

**Instituto Superior de Engenharia do Porto**

**Uso de Interfaces Cérebro-computador na  
comunicação de pessoas com Síndrome de  
Encarceramento**

**Joaquim José Sobral Pereira**

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em  
**Engenharia Informática**  
Área de Especialização em  
**Sistemas Gráficos e Multimédia**

Orientador: Doutor António Abel Vieira de Castro, DEI/ISEP

Júri

Presidente:

Doutora Maria de Fátima Coutinho Rodrigues, DEI/ISEP

Vogais:

Doutor Eurico Morais Carrapatoso, FEUP/Universidade do Porto

Doutor António Abel Vieira de Castro, DEI/ISEP

Porto, Outubro de 2013

(intencionalmente em branco)

*À minha mulher Elisabete pelo seu apoio e generosidade.*

*Aos meus filhos Inês e Pedro que com o seu sorriso fazem tudo valer a pena.*

*À memória de Jean-Dominique Bauby, cuja força inspirou este trabalho.*

(intencionalmente em branco)

# Agradecimentos

Começo por agradecer ao meu orientador, Doutor António Vieira de Castro, do Departamento de Engenharia Informática (DEI) do Instituto Superior de Engenharia (ISEP), pelo seu empenho, disponibilidade, orientação e, não menos importante, a sua amizade.

Um agradecimento muito especial aos meus amigos Eng. Paulo Alexandre Ferreira, do DEI - ISEP, Dr. Horácio Tomé Marques, da Escola Superior de Música, Artes e Espetáculo (ESMAE), Eng. José Filipe Freitas e Dr. João Sousa Lopes, pela generosidade demonstrada ao oferecerem a sua ajuda desinteressada, e por me terem apoiado sempre que deles necessitei.

Pela sua disponibilidade e colaboração, à Prof. Doutora Fátima Rodrigues do DEI - ISEP; ao Prof. Doutor Pedro R. Almeida do "Laboratório de Neuropsicofisiologia" da Faculdade de Psicologia e de Ciências da Educação da Universidade do Porto (FPCEUP); às Prof. Doutora Verónica Costa Orvalho e Dra. Jacqueline Rodrigues Fernandes, do "Porto *Interactive Center*", Departamento de Ciência de Computadores, da Faculdade de Ciências da Universidade do Porto (FCUP); e ao Dr. Francisco Marques-Teixeira da "Neurobios - Instituto de Neurociências".

Ao Instituto Superior de Engenharia do Porto, por garantir algumas das condições necessárias à realização deste trabalho.

Ao "LAMU - Laboratório Multimédia" do ISEP, por todo o apoio prestado.

A todos eles deixo aqui o meu agradecimento.

(intencionalmente em branco)

# Resumo

Os avanços nas Interfaces Cérebro-máquina, resultantes dos avanços no tratamento de sinal e da inteligência artificial, estão a permitir-nos aceder à atividade cerebral, descodificá-la, e usá-la para comandar dispositivos, sejam eles braços artificiais ou computadores. Isto é muito mais importante quando os utilizadores são pessoas que perderam a capacidade de comunicar, embora mantenham as suas capacidades cognitivas intactas. O caso mais extremo desta situação é o das pessoas afetadas pela Síndrome de Encarceramento.

Este trabalho pretende contribuir para a melhoria da qualidade de vida das pessoas afetadas por esta síndrome, disponibilizando-lhes um meio de comunicação adaptado às suas limitações. É essencialmente um estudo de usabilidade aplicada a um tipo de utilizador extremamente diminuído na sua capacidade de interação.

Nesta investigação começamos por compreender a Síndrome de Encarceramento e as limitações e capacidades das pessoas afetadas por ela. Abordamos a neuroplasticidade, o que é, e em que medida é importante para a utilização das Interfaces Cérebro-máquina. Analisamos o funcionamento destas interfaces, e os fundamentos científicos que o suportam. Finalmente, com todo este conhecimento em mãos, investigamos e desenvolvemos métodos que nos permitissem otimizar as limitadas capacidades do utilizador na sua interação com o sistema, minimizando o esforço e maximizando o desempenho. Foi para o efeito desenhado e implementado um protótipo que nos permitisse validar as soluções encontradas.

**Palavras chave:** Síndrome de Encarceramento, Neuroplasticidade, Interfaces Cérebro-máquina, Interfaces Cérebro-computador, Escrita Preditiva.

(intencionalmente em branco)

## ***Abstract***

*Advances in Brain-machine Interfaces, resulting from advances in signal processing and artificial intelligence, are allowing us access brain activity, decode it, and use it to control devices, be they artificial arms or computers. This is very important when users are people who have lost the ability to communicate, though maintained their cognitive abilities intact. The most extreme case of this is the one of people affected by Locked-in Syndrome.*

*This work aims to contribute to improving the quality of life of people affected by this syndrome, providing them with a communication medium adapted to their limited capabilities. It is essentially a usability study applied to a type of user extremely reduced in its ability to interact.*

*In this study we started by understanding the Locked-in Syndrome and the limitations and capabilities of the people affected by it. We approached neuroplasticity, what is it, and in what manner is it important to the use of Brain-machine Interfaces. We analyze the operation of this interfaces, and scientific foundations that support it. Finally, with all this knowledge in hand, we investigated and developed methods that allowed us to optimize the limited capabilities of the user in his interaction with the system, minimizing effort and maximizing performance. For the purpose, it was designed and implemented a prototype that allowed us to validate the solutions found.*

**Keywords:** *Locked-in Syndrome, Neuroplasticity, Brain-machine Interfaces , Brain-computer Interfaces, Predictive text.*

(intencionalmente em branco)

x

# Índice

Agradecimentos.....	v
Resumo.....	vii
Abstract.....	ix
Índice de figuras.....	xvii
Índice de tabelas.....	xxi
Notação e Glossário.....	xxiii
1 Introdução.....	1
1.1 Contextualização.....	1
1.2 Identificação do problema.....	3
1.3 Enquadramento tecnológico.....	4
1.4 Objetivos e contributos esperados.....	6
1.5 Motivação.....	7
1.6 Organização desta dissertação.....	8
2 A Síndrome de Encarceramento e as Interfaces Cérebro-computador.....	11
2.1 Introdução.....	12
2.2 A Síndrome de Encarceramento e o Estado Vegetativo Persistente.....	12
2.3 Análises de casos.....	14
2.3.1 O caso de Jean-Dominique Bauby.....	14
2.3.2 O caso de Kate Allatt.....	15
2.3.3 O filme "Breakdown".....	18
2.3.4 O filme "Locked-in".....	19

2.4 A Neuroplasticidade como fator facilitador do uso de ICC.....	20
2.5 As Interfaces Cérebro-computador.....	22
2.5.1 As Interfaces Cérebro-computador e as Neuropróteses.....	25
2.5.2 Técnicas e sensores utilizados nas ICM.....	29
2.5.2.1 ICM não invasivas.....	29
2.5.2.2 ICM invasivas.....	30
2.5.2.3 ICM parcialmente invasivas.....	33
2.5.3 Avanços do uso das ICM na comunicação.....	34
2.5.3.1 Controlo do ponteiro do rato.....	34
2.5.3.2 Interfaces de escrita.....	36
2.5.3.3 Restabelecimento da fala.....	38
2.5.4 Outras áreas de investigação e utilização das ICM.....	39
2.5.4.1 As ICC na reabilitação e recuperação de autonomia.....	40
2.5.4.2 As ICC no entretenimento.....	46
2.5.4.3 As ICC no marketing.....	47
2.5.4.4 As ICC na educação.....	50
3 Estudo e implementação do protótipo de uma interface otimizada de escrita para pessoas com SdE, utilizando uma ICC.....	53
3.1 Introdução.....	54
3.2 Interfaces cérebro-computador disponíveis no mercado.....	55
3.3 O Emotiv EPOC Neuroheadset.....	57
3.3.1 Características técnicas.....	58
3.3.1.1 Aquisição e Processamento de sinal.....	58

3.3.1.2	Extração de características e classificação.....	62
3.3.1.3	As API e bibliotecas de detecção.....	65
3.4	Frequência de uso das letras na língua portuguesa.....	67
3.5	Teclado otimizado e escrita preditiva.....	69
3.5.1	O teclado T9.....	70
3.6	Teclados analisados.....	73
3.6.1	Teclado sequencial com seleção tecla a tecla.....	73
3.6.2	Teclado com seleção por linhas e colunas.....	74
3.6.3	Teclado derivado do T9.....	75
3.6.4	Análise comparativa de teclados.....	77
3.7	Protótipo.....	79
3.7.1	Caraterísticas do sistema.....	79
3.7.2	Requisitos de hardware e software.....	81
3.7.3	Projeto da interface gráfica.....	82
3.7.4	O modelo concetual.....	87
3.7.5	Detalhes do funcionamento da interface otimizada de escrita "Unlock-me".....	88
3.7.5.1	O teclado virtual.....	88
3.7.5.2	O menu de opções.....	89
3.7.5.3	Modelo de estados operativo.....	90
3.7.6	A base de dados.....	90
3.7.6.1	Tabelas da base de dados.....	91
3.7.6.2	Procedimentos armazenados e funções.....	96
3.7.7	Configurações gerais do software.....	97

3.7.7.1 Configuração do Emokey.....	97
3.7.7.2 Parametrização da interface otimizada de escrita "Unlock-me".....	99
3.7.8 Preparação e ajustes para cada utilizador.....	100
3.7.8.1 Colocação do headset e qualidade da ligação.....	100
3.7.8.2 Criação ou seleção do perfil do utilizador.....	101
3.7.8.3 Configuração da suíte expressiva.....	102
3.7.8.4 Configuração da suíte cognitiva.....	103
3.7.9 Funcionamento e operação do protótipo.....	103
4 Testes e apreciação dos resultados obtidos.....	109
4.1 Introdução.....	109
4.2 Especificações do teste aplicado.....	109
4.3 Ensaios experimentais.....	112
4.3.1 Participantes.....	112
4.3.2 Ensaio de referência.....	113
4.3.3 Ensaio com a suíte expressiva.....	115
4.3.4 Ensaio com a suíte cognitiva.....	119
4.3.5 Resumo.....	124
4.3.6 Constrangimentos relativos à qualidade do sinal.....	128
5 Conclusões e trabalho futuro.....	129
5.1 Contribuição para a questão abordada.....	129
5.2 Constrangimentos encontrados.....	131
5.3 Oportunidades de evolução e trabalho futuro.....	131
Referências.....	135

Anexos.....143

(intencionalmente em branco)

# Índice de figuras

Figura 1: Bauby ditando à sua terapeuta da fala, Claude Mandibil.....	15
Figura 2: Kate Allatt no hospital após o AVC.....	16
Figura 3: "Alfred Hitchcock Presents", "Breakdown".....	18
Figura 4: "House", "Locked-in" - Uso de uma ICC.....	19
Figura 5: Componentes de uma ICC.....	23
Figura 6: Neuropróteses versus ICC.....	25
Figura 7: Implante Coclear.....	27
Figura 8: Jogo "Spirit of mountain" usando uma ICC.....	28
Figura 9: Micro matriz de elétrodos.....	31
Figura 10: Exemplo de utilização de uma ICM invasiva.....	31
Figura 11: Eléctrodo Neurotrófico.....	32
Figura 12: Aplicação de ICM parcialmente invasivo.....	33
Figura 13: Usando o teclado virtual do Mind Mouse.....	35
Figura 14: Interface Dasher com sistema de rastreio do olhar.....	36
Figura 15: Teclado virtual BrainTalk - seleção de linhas.....	37
Figura 16: Teclado virtual BrainTalk - seleção de carácter.....	38
Figura 17: Erik Ramsey com o Dr. Philip Kennedy à sua esquerda.....	39
Figura 18: Braço robótico movido pela mente.....	41
Figura 19: Sistema de visão artificial de Dobelle.....	42
Figura 20: Sistema de prótese retinal Argus II.....	43
Figura 21: Automóvel autónomo da " AutoNOMOS Labs".....	44

Figura 22: Cadeira de rodas inteligente operada por uma ICC.....	44
Figura 23: O Necomimi e o Shippo.....	47
Figura 24: O Neurofocus headset.....	48
Figura 25: SMI Eye Tracking Glasses e o Emotiv EEG Neuroheadset.....	49
Figura 26: Análise da resposta emocional com EEG e rastreamento do olhar.....	49
Figura 27: Emotiv EPOC Neuroheadset.....	55
Figura 28: Mindwave mobile da Neurosky.....	56
Figura 29: Disposição dos sensores na cabeça - vista de cima.....	60
Figura 30: Integração do Emotiv EPOC, EmoEngine e aplicação.....	65
Figura 31: Teclado reduzido como descrito na patente US 5818437.....	70
Figura 32: Teclado reduzido como descrito na patente US 6011554 A.....	72
Figura 33: Teclado com seleção letra a letra.....	73
Figura 34: Teclado com seleção por linhas e colunas.....	74
Figura 35: Teclado com seleção por linhas e colunas otimizado.....	75
Figura 36: Teclado derivado do T9.....	76
Figura 37: Teclado derivado do T9, otimizado.....	76
Figura 38: Atraso médio por tecla em cada teclado.....	79
Figura 39: Hardware necessário.....	81
Figura 40: Telefone antigo com marcador de disco.....	82
Figura 41: Primeiro desenho do teclado virtual.....	83
Figura 42: Gráfico de frequências de utilização de grupos de letras, na língua portuguesa.....	84
Figura 43: Interface gráfica do sistema.....	85
Figura 44: Teclado numérico.....	86

Figura 45: Teclado com símbolos.....	86
Figura 46: Modelo concetual do protótipo.....	88
Figura 47: Diagrama de estados para uma situação genérica de escrita.....	90
Figura 48: Tabela "keys" - vista de estrutura.....	92
Figura 49: Tabela "keys" - vista de dados.....	92
Figura 50: Tabela "words" - vista de estrutura.....	93
Figura 51: Tabela "words" - vista de dados.....	94
Figura 52: Tabela "conversations" - vista de estrutura.....	95
Figura 53: Tabela "tempwords" - vista de estrutura.....	95
Figura 54: EmoKey - configuração do comando "avançar".....	98
Figura 55: EmoKey - configuração do comando "confirmar".....	99
Figura 56: Verificação do estado do headset.....	100
Figura 57: Adição ou seleção do perfil de utilizador.....	101
Figura 58: Painel de treino da suíte expressiva.....	102
Figura 59: Painel de ajuste de sensibilidade da suíte expressiva.....	102
Figura 60: Painel de treino da suíte cognitiva.....	103
Figura 61: Aspeto geral do protótipo em utilização.....	104
Figura 62: Fluxo de informação no funcionamento do protótipo.....	104
Figura 63: Escrita de uma frase usando o teclado otimizado "Unlock-me".....	106
Figura 64: Distribuição normal e sua relação com o desvio padrão.....	111
Figura 65: Gráfico do desempenho com o teclado.....	114
Figura 66: Gráfico do desempenho com a suíte Expressiva.....	118
Figura 67: Gráfico do desempenho com a suíte Cognitiva.....	123

(intencionalmente em branco)

# Índice de tabelas

Tabela 3.1: Comparativo entre ICC comerciais.....	56
Tabela 3.2: Caraterísticas técnicas do Emotiv EPOC Neuroheadset.....	59
Tabela 3.3: Frequência de utilização das letras, na língua portuguesa.....	68
Tabela 3.4: Quadro comparativo dos atrasos médios por tecla introduzidos pelos teclados.....	77
Tabela 3.5: Frequência de utilização de grupos de letras, na língua portuguesa.....	83
Tabela 3.6: Frequência de utilização de letras que começam palavras, na língua portuguesa. .	84
Tabela 4.1: Ensaio de referência.....	113
Tabela 4.2: Resultados do ensaio com a suíte expressiva.....	117
Tabela 4.3: Resultados do ensaio com a suíte cognitiva.....	122
Tabela 4.4: Resumo dos ensaios.....	124
Tabela 4.5: Peso temporal das letras num texto.....	125

(intencionalmente em branco)

# Notação e Glossário

- ADC** Conversor analógico-digital (*Analog-to-Digital Converter*)
- API** Interface de Programação de Aplicativos (*Application Programming Interface*)
- AVC** Acidente Vascular Cerebral
- DFT** Transformada Discreta de Fourier (*Discret Fourier Transform*)
- ECG** Eletrocardiograma
- ECoG** Eletrocorticografia
- EEG** Eletroencefalograma
- EMG** Eletromiografia
- EOG** Eletrooculograma
- EVP** Estado Vegetativo Persistente
- FFT** Transformada Rápida de Fourier (*Fast Fourier Transform*)
- GUI** Interface Gráfico de Utilizador (*Graphic User Interface*)
- ICC** Interface Cérebro-computador
- ICM** Interface Cérebro-máquina
- IDE** Ambiente Integrado de Desenvolvimento (*Integrated Development Environment*)
- MEG** Magnetoencefalografia
- QEEG** Eletroencefalograma Quantitativo (*Quantitative Electroencephalogram*)
- RMf** Ressonância Magnética Funcional
- SdE** Síndrome de Encarceramento
- SDK** Kit de desenvolvimento de aplicativos (*Software Development Kit*)
- SGBD** Sistema de Gestão de Base de Dados
- SO** Sistema Operativo
- Suíte** Pacote de *software*. Biblioteca de rotinas.
- T9** Texto em 9 teclas - sistema que se baseia no uso de um dicionário integrado que associa determinada sequência de teclas a possíveis palavras.
- TTS** *Software* que converte texto em fala (*Text To Speech*)
- UI** Interface de utilizador (*User Interface*)

(intencionalmente em branco)

# 1 Introdução

*"Penso logo existo."*

*René Descartes*

Neste capítulo pretendemos dar uma imagem geral sobre o tema desta dissertação.

Começamos pela "Contextualização" do tema no âmbito da necessidade de comunicação do ser humano em geral, e das pessoas com Síndrome de Encarceramento (SdE) em particular.

Apresenta-se a "Identificação do problema", onde tentamos dar uma imagem clara do que é esta síndrome, do modo como ela afeta o indivíduo, e da dimensão humana e social que ela alcança, nomeadamente para as pessoas que lidam com estes pacientes.

Aborda-se o "Enquadramento tecnológico" apresentando as bases científicas que contribuíram para o desenvolvimento das atuais Interfaces Cérebro-computador (ICC).

Identificam-se os "Objetivos e contributos esperados" apresentando os critérios a que o sistema proposto deve obedecer no âmbito dos objetivos a atingir, e os contributos que ele pode trazer para a melhoria das condições de vida das pessoas afetadas pela SdE.

Salienta-se a "Motivação" apresentando a razão do autor se interessar por este tema e a sua decisão de o abordar neste trabalho.

Este primeiro capítulo conclui-se com a descrição da "Organização desta dissertação".

## 1.1 Contextualização

A comunicação é inerente à condição humana. É a comunicação entre os indivíduos que permite a criação de uma sociedade, seja ela de humanos, de leões ou abelhas. Sem comunicação não há transmissão de conhecimento ou partilha de emoções. Sem comunicação há apenas indivíduos isolados, que vivem unicamente dos seus instintos e das suas experiências individuais. Essas experiências não são racionalizadas mas simplesmente associadas a emoções, como o prazer ou o medo.

