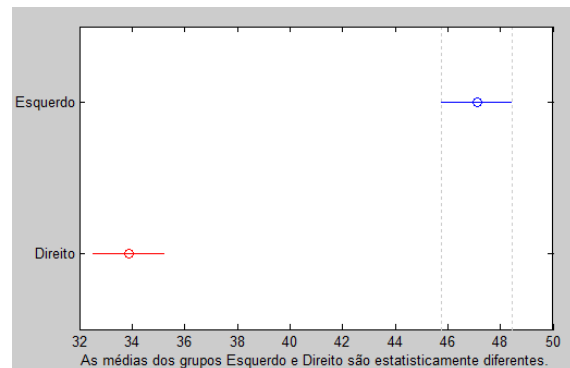
Tabela III.19. Correlação inter-etapas na experiência 9 (Conjunto II).

## III.4 Análise de Relevância

### III.4.1 Ler vs Não Ler



(i) Gráfico resultante da ANOVA

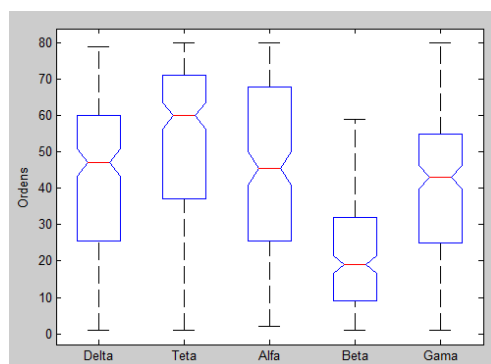


(ii) Múltiplas Comparações.

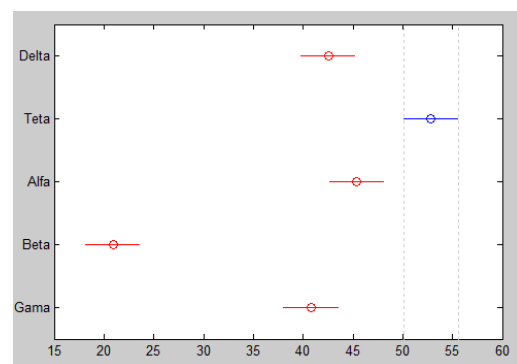
	SQ	GL	MQ	F	P	F Crítico
Inter-Grupos	4,55E+4	1	4,55E+4	92,9	0	3,84
Intra-Grupos	5,08E+5	1038	490,4			
<b>Total</b>	<b>554580</b>	<b>1039</b>				

(iii) Tabela Resultante da ANOVA

Figura III.19. ANOVA aplicada às ordens de relevância na experiência 1 em relação aos hemisférios (Conjunto I).



(i) Gráfico resultante da ANOVA

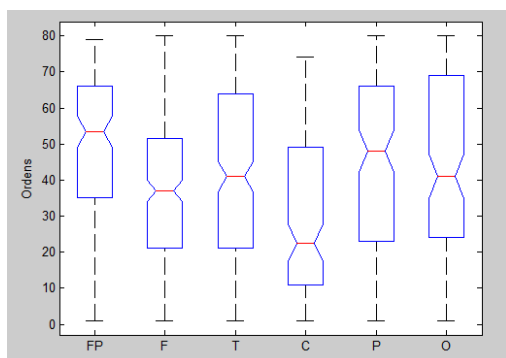


(ii) Múltiplas Comparações.

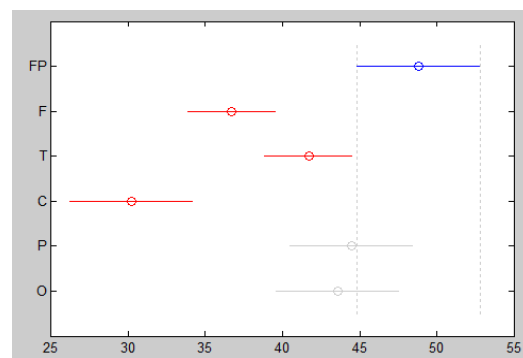
	SQ	GL	MQ	F	P	F Crítico
Inter-Grupos	1.17E+5	4	2,93E+4	69,24	0	2,37
Intra-Grupos	4,37E+05	1035	422,71			
<b>Total</b>	<b>554580</b>	<b>1039</b>				

(iii) Tabela Resultante da ANOVA

Figura III.20. ANOVA aplicada às ordens de relevância na experiência 1 em relação às bandas (Conjunto I).