No ser humano, o desenvolvimento da linguagem, permitiu-lhe expressar as suas ideias e desenvolvê-las ouvindo as ideias dos outros. A partilha de informação, permitiu-lhe obter conhecimento, criar cultura.

Se os indivíduos no mesmo espaço e tempo, podiam comunicar entre si diretamente, para transportar a informação para outro espaço ou tempo, o ser humano tinha que recorrer à sua falível memória. A criação da escrita veio dar ao homem a possibilidade de ultrapassar as limitações temporais e do registo mental. Passou a ser possível registar o conhecimento de uma forma mais perene e deixá-lo para as gerações futuras. No entanto as distâncias continuavam a ser as mesmas, e os registos ficavam-se por exemplares únicos ou com um número muito reduzido.

Na era moderna, a invenção da prensa de tipos móveis por Gutenberg, veio criar uma revolução ao nível da disseminação da informação e do conhecimento, tendo um papel preponderante na aprendizagem em massa. Passaram a haver repositórios de conhecimento em grande quantidade, mas ainda faltava vencer o espaço que atrasava a disseminação desse conhecimento.

A fronteira do espaço e do tempo foi finalmente vencida com o aparecimento das telecomunicações. O telégrafo, o telefone, a rádio, a televisão, o teleimpressor, o fax, o *e-mail* e a Internet. Hoje comunica-se em tempo real com todo o planeta, e até com astronautas em órbita. Trabalha-se colaborativamente à distância, fazem-se reuniões em linha, realizam-se operações cirúrgicas com médico e paciente separados por continentes. A pesquisa científica já não depende da luz do dia, ela é realizada vinte e quatro horas por dia ao redor do mundo.

No entanto, durante toda esta caminhada, alguns viram-se impedidos de fazer parte dela. Há pessoas, que por dificuldades físicas, se veem privadas da possibilidade de se exprimirem, de comunicarem. Para algumas delas, o fluxo da informação só tem um sentido, o de fora para dentro. Estas pessoas, embora racionais, vivem aprisionadas dentro de um corpo que as isola do mundo exterior. Um exemplo deste tipo de situação é o vivido por um dos maiores génios da atualidade, o cientista Stephen Hawking. Devido a uma doença degenerativa, a esclerose lateral amiotrófica, os músculos do seu corpo ficaram paralisados sem, no entanto, serem atingidas as suas funções cerebrais.

É a pensar nestas pessoas que este trabalho é desenvolvido.

## 1.2 Identificação do problema

Num ser humano normal o cérebro comunica com o corpo, quer recebendo informação do mesmo através dos órgãos dos sentidos, quer enviando comandos, como por exemplo para mexer um membro. No entanto por vezes essa comunicação é interrompida devido a danos provocados por acidente ou doença.

Nos casos em que uma pessoa mantém as suas faculdades mentais perfeitas, mas todos os movimentos do corpo estão paralisados, com a exceção dos olhos e das pálpebras em alguns casos, diz-se que ela se encontra num estado usualmente designado por Síndrome de Encarceramento. Este estado é facilmente confundível com o Estado Vegetativo Persistente (EVP)<sup>1</sup>, pelo que o primeiro problema que se põe, é o de determinar se o paciente está consciente, racional e capaz de comunicar. A incerteza do diagnóstico causa tremendas dificuldades na ação médica, pois a distinção ente os dois estados pode ditar a diferença entre a vida e a morte.

Mesmo depois de se ter obtido um diagnóstico positivo, a dificuldade de comunicação continua a causar grandes dificuldades a quem tem que cuidar destes pacientes, nomeadamente a sua família. Sem se poderem mexer e sem uma forma de se comunicar, estas pessoas não são capazes de transmitir necessidades fisiológicas tão essenciais como fome, sede ou sono, ou sensações como frio, calor ou comichão.

É pois de extrema importância e necessidade, a criação de um canal de comunicação que permita dar voz a estas pessoas.

Com os avanços recentes evidenciados na área da neurociência, a par do aumento do poder computacional, capaz de obter e tratar sinais de Eletroencefalograma (EEG) "quase" em tempo real, é possível desenvolver novos sistemas que poderão finalmente quebrar as barreiras do isolamento e oferecer um meio de comunicação e libertação a essas pessoas.

É exatamente esse o propósito deste trabalho. Investigar a possibilidade de se criar um sistema que seja capaz de usar as limitadas capacidades do utilizador gerar ações voluntárias, transformando-as em comandos capazes de controlar uma interface de comunicação.

---

<sup>1</sup> Ver cap. 2.2 A Síndrome de Encarceramento e o Estado Vegetativo Persistente, p. 12

### 1.3 Enquadramento tecnológico

Em 1924 o psiquiatra alemão Hans Berger realizou pela primeira vez um eletroencefalograma a um ser humano, dando o primeiro passo para a interligação entre o cérebro e a máquina [Millet, 2001].

*"Em 1932 Dietsch publicou um relatório acerca da análise de Fourier de um EEG humano. Neste relatório ele forneceu a base teórica para o cálculo do espetro de frequências do EEG e estimou os parâmetros e antecipou resultados..."* [Collura, 1993]

Segundo Kaiser [Kaiser, 2005], G. Dietsch deu início ao chamado EEG quantitativo, ou QEEG (*Quantitative Electroencephalogram*).

A utilização da Transformada Discreta de Fourier (DFT - *Discrete Fourier Transform*) [Dunlop e Smith, 1984] abriu caminho para o tratamento informático das leituras do EEG, ao permitir fazer o tratamento de leituras discretas, ou digitais, de EEG. No entanto, só com o algoritmo desenvolvido, em 1965, por James W. Cooley da IBM e John Tukey da Universidade de Princeton<sup>2</sup> [Brigham, 1974], é que passou a haver uma forma rápida de se fazer o processamento do sinal, ao reduzirem o número de cálculos necessários para N pontos de  $2 \cdot N^2$  para  $2 \cdot N \cdot \lg_2 N$ .

Cooley e Tukey reinventaram um algoritmo criado por Carl Friedrich Gauss por volta de 1805 [Heidman, Johnson e Burrus, 1984] e introduziram-no no mundo da computação. Para se ter uma ideia da redução do número de cálculos proporcionada pelo algoritmo de Cooley e Tukey, usemos como exemplo uma taxa de amostragem usual de 128 amostras por segundo. Para se realizar o processamento de 1 segundo de informação, o número de cálculos realizado recorrendo ao algoritmo é 5,47% do número de cálculos sem o seu uso. No caso de uma amostra de 10 segundos a relação é de 0,81%.

A natureza não linear, irregular e aparentemente caótica das ondas cerebrais, não pode ser completamente revelada através da análise espectral das ondas cerebrais, proporcionada pela Transformada de Fourier. Por outro lado, a análise das leituras das ondas elétricas, tal e qual elas são obtidas, obriga ao processamento e observação de uma grande quantidade de dados.

---

<sup>2</sup> Princeton, Nova Jersey, Estados Unidos da América.

Uma abordagem baseada na geometria fractal [Mandelbrot, 1982] desenvolvida por Benoît B. Mandelbrot é, em alguns casos, mais adequada para descrever e compreender a geometria de certos objetos e fenômenos naturais.

Como exemplos de objetos fractais unidimensionais, podemos referir linhas costeiras ou formas de onda de leituras biomédicas, entre as quais se enquadram as leituras de EEG.

A geometria fractal, contrariamente à euclidiana, tem a característica de conseguir descrever aquilo a que Mandelbrot chama de irregularidades [Mandelbrot, 1982]. E o mais interessante, é que a medida dessa rugosidade é dada por um simples número decimal, a dimensão fractal. Assim, é possível determinar a razão de semelhança de duas leituras de EEG, simplesmente conhecendo as suas dimensões fractais [Esteller *et al.*, 2001].

Esta sua característica, tem feito com que a análise fractal venha a ser usada no campo da prospeção de dados (*Data Mining*). Os algoritmos de reconhecimento de padrões usados na prospeção de dados, requerem que os dados sejam filtrados de modo a serem apenas processados os tidos como essenciais. Dados redundantes, que não trazem nenhuma informação adicional, devem ser eliminados de modo a se extraírem apenas as características que realmente representem a informação relevante contida nos dados [Witten e Frank, 2005].

Uma das pessoas que tem vindo a aplicar a análise fractal no reconhecimento de padrões, é a Dra. Olga Sourina, da *Nanyang Technological University* de Singapura. Ela é especialista em aprendizagem máquina, e tem participado em vários trabalhos nesta área, no *Cognitive Human Computer Interaction Lab*<sup>3</sup> (CHCILab). Alguns exemplos dos trabalhos em que esta análise é usada, são:

- "*Human electroencephalograms seen as fractal time series: Mathematical analysis and visualization*" [Kulish, Sourin e Sourina, 2006],
- "*A Fractal Dimension Based Algorithm for Neurofeedback Games*" [Qiang, Sourina e Khoa, 2010],
- "*Real-time EEG-based human emotion recognition and visualization*" [Liu, Sourina e Nguyen, 2010].

---

<sup>3</sup> Website disponível em: <http://www.ntu.edu.sg/home/eosourina/CHCILab/index.html>, [Consult. 25 mar. 2013].

Atualmente existem no mercado Interfaces Cérebro-máquina baseadas em dispositivos de EEG portáteis, acessíveis ao utilizador comum, vocacionadas para o mundo dos jogos. No entanto, algumas destas interfaces têm aparentemente potencial para serem aplicadas noutros contextos, nomeadamente no contexto da medicina [Wang, Sourina e Nguyen, 2010]. Neste trabalho de investigação serão apresentados alguns desses dispositivos, entre os quais, o dispositivo usado neste trabalho a justificação da sua escolha.

## **1.4 Objetivos e contributos esperados**

O passo mais importante relativamente à SdE, é o seu diagnóstico rápido nos primeiros momentos após a sua ocorrência. A tomada de consciência rápida, por parte de quem presta os cuidados de saúde, é fundamental para uma adequada atuação. A possibilidade de ter à sua disposição um dispositivo rápido e fácil de usar, será mais importante do que ter um sistema muito avançado mas de difícil implementação e com uma curva de aprendizagem muito mais lenta.

É neste enquadramento que se pretende que este sistema seja particularmente útil, no quadro do serviço de urgência e de casos de afetações não permanentes. Nada impede no entanto, que seja usado nos casos de situações crónicas.

Pretendemos desenvolver um protótipo simples de utilizar e com um coeficiente de aprendizagem rápido, no sentido de proporcionar à pessoa afetada pela Síndrome de Encarceramento um dispositivo que transponha a barreira formada pelo seu corpo, e lhe permita comunicar através dos movimentos das pálpebras ou dos seus pensamentos, aumentando assim a sua autonomia. Será usada uma Interface Cérebro-computador em conjugação com um teclado tipo T9 (*predictive text*) [King, Grover e Kushler, 1998] modificado para ser mais acessível a pessoas com SdE.

Para o efeito definimos o seguinte conjunto de objetivos, a que o dispositivo deverá obedecer:

- ser fácil de utilizar, com uma curva de aprendizagem rápida;
- fornecer resultados em pouco tempo;
- ser portátil;
- ter um custo de aquisição relativamente acessível;

- ser não invasivo;
- ter grande autonomia;
- utilizar tecnologia disponível no mercado.

Este sistema deve responder a requisitos de usabilidade, acessibilidade, capacidade de aprendizagem, expansibilidade, e modularidade. Deverá poder ser adaptado a diferentes tipos de utilizadores, e ser capaz de melhorar com a contínua interação com o utilizador. Deverá ainda permitir a introdução de novas funcionalidades, sempre que se justifique.

## 1.5 Motivação

Em estudos anteriores, o autor teve contacto com o mundo das Interfaces Cérebro-computador. Quando viu o filme "O escafandro e a borboleta" pela primeira vez, o seu pensamento imediato foi: "Se piscando um olho ele conseguiu escrever um livro, o que ele faria se na época tivesse acesso um dispositivo que pudesse aceder aos seus pensamentos e transformá-los em comandos capazes de operar um dispositivo de comunicação?"

Entretanto, duas situações recentes com as quais teve proximidade, voltaram a alertá-lo para o problema. Por respeito pela privacidade das pessoas envolvidas, não serão dados pormenores da sua identidade nem da relação do autor com as mesmas.

O primeiro caso foi o de uma criança com paralisia cerebral que frequentava o ensino básico numa turma comum numa escola comum. Previa-se que a criança viesse a usar um sistema que lhe permitisse comunicar usando a direção do olhar e o piscar dos olhos. Num caso destes, será necessário que a criança tenha controlo suficiente dos olhos para poder usar o sistema satisfatoriamente, o que em alguns casos pode não acontecer.

O segundo caso foi o de uma pessoa idosa internada num hospital que, à medida que os dias foram passando, foi perdendo a capacidade, primeiro de falar, e depois de se mexer. Nem com a ajuda da indicação de letras num quadro foi possível a comunicação.

A criação de um sistema capaz de pegar nos movimentos das pálpebras ou nos pensamentos, transformá-los em comandos e usá-los para vencer a barreira da comunicação imposta pela SdE, apresentou-se como uma ideia sedutora.

Com mais de vinte anos de experiência profissional na área da informática, grande parte dos quais a desenvolver aplicações para a *Web*, as interfaces e a usabilidade têm sido uma constante na atividade profissional do autor. A utilização de um novo tipo de interfaces, as Interfaces Cérebro-computador, em conjugação com a usabilidade aplicada a pessoas com limitações físicas, surgiu como um desafio e uma oportunidade.

Um desafio, pois a capacidade de interação destas pessoas é definitivamente mais restrita do que a das outras pessoas. Aquilo que é tido como certo para as pessoas comuns, não se aplica necessariamente as pessoas com SdE. É necessário compreender isto e encontrar as formas e os meios de contornar as suas limitações.

É também uma oportunidade de alargar os horizontes ao contactar com novas realidades. A investigação, a aprendizagem de novos conteúdos, a necessidade criativa de imaginar novas soluções, tem forçosamente como consequência o aumento dos nossos conhecimentos, tornando-nos mais aptos enquanto profissionais.

## **1.6 Organização desta dissertação**

Este trabalho está dividido em cinco capítulos: "Introdução", "A Síndrome de Encarceramento e as Interfaces Cérebro-computador", "Estudo e implementação do protótipo de uma interface otimizada de escrita para pessoas com SdE, utilizando uma ICC", "Testes e apreciação dos resultados obtidos" e "Conclusões e trabalho futuro".

Começamos com a "Introdução" onde se faz uma abordagem ao tema, situando-o no contexto da importância da comunicação para o ser humano enquanto ser social que partilha emoções e conhecimentos. É apresentado um resumo histórico da evolução da comunicação, apontando aqueles que se consideraram ser os grandes marcos na evolução da comunicação e sua implicação para o desenvolvimento da civilização. Tudo isto nos leva à compreensão do impacto que a impossibilidade de comunicar tem nas pessoas com Síndrome de Encarceramento.

Abordamos as bases científicas que contribuíram para o desenvolvimento das Interfaces Cérebro-computador.

Estabelecemos os objetivos a atingir e o contributo que o sistema proposto pode trazer para a

melhoria das condições de vida das pessoas afetadas pela SdE.

A escolha do tema, o interesse pelo mesmo e os motivos da decisão de o abordar, são também apresentados.

No capítulo sobre "A Síndrome de Encarceramento e as Interfaces Cérebro-computador" é feito o enquadramento da Síndrome de Encarceramento e de toda a problemática a ela associada. São apresentadas as bases teóricas e tecnológicas por trás das Interfaces Cérebro-máquina, e é apresentado o atual estado da arte relativo às mesmas.

Segue-se o "Estudo e implementação do protótipo de uma interface otimizada de escrita para pessoas com SdE, utilizando uma ICC" onde se apresenta a evolução da ideia do protótipo até ao seu desenho final, é analisada a tecnologia utilizada, e é exposto todo o estudo e trabalho desenvolvido para a sua implementação.

Depois do protótipo desenvolvido passamos à fase de "Testes e apreciação dos resultados obtidos". Neste capítulo apresentamos as experiências realizadas para validação do protótipo e os resultados obtidos. Analisamos esses resultados sob os pontos de vista de desempenho e económico. Comparamos o desempenho das duas suítes de deteção utilizadas.

Rematamos este capítulo comparando os resultados obtidos num caso real com os que se poderiam obter se se usasse o protótipo proposto.

No capítulo das "Conclusões e trabalho futuro", é realizada a análise crítica dos resultados, da validade e da viabilidade do projeto, e da sua contribuição para a o tema tratado.

Referimos também alguns constrangimentos encontrados ao longo do desenvolvimento desta dissertação .

Finalmente apresentam-se algumas possibilidades de evolução que foram sendo encontradas durante o presente estudo, e os projetos em mente para o futuro.

(intencionalmente em branco)

## **2 A Síndrome de Encarceramento e as Interfaces Cérebro-computador**

*"A adversidade desperta em nós capacidades que, em circunstâncias favoráveis, teriam ficado adormecidas."*

*Quinto Horácio Flaco - poeta romano*

Apresentamos no presente capítulo os principais aspetos relacionados com o tema do presente estudo.

Começamos por uma "Introdução" onde, em poucas palavras, tentamos dar uma ideia geral sobre a importância das ICC para as pessoas afetadas pela SdE.

No item "A Síndrome de Encarceramento e o Estado Vegetativo Persistente" ficamos a compreender como surgiu o termo "Síndrome de Encarceramento", o que ele significa e a importância que teve a distinção entre este e o "Estado Vegetativo Persistente".

Efetuamos algumas "Análises de casos" onde damos uma ideia do que é viver a Síndrome de Encarceramento, através do relato de casos verídicos e do apontamento de dois filmes sobre o assunto. Pretendemos que, envolvendo o leitor mais profundamente na problemática desta síndrome, ele tenha uma melhor compreensão da mesma.

Apresentamos "A Neuroplasticidade como fator facilitador do uso de ICC" onde nos debruçamos sobre a importância da neuroplasticidade como condição indispensável para a aprendizagem e adaptação ao uso de Interfaces Cérebro-computador.

Terminamos o capítulo abordando "As Interfaces Cérebro-computador". Definimos o que são este tipo de interfaces, a sua proximidade e diferença relativamente às neuropróteses, e classificamos os diferentes tipos, relativamente aos métodos mais ou menos invasivos da sua utilização. Apresentamos os atuais avanços do uso de ICC na comunicação de doentes com SdE em particular, e noutras áreas em geral.

## 2.1 Introdução

Quando por motivos distintos, um ser humano deixa de poder comunicar pelos meios normais, e fica desprovido das suas habilidades de comunicação, o seu mundo pode desabar.

A possibilidade do uso de um dispositivo que consegue transformar pensamentos em comunicação, é uma oportunidade única para pessoas que se encontram encarceradas dentro do seu próprio corpo. O desenvolvimento de interfaces que permitem a comunicação direta entre o cérebro e um computador, é um novo marco na história da comunicação.

Este estudo visa dar o seu contributo para a libertação daqueles que por algum motivo se viram um dia remetidos para o sofrimento provocado pela Síndrome de Encarceramento.