(i) Gráfico resultante da ANOVA

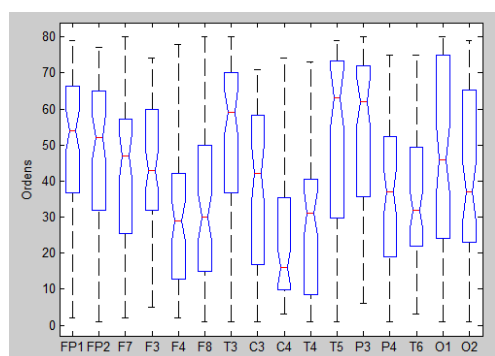


(ii) Múltiplas Comparações.

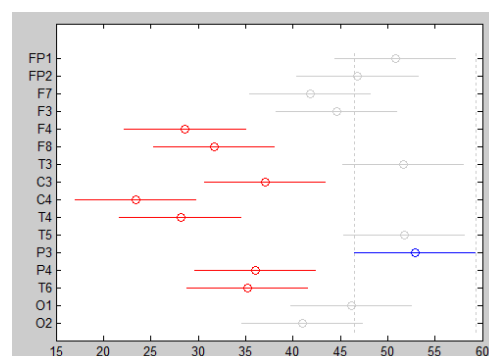
	SQ	GL	MQ	F	P	F Crítico
Inter-Grupos	3,05E+4	5	6,03E+3	11,89	3,32E-11	2,21
Intra-Grupos	5,25E+5	1034	507,18			
<b>Total</b>	<b>554580</b>	<b>1039</b>				

(iii) Tabela Resultante da ANOVA

Figura III.21. ANOVA aplicada às ordens de relevância na experiência 1 em relação às áreas funcionais (Conjunto I).



(i) Gráfico resultante da ANOVA

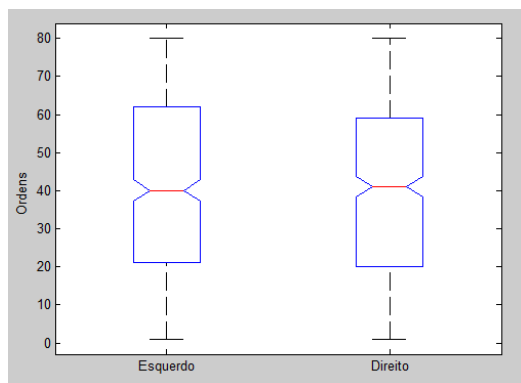


(ii) Múltiplas Comparações.

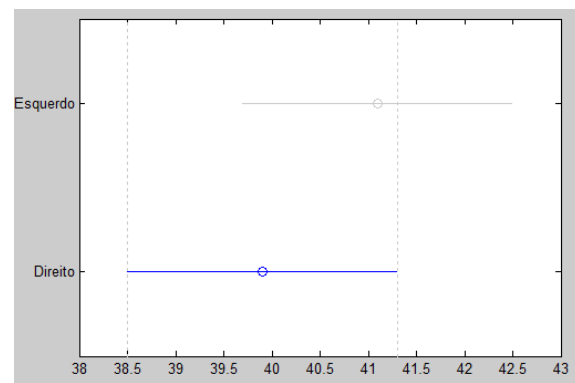
	SQ	GL	MQ	F	P	F Crítico
Inter-Grupos	8,63E+4	15	5,75E+3	12,58	0	1,67
Intra-Grupos	4,68E+5	1024	457,34			
<b>Total</b>	<b>554580</b>	<b>1039</b>				

(iii) Tabela Resultante da ANOVA

Figura III.22. ANOVA aplicada às ordens de relevância na experiência 1 em relação aos eletrodos (Conjunto I).



(i) Gráfico resultante da ANOVA

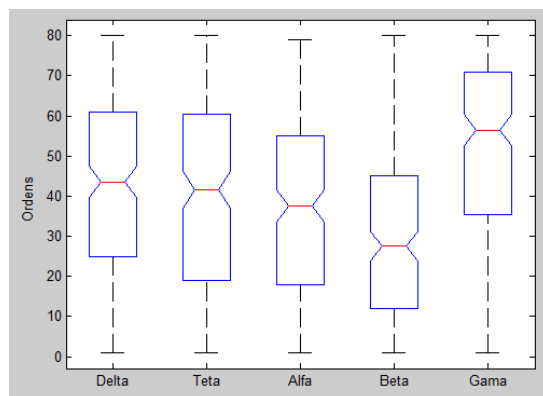


(ii) Múltiplas Comparações.

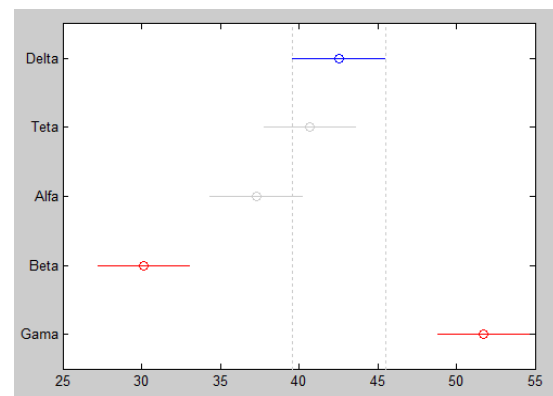
	SQ	GL	MQ	F	P	F Crítico
Inter-Grupos	374,40	1	374,40	0,701	0,40	3,84
Intra-Grupos	5,54E+5	1038	533,92			
<b>Total</b>	<b>554580</b>	<b>1039</b>				

(iii) Tabela Resultante da ANOVA

Figura III.23. ANOVA aplicada às ordens de relevância na experiência 1 em relação aos hemisférios (Conjunto II).



(i) Gráfico resultante da ANOVA

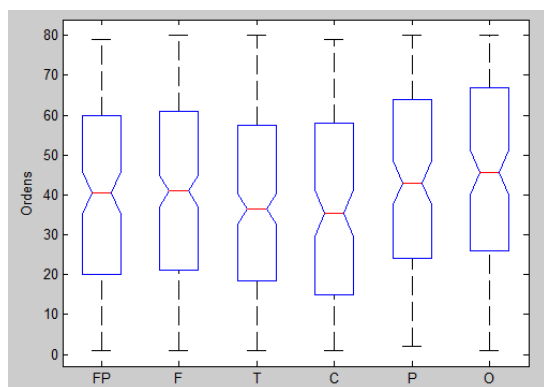


(ii) Múltiplas Comparações.

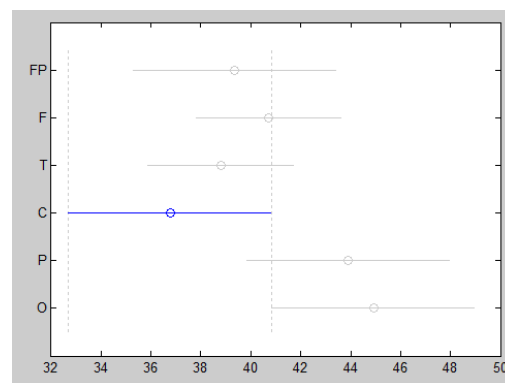
	SQ	GL	MQ	F	P	F Crítico
Inter-Grupos	5,15E+4	4	1,29E+4	26,48	0	2,37
Intra-Grupos	5,03E+5	1035	486,09			
<b>Total</b>	<b>554580</b>	<b>1039</b>				

(iii) Tabela Resultante da ANOVA

Figura III.24. ANOVA aplicada às ordens de relevância na experiência 1 em relação às bandas (Conjunto II).



(i) Gráfico resultante da ANOVA

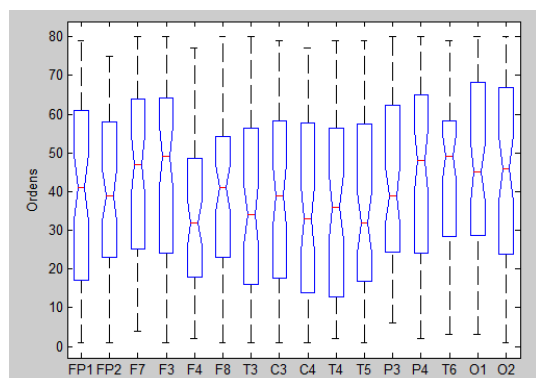


(ii) Múltiplas Comparações.