## 2.2 A Síndrome de Encarceramento e o Estado Vegetativo Persistente

O termo "Síndrome de Encarceramento" foi estabelecido pelo neurologista americano Fred Plum (1924 - 2010) na sequência de um estudo sobre a consciência no estado de coma, levado a cabo em colaboração com Bryan Jennett, neurocirurgião em Glasgow. Esse estudo foi publicado no jornal científico, "*The Lancet*", sob o título "*Persistent vegetative state after brain damage: a syndrome in search of a name*" [Plum e Jennet, 1972]. O nome "Estado Vegetativo Persistente" foi adotado por Plum e Jannet para descrever o estado de doentes que depois de estarem muito tempo em coma, acordavam mas não davam quaisquer sinais de consciência. Ficavam num estado de vigília inconsciente, não mostrando qualquer resposta significativa a estímulos, exceto ao nível reflexo.

Este estudo pôs Plum em contacto com uma outra realidade. Trata-se de um estado em tudo semelhante ao EVP mas em que o doente estava consciente. Plum batizou este estado de *Locked-in*, encarcerado.

No livro, editado pela primeira vez em 1966, "*The diagnosis of stupor<sup>4</sup> and coma*", Fred Plum e Jerome B. Posner, definem o estado de *Locked-in* como:

---

<sup>4</sup> estupor - [Medicina] Entorpecimento patológico das faculdades intelectuais, acompanhado de alterações motoras e sensitivas. In Dicionário Priberam da Língua Portuguesa.

*"A síndrome de encarceramento descreve um estado em que a desaferentação<sup>5</sup> seletiva do motor supra-nuclear produz paralisia nas quatro extremidades e dos nervos cranianos mais baixos, sem interferir com a consciência. A paralisia motora voluntária impede o sujeito de comunicar por palavras ou movimentos do corpo. Geralmente, mas não sempre, a anatomia da lesão responsável no tronco cerebral é tal que os pacientes encarcerados ficam com a capacidade de usar movimentos oculares verticais e piscar os olhos para comunicar a sua consciência de estímulos internos e externos."*

[Plum e Posner, 2000, p 9]

Na pessoa afetada por este estado, a incapacidade do seu cérebro comandar os músculos, impede-o de falar, de fazer gestos ou inclusive, nos casos mais graves, até de movimentar as pálpebras ou os olhos, movimentos esses que geralmente lhe permitem responder "sim" ou "não" a perguntas. Pode-se assim falar da existência de mais do que um tipo de SdE.

Segundo Bauer, Gerstenbrand e Rumpl,

*"Os critérios clássicos de SdE são imobilidade total, exceto para os movimentos oculares verticais e o piscar. Se quaisquer outros movimentos estão presentes deve-se considerar a condição como SdE incompleta. A imobilidade total, incluindo todos os movimentos do olho, combinados com sinais de função cortical intacta no EEG conduz ao conceito de SdE total."*

[Bauer, Gerstenbrand e Rumpl, 1979]

Estas pessoas vivem aprisionadas dentro do seu próprio corpo, observando a realidade à sua volta como simples espetadores que assistem a um filme sem poderem interagir com os personagens. É o mais próximo de ser enterrado vivo, pois nem as mais básicas sensações como frio ou calor, podem ser manifestadas. Algumas destas pessoas, devido a diagnósticos errados, vivem num estado vegetativo forçado, de grande sofrimento, condenados a uma prisão perpétua no isolamento. daquelas a quem é diagnosticada a SdE, muitas há que, devido à falta de meios que as ajudem a comunicar e a ter alguma autonomia, pedem, com a sua

---

<sup>5</sup> desaferentação: [Medicina] Falta de impulsos do sistema nervoso periférico ou central. (rel. aferente - [Fisiologia] (nervo) que conduz um impulso a um centro nervoso. In Infopédia, Porto Editora.

fraca capacidade de expressão, a eutanásia<sup>6</sup> como forma de libertação. Estas situações podem ser evitadas, ou pelo menos reduzidas, se a estas pessoas for dado um meio adequado de elas comunicarem.

A diferença entre o EVP e a SdE, faz a diferença entre o médico continuar a assistir o paciente, e desligar as máquinas de suporte à vida deixando a natureza seguir o seu rumo [Simões, 2003]. Sem a constatação desta diferença muitas pessoas seriam, e terão sido, literalmente enterradas vivas.

Mas nem todos os casos de SdE, são situações crónicas e irreversíveis [Bauer, Gerstenbrand e Rimpl, 1979]. O estado de encarceramento pode, por exemplo, ser provocado por um tumor ou infeção. Se o tumor for removido cirurgicamente ou a infeção tratada, o paciente poderá eventualmente retomar a sua mobilidade, e ter uma segunda oportunidade.

Perante esta realidade, é pois de grande importância encontrar-se um meio que permita ajudar o clínico a realizar um diagnóstico correto e em tempo útil.

## **2.3 Análises de casos**

De modo a compreendermos melhor esta síndrome e a sua envolvente, apresentamos dois casos reais bastante conhecidos do público interessado nesta temática. Referimos também duas obras de ficção, em vídeo, cuja visualização ajudará a compreender melhor este problema.

Vale a pena assistir a qualquer um dos filmes, ou ler qualquer um dos livros, referidos. Eles dão uma imagem bastante nítida do que é a SdE. Principalmente o livro, ou o filme, "O Escafandro e a Borboleta", e o livro "*Running Free: Breaking Out from Locked-in Syndrome*", pois eles retratam, na primeira pessoa, histórias reais.

### **2.3.1 O caso de Jean-Dominique Bauby**

O primeiro caso real, e talvez o mais conhecido, é o de Jean-Dominique Bauby [Sato *et al.*,

---

<sup>6</sup> eutanásia: [Medicina] Ato, não legalizado, de antecipar a morte de doentes incuráveis, para lhes abreviar o sofrimento. In Infopédia, Porto Editora.

2012]. Bauby era editor chefe da edição francesa da revista de moda *Elle*. Em 8 de dezembro de 1995 sofreu um acidente vascular cerebral (AVC) que o deixou em coma. Acordou 20 dias depois incapaz de mexer qualquer músculo do corpo exceto a pálpebra do olho esquerdo. Foi piscando esta pálpebra que, com a ajuda da sua terapeuta da fala, Claude Mendibil, e de um método baseado na frequência das letras na língua francesa, escreveu "O escafandro e a borboleta".

O livro, e o filme (Figura 1) que nele teve origem, "O Escafandro e a Borboleta" ("*Le Scaphandre et le Papillon*", no original em francês), escrito por Jean-Dominique Bauby, é um relato vivido do que é esta síndrome.



Figura 1: Bauby ditando à sua terapeuta da fala, Claude Mandibil<sup>7</sup>

Bauby retrata a sua angústia no seguinte pequeno trecho:

*"Eu estou desaparecendo, lenta, mas definitivamente. Como o marinheiro que vê a costa da sua terra gradualmente desaparecer, eu vejo o meu passado afastar-se. A minha vida ainda arde dentro de mim, mas a maior parte dela está reduzida às cinzas da memória."* [Bauby, 1997]

O livro foi publicado em França em Março de 1997. Bauby morreu de pneumonia três dias depois. Ler o livro ou assistir ao filme é uma boa forma de compreender esta síndrome e todo o drama a ela associado.

### **2.3.2 O caso de Kate Allatt**

O segundo caso real, é o da cidadã britânica Kate Allatt, que em 7 de fevereiro de 2010, com

---

<sup>7</sup> Disponível em: <http://www.nytimes.com/books/97/06/15/reviews/bauby.gif>, [Consult. 3 abr. 2013].

39 anos de idade, foi vítima de um acidente vascular cerebral que a deixou com SdE.



Figura 2: Kate Allatt no hospital após o AVC<sup>8</sup>

Kate conta a sua história no vídeo "*My Story, unedited, direct from me!*" [Allatt, 2011] no Youtube, e no livro "*Running Free: Breaking Out from Locked-in Syndrome*" [Allatt e Stokes, 2011].

Depois de uma dor de cabeça que se arrastou por três semanas, Kate foi ao hospital, onde lhe diagnosticaram uma enxaqueca provocada por *stress*, foi-lhe receitado um analgésico e mandada para casa. Cinco horas depois colapsou devido a um AVC ao nível do tronco cerebral. O cérebro ficou intacto mas foi totalmente interrompida a sua ligação com o resto do corpo.

Após três dias em coma induzido, Kate acordou para o maior pesadelo da sua vida. Estava ligada a uma máquina de suporte de vida e todo o seu corpo estava paralisado. A única coisa que conseguia mover eram as pálpebras.

Os médicos começaram por pensar que tinha lesões cerebrais e deram-lhe 50% de probabilidades de sobrevivência. Não se aperceberam de imediato que Kate estava consciente. Isto deixou-a aterrorizada.

*"Aterradoramente, eu estava consciente de tudo o que se passava à minha volta. Eu podia ver e ouvir os médicos e enfermeiros atarefados a preencherem tabelas. Ovi-os dizer que eu não estava a mostrar sinais de consciência e que estava em morte cerebral. Isto é como o que se deve sentir ao ser enterrado vivo - só que pior, porque eu podia ver a vida continuar à*

---

<sup>8</sup> Disponível em: <http://arockystrokerecovery.com/2012/06/14/right-to-die-individual-case-by-case-not-legal-2/>, [Consult. 28 abr. 2013].

*minha volta e não tinha forma de fazer parte dela. Eu queria gritar." [Allatt e Stokes, 2011]*

Kate, que era empresária de marketing digital, mãe de três filhos pequenos e que costumava correr 70 milhas (113 Km) por semana, sentia-se condenada a ver os seus filhos crescerem, como uma simples espetadora.

Durante as primeiras semanas preferia morrer do que passar o resto da sua vida neste sofrimento. Mas finalmente ao fim de três semanas perceberam que ela estava lá dentro, consciente e entendendo tudo, como se pode ler no extrato seguinte.

*"Durante dias, eu tinha notado o Mark a prestar atenção às minhas reações. Às vezes a TV ao fundo da minha cama estava ligada. Eu gostava de ver as notícias, mas sempre que havia um programa que eu não gostava, fechava os olhos. Numa ocasião dessas ele perguntou: «Kate, consegues entender o que estou a dizer? Se consegues, pisca os olhos.» Um alívio inundou-me enquanto fechava os olhos. Quando abri os olhos, o Mark estava sorrindo como o gato de Cheshire. «Faz isso de novo», disse ele. Eu pisquei novamente. «Enfermeira», gritou, «Ela consegue entender-me». A alegria daquele momento era indescritível: Eu tinha uma oportunidade." [Allatt e Stokes, 2011]*

Finalmente Kate já podia comunicar, uma piscadela para "não", duas para "sim". Mas, continuava sem se conseguir mover. Porém, dentro de algumas semanas, começou a ter uma réstia de esperança quando, pela primeira vez, conseguiu fazer um pequeníssimo movimento com o polegar direito, conforme se pode constatar no extrato seguinte.

*"Nove semanas após o AVC, eu estava fora da lista crítica e deslocada para a ala de reabilitação. A próxima etapa era aprender a aceitar e conviver com as minhas graves deficiências. Embora nenhuns dos médicos me tivessem dito, eles mesmos não acreditavam que um dia eu iria andar ou falar novamente. Mas em poucas semanas, o meu polegar moveu-se. Tinha havido um lampejo de movimento uma vez antes, e eu tinha certeza que não era imaginação minha. Fi-lo de novo. Desta vez moveu-se em sincronia com os meus pensamentos. Eu estava a controlá-lo." [Allatt e Stokes, 2011]*

Kate Allatt deixou o hospital a 29 de setembro do mesmo ano [Let me out!, 2010], e no dia 6

de fevereiro de 2011, um ano após o incidente, conseguiu correr 20 metros [Run 6.2.11, 2011]. Estes dois acontecimentos, bem como a sua história [Allatt, 2011], contada pela própria, estão disponíveis no "YouTube"<sup>9</sup>.

### 2.3.3 O filme "*Breakdown*"<sup>10</sup>

O mestre do suspense, Alfred Hitchcock, na sua antologia de mistério e suspense "*Alfred Hitchcock Presents*", de 1955, retrata o tema no filme "*Breakdown*", sétimo episódio da primeira temporada, resumido a seguir.

*"O Sr. Callew, um homem de negócios exigente, está a descansar na praia quando recebe um telefonema de um funcionário recentemente dispensado. O homem está em lágrimas, mas o inflexível Callew não mostra simpatia, e desliga na cara dele. Mais tarde, quando Callew começa a conduzir para casa, o seu carro sai da estrada num local de obras. Quando volta a si, Callew está paralisado. Várias pessoas passam por ali, mas ele é incapaz de comunicar com elas, pelo que elas acham que ele está morto. Plenamente consciente da sua situação, ele fica cada vez mais apavorado."* [«Alfred Hitchcock Presents» Breakdown (TV episode 1955), 2008]



Figura 3: "*Alfred Hitchcock Presents*", "*Breakdown*"<sup>11</sup>

<sup>9</sup> Ver hiperligação nas referências respetivas.

<sup>10</sup> Alfred Hitchcock. (1955, Novembro 13). Breakdown. Alfred Hitchcock Presents. Universal Studios, California, EUA: CBS.

<sup>11</sup> Disponível em: <http://mubi.com/notebook/posts/the-frozen-severed-head-of-joseph-cotten>, [Consult. 28 abr. 2013].

Callew consegue mexer o dedo indicador da mão direita, mas ninguém repara nisso. Julgando-o morto, levam-no para a morgue. Pelo caminho ele pensa que alguém irá reparar no movimento do seu dedo, mas quando o pousam na morgue fica com o dedo debaixo do corpo. Quando está perto de ser enterrado vivo, ele solta uma lágrima que acaba por o salvar (Figura 3).

#### **2.3.4 O filme "*Locked-in*"<sup>12</sup>**

Mais recentemente, em Março de 2009, a série "House", protagonizada por Hugh Laurie<sup>13</sup>, dedicou o seu episódio número 19 da 5ª temporada, com o título "*Locked-in*", ao tema da SdE.

Nesse episódio, um homem sofre um acidente de bicicleta e vai para o hospital. O médico que o assiste, observando o seu estado de paralisia, considera-o em morte cerebral e prepara-se para transplantar o seu coração para outro paciente. O Dr. House, que por causa de um acidente de mota, se encontra na cama ao lado, observa que ele segue os movimentos do médico com os olhos. Apercebe-se desse modo que o paciente está consciente e consegue estabelecer comunicação com ele, confirmando assim que ele se encontra num estado de SdE. Consegue que o paciente peça a transferência para o hospital onde trabalha, a fim de o acompanhar e tratar.



Figura 4: "House", "*Locked-in*" - Uso de uma ICC<sup>14</sup>

<sup>12</sup> Informação disponível em: [http://www.imdb.com/title/tt1273722/?ref\\_=fn\\_tt\\_tt\\_30](http://www.imdb.com/title/tt1273722/?ref_=fn_tt_tt_30), [Consult. 13 out. 2013].

<sup>13</sup> Informação disponível em: <http://www.imdb.com/name/nm0491402/>, [Consult. 13 out. 2013].

<sup>14</sup> Disponível em: <http://www.imdb.com/media/rm1367116544/tt1273722>, [Consult. 28 abr. 2013].

Durante o tratamento, o paciente perde a capacidade de mover os olhos e é então usada uma ICC (Figura 4) para permitir ao paciente comunicar com a equipa médica.

A equipa descobre que o estado do paciente se deve a uma infeção bacteriana, leptospirose, que terá contraído através do contacto de corte num dedo, com urina de ratos. O paciente é tratado e acaba por recuperar.

## **2.4 A Neuroplasticidade como fator facilitador do uso de ICC**

Durante muitas décadas o modelo cerebral de Franz Joseph Gall (1758-1828)<sup>15</sup>, que atribuía funções específicas a diferentes áreas do córtex cerebral, foi o modelo dominante. Nele, cada região do cérebro estava predefinida para desempenhar uma função particular de forma independente, à semelhança dos componentes de um computador. A estrutura do cérebro era assim imutável. Como consequência, se alguma região do cérebro deixasse de funcionar, devido a uma doença ou lesão, a pessoa perderia as faculdades associadas a essa região [Caldas, 2000].

Esta teoria ganhou ainda mais adeptos quando os estudos de Pierre Paul Broca (1824-1880)<sup>16</sup> [Dronkers et al., 2007] e Karl Wernicke (1848-1905)<sup>17</sup> [Kristensen, Almeida e Gomes, 2001] confirmaram que pacientes que sofriam de afasia<sup>18</sup> provocada por danos cerebrais, tinham sofrido esses danos em regiões específicas do cérebro, a área de Broca e a área de Wernicke, respetivamente.

Porém nas últimas décadas aprendemos que o cérebro adulto é mais dinâmico do que alguma vez imaginamos. Na segunda metade do século XX começou-se a difundir a ideia de que, mesmo na idade adulta, o cérebro é suficientemente plástico para, em caso de necessidade, se reorganizar de modo a que os sinais sensoriais passem a ser processados noutras áreas

---

<sup>15</sup> Informação disponível em: <http://www.britannica.com/EBchecked/topic/224182/Franz-Joseph-Gall>, [Consult. 13 out. 2013].

<sup>16</sup> Informação disponível em: <http://www.britannica.com/EBchecked/topic/80601/Paul-Broca>, [Consult. 13 out. 2013].

<sup>17</sup> Informação disponível em: <http://www.britannica.com/EBchecked/topic/639875/Carl-Wernicke>, [Consult. 13 out. 2013].

<sup>18</sup> afasia: [Medicina] perda ou alteração da capacidade de falar ou de compreender a linguagem escrita ou falada. In Dicionário Priberam da Língua Portuguesa.

diferentes das que lhes estavam destinadas. Esta característica, denominada de neuroplasticidade, ou de remapeamento cortical, traduz a capacidade que o cérebro humano tem de modificar a sua estrutura, desenvolvendo novas capacidades ou deslocando funções para áreas diferentes daquelas que geralmente as desempenham [Wikipedia contributors, 2013].

No livro "*The Brain That Changes Itself*" [Doidge, 2007], o psiquiatra e psicanalista canadiano, Norman Doidge, apresenta casos de vários pacientes afetados por patologias cerebrais que conseguiram ultrapassar as suas limitações e levar vidas normais:

- Pessoas que sofreram danos que afetaram os centros de linguagem do hemisfério esquerdo, recuperaram a capacidade de falar.
- Um caso em que sinais tácteis passaram a ser processados no córtex visual e convertidos em imagens.
- Uma mulher que nasceu com apenas metade do cérebro, conseguiu adaptar-se e levar uma vida normal.

Os casos apresentados são exemplos concretos de que regiões do cérebro que usualmente não desempenham uma dada função, podem adaptar-se, modificando a sua estrutura, e passar a realizá-la.

Agora que percebemos melhor o que é a neuroplasticidade, coloca-se então a questão da sua importância para a utilização das ICC.

Se o cérebro fosse imutável, seria necessário desenvolver máquinas que se adaptassem ao funcionamento do cérebro de cada utilizador. No entanto, devido à neuroplasticidade, é possível construir-se uma máquina menos personalizada e mais flexível, pois com o treino, o cérebro trata de criar as novas estruturas necessárias para atingir um melhor desempenho. É a plasticidade do cérebro que permite a uma pessoa aprender a usar uma ICC e ir aumentando o seu desempenho com a continuidade da utilização da mesma.

Um dos campos onde a neuroplasticidade é aproveitada é, por exemplo, no denominado *neurofeedback*. Este permite ao utilizador observar a sua atividade cerebral e atuar sobre a mesma, modificando-a para cumprir novas tarefas, ou para as cumprir de forma mais eficiente. O *neurofeedback* é uma forma de *biofeedback* [AAPB, BCIA e ISNR, 2008] que utiliza

EEG ou Ressonância Magnética Funcional (*RMf*) para detetar a atividade fisiológica do cérebro. Tem sido usado no tratamento de distúrbios comportamentais como o défice de atenção, com ou sem hiperatividade, autismo, ansiedade, entre outros.

## 2.5 As Interfaces Cérebro-computador

Com os avanços da neurociência, verificados sobretudo na última década, a par dos avanços na eletrónica, na informática e na robótica, vários foram os grupos de investigação que se interessaram pelas Interfaces Cérebro-computador. Têm-se desenvolvido variadas aplicações, que vão desde o controlo de cadeiras de rodas, navegação em ambientes virtuais, controlo de interfaces gráficos de computadores, até à condução de automóveis ou à sua aplicação na área do *marketing*.

De acordo com o projeto "*Future BNCI*"<sup>19</sup> [*BCI Basics*, 2013]:

*"Uma Interface Cérebro-computador (ICC) é um dispositivo que permite comunicação sem movimento. As pessoas podem comunicar simplesmente através do pensamento. Dado que as ICC não requerem movimento, elas podem ser o único sistema de comunicação possível para vários utilizadores deficientes que não podem falar ou usar um teclado, rato, ou outras interfaces."*

De uma forma muito concisa, uma ICC permite a um sistema informático pegar nos dados da leitura da atividade cerebral de uma pessoa, processá-los, e usar a informação extraída para interagir com o próprio sistema informático, ou disponibilizá-la para ser usada num qualquer sistema externo.

O mesmo projeto também define o que considera serem os quatro componentes que uma ICC deve possuir [*BCI Basics*, 2013]:

- *"Pelo menos um sensor deve detetar a atividade cerebral";*
- *"A seguir, um sistema de processamento de sinal deve traduzir os sinais resultantes em mensagens ou comandos";*

---

<sup>19</sup> Projeto número ICT-248320, criado ao abrigo do "Sétimo Programa-Quadro de Investigação", 2007-2013, da União Europeia. Website do projeto: [future-bnci.org](http://future-bnci.org)

- "Em seguida, essa informação deve ser enviada para um aplicativo num dispositivo, como um navegador Web num monitor ou um sistema de movimento numa cadeira de rodas";
- "Finalmente, tem de haver uma interface de aplicação ou um ambiente operativo que determine a forma como estes componentes interagem uns com os outros e com o utilizador".

Traduzimos o conceito no esquema apresentado na Figura 5, e explicámo-lo em seguida.

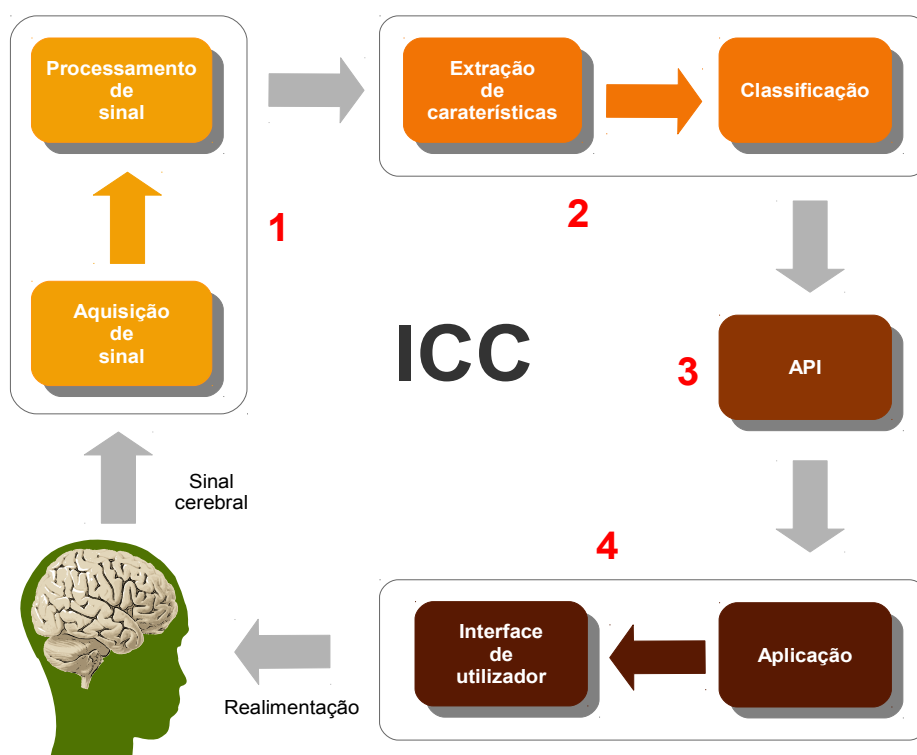


Figura 5: Componentes de uma ICC

A ICC é composta por quatro blocos de acordo com as suas funções: aquisição e processamento de sinal, extração e classificação de informação, interface de programação de aplicativos (*API*) e *software* aplicativo. Seguidamente descrevemos cada um dos blocos e seus componentes, que destacamos entre aspas e a negrito.

1. Aquisição e processamento dos sinais obtidos da leitura da atividade elétrica do cérebro:
  - a) "**Aquisição de sinal**" - a atividade cerebral é lida por um dispositivo. Os sinais

obtidos são amplificados e filtrados para remoção de ruído, da componente contínua e das frequências superiores a metade da frequência de amostragem<sup>20</sup>, e finalmente convertidos de analógicos para digitais;

- b) "**Processamento de sinal**" - processamento digital do sinal onde são aplicados filtros matemáticos para melhorar a relação sinal/ruído, eliminar frequências parasitas e que não interessam. Também é aqui que é usada a transformada de Fourier.

## 2. Extração e classificação da informação contida no sinal:

- a) "**Extração de características**" - são usadas técnicas e algoritmos de aprendizagem máquina. Como os dados obtidos são em quantidade extremamente grande para serem processados, recorre-se a métodos de extração de características que os reduzem a um conjunto de características representativas da parte relevante da informação. Também se pode usar a análise fractal para reduzir os dados e fazer sobressair algumas características;
- b) "**Classificação**" - o conjunto de características passam então por um processo de classificação com o fim de se reconhecerem padrões, ou seja, encontrar classes onde as características se enquadrem. Este processo também é conhecido como análise de agrupamentos.

## 3. Interface de Programação de Aplicativos:

- a) "**API**" - as classes encontradas na fase anterior são usadas como mensagens ou comandos, que são disponibilizados para uso em aplicações.

## 4. *Software* aplicativo:

- a) "**Aplicação**" - acede à informação da *API* e usa-a para desempenhar a função para que foi projetada. Por exemplo, poderá usá-la para controlar um braço robótico ou o ponteiro na interface gráfica de um computador;

---

<sup>20</sup> Segundo o Teorema Nyquist, na conversão de analógico para digital de um sinal, a frequência de amostragem deve ser igual ou maior a duas vezes a frequência da na componente de mais alta frequência.

- b) "**Interface de utilizador**" (*UI*) - fornece informação de retorno ao utilizador, seja através de uma interface desenhada para o efeito, seja como resultado observável da sua operação. Essa informação é usada como resposta da atividade cerebral do sujeito, realimentando o processo.

### 2.5.1 As Interfaces Cérebro-computador e as Neuropróteses

A história das ICC confunde-se de tal forma com a das neuropróteses, que por vezes os termos são usados indistintamente por alguns autores, pois não existe uma fronteira bem definida que as separe. Em alguns casos, ambas procuram atingir objetivos idênticos, tais como, restaurar a audição, o movimento, a visão ou até a fala.

Essa ambiguidade é muito comum na área da medicina. Porém, enquanto as neuropróteses se apresentam como uma substituição ou ampliação das capacidades normais do nosso corpo, as ICC estão intimamente ligadas ao uso de computadores.

O facto de se usar indiscriminadamente os termos Interface Cérebro-computador e Interface Cérebro-máquina (ICM) também contribui muito para esta ambiguidade. O termo Interface Cérebro-máquina é muito generalista, e ao ser aplicado para designar tanto neuropróteses como ICC, pode gerar a confusão.

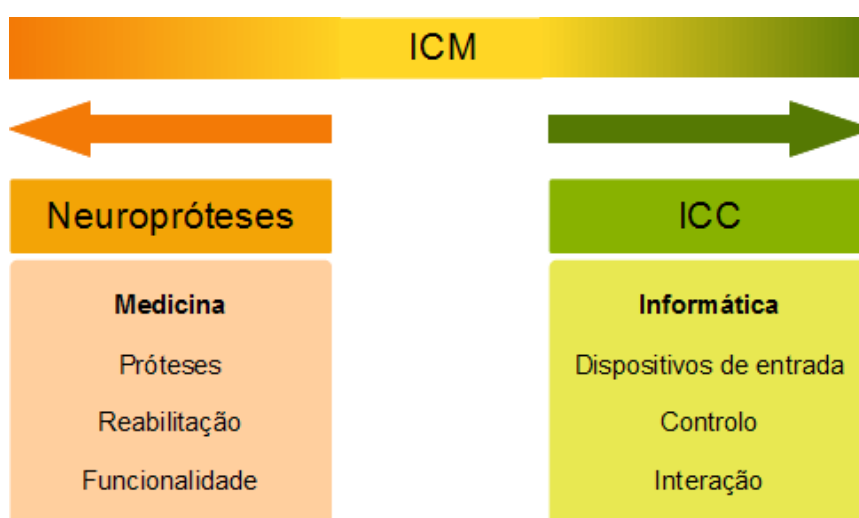


Figura 6: Neuropróteses versus ICC

Na Figura 6 apresentamos um esquema elucidativo da relação entre ICM, Neuropróteses e ICC.

Quando a interface é usada como dispositivo de entrada para um computador, como é o nosso caso, preferimos usar o termo Interface Cérebro-computador por ser mais específico. Pelo que, sempre que possível, lhe daremos preferência, ainda que o âmbito de aplicação nesta dissertação se centre na área da medicina.

O projeto "*Future BNCI*" estabelece quatro critérios que um dispositivo deve cumprir para ser considerado uma ICC [*BCI Basics*, 2013]:

1. o dispositivo deve apoiar-se em medidas diretas da atividade cerebral;
2. o dispositivo deve fornecer informação de retorno ao utilizador;
3. o dispositivo deve operar em tempo real;
4. o dispositivo deve apoiar-se em controlo intencional. Isto é, o utilizador deve decidir desempenhar uma tarefa mental, com o objetivo de enviar uma mensagem ou comando, cada vez que ele/ela quiser usar a ICC.

Como podemos observar no ponto 4, segundo este projeto as ICC estão mais interessadas na parte consciente do cérebro para comando e controlo.

No entanto, a obtenção de informação de estados emotivos para uso em aplicações específicas, embora se possa considerar uma ação de controlo, não envolve necessariamente uma intenção ou decisão do utilizador. E essa situação também deve ser enquadrada nas ICC. Um exemplo disso é a medição de estados emotivos e sua aplicação no *neuromarketing*<sup>21</sup>.

O ponto 4 dos critérios estabelecidos pelo projeto "*Future BNCI*" poderá então ser reescrito da seguinte forma:

4. o dispositivo deve apoiar-se em controlo, intencional ou não, resultante da atividade cerebral do utilizador. Isto é, o utilizador pode decidir desempenhar uma tarefa mental, com o objetivo de enviar uma mensagem ou comando, cada vez que ele/ela quiser usar a ICC, ou essa mensagem ou comando ser simplesmente o resultado de um estado mental do utilizador, independente da sua vontade.

---

<sup>21</sup> Ver cap. 2.5.4.3 As ICC no marketing, p. 47

Para melhor percebermos a diferença entre neuropróteses e as ICC, apresentamos a seguir um exemplo de cada uma.

### ● **Neuropótese**

Um exemplo clássico de neuroprótese, é o implante coclear, mostrado na Figura 7, que permite restaurar a audição em pessoas surdas.

Este dispositivo é constituído por duas partes distintas. Uma externa que capta o som, o processa e o transmite através de uma antena colocada junto ao crânio. E uma interna que recebe o sinal através de uma outra antena e o encaminha para a cóclea através de eléctrodos que irão estimular o nervo auditivo. Os estímulos são então conduzidos até ao encéfalo onde são interpretados como sons.

Como podemos observar, o implante coclear não cumpre os critérios definidos para uma ICC.



Figura 7: Implante Coclear<sup>22</sup>

Para mais informação sobre neuropróteses aconselhamos a leitura do livro "*Neuroprosthetics: Theory and Practice*" [Horsch e Dhillon, 2004].

### ● **Interface Cérebro-computador (ICC)**

Por outro lado temos como exemplo de uma ICC, o jogo de demonstração da ICC "*Emotiv EPOC Neuroheadset*"<sup>23</sup>, "*Spirit of Mountain Demo Game*" (Figura 8).

---

<sup>22</sup> Disponível em: [http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Cochlear\\_implant.jpg](http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Cochlear_implant.jpg), [Consult. 28 abr. 2013].

<sup>23</sup> Website disponível em: <http://www.emotiv.com/>, [Consult. 28 abr. 2013].

O jogador move-se num ambiente virtual 3D com a ajuda do rato. No entanto em diferentes locais do jogo ele deve desempenhar tarefas usando apenas o pensamento.



Figura 8: Jogo "*Spirit of mountain*" usando uma ICC<sup>24</sup>

As ações do jogo que são controladas pela ICC incluem:

- A mudança da cor do céu de acordo com o humor do jogador;
- Empurrar e girar estruturas de pedra, levantar do chão um templo e rochas, dobrar uma árvore, construir uma ponte;
- Espantar espíritos com expressões faciais assustadoras;

No primeiro ponto encontramos uma ação de controlo independente da vontade do utilizador, pois a mudança da cor do céu é ditada pelo seu humor e não por um pensamento intencional. No segundo ponto as diferentes ações dependem de um controlo intencional do utilizador.

Esta ICC, para além da atividade elétrica gerada pelo cérebro do utilizador, também deteta a gerada pelos músculos da face, devido à proximidade dos mesmos. Essa capacidade permite identificar as expressões faciais que são usadas no terceiro ponto.

Como podemos observar, contrariamente à neuroprótese, o sistema usado no jogo cumpre todos os critérios de uma ICM.

---

<sup>24</sup> Disponível em: [http://youtu.be/eVX7c\\_eviB8](http://youtu.be/eVX7c_eviB8), [Consult. 9 mai. 2013].

## **2.5.2 Técnicas e sensores utilizados nas ICM**

Quando pensamos em ICM ou ICC, normalmente imaginamos um computador ligado ao interior do cérebro de uma pessoa, aos seus neurónios, através de um cabo. Mas será que é mesmo assim? Na realidade, circulam sempre sinais na ligação entre o cérebro e a máquina. No entanto a forma como esses sinais são captados pode ser mais ou menos, ou mesmo nada, invasiva. Por invasivo entende-se algo hostil que invade e agride o organismo.

Dado que os sensores podem ser usados em qualquer âmbito de aplicação, seja numa neuroprótese, seja numa ICC, usaremos aqui o termo ICM por ser mais genérico.

Vejamos os três tipos de ICM identificados, quanto às técnicas utilizadas, e respetivos sensores.

### **2.5.2.1 ICM não invasivas**

Este tipo de ICM capta externamente os potenciais elétricos gerados pela atividade cerebral, através de eléctrodos colocados no couro cabeludo (EEG), e usa dispositivos de dimensões reduzidas.

O facto de este tipo de ICM não requerer cirurgia para ser implementado, é uma grande vantagem. Por duas razões, porque se evitam todos os riscos e danos associados a uma intervenção cirúrgica, e porque estão prontos a usar muito rapidamente. A resolução dos sinais gerados é porém muito pobre. Primeiro, pelo facto dos sinais não serem lidos diretamente nos neurónios individualmente, e segundo, por o crânio atenuar e distorcer os impulsos elétricos gerados pelos mesmos. Nos casos em que se quer obter sinais claros de neurónios individuais de uma área específica do cérebro, estas ICM não são as adequadas.

Pela sua facilidade de utilização, portabilidade e baixo custo, estas ICM podem ser a melhor opção em casos onde se pretende ter uma disponível e pronta a funcionar rapidamente.

A grande evolução das ICM baseadas em EEG nos últimos anos, nomeadamente devido ao uso de algoritmos de aprendizagem máquina, tornaram estes dispositivos muito interessantes enquanto dispositivos de entrada para controlo e comando de aplicações informáticas.

### **2.5.2.2 ICM invasivas**

Nos métodos invasivos, a medição dos sinais elétricos gerados pelo cérebro é realizada diretamente dentro da matéria cinzenta do cérebro. A localização dos sensores é previamente determinada através de exames de Magnetoencefalografia<sup>25</sup> (MEG) ou Ressonância Magnética funcional (RMf).

Como os sensores medem diretamente a atividade elétrica de neurónios individuais, o sinal obtido é muito nítido e a resolução é bastante boa. Isto permite desenvolver aplicações mais complexas que necessitem de uma grande exatidão. No entanto a sua aplicação implica a necessidade de cirurgias de alto risco, dispendiosas e com uma longa fase de recuperação.

O risco de infeção e de rejeição também é um dos pontos negativos a considerar. A rejeição leva à formação de cicatrizes na massa cinzenta, que podem degradar ou mesmo eliminar a obtenção de sinal.

#### **● A matriz de elétrodos**

Um exemplo de sensores usados em ICM invasivas, é o das matrizes de elétrodos, como o apresentado na Figura 9.

Estes sensores podem comportar até 100 elétrodos, ou mais. A matriz é implantada no córtex cerebral, medindo diretamente a atividade elétrica de um significativo conjunto de neurónios. Isto oferece-lhe uma resolução muito elevada, quando comparada com outros tipos de sensores, permitindo-lhe ser usada em controlos mais complexos e precisos.

Este tipo de sensores apresentam alguns problemas de biocompatibilidade. O organismo, na presença de um corpo estranho, desenvolve um processo de rejeição que acaba por isolar o sensor. Como resultado, os impulsos elétricos do cérebro são bloqueados, fazendo com que o período de utilização destes sensores dificilmente ultrapasse um ano, o que implica custos elevados e necessidade de repetidas cirurgias.

Outro problema é o dos danos causados a nível vascular aquando da sua implantação e as infeções que poderão decorrer da própria intervenção cirúrgica.

---

<sup>25</sup> magnetoencefalografia: [Medicina] técnica utilizada em neurologia, que se baseia na medição dos campos magnéticos resultantes da atividade eletromagnética do encéfalo. In Infopédia, Porto Editora.