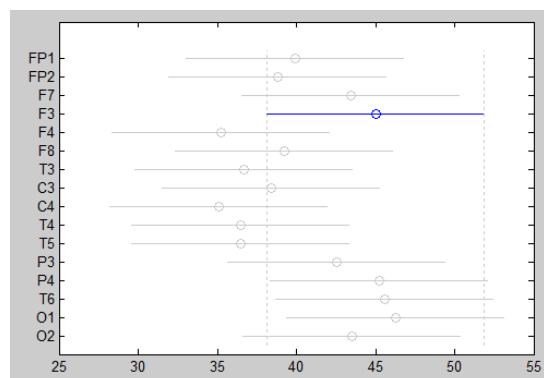
	SQ	GL	MQ	F	P	F Crítico
Inter-Grupos	6,79E+3	5	1,36E+3	2,56	0,026	2,21
Intra-Grupos	5,48E+5	1034	529,78			
<b>Total</b>	<b>554580</b>	<b>1039</b>				

(iii) Tabela Resultante da ANOVA

Figura III.25. ANOVA aplicada às ordens de relevância na experiência 1 em relação às áreas funcionais (Conjunto II).



(i) Gráfico resultante da ANOVA



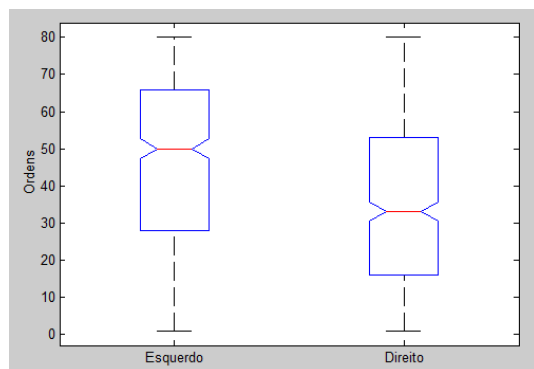
(ii) Múltiplas Comparações.

	SQ	GL	MQ	F	P	F Crítico
Inter-Grupos	1,54,E+4	15	1,03E+3	1,95	0,016	1,67
Intra-Grupos	5,39E+5	1024	526,56			
<b>Total</b>	<b>554580</b>	<b>1039</b>				

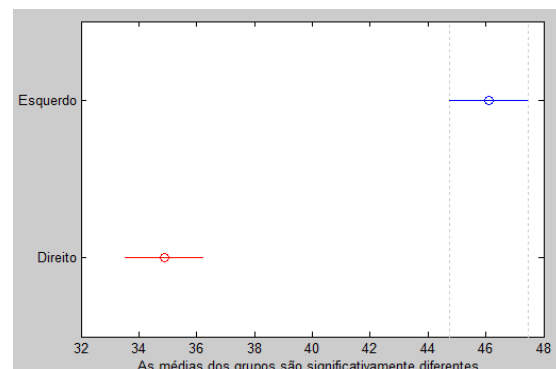
(iii) Tabela Resultante da ANOVA

Figura III.26. ANOVA aplicada às ordens de relevância na experiência 1 em relação aos elétrodos (Conjunto II).

## III.4.2 Ler vs Imagens



(i) Gráfico resultante da ANOVA

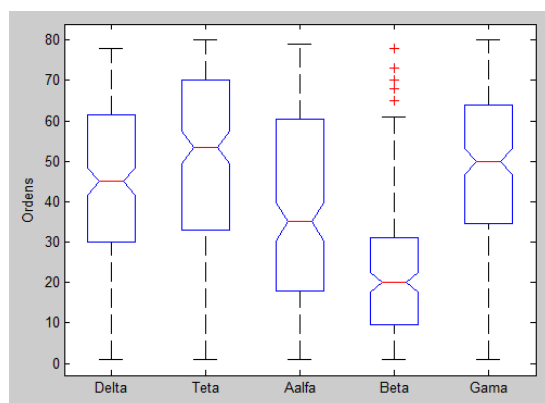


(ii) Múltiplas Comparações.

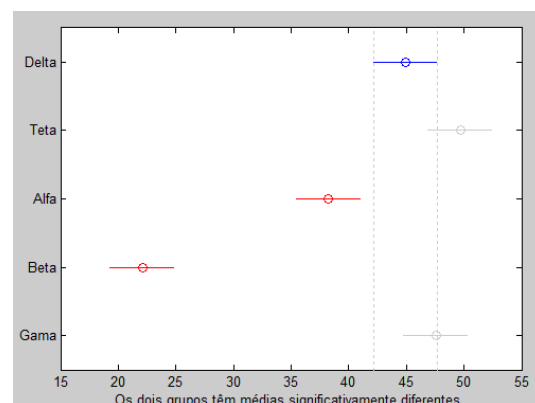
	SQ	GL	MQ	F	P	F Crítico
Inter-Grupos	3,28E+4	1	3,28E+4	5,24☑	1,78E-15☑	3,84
Intra-Grupos	5,22E+5	1038	502,68			
<b>Total</b>	<b>554580</b>	<b>1039</b>				

(iii) Tabela Resultante da ANOVA

Figura III.27. ANOVA aplicada às ordens de relevância na experiência 2 em relação aos hemisférios (Conjunto I).