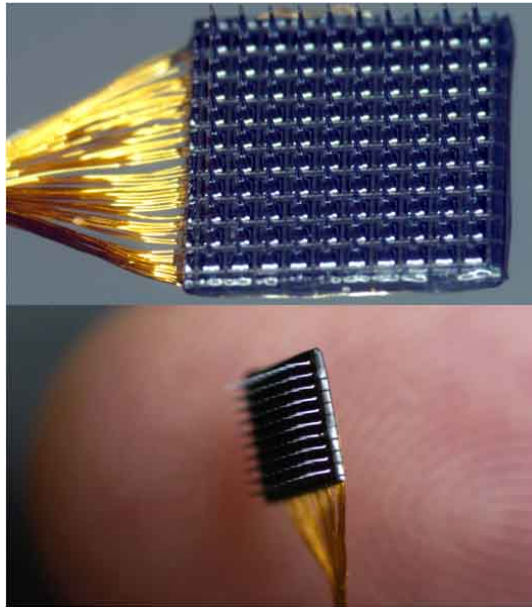


Figura 9: Micro matriz de elétrodos<sup>26</sup>

Um exemplo da utilização deste tipo de sensores, é a experiência levada a cabo pela equipa de investigação liderada pelo Dr. Andrew Schwartz da Universidade de *Pittsburgh*<sup>27</sup>, em que ensinaram um macaco a usar os seus pensamentos para controlar um braço robótico [Guizzo, 2010].

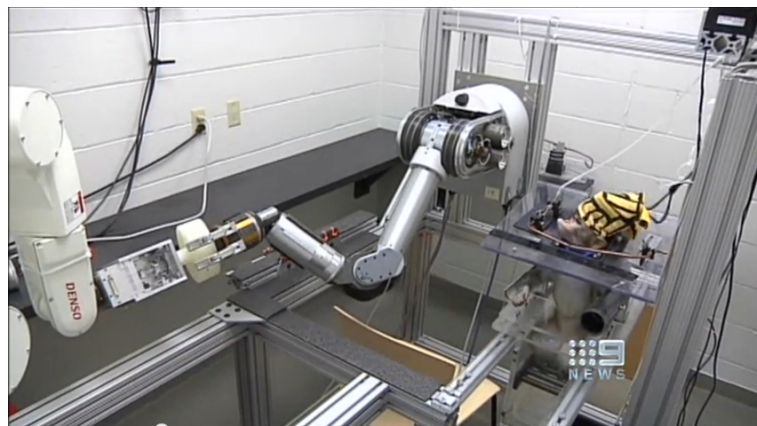


Figura 10: Exemplo de utilização de uma ICM invasiva<sup>28</sup>

---

<sup>26</sup> Disponível em:  
[http://www.physiology.northwestern.edu/secondlevel/miller/research/media/BrainGate%20Array\(sm\).jpg](http://www.physiology.northwestern.edu/secondlevel/miller/research/media/BrainGate%20Array(sm).jpg), [Consult. 9 mai. 2013].

<sup>27</sup> Informação disponível em: <http://www.neurobio.pitt.edu/faculty/schwartz.htm>, [Consult. 16 out. 2013].

<sup>28</sup> Disponível em: <http://youtu.be/7kctOHnrvuM>, [Consult. 13 out. 2013].

Na Figura 10 apresentamos uma imagem extraída de um vídeo<sup>28</sup>, onde se pode ver o macaco a controlar o braço robótico para agarrar um objeto.

### ● O elétrodo neurotrófico

Outro exemplo de sensores usados em ICM invasivas, é o criado pelo neurologista e neurocientista Philippe R. Kennedy, MD, PhD, a que deu o nome de Elétrodo Neurotrófico [Kennedy *et al.*, 2008] (Figura 11).

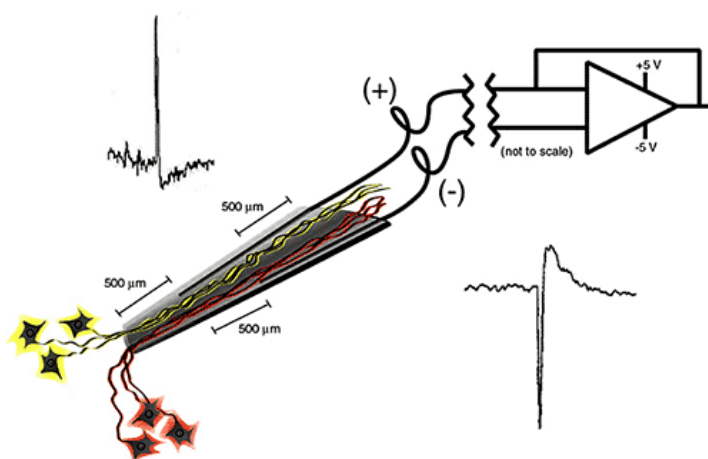


Figura 11: Elétrodo Neurotrófico<sup>29</sup>

Ele é constituído por um pequeno cone de vidro oco, ligado a vários fios condutores elétricos em ouro. O nome neurotrófico vem do facto do dispositivo estar revestido por um fator de crescimento, ou fator neurotrófico, que é uma substância que regula o desenvolvimento neuronal. A sua finalidade é fazer crescer as ramificações dos neurónios<sup>30</sup>, os axónios e as dendrites, para dentro do cone. Assim que essas ramificações começam a produzir impulsos, ao fim de algumas semanas, eles são captados pelos condutores elétricos e enviados, através do crânio, para um circuito amplificador que fica sob o couro cabeludo. São então amplificados, modelados em frequência (FM), e emitidos para o exterior do crânio por uma antena.

Externamente, o sinal é captado por outra antena, desmodulado e enviado para um computador para processamento. Os circuitos de amplificação e modelação de frequência são

<sup>29</sup> Disponível em: <http://origin-ars.els-cdn.com/content/image/1-s2.0-S0165027008003865-gr1.jpg>, [Consult. 29 abr. 2013].

<sup>30</sup> neurónio - célula nervosa composta pelo corpo e suas ramificações (o axónio e as dendrites). Informação disponível em: [http://www.infopedia.pt/\\$neuronio](http://www.infopedia.pt/$neuronio), [Consult. 13 out. 2013].

alimentados por um circuito de indução externo [Reichardt, 2006]. Ultrapassada a fase da cirurgia e do pós-operatório, o uso de tecnologias sem fios elimina o risco de infecção.

### **2.5.2.3 ICM parcialmente invasivas**

Existem ainda as ICM parcialmente invasivas. Chamam-se assim porque, embora se recorra à cirurgia para implantar os elétrodos, estes são colocados dentro do crânio mas fora da massa cinzenta. Este tipo de medição de potenciais elétricos na superfície do córtex cerebral, tem o nome de Eletrocorticografia (ECoG) ou de EEG intra craniano (iEEG). Para o efeito é usada uma matriz de elétrodos, como pode ser observado na Figura 12, o que lhe confere uma melhor resolução espacial do que a do EEG extra craniano, mas pior que com o uso de sensores invasivos.

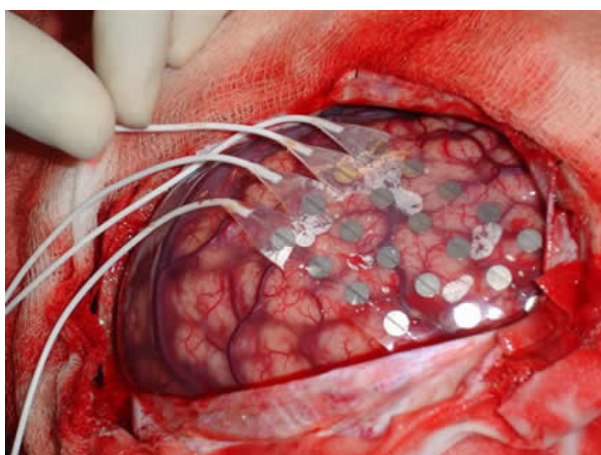


Figura 12: Aplicação de ICM parcialmente invasivo<sup>31</sup>

O crânio, como qualquer matéria, limita a banda de frequências que o atravessam, e mesmo as frequências que deixa passar sofrem atenuação. Sem esta barreira, não só o potencial elétrico medido é de maior amplitude, como a banda de frequências lidas é maior.

Outra vantagem da leitura ser feita próximo do córtex cerebral, é ter uma melhor relação sinal-ruído. Pois não só a amplitude do sinal é maior, como o ruído introduzido por outras fontes, como por exemplo os músculos faciais, é muito menor.

---

<sup>31</sup> Disponível em: <http://www.neurolife.med.br/img/servicos-neurolife-eletrodos-cortex-aplicacao-thumb.jpg>, [Consult. 11 mai. 2013].

Relativamente às ICM invasivas, estas ICM têm como vantagem evitar quer os danos a nível dos tecidos, nomeadamente vasculares, quer a formação de cicatrizes na massa cinzenta, o que lhes dá um tempo de utilização muito maior.

### **2.5.3 Avanços do uso das ICM na comunicação**

Neste subtópico apresentamos diversos exemplos que representam o estado da arte no que diz respeito à utilização das ICM para o restabelecimento da capacidade de comunicação de pessoas afetadas pela SdE.

Usamos aqui o termo ICM e não ICC, pois algumas das ICM apresentados enquadram-se mais no âmbito das neuropróteses do que das ICC<sup>32</sup>. No entanto, todos eles visam dar a sua contribuição para a resolução do problema da comunicação das pessoas afetadas pela SdE.

#### **2.5.3.1 Controlo do ponteiro do rato**

O rato é o dispositivo por excelência das interfaces de utilizador gráficas (*GUI*). No entanto ele não pode ser operado por utilizadores que não tenham a capacidade de usar os seus membros. As ICC surgem então como uma oportunidade para esses utilizadores de substituírem o rato por um dispositivo que "obedeça à sua vontade".

##### **● Mind Mouse**

A *Mind Technologies, Inc.*<sup>33</sup>, descreve o seu sistema *Mind Mouse* da seguinte forma:

*"Mind Mouse é uma revolucionária aplicação de software controlada pelo pensamento, que permite ao utilizador navegar no computador, fazer clique e duplo clique para abrir programas, compor mensagens de correio eletrónico e enviá-las com o poder da mente. A aplicação pode ser usada por qualquer pessoa, mas é especialmente benéfica para as pessoas com deficiências que têm problemas de comunicação. Pela primeira vez na sua vida, muitas pessoas deficientes serão capazes de utilizar um computador e comunicar via correio*

---

<sup>32</sup> Ver cap. 2.5.1 As Interfaces Cérebro-computador e as Neuropróteses, p. 25

<sup>33</sup> Website disponível em: <http://mindtechnologiesinc.com/>, [Consult. 24 jul. 2013].

eletrónico." [Mind Technologies, Inc., 2010]

A aplicação usa o *Emotiv EPOC*<sup>34</sup> para controlar o ponteiro do rato e um teclado virtual para escrever mensagens. Dependendo do grau de deficiência do utilizador, permite a utilização das diferentes suítes disponíveis para controlar o rato.



Figura 13: Usando o teclado virtual do Mind Mouse<sup>35</sup>

Podemos assistir no *Youtube* ao vídeo institucional da *Mind Technologies*, "*Mind Technologies, Inc. Mind Mouse*" [Mind Technologies, Inc., 2010], onde é apresentada a aplicação *Mind Mouse*, a ser usada por Brian Ferguson, um consultor financeiro de San Diego, que sofre de artrogripose<sup>36</sup>. Como poderemos observar, Brian Ferguson tem mobilidade dos ombros para cima, o que lhe permite usar a suíte expressiva e o giroscópio do *EPOC* para direccionar o ponteiro do rato. Muito embora também possa usar a suíte cognitiva, é impossível controlar completamente a interface com ela, por necessitar de muitos comandos.

Para uma pessoa com SdE usar este sistema, terá que usar uma combinação de comandos cognitivos e movimentos dos olhos. Muito embora não torne impossível o seu uso, ele necessitará de um treino muito grande.

---

<sup>34</sup> Ver cap. 3.2 Interfaces cérebro-computador disponíveis no mercado, p. 55

<sup>35</sup> Disponível em: [http://www.youtube.com/watch?v=m6jMtKudCXg&feature=youtube\\_gdata\\_player](http://www.youtube.com/watch?v=m6jMtKudCXg&feature=youtube_gdata_player), [Consult. 26 ago. 2013].

<sup>36</sup> artrogripose: [Medicina] flexão ou contractura congénita de uma articulação. (de artro e do grego grypōsis «curvatura»). In Infopédia, Porto Editora.

### 2.5.3.2 Interfaces de escrita

Contrariamente às interfaces gráficas como o *Mind Mouse*, as interfaces de escrita são geralmente mais fáceis de usar, por exigirem menos comandos por parte do utilizador. Este facto torna-as especialmente úteis para pessoas com capacidade limitada de movimentos, como o caso daquelas com tetraplegia<sup>37</sup> ou SdE.

Apresentamos seguidamente dois exemplos distintos, ilustrativos deste tipo de interfaces.

#### ● O "*Dasher*"

No nosso trabalho baseamos a interface de escrita no sistema de teclado preditivo T9<sup>38</sup>. Dois anos depois de ter sido pedida a patente do T9, em 1997, surgiu um outro projeto, de seu nome *Dasher* [*Inference Group: Dasher Project*, [s.d.]], desenvolvido por David J.C. Mackay, atualmente professor catedrático em engenharia na Universidade de Cambridge.

Segundo o seu manual, "*O Dasher é uma interface de entrada de texto eficiente, conduzida por gestos contínuos e naturais. O Dasher é um sistema de entrada de texto competitivo onde um teclado completo não pode ser usado*" [Mackay, 2006].



Figura 14: Interface Dasher com sistema de rastreio do olhar<sup>39</sup>

O *Dasher* é uma interface de escrita preditiva para sistemas móveis de pequena dimensão.

---

<sup>37</sup> tetraplegia: [Medicina] paralisia que atinge os quatro membros. In Infopédia, Porto Editora.

<sup>38</sup> Ver cap. 3.5 Teclado otimizado e escrita preditiva, p. 69

<sup>39</sup> Disponível em: <http://www.inference.phy.cam.ac.uk/dasher/images/written.png>, [Consult. 26 ago. 2013].

Porém, ao contrário do T9, este não dispõe de teclado. É uma aplicação gráfica que utiliza um dispositivo apontador. À medida que nos deslocamos através de um espaço 2D, o sistema vai fazendo *zoom* e propondo novas letras ou combinações. O utilizador seleciona as propostas direcionando o ponteiro para as mesmas. Na Figura 14 podemos ver um utilizador a operar o *Dasher* através do uso de um sistema de rastreio do olhar<sup>40</sup>, conhecido por *eye tracking*.

Relativamente ao *Mind Mouse*, esta interface tem a vantagem de oferecer escrita preditiva. E em conjunto com um sistema de rastreio do olhar, poderá ser usada por pessoas com SdE, desde que estas tenham uma boa coordenação dos movimentos oculares. Por outro lado, se isso não acontecer, não é possível operá-la através de comandos cognitivos.

### ● O "*BrainTalk Project*"

*BrainTalk* [Louizos, 2010] é um projeto de código aberto do médico Louizos Alexander Louizos, MSc, MD. Trata-se de um teclado virtual que recebe comandos do *Emotiv EPOC* através da aplicação *Emokey*<sup>41</sup>. Este projeto pretende oferecer às pessoas afetadas por paralisia, especialmente tetraplegia, uma oportunidade comunicarem através de ICC relativamente baratas e disponíveis no mercado.

O sistema funciona do seguinte modo. As linhas do teclado vão-se iluminando ciclicamente a um ritmo definido pelo utilizador. Quando a linha que possui o carácter desejado se ilumina, o utilizador seleciona-a através de um comando predefinido (Figura 15).



Figura 15: Teclado virtual *BrainTalk* - seleção de linhas<sup>42</sup>

O teclado passa então a iluminar as teclas dessa linha, ciclicamente. O utilizador seleciona o carácter desejado, assim que ele se iluminar (Figura 16). O carácter selecionado passa então

<sup>40</sup> Sistema que através do rastreio do movimento dos olhos, permite saber a todo o momento para onde um indivíduo está a olhar.

<sup>41</sup> *Software* que acompanha o *Emotiv EPOC neuroheadset* e que transforma comandos da *API* em comandos de teclado.

<sup>42</sup> Disponível em: <http://www.nanotechgalaxy.com/wp-content/uploads/2010/05/BrainTalk.swf>, [Consult. 26 ago 2013].

para a janela da aplicação que estiver com o foco.

Se houver um erro na passagem das linhas para as colunas, existe um comando predefinido para reiniciar a seleção.



Figura 16: Teclado virtual *BrainTalk* - seleção de carácter<sup>43</sup>

Embora este projeto ainda tenha muito que evoluir para ser verdadeiramente usável, não quisemos deixar de o referenciar pela sua facilidade de operação.

### 2.5.3.3 Restabelecimento da fala

Como estamos a falar da comunicação de pessoas com SdE, queremos terminar o tópico 2.5.3 com a nossa forma mais natural de comunicação, a fala.

O Dr. Philip Kennedy, inventor do eléctrodo neurotrófico<sup>44</sup>, criou em 1989 a *Neural Signals Inc.*, com o fim de investigar e criar uma neuroprótese capaz de "*fornecer uma ligação ao mundo exterior às pessoas que estão fechadas nos seus corpos - despertas e inteligentes mas incapazes de comunicar*" [*Neural Signals Inc.*, 2012].

No seu sítio *Web* afirmam: "*O nosso objetivo é a comunicação pessoal, especialmente no que diz respeito à restauração da fala. Estamos desenvolvendo uma prótese de fala. No futuro, pretendemos aplicar a nossa tecnologia a restauração de movimento, bem como, eventualmente, para melhorar a função cerebral.*" [*Neural Signals Inc.*, 2012]

Para o efeito, o eléctrodo é implantado do córtex pré-motor do cérebro do paciente, na área que controla a língua, o maxilar e os lábios. A localização exata é determinada primeiro por RMf e durante a cirurgia por estereotaxia<sup>45</sup> [Kennedy *et al.*, 2008]. Os sinais obtidos pelo

<sup>43</sup> Adaptada de: <http://www.nanotechgalaxy.com/wp-content/uploads/2010/05/BrainTalk.swf>, [Consult. 26 ago 2013].

<sup>44</sup> Ver cap. 2.5.2.3 ICM parcialmente invasivas, p. 33.

<sup>45</sup> estereotaxia: [Medicina] método cirúrgico (usado fundamentalmente em neurocirurgia) em que a

sensor, depois de devidamente processados e classificados, são aplicados a um sintetizador de voz em tempo real [Kennedy *et al.*, 2009].

Kennedy implantou a sua primeira neuroprótese de restauração da fala em 2004 num paciente, Erik Raqmsey (Figura 17), com SdE devido a um AVC do tronco cerebral, provocado por um acidente de automóvel que sofreu em 1999, com 16 anos.

Para mais informação sobre este tema, aconselhamos a leitura dos artigos "*Neural Implant Aims to Restore Speech to the Paralyzed*", publicado no *website* da *Dana Foundation* [Schnabel, 2008], e "*Wireless Brain-to-Computer Connection Synthesizes Speech*", publicado na secção *Science* do *website Wired* [Keim, 2009].

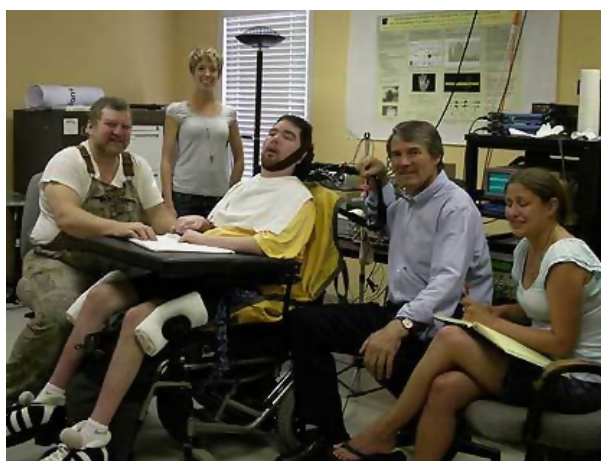


Figura 17: Erik Ramsey com o Dr. Philip Kennedy à sua esquerda<sup>46</sup>

#### **2.5.4 Outras áreas de investigação e utilização das ICM**

O desenvolvimento das neurociências nas últimas décadas trouxe um interesse crescente pelas ICM e o aparecimento de dispositivos, como o *Emotiv EPOC*, que permitiram uma explosão de aplicações usando este tipo de interfaces.