(i) Gráfico resultante da ANOVA

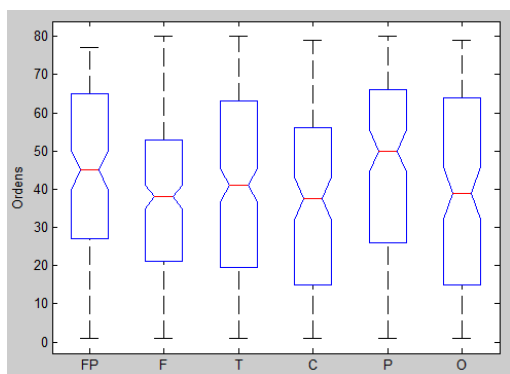


(ii) Múltiplas Comparações.

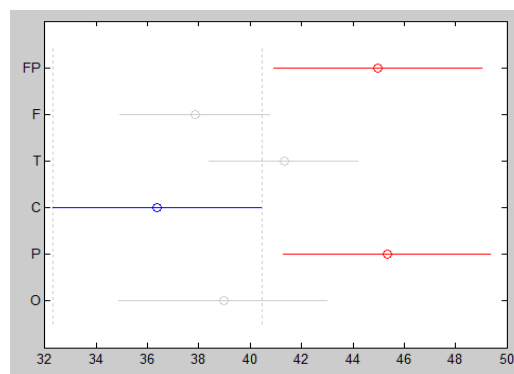
	SQ	GL	MQ	F	P	F Crítico
Inter-Grupos	1,03E+5	4	2,58E+4	59,24☑	0☑	2,37
Intra-Grupos	4,51E+5	1035	436,00			
<b>Total</b>	<b>554580</b>	<b>1039</b>				

(iii) Tabela Resultante da ANOVA

Figura III.28. ANOVA aplicada às ordens de relevância na experiência 2 em relação às bandas (Conjunto I).



(i) Gráfico resultante da ANOVA

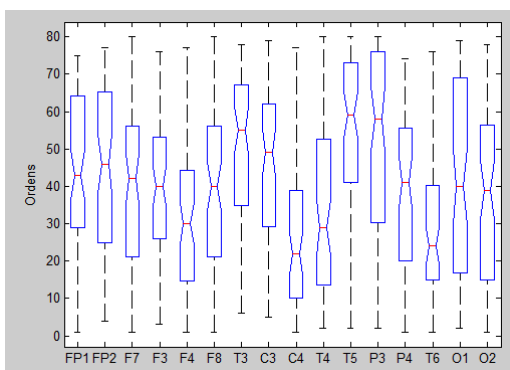


(ii) Múltiplas Comparações.

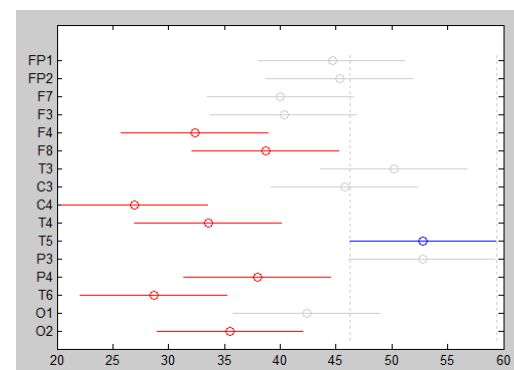
	SQ	GL	MQ	F	P	F Crítico
Inter-Grupos	1,02E+4	5	2039,35	3,87E+3	0,002	2,21
Intra-Grupos	5,44E+5	1034	526,48			
<b>Total</b>	<b>554580</b>	<b>1039</b>				

(iii) Tabela Resultante da ANOVA

Figura III.29. ANOVA aplicada às ordens de relevância na experiência 2 em relação às áreas funcionais (Conjunto I).