Neste subtópico apresentamos exemplos do uso de ICM nas mais diversas áreas.

---

área de intervenção é localizada por medições tridimensionais. In Infopédia, Porto Editora.

<sup>46</sup> Disponível em: [http://www.boston.com/news/science/gallery/07\\_25\\_08\\_Ramsey?pg=2](http://www.boston.com/news/science/gallery/07_25_08_Ramsey?pg=2), [Consult. 16 out. 2013]

### 2.5.4.1 As ICC na reabilitação e recuperação de autonomia

As interfaces cérebro-máquina tiveram a sua origem na medicina, com as neuropróteses<sup>47</sup>. Para além do implante coclear, um dos casos mais conhecidos<sup>48</sup>, e das aplicações já referidas no capítulo anterior<sup>49</sup> na área da comunicação, as ICM são também usadas noutras áreas da medicina. Vejamos alguns exemplos.

#### ● Braços protéticos

Atualmente os avanços na área da robótica têm aberto enormes possibilidades no campo da reabilitação física, nomeadamente na criação de membros artificiais. Com mais de 1300 militares com membros amputados, resultado das últimas décadas de guerra, a Agência de Projetos de Pesquisa Avançada de Defesa norte-americana (*DARPA - Defense Advanced Research Projects Agency*), lançou o programa "*Revolutionizing Prosthetics*" [DARPA, 2006] coordenado pelo neurologista Cor. Geoffrey Ling, M.D, PhD. O projeto foi entregue ao Laboratório de Física Aplicada da Universidade de *John Hopkins*, em *Maryland*, liderado por Michael P. McLoughlin, M.S.E.E, para gerir o desenvolvimento e testes de um Braço Protético Modular (*MPL - Modular Prosthetic Limb*), usando uma interface controlada pelo cérebro. Mais detalhes sobre o projeto podem ser obtidos no sítio do projeto [Jonh Hopkins Applied Physics Laboratory, 2009] ou no artigo "*Revolutionizing Prosthetics: Systems Engineering Challenges and Opportunities*" [Burck, Bigelow e Harshbarger, 2011].

Este braço robótico tem duas finalidades, uma de reabilitação outra de prevenção. Por um lado é usado para reabilitar militares amputados, por outro é parte de um robô com dois braços que replicam os movimentos de um controlador humano, para desempenhar tarefas perigosas.

Andrew Schwartz, PhD, professor de neurobiologia e responsável pelo laboratório *Motorlab*<sup>50</sup>, da Universidade de *Pittsburgh*, é um dos membros da equipa do programa "*Revolutionizing Prosthetics*". No seu laboratório, ele tem vindo a realizar experiências com macacos nos quais implantou sensores no cérebro, que eles usam para operar braços robóticos.

---

<sup>47</sup> Ver cap. 2.5.1 As Interfaces Cérebro-computador e as Neuropróteses, p. 25

<sup>48</sup> Ver cap. 2.5.1 As Interfaces Cérebro-computador e as Neuropróteses, Neuropótese, p. 27

<sup>49</sup> Ver cap. 2.5.3 Avanços do uso das ICM na comunicação , p. 34

<sup>50</sup> Website disponível em: <http://motorlab.neurobio.pitt.edu/>, [Consult. 26 ago 2013].

Com todo este conhecimento em mãos, a equipa do programa "*Revolutionizing Prosthetics*" quis dar um passo maior e ligar este inovador braço artificial ao cérebro de um ser humano. Para tal, contou com a colaboração de Jan Scheuermann, escritora de *Pittsburgh* e mãe de duas crianças, que desde 1996 se encontra paralisada devido a uma doença, designada por degeneração espinocerebral, que a deixou sem movimentos do pescoço para baixo.

Implantaram-lhe dois sensores invasivos<sup>51</sup> que foram ligados ao braço robótico.



Figura 18: Braço robótico movido pela mente<sup>52</sup>

Na Figura 18 podemos ver Jan Scheuermann a movimentar o braço, numa entrevista dada ao programa "60 Minutes" da CBS, numa reportagem intitulada "*Breakthrough: Robotic limbs moved by the mind*", que pode ser assistida no *website* da cadeia de televisão [Cetta, 2012]. Esta reportagem dá-nos uma ideia bem clara deste projeto.

Para mais informação sobre braços robóticos operados por ICM, aconselhamos a consulta do artigo "*Active tactile exploration using a brain-machine-brain interface*" [Nicoletis *et al.*, 2011].

## ● Restabelecimento da visão

Uma prótese visual é uma forma de neuroprótese que tem como fim restaurar ou aumentar a visão de pessoas cegas ou amblíopes. A investigação tem-se centrado na criação de uma interface eletrónica ao nível da retina, do nervo ótico e do cérebro.

O primeiro implante bem sucedido para restabelecimento da visão, foi conseguido em 2000

---

<sup>51</sup> Ver cap. 2.5.2.2 ICM invasivas, p. 30.

<sup>52</sup> Disponível em: [http://i.i.cbsi.com/cnwk.1d/i/tim/2012/12/21/Pelley\\_Wide\\_620x350.jpg](http://i.i.cbsi.com/cnwk.1d/i/tim/2012/12/21/Pelley_Wide_620x350.jpg), [Consult. 23 ago. 2013].

pelo Dr. William Harvey Dobelle.[Guinness World Records, 2000] Segundo as palavras do neurocirurgião Dr. João Lobo Antunes:

*"A investigação do sistema de visão artificial para cegos começou em 1968 no Dobelle Institute, em Nova Iorque, mas só seria em 2000 que os primeiros objetivos do projeto seriam atingidos com a implantação do primeiro sistema num voluntário de 62 anos, conhecido por Jerry, que perdeu um dos olhos aos 22 anos e ficou totalmente cego aos 36. Mas a verdadeira revolução no desenvolvimento do sistema aconteceria dois anos mais tarde no Hospital da CUF, em Lisboa, onde 8 voluntários estrangeiros foram submetidos ao implante de uma nova geração de aparelhos."* [Antunes, 2003]

O Dr. Lobo Antunes fez parte da equipa do Dr. Dobelle no "The Dobelle Institute (Portugal)", que já não existe.

O restabelecimento da visão é um caso semelhante ao implante coclear<sup>53</sup>. Trata-se de uma neuroprótese em que um sinal capturado do mundo exterior é usado para excitar neurorrecetores responsáveis pela função que se pretende restaurar. Neste caso, o sinal de luz obtido por uma câmara de vídeo miniaturizada, montada na lente direita dos óculos do paciente, é processado por um pequeno computador colocado no cinto, e usado para excitar neurorrecetores do córtex visual (Figura 19).



Figura 19: Sistema de visão artificial de Dobelle<sup>54</sup>

<sup>53</sup> Ver cap. 2.5.1 As Interfaces Cérebro-computador e as Neuropróteses, p. 27.

<sup>54</sup> Disponível em: <http://images.journals.lww.com/asaiojournal/Original.00002480-200001000-00002.FF2.jpeg>, [Consult. 31 ago. 2013].

No entanto, contrariamente ao implante coclear, os resultados obtidos ainda são muito rudimentares. Uma dificuldade para o implante destes dispositivos, coloca-se ao nível das estruturas da visão da pessoa em que se quer implantar. Estas têm que estar completamente desenvolvidas. Ou seja, o cérebro do indivíduo tem que ter "aprendido" a ver. A neuroplasticidade não é suficiente. Numa pessoa que tenha nascido cega, o seu córtex cerebral não se terá desenvolvido suficientemente para que o implante deste tipo de neuroprótese possa ser bem sucedido [Dobelle, 2000].

A atual investigação sobre o olho biónico concentra-se nos implantes ao nível da retina, de que é exemplo o "Argus II Retinal Prosthesis System" da "Second Sight Medical Products, Inc.", que reclama ser "o primeiro dispositivo do mundo aprovado com a intenção de restaurar alguma visão funcional para pessoas que sofrem de cegueira."<sup>55</sup>.

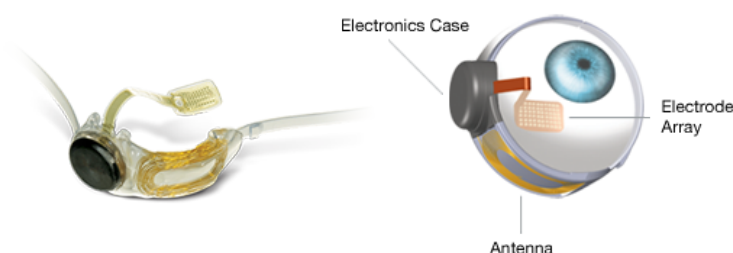


Figura 20: Sistema de prótese retinal Argus II<sup>56</sup>

## ● Mobilidade e autonomia

Na área da autonomia das pessoas com deficiências apresentamos dois projetos do laboratório *AutoNOMOS Labs*, parte do Grupo de Inteligência Artificial da Universidade Livre de Berlin. O *AutoNOMOS Labs*, desenvolveu o *software BrainDriver* que recebe informação da suíte cognitiva do *Emotiv EPOC* e a usa para a condução de veículos.

O primeiro projeto<sup>57</sup> usa esta ICC para conduzir um automóvel autónomo (Figura 21).

Numa primeira fase começaram por usar só dois comandos, para informar o automóvel das mudanças de direção desejadas. Numa segunda fase usaram mais dois comandos para acelerar e travar. O automóvel está dotado de GPS, mapas, uma câmara estéreo, *scanners* por

<sup>55</sup> Disponível em: <http://2-sight.eu/en/argus-ii-rps-pr-en>, [Consult. 1 set. 2013].

<sup>56</sup> Disponível em: <http://2-sight.eu/en/system-overview-en>, [Consult. 16 out. 2013]

<sup>57</sup> Disponível em: <http://autonomos.inf.fu-berlin.de/subprojects/braindriver>, [Consult. 2 set. 2013].

laser e radares, que lhe dão um conhecimento tridimensional do espaço envolvente.

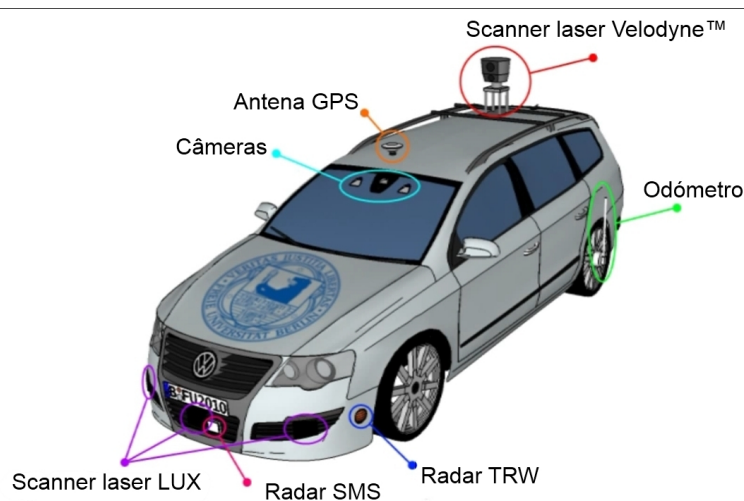


Figura 21: Automóvel autónomo da "AutoNOMOS Labs"<sup>58</sup>

O segundo projeto, *Intelligent Wheelchair* (Figura 22), usa a suíte cognitiva do *Emotiv EPOC* e o *software BrainDriver* para controlar a velocidade e direção de uma cadeira de rodas elétrica. A cadeira de rodas está equipada com um computador e *scanners* laser para detetar obstáculos e prevenir colisões.

De notar que em qualquer um dos casos, o utilizador não conduz diretamente o veículo, ele informa-o das suas intenções. O veículo conduz-se autonomamente com base nesses comandos e na informação obtida pelos restantes dispositivos.



Figura 22: Cadeira de rodas inteligente operada por uma ICC<sup>59</sup>

<sup>58</sup> Disponível em: <http://autonomos.inf.fu-berlin.de/escape/sensors/migsensors/sensors/MIG.jpg>, [Consult. 2 set. 2013].

<sup>59</sup> Disponível em: [http://www.youtube.com/watch?v=yNpOgEbKHbw&feature=youtube\\_gdata\\_player](http://www.youtube.com/watch?v=yNpOgEbKHbw&feature=youtube_gdata_player),

## ● **Neurofeedback**

Como já foi referido anteriormente<sup>60</sup>, o *neurofeedback*, conhecido inicialmente como EEG *biofeedback*, permite ao utilizador tomar consciência da sua própria atividade cerebral e reajustá-la de acordo com a sua vontade.

Como exemplo, pensemos num indivíduo com um altos níveis de *stress*. A solução do seu problema passa por ele controlar a sua ansiedade. Mas dizer-lhe simplesmente para se acalmar não resolve o problema, pois ele tem uma organização mental que não o deixa relaxar. Com o *neurofeedback* é possível apresentar a essa pessoa uma informação, seja ela visual, auditiva, etc., de modo a que ela tome consciência dos seus altos níveis de tensão, e treiná-la para aprender a controlá-los, fazendo com que esses níveis voltem ao normal.

Atualmente o *neurofeedback* é usado nas mais diversas áreas da psicologia, como o défice de atenção e hiperatividade, o autismo, o *stress* pós-traumático ou a dor crónica. Mas também noutras áreas como treino para desempenho máximo onde as pessoas aprendem a controlar os seus níveis de tensão e a concentrar-se mais no seu trabalho e nos seus objetivos.

Uma referência portuguesa do uso do *neurofeedback*, é a clínica "Neurobios - Instituto de Neurociências, Diagnóstico e Reabilitação Integrada", dirigida pelo Professor Doutor João Marques Teixeira, professor agregado da Universidade do Porto. Na Neurobios o programa de treino por *neurofeedback* envolve uma análise do "mapa cerebral" do paciente, obtido através de QEEG, para avaliar o funcionamento cerebral e controlar as alterações da função cerebral em resultado das várias intervenções de *neurofeedback*. Este QEEG é obtido recorrendo ao uso do *Emotiv EPOC Neuroheadset*.

Para os mais interessados no tema do *neurofeedback*, aconselhamos algumas obras dedicadas ao mesmo: "*Introduction to Quantitative EEG and Neurofeedback: Advanced Theory and Applications*" [Thomas H. Budzynski *et al.*, 2009], onde é possível encontrar as bases científicas do *neurofeedback* e a sua aplicação no tratamento das mais diversas situações clínicas, e "*The Neurofeedback Book*" [Thompson e Thompson, 2003], que descreve as bases do *neurofeedback* e os fundamentos necessários para a sua realização.

---

[Consult. 2 set. 2013].

<sup>60</sup> Ver cap. 2.4 A Neuroplasticidade como fator facilitador do uso de ICC, p. 21

## 2.5.4.2 As ICC no entretenimento

As ICC comerciais têm tido uma disseminação tão grande nos últimos anos, que a indústria do entretenimento, que movimenta milhões de euros, se interessou de imediato por elas.

A indústria dos jogos de computador viu nas ICC uma forma dos jogadores interagirem de uma forma mais imersiva com os jogos. O *Emotiv EPOC* é o exemplo disso. Muito embora a comunidade empresarial e científica tenha reconhecido ao *EPOC* capacidade para ser aplicado noutras áreas, ele foi primeiramente pensado para a indústria dos jogos de computador.

Há outras ICC comerciais, como o *Mindewave mobile* da *NeuroSky*, mas o *EPOC* é atualmente o mais avançado, como poderemos ver mais à frente<sup>61</sup>.

A *Emotiv* dispõe de uma *App store*<sup>62</sup> onde podemos encontrar, entre outros tipos de aplicações, vários jogos que utilizam o *EPOC* como dispositivo controlador. Um dos exemplos é o jogo de demonstração que a própria *Emotiv* criou para o *EPOC*, "*Spirit of Mountain Demo Game*", já referido anteriormente<sup>63</sup>.

Uma experiência mais imersiva, do utilizador no ambiente, pode ser observada no projeto "*EEG Navigation in Virtual Reality (Emotiv)*" do *University of Michigan 3D Lab*<sup>64</sup>. Nele o utilizador pode usar comandos cognitivos ou expressivos, para navegar num ambiente criado pelo sistema audiovisual de realidade virtual MIDEN (*Michigan Immersive Digital Experience Nexus*).

Outra indústria que também movimenta milhões é a dos brinquedos e também ela não ficou de fora.

A *Neurowear*<sup>65</sup>, um projeto com sede em Tóquio, apresenta dois brinquedos no mínimo engraçados. O *Necomimi*, um par de orelhas de gato, e o *Shippo*, uma cauda (Figura 23). Ambos usam uma ICC para atuar pequenos motores com base no estado emocional do utilizador. As orelhas sobem quando o utilizador se entusiasma, e descem ele fica triste. A

---

<sup>61</sup> Ver cap. 3.2 Interfaces cérebro-computador disponíveis no mercado, p. 55

<sup>62</sup> Disponível em: <http://www.emotiv.com/store/apps/applications/117/>, [Consult. 1 set. 2013].

<sup>63</sup> Ver cap. 2.5.1 As Interfaces Cérebro-computador e as Neuropróteses, p. 27

<sup>64</sup> Disponível em: <http://um3d.dc.umich.edu/2011/04/emotiv-epoc-navigation-in-virtual-reality/>, [Consult. 1 set. 2013].

<sup>65</sup> Disponível em: <http://neurowear.com/>, [Consult. 1 set. 2013].

cauda abana quando o utilizador está feliz.



Figura 23: O Necomimi e o Shippo<sup>66</sup>

### 2.5.4.3 As ICC no marketing

Com o aparecimento de ICC disponíveis para o consumidor, o *marketing* rapidamente viu nelas uma oportunidade de as usar para saber o que o consumidor pensa e sente, criando assim o *neuromarketing*.

Através da leitura do EEG é possível observar a reação do consumidor a estímulos dos mais diversos tipos usados no *marketing*. A associação de ICC com dispositivos de rastreio do olhar é a forma mais comum, usada pelo *neuromarketing*, de conhecer as reações do consumidor a estímulos visuais, conjugando a informação em tempo real entre aquilo para que o indivíduo está a olhar e a sua reação emocional a essa mesma imagem.

Três exemplos do uso dessa tecnologia, são os da *Nielsen Holdings N.V.*<sup>67</sup>, da *SensoMotoric Instruments*<sup>68</sup> e da *SimpleUsability*<sup>69</sup>.

---

<sup>66</sup> Disponível em: <http://neurowear.com/projects/>, [Consult. 1 set. 2013].

<sup>67</sup> Disponível em: <http://www.nielsen.com/us/en/nielsen-solutions/nielsen-measurement/consumer-neuroscience.html>, [Consult. 1 set. 2013].