(i) Gráfico resultante da ANOVA



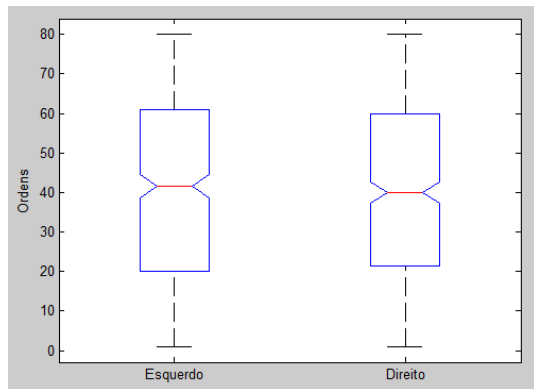
(ii) Múltiplas Comparações.

	SQ	GL	MQ	F	P	F Crítico
Inter-Grupos	6,10E+4	15	4,07E+3	8,45	0	1,67
Intra-Grupos	4,94E+5	1024	481,95			
<b>Total</b>	<b>554580</b>	<b>1039</b>				

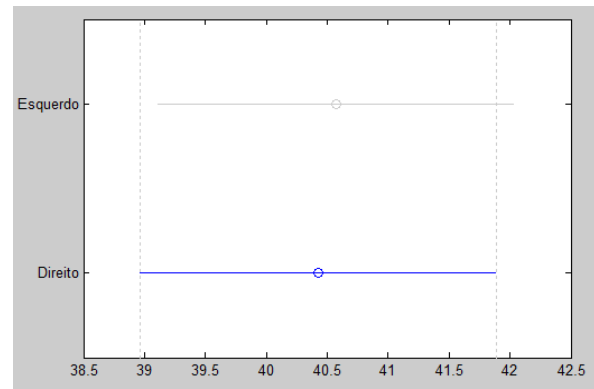
(iii) Tabela Resultante da ANOVA

Figura III.30. ANOVA aplicada às ordens de relevância na experiência 2 em relação aos elétrodos (Conjunto I).





(i) Gráfico resultante da ANOVA

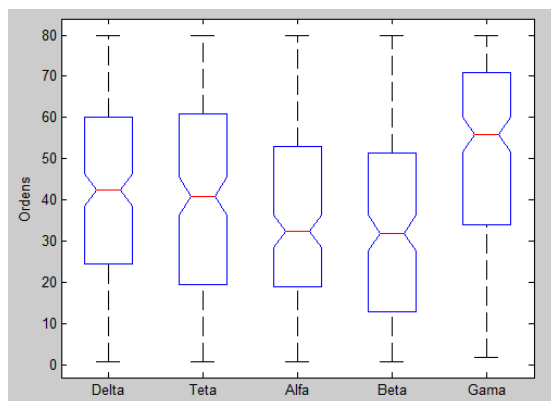


(ii) Múltiplas Comparações.

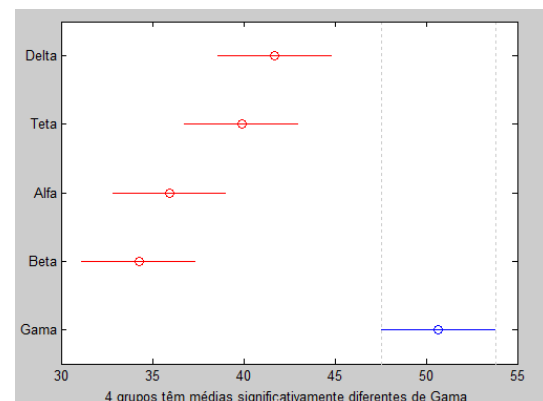
	SQ	GL	MQ	F	P	F Crítico
Inter-Grupos	4,82	1	4,82	0,01☒	0,92☒	3,84
Intra-Grupos	5,12E+5	958	534,36			
<b>Total</b>	<b>511920</b>	<b>959</b>				

(iii) Tabela Resultante da ANOVA

Figura III.31. ANOVA aplicada às ordens de relevância na experiência 2 em relação aos hemisférios (Conjunto II).



(i) Gráfico resultante da ANOVA

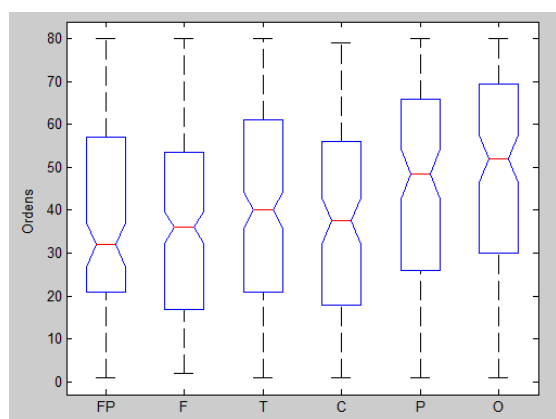


(ii) Múltiplas Comparações.

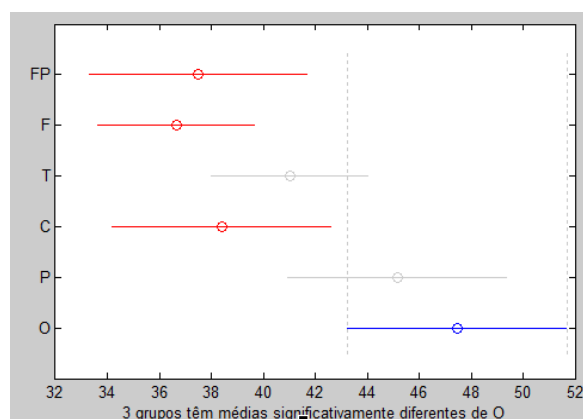
	SQ	GL	MQ	F	P	F Crítico
Inter-Grupos	3,17E+4	4	7,92E+3	15,75☒	1,73E-12☒	2,37
Intra-Grupos	4,8E+5	955	502,87			
<b>Total</b>	<b>511920</b>	<b>959</b>				

(iii) Tabela Resultante da ANOVA

Figura III.32. ANOVA aplicada às ordens de relevância na experiência 2 em relação às bandas (Conjunto II).



(i) Gráfico resultante da ANOVA

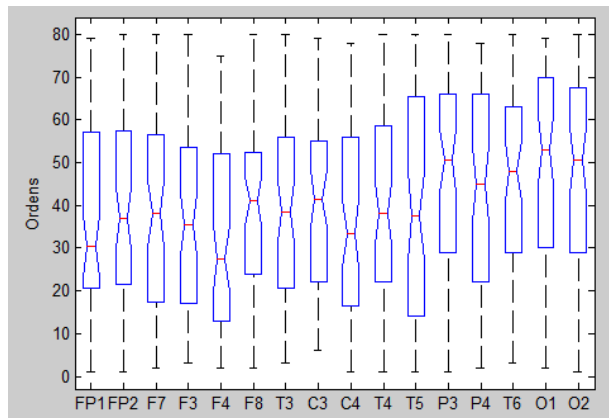


(ii) Múltiplas Comparações.

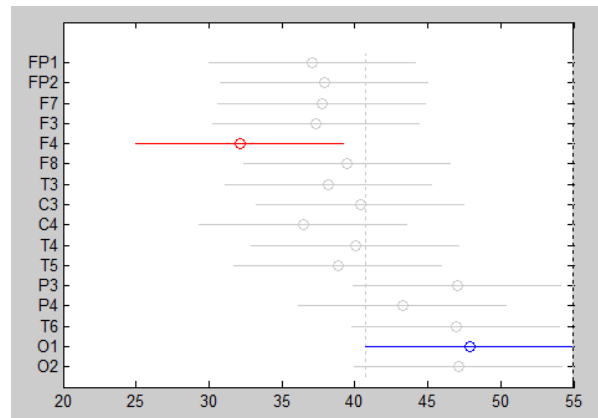
	SQ	GL	MQ	F	P	F Crítico
Inter-Grupos	1,36E+5	5	2,72E+3	5,21	0,0001	2,21
Intra-Grupos	4,98E+5	954	522,35			
<b>Total</b>	<b>511920</b>	<b>959</b>				

(iii) Tabela Resultante da ANOVA

Figura III.33. ANOVA aplicada às ordens de relevância na experiência 2 em relação às áreas funcionais (Conjunto II).



(i) Gráfico resultante da ANOVA



(ii) Múltiplas Comparações.

	SQ	GL	MQ	F	P	F Crítico
Inter-Grupos	1,92E+4	15	1,28E+3	2,46	0,002	1,67
Intra-Grupos	4,90E+5	944	521,90			
<b>Total</b>	<b>511920</b>	<b>959</b>				

(iii) Tabela Resultante da ANOVA

Figura III.34. ANOVA aplicada às ordens de relevância na experiência 2 em relação aos elétrodos (Conjunto II).