<sup>68</sup> Disponível em: <http://www.smivision.com/en/gaze-and-eye-tracking-systems/applications/neuromarketing.html>, [Consult. 1 set. 2013].

<sup>69</sup> Disponível em: <http://www.simpleusability.com/our-services/neuromarketing/>, [Consult. 1 set. 2013].

A Nielsen Holdings N.V. tem o seu próprio sistema de rastreamento do olhar e de ICC, o *Neurofocus* (Figura 24).



Figura 24: O *Neurofocus headset*<sup>70</sup>

Segundo as palavras da própria empresa:

*"Nós usamos medidas de ondas cerebrais e rastreamento do olhar para determinar que elementos específicos de uma marca, produto, anúncio, embalagem ou concepção de corredor são mais marcantes e atraentes para o cérebro.*

*A nossa combinação proprietária de eletroencefalografia (EEG) e rastreamento do olhar é a combinação de tecnologias mais efetiva para compreendermos a resposta do subconsciente profundo dos clientes a estímulos. Integramos essas respostas com outras medidas para fornecermos resultados completos e úteis para os clientes."* [Nielsen, 2013]

Infelizmente o *Neurofocus*, ao contrário do *EPOC*, não está disponível no mercado para o público em geral.

A *SensoMotoric Instruments (SMI)* tem o seu próprio sistema de rastreamento do olhar mas usa a ICC da *Emotiv*, nomeadamente a sua suíte afetiva<sup>71</sup>, para obter as reações do consumidor. O seu sistema de rastreamento do olhar baseado nuns óculos, contrariamente aos tradicionais que usam uma câmara de filmar para detetar a direção do olhar e um computador para apresentar

---

<sup>70</sup> Disponível em: <http://images.fastcompany.com/upload/158-features-neuroscience-brain-hack-in.jpg> [Consult. 15 ago. 2013]

<sup>71</sup> Ver cap. 3.3.1.3 As API e bibliotecas de deteção, p. 65

as imagens, tem a grande vantagem de ser portátil podendo ser usado em qualquer local, como podemos ver na Figura 25.



Figura 25: SMI Eye Tracking Glasses e o Emotiv EEG Neuroheadset<sup>72</sup>

A *Simple Usability*, não sendo uma empresa de cariz tecnológico, usa dispositivos de rastreio do olhar da *SensoMotoric Instruments* e da *Tobii Technology*<sup>73</sup>, e a ICC da *Emotiv* para obter as reações do consumidor, através da suíte afetiva.

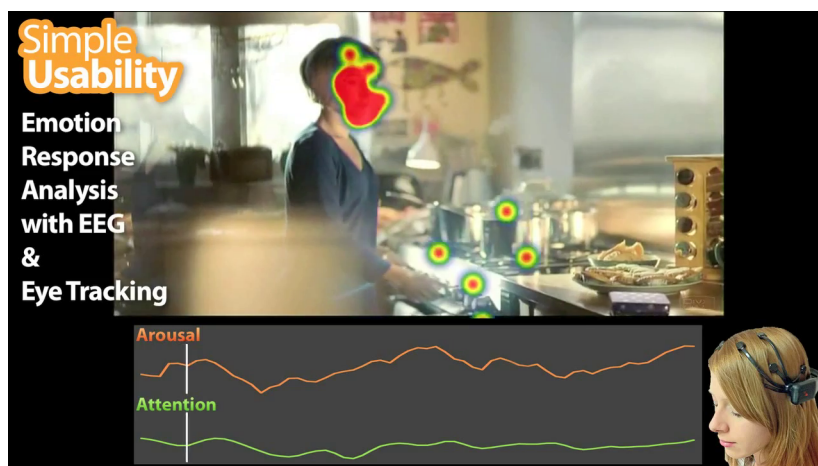


Figura 26: Análise da resposta emocional com EEG e rastreio do olhar<sup>74</sup>

Na Figura 26, apresentamos uma imagem de um vídeo da *Simple Usability*, onde podemos

<sup>72</sup> Disponível em: [http://www.eyetracking-glasses.com/fileadmin/user\\_upload/gallery/smi\\_eyetracking\\_glasses\\_eeg\\_panel.jpg](http://www.eyetracking-glasses.com/fileadmin/user_upload/gallery/smi_eyetracking_glasses_eeg_panel.jpg), [Consult. 15 ago. 2013]

<sup>73</sup> Disponível em: <http://www.tobii.com/>, [Consult. 15 ago. 2013].

<sup>74</sup> Disponível em: <http://youtu.be/-vcghogXX9M>, [Consult. 20 ago. 2013]

observar na parte superior um mapa de calor, obtido através de rastreamento do olhar, mostrando as áreas do vídeo onde o utilizador concentrou mais o seu olhar, e na parte inferior, um gráfico temporal com os níveis de entusiasmo e atenção do utilizador associados a cada imagem do vídeo. É a conjugação temporal destas duas informações que permite aos especialistas de marketing ficarem a saber quais os itens onde o consumidor concentrou o seu interesse e qual a sua reação psicológica aos mesmos.

#### **2.5.4.4 As ICC na educação**

Também no domínio da educação se começam a dar alguns passos no uso das ICC. Apresentamos a seguir duas propostas que se complementam, e que nos dão uma ideia do que poderá ser o ensino no futuro.

##### **● Sistema de Aprendizagem Autónoma**

Muito embora o caso de uso de ICC aqui apresentado ainda não seja uma realidade, não quisemos deixar de o apresentar, pois ele é uma boa contribuição para ilustrar o potencial das ICC nas mais diversas áreas.

Michael J. Trout<sup>75</sup> traz-nos o futuro do ensino-aprendizagem através de uma ideia visionária. Ele mostra-nos como as ICC podem ser usadas no ensino-aprendizagem para melhorarem a qualidade do mesmo. Segundo as suas próprias palavras, no vídeo "*Emotiv EGG Technology for Education*" [Trout, 2010]:

*"Enquanto um estudante estuda, e enquanto faz testes e outras coisas, o dispositivo de aprendizagem autónoma irá saber se um aluno tem dificuldades com uma pergunta específica ou não. Atualmente cabe ao professor descobrir, de entre as centenas de alunos que ele ensina, que alunos estão a ter problemas, e com que assunto específico. Isso é uma tarefa quase impossível de realizar. Porém, no futuro, o que irá acontecer, é que vamos ter a oportunidade de usar um dispositivo como este, ou seja, a criança irá usar um headset, e enquanto realiza um teste, vamos automaticamente compreender e saber do que o estudante gosta e com o que o estudante está a ter*

---

<sup>75</sup> Disponível em: <http://www.eduit.org/>, [Consult. 20 ago. 2013].

*dificuldade. Então, o que vamos fazer a seguir, é proporcionar e enviar conteúdos educativos diretamente para ele, para o ajudar a aprender aquela matéria. O sistema vai avisar o professor e dizer, «este aluno está a ter dificuldade com estas matérias». Cabe depois ao professor incidir especificamente naquilo em que o aluno está a ter dificuldade, e proporcionar-lhe orientação para o ajudar naquilo que ele precisa."*

O sistema será capaz de fornecer os conteúdos educativos através de um *tablet* PC ou outro dispositivo móvel, e obter a reação do aluno a esses mesmos conteúdos através de uma ICC. Com essa informação será possível avaliar as dificuldades do estudante nas diferentes matérias e a adaptação aos diferentes estilos de ensino, e dessa forma determinar novos conteúdos e a forma de os apresentar ao estudante.

Trout também refere que com este sistema podemos levar o ensino mesmo a locais onde há falta de professores e, ou, escolas para todos os que deles necessitam. A sua visão será mesmo acabar com o analfabetismo no mundo.

Podemos conhecer mais sobre as suas ideias no vídeo "*Trout shows off an eSingularity platform*" [Trout, 2010].

### ● **Determinação do Perfil de Aprendizagem com base em EEG**

No seguimento da ideia de Michael Trout, referida no ponto anterior, apresentamos dois estudos, um de 2010 e outro de 2011, de uma equipa malaia, que poderão contribuir para a implementação do referido Sistema de Aprendizagem Autónoma. Estes estudos pretendem determinar o Estilo de Aprendizagem (EA), segundo "*The Kolb Learning Style Inventory*" [Kolb e Kolb, 2005], de um indivíduo, com base na leitura do seu EEG.

No primeiro estudo, "*Classification of Learning Style based on Kolb's Learning Style Inventory and EEG using Cluster Analysis approach*" [Rashid *et al.*, 2010], foram utilizadas as leituras da potência média do sinal nas bandas de frequência das ondas Alfa e Beta nos dois hemisférios cerebrais, e classificadas em quatro grupos usando análise de agrupamentos. Os resultados obtidos foram promissores, indicando que a análise de agrupamentos se adaptava ao fim desejado. A equipa resolveu então continuar o seu estudo melhorando o método.

No segundo estudo, "*Implementation of Cluster Analysis for Learning Style Classification using*

*Brain Asymmetry*" [Rashid *et al.*, 2011], foram obtidos os mesmos valores. Com estes foi determinada a Assimetria Cerebral (AC) expressa pelo Rácio da Relação de Assimetria (RRA). A classificação do EA baseado na AC, usando a análise de agrupamentos, obteve um sucesso de 100% separando os indivíduos em quatro grupos distintos.

Com base neste sistema de informação realimentado, será possível o Sistema de Aprendizagem Autônoma determinar o perfil de aprendizagem do aluno e adaptar-se a ele, fornecendo-lhe os conteúdos de que ele mais gosta, ou os que ele menos gosta de uma forma mais agradável, proporcionando uma melhor experiência de aprendizagem.

### **3 Estudo e implementação do protótipo de uma interface otimizada de escrita para pessoas com SdE, utilizando uma ICC**

*"Nunca se deve gatinhar quando o impulso é voar."*

*Helen Keller*

Após o estudo realizado avançamos com a proposta e implementação de um protótipo, que se apresenta como uma prova de conceito das ideias apresentadas.

Neste capítulo começamos por uma introdução onde apresentamos os constrangimentos da pessoa afetada pela SdE e quais os meios de que ela dispõe para interagir com o mundo. Com base nisso, analisamos a melhor forma da pessoa tirar partido dos meios disponíveis através do *software* a ser desenvolvido. Apresentamos os fatores chave para a concepção do nosso protótipo.

Em seguida analisamos a tecnologia a ser utilizada. Começamos por apresentar as ICC disponíveis no mercado, comparando-as para fundamentarmos a escolha do dispositivo utilizado neste estudo. Com a nossa escolha feita passamos à análise mais profunda das características da nossa seleção.

Estudamos a distribuição das frequências de utilização das letras na língua portuguesa, como conceito importante para a otimização do teclado utilizado na nossa interface otimizada de escrita.

Explicamos a importância da otimização da operação do nosso teclado no contexto das limitações dos seus destinatários, e os meios usados para o conseguirmos. Apresentamos o teclado T9 como percursor dos conceitos de teclado reduzido e de escrita preditiva.

Com a tecnologia e os conceitos estabelecidos, passamos então ao estudo dos teclados possíveis, analisando e comparando os seus desempenhos, de modo a seleccionarmos o mais eficaz.

Terminamos este capítulo com a apresentação do protótipo desenvolvido, suas características, requisitos, desenho, modelos concetual e de estados operativos, descrição do seu funcionamento, configurações e modelo de base de dados.

### **3.1 Introdução**

Uma pessoa afetada pela SdE está basicamente limitada a usar o movimento das suas pálpebras ou o registo da sua atividade cerebral para poder comunicar com o exterior. Em qualquer um dos casos o número de comandos que se podem obter com base nas opções disponíveis é extremamente pequeno. Assim, a interface proposta deve poder ser operada com um conjunto mínimo de comandos. A ICC usada neste trabalho tem a capacidade de detetar e usar tanto os movimentos das pálpebras, como assinaturas cerebrais<sup>76</sup> treinadas, como saídas para comandos.

É possível detetar o pestanejar e o piscar dos olhos, o que nos fornecerá dois comandos distintos para operarmos o nosso sistema. Estes movimentos estão normalmente disponíveis em pessoas com SdE e são mais fáceis de treinar, mais precisos e mais rápida a sua utilização do que com assinaturas cerebrais treinadas.

Na falta de movimento das pálpebras, poderão ser usadas assinaturas cerebrais treinadas, conhecidas por comandos cognitivos. Com a ICC escolhida para o nosso estudo é possível detetar um total de treze assinaturas da atividade elétrica do cérebro, que correspondem a treze comandos, mas só podem ser usados quatro a cada momento. Ao mesmo tempo, o esforço requerido por parte do utilizador, aumenta com o número de assinaturas que ele tem que treinar, pelo que também aqui será importante limitar o controlo a dois comandos.

Pelas limitações apresentadas, a interface deve ser o mais inteligente possível para diminuir o esforço da sua utilização. Para se atingir esse objetivo foram conjugadas várias técnicas de modo a, por um lado reduzir ao mínimo o número de comandos distintos e totais que o utilizador tem que usar, e por outro, fazer com que o sistema seja capaz de ajudar o utilizador, prevendo as palavras que ele pretende transmitir.

Para o nosso sistema atingir os objetivos a que se propõe, quatro fatores chave foram

---

<sup>76</sup> assinatura cerebral - registo único de uma dada atividade cerebral.

conjugados: as funcionalidades disponibilizadas pela ICC que escolhemos, o uso de um alfabeto por frequências, um teclado otimizado e a escrita preditiva.

Nos subcapítulos seguintes analisaremos detalhadamente cada um destes quatro fatores e os aspetos inerentes a cada um deles.

### **3.2 Interfaces cérebro-computador disponíveis no mercado**

Existem, à data deste trabalho, dois dispositivos de EEG portáteis, e respetivos pacotes de *software*, disponíveis no mercado para o público em geral e a um preço acessível, o *EPOC Neuroheadset* da *Emotiv*<sup>77</sup> (Figura 27) e o *Mindewave mobile* da *NeuroSky*<sup>78</sup> (Figura 28) .



Figura 27: Emotiv *EPOC Neuroheadset*<sup>79</sup>

Existem outros equipamentos semelhantes, como o *Neurofocus*<sup>80</sup>, mas não estão disponíveis para aquisição a qualquer pessoa ou organização.

---

<sup>77</sup> Website disponível em: <http://www.emotiv.com>, [Consult. 10 mai. 2013].

<sup>78</sup> Website disponível em: <http://www.neurosky.com>, [Consult. 29 abr. 2013].

<sup>79</sup> Disponível em: [http://www.emotiv.com/upload/epanel/4a7/headset%20pic\\_line.jpg](http://www.emotiv.com/upload/epanel/4a7/headset%20pic_line.jpg), [Consult. 29 abr. 2013].

<sup>80</sup> Ver cap. 2.5.4.3 As ICC no marketing, p. 47.



Figura 28: Mindwave mobile da Neurosky<sup>81</sup>

Como podemos ver na tabela seguinte, dos equipamentos disponíveis, o *EPOC* é aquele que apresenta a melhor relação entre as características apresentadas e o preço.

Tabela 3.1: Comparativo entre ICC comerciais.

Dispositivo	Fabricante	Sensores	Deteções	Preço
<i>Mindwave mobile</i> <sup>82</sup>	<i>NeuroSky</i>	1	2 estados mentais pisar dos olhos	\$99,99 USD
<i>EPOC</i> <sup>83</sup>	<i>Emotiv</i>	14	4 estados mentais 13 pensamentos conscientes 12 expressões faciais, movimentos da cabeça	\$299 USD

O *Mindwave*, embora custe um terço do preço do *EPOC*, não oferece as características deste. Nomeadamente, não dispõe de deteções cognitivas (pensamentos conscientes) que são indispensáveis para o nosso utilizador alvo operar o sistema. O *EPOC* é aquele que consegue aliar o baixo preço com as características definidas para o nosso trabalho, daí que ele tenha sido a nossa escolha.

Nos subcapítulos seguintes apresentamos os diferentes aspetos do *EPOC*, de acordo com os três primeiros componentes que uma ICC deve possuir<sup>84</sup>. Naturalmente o quarto componente

<sup>81</sup> Disponível em: <http://www.neurosky.com/Images/MWM/Products/1.jpg>, [Consult. 10 set. 2013].

<sup>82</sup> Informação disponível em: <http://www.neurosky.com/products/mindwavemobile.aspx>, [Consult. 16 out. 2013].

<sup>83</sup> Informação disponível em: <http://www.emotiv.com/store/>, [Consult. 16 out. 2013].

<sup>84</sup> Ver Figura 5, p. 15

será o *software* a ser desenvolvido que usará as *API* do *EPOC*.

### **3.3 O *Emotiv EPOC Neuroheadset***

Como já referimos anteriormente, o *Emotiv EPOC* contém um conjunto de características que fazem dele o dispositivo de eleição de muitas pessoas interessadas na área das ICC.

Ao nível do desempenho, da nossa experiência podemos afirmar que o equipamento, quando novo, cumpre bastante bem aquilo que promete. No entanto com a sua utilização ao longo do tempo vão surgindo alguns problemas.

Relativamente à aquisição, tendo em conta as potencialidades do equipamento, o custo do *EPOC* é bastante acessível, 299 dólares mais portes de envio. A encomenda é feita no sítio da *Emotiv* e o pagamento realizado pelos mais usuais meios de pagamento eletrónico. O tempo de entrega ronda, na maioria dos casos, menos de 30 dias.

Quanto à qualidade, a construção é muito frágil com materiais de fraca qualidade, nomeadamente ao nível dos contactos dos sensores que oxidam muito, e que acabam por contribuir para a quebra do plástico dos encaixes dos mesmos. Dos vários equipamentos de que tivemos conhecimento, através de outros utilizadores com quem tivemos contacto, todos deixaram de funcionar antes dos dois anos, por avarias nos contactos de referência, no *wi-fi*, ou simplesmente por fim de vida da bateria. Inclusivamente num dos casos o equipamento partiu a meio. Ainda relativamente à bateria, é usado um formato não padrão e é soldada ao equipamento. O fabricante não fornece baterias para substituição, pelo que a sua substituição exige o envio para o mesmo, o que comporta um custo muito elevado. De uma mensagem trocada com o fabricante obtivemos a seguinte informação:

*"Aos clientes devolvendo bens para reparação fora do período de garantia serão cobrados \$75 mais \$50 por hora de trabalho mais o custo das peças e serão responsáveis por todos os custos do frete. Forneceremos uma cotação antes de procedermos com qualquer reparação mas cobraremos uma taxa mínima de \$75 para avaliarmos as reparações necessárias."*

Outro problema também relativo à bateria, é que esta não pode ser carregada enquanto se está a usar o equipamento. Isto obriga a períodos de inatividade completamente

desnecessários.

O fabricante está já a preparar uma nova versão do equipamento que poderá melhorar alguns destes aspetos. Nomeadamente os contactos salinos vão ser substituídos por contactos secos, eliminando assim os problemas associados aos primeiros.

O *software* fornecido com o *Emotiv EPOC* é bastante completo, tendo em conta as nossas necessidades. A sua obtenção é feita através de descarga de um ficheiro no sítio do fabricante. A instalação é feita através da simples execução do ficheiro descarregado. Não carece de qualquer configuração extra nem instalação de *software* adicional.

Existem atualmente versões disponíveis para os sistemas operativos *Windows*, *Mac*, *Linux Fedora* e *Ubuntu*. O pacote de *software* é comercializado com seis tipos de licenciamento diferentes, e nas versões de desenvolvimento ou investigação, dependendo das necessidades do utilizador. A versão de investigação dá-nos acesso aos dados brutos (*RAW*) do EEG. No nosso protótipo foi usada a versão de investigação, embora a de desenvolvimento fosse suficiente.

A utilização do *software Emokey* foi uma vantagem muito grande para o desenvolvimento do nosso protótipo. Para além de nos ter permitido a simplificação ao nível do código, também nos garante a independência do nosso *software* relativamente ao dispositivo de entrada. Isto abre-nos portas ao uso de outros meios e métodos de entrada de comandos, alargando assim as possibilidades de aplicação.

### **3.3.1 Caraterísticas técnicas**

Passamos agora a analisar as caraterísticas técnicas do *Emotiv EPOC neuroheadset*.

#### **3.3.1.1 Aquisição e Processamento de sinal**

Para percebermos como funciona a aquisição e processamento do sinal no *EPOC*, recorreremos às especificações técnicas do dispositivo de EEG (*headset*), disponibilizadas pelo fabricante no manual que acompanha o equipamento, que reproduzimos na tabela seguinte.

Tabela 3.2: Características técnicas do *Emotiv EPOC Neuroheadset*

<b>Caraterísticas</b>	<b>Valores</b>
<b>Número de canais</b>	14 (mais referências CMS/DRL, localizadas em P3/P4)
<b>Nomes dos canais (sistema internacional 10-20)</b>	AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8, AF4
<b>Método de amostragem</b>	Amostragem sequencial. Conversor ADC de amostragem simples
<b>Taxa de amostragem</b>	128 Amostras por segundo (2048 Hz internos)
<b>Resolução</b>	14 bits 1 LSB = 0,51µV (16 bit ADC, 2 bits de ruído instrumental descartados)
<b>Largura de banda</b>	0,2 - 45Hz, filtros digitais de rejeição de banda nos 50Hz e 60Hz
<b>Filtragem</b>	Filtro sinc digital de ordem 5
<b>Faixa dinâmica (referente à entrada)</b>	8400µV (pp)
<b>Modo de acoplamento</b>	Acoplamento AC
<b>Conetividade</b>	Sem fios na banda de 2.4GHz, proprietária
<b>Tipo de bateria</b>	LiPoly <sup>85</sup>
<b>Duração da carga (típica)</b>	12 horas
<b>Medição da impedância dos contactos</b>	Indicação, em tempo real, da qualidade do contacto dos sensores através de um sistema patenteado

Passemos então à explicação das características apresentadas, mostrando a forma como o sinal é capturado e processado.

### ● Sensores

O dispositivo de EEG está equipado com 14 sensores com almofadas de feltro embebido numa solução salina (água destilada e cloreto de sódio, como por exemplo o soro fisiológico ou a solução salina multiusos para lentes de contacto) que conduzem os sinais elétricos, mesmo através do cabelo. Estes sensores estão dispostos de acordo com o sistema internacional 10-20, nas posições AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8, AF4, como mostrado na Figura 29.

<sup>85</sup> LiPoly - Polímero de íões de lítio.

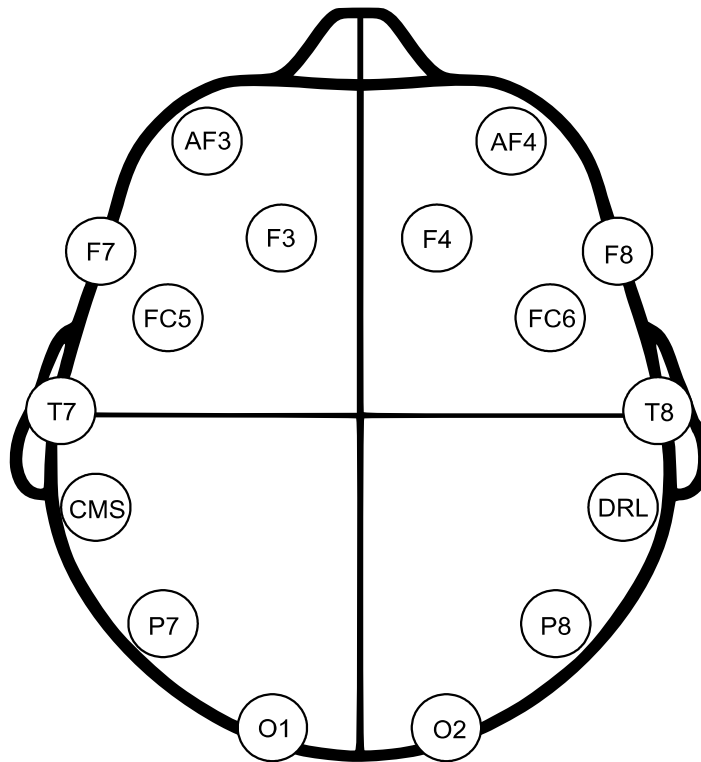


Figura 29: Disposição dos sensores na cabeça - vista de cima

O sistema 10-20 usa pontos de referência anatômicos específicos como base de medição, usando 10% ou 20% da medida entre eles, como distância entre os elétrodos [H.H. Jasper, 1958].

- **Rejeição de artefactos biológicos**

O dispositivo usa ainda dois elétrodos como referência, um ativo (*CMS - Common Mode Sense*) e um passivo (*DRL - Driven Right Leg*), como apresentado na Figura 29. Estes dois elétrodos formam um circuito de realimentação, que coloca o potencial médio do sujeito tão perto quanto possível da tensão de referência do conversor analógico-digital (*ADC*). Outra consequência da realimentação é o aumento da taxa de rejeição do modo comum (*CMRR - Common-Mode Rejection Ratio*) do amplificador diferencial usado. Quanto maior esta for, maior será a rejeição dos sinais comuns aos dois elétrodos. Isto é especialmente útil quando os sinais de interesse têm uma amplitude muito baixa, como é o caso dos sinais de EEG. Os sinais comuns aos dois elétrodos de referência, denominados de Artefactos Biológicos, têm normalmente uma amplitude maior que a de um sinal de EEG e têm diversas origens. Entre os artefactos biológicos mais importantes estão os resultantes dos movimentos oculares, que

podem ser observados através de Eletrooculograma (EOG); do batimento cardíaco, que podem ser observados através de Eletrocardiograma (ECG); e dos movimentos musculares e da atividade do sistema nervoso periférico, que podem ser observados através de Eletromiografia (EMG). É de notar que o sinal de EOG não é o resultante da atividade muscular dos olhos, mas sim da diferença do potencial elétrico entre a córnea, carregada positivamente, e a retina, carregada negativamente. O deslocamento destes potenciais elétricos gera variações de tensão na periferia dos olhos [Lins *et al.*, 1993].

No caso das pessoas afetadas pela Síndrome de Encarceramento, a falta de atividade muscular, contribui a seu favor na diminuição dos artefactos biológicos que seriam introduzidos no EEG, caso ela existisse.

### ● Rejeição de artefactos técnicos

A fim de eliminar qualquer influência eletromagnética da rede elétrica que possa estar próxima do dispositivo, este possui filtros nas frequências de 50Hz e 60Hz. A frequência de 50Hz é a usada na Europa e a de 60Hz em grande parte dos países da América, entre os quais os EUA.

No domínio das frequências, é usado um filtro sinc de ordem 5. A transformada de Fourier da função  $\text{sinc}(x)$  é a função retangular, que quando aplicada a um sinal funciona como um circuito passa-banda ideal. A ordem 5 significa que só são usados os primeiros cinco harmónicos da série de Fourier. O resultado da aplicação de um filtro passa-banda é limitar as frequências disponibilizadas ao intervalo, ou banda, de frequências que interessam, rejeitando todas as outras. De uma forma simples podemos dizer que este filtro elimina o que não interessa.

Embora o conversor analógico-digital (ADC) utilizado tenha uma resolução de 16 bits, só são usados 14 para o sinal, pois 2 bits são considerados ruído introduzido pelos componentes eletrónicos do próprio aparelho, pelo que são rejeitados.

### ● Características do sinal disponibilizado

O EPOC usa um método de amostragem sequencial dos sinais lidos, usando para o efeito um ADC de 16 bits de amostragem simples. Embora internamente funcione a 2048Hz, só disponibiliza para uso, uma taxa de 128 amostras por segundo (128Hz).

Segundo o teorema de Nyquist<sup>86</sup>, esta taxa de amostragem permite-nos uma banda de frequências, do sinal analógico original, de  $128 \div 2 = 64 \text{ Hz}$ . O que é suficiente, considerando que as ondas cerebrais de interesse se situam tipicamente ente 1,5Hz (Delta) e 40Hz (Beta). O EPOC disponibiliza uma largura de banda que vai dos 0,5Hz aos 45Hz.

Sendo a sua faixa dinâmica de tensão de entrada de  $8400 \mu\text{V}$  (8,4 mV), e como foi referido, tendo uma resolução do sinal digital de 14 bits, resulta então num valor de tensão para o bit menos significativo (*LSB - Less Significant Bit*) de  $8400 \div 2^{14} = 0,51 \mu\text{V}$ . Isto quer dizer que o sinal de amplitude mais pequena detetado pelo EPOC é de  $0,51 \mu\text{V}$ .

Dado que num adulto, tipicamente um sinal de EEG se situa entre os  $10 \mu\text{V}$  e os  $100 \mu\text{V}$ , o EPOC tem a capacidade de detetar sinais com uma amplitude cerca de 20 vezes inferior ( $10 \div 0,51 \approx 20$ ) ao sinal mais pequeno produzido num sinal de EEG.

### **3.3.1.2 Extração de características e classificação**

Por uma questão de proteção da sua propriedade intelectual, a *Emotiv* não disponibiliza informação detalhada sobre as técnicas envolvidas no funcionamento do EPOC. No entanto no fórum de apoio aos clientes, o administrador do mesmo dá uma ideia dos conceitos envolvidos no funcionamento das três suítes de desenvolvimento disponíveis, como se pode ler no excerto seguinte:

*"Algumas expressões faciais (pestanear, piscar, movimentos oculares) dependem da correspondência de um padrão em tempo real, por exemplo pestanejar é caracterizado por formas coerentes de impulso crescente em vários sensores frontais, que corresponde a uma forma de onda e tempo de subida específicos, seguida por uma queda. (...)*

*Outras expressões faciais dependem da distribuição e da potência relativa de várias faixas de frequências através de vários canais. Estes sinais são processados para produzir características específicas, analisando uma amostra de dados (permitindo a extração da frequência) e são passados para um classificador a cada 0,25 segundos.*

---

<sup>86</sup> Ver nota de rodapé 20, p. 24

*As deteções afetivas também dependem da distribuição e intensidade relativa das bandas de frequência específicas, bem como de algumas características pessoais com base na análise fractal dos sinais. Estes são passados para um sistema classificador para detetar desvios específicos, depois por um filtro passa-baixo e as saídas são auto ajustadas para se adaptarem a cada faixa de emoção do utilizador.*

*As deteções cognitivas são treinadas in-situ. Os dados de estado neutro e as ações em questão são treinados (possivelmente várias vezes) e os dados do treino são divididos em curtas amostras temporais de dados. Extraímos um grande número de características, incluindo medidas espectrais e outras, e aplicamos um método de redução de características para fornecer um modelo parcimonioso que é usado para classificar estados em tempo real usando o conjunto reduzido de características." [gmac - Administrator, 2011]*

Nas deteções expressivas podemos observar a extração de características e sua classificação, realizada tanto no domínio dos tempos, como no domínio das frequências, resultante do processamento do sinal através da aplicação da transformada de Fourier<sup>87</sup>.

Nas deteções afetivas observamos, para além dos anteriores, o uso de análise fractal<sup>87</sup> dos sinais.

Nas deteções cognitivas, uma chamada de atenção para a necessidade da redução de características para que o sistema consiga detetar os estados em tempo real.

A extração e redução de características é aplicada quando os dados de entrada são num número grande demais para poderem ser tratados por um algoritmo, em tempo útil. Os dados obtidos em tempo real do EEG estão nesta situação. Com os algoritmos de extração de características, consegue-se eliminar dados redundantes e obter um número reduzido de dados, mas suficientes para representar de forma relevante a informação contida nos dados iniciais [Witten e Frank, 2005].

No texto seguinte são relatadas as experiências desenvolvidas para a determinação das assinaturas dos estados emocionais, usados na suíte afetiva.

---

<sup>87</sup> Ver cap. 1.3 Enquadramento tecnológico, p. 4.

*"Para a maioria das deteções gravamos, de muitas pessoas, os EEG (claro), GSR<sup>88</sup>, a respiração, a frequência cardíaca, saturação de O<sub>2</sub> e volume de fluxo de sangue para correlacionar com as respostas, e também capturamos vídeos dos mesmos para avaliação posterior pelo mesmo psicólogo que supervisionou a coleta de dados. Períodos de repouso com os olhos abertos e com os olhos fechados antes e depois da sessão estabeleceram uma linha de base. Eventos significativos foram marcados com selos de tempo. Em seguida geramos um conjunto de dados de EEG rotulados, a partir da correlação entre estados auto-relatados e psico-avaliadas, e os dados dos biosinais. O método de geração de uma etiqueta composta a partir dos dados díspares faz parte da nossa propriedade intelectual.*

*Para a validação usamos métodos normais de validação cruzada no desenvolvimento dos algoritmos (hold out, multifold cross-validation, etc), além de respostas anedóticas de um grupo de utilizadores de teste, jogando uns jogos ligeiramente diferentes (tente alguns desses hediondos jogos de Estacionamento - eles irão pô-lo louco eventualmente). Eu poderia continuar ...*

*O aspeto de auto-escala das deteções também é importante aqui. Cada utilizador é diferente e começa novas sessões num ponto de partida diferente para cada deteção. Corremos um algoritmo de auto-escala sobre dados históricos do utilizador para reavaliar a sua escala e compensar os níveis para cada emoção, de modo que um piloto de caça ainda tenha uma gama razoável de entusiasmo para uso num ambiente de jogo, assim como um sujeito propenso a histeria. A gama subjacente é diferente, mas para esse sujeito relativamente à sua própria gama de dados históricos, podemos passá-lo muito bem numa gama alta (para ele) para uma baixa (para ele) a qualquer instante." [gmac - Administrator, 2010]*

Podemos observar que as assinaturas são determinadas usando "*métodos normais de validação cruzada*". A validação cruzada, (*cross-validation*) é um método de prospeção de

---

<sup>88</sup> Resposta Galvânica da Pele (*Galvanic Skin Response*): mede a condutividade elétrica da pele. De notar que a condutividade da pele pode variar com as condições psicológicas de uma pessoa.

dados que pretende, a partir de um conjunto de dados estatísticos, inferir a possibilidade de generalização [Witten e Frank, 2005]. Também observamos o uso de um algoritmo que utiliza os dados históricos do utilizador para determinar o seu estado emotivo usual, e a partir dele detetar alterações devidas ao seu estado atual. O algoritmo ajusta a escala de modo a que o nível do sinal a que uma emoção é reconhecida, se adapte aos limites de cada utilizador.

### 3.3.1.3 As API e bibliotecas de deteção

O kit de desenvolvimento (SDK) disponibilizado com o EPOC dá acesso, através da sua API, a três bibliotecas (suítes) de deteção, Expressiva, Afetiva e Cognitiva.

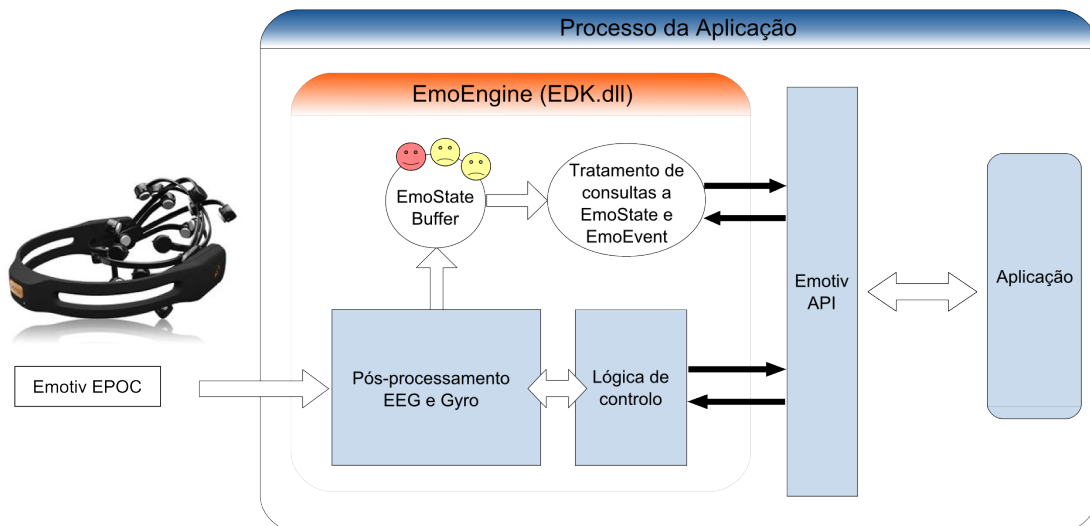


Figura 30: Integração do Emotiv EPOC, EmoEngine e aplicação<sup>89</sup>

No diagrama da Figura 30 podemos ver a integração do *Emotiv EPOC* com a *EmoEngine*, a *API* e uma aplicação.

Chamamos a atenção para os quatro componentes de uma ICC estarem refletidos no diagrama: Aquisição e processamento de sinal: *Emotiv EPOC*; Extração de características e classificação: *EmoEngine*; API: *Emotiv API*; e o *Software* aplicativo: *Aplicação*.

A API funciona da seguinte forma:.

"A API da Emotiv é exposta como uma interface ANSI C que é declarada em 3

<sup>89</sup> Adaptada de "Emotiv Software Development Kit - User Manual for release 1.0.0.4" [Mackellar, 2011]

*ficheiros header (edk.h, EmoStateDLL.h, edkErrorCode.h) e implementada através de 2 DLL Windows (edk.dll e edk\_utils.dll). As aplicações C ou C++ que usam a API da Emotiv simplesmente incluem o edk.h e ligam-se ao edk.dll. (...)*

*O EmoEngine do Emotiv refere-se à abstração lógica da funcionalidade que o Emotiv fornece no edk.dll. O EmoEngine comunica com o headset, recebe dados de EEG e do Giroscópio processados, gere definições específicas de um utilizador ou de uma aplicação, faz pós-processamento, e traduz os resultados de deteção do Emotiv numa estrutura fácil de usar chamada um EmoState. (...) Um EmoState é uma estrutura de dados opaca que contém o estado corrente das deteções do Emotiv, os quais, por sua vez, refletem os estados faciais, emocionais e cognitivos do utilizador. Os dados do EmoState são obtidos pelas funções da API do Emotiv (...)." [Mackellar, 2011]*

As bibliotecas de deteção (suítes) funcionam da seguinte forma:

### ● **Suíte Expressiva**

Esta suíte utiliza os sinais elétricos da atividade muscular da face para capturar expressões em tempo real. As expressões detetadas são: Pestanejar; Piscar olho direito; Piscar olho esquerdo; Olhar para a direita/esquerda; Levantar as sobrancelhas; Cerrar as sobrancelhas; Sorrir; Rir; Cerrar os dentes; Levantar canto direito da boca; Levantar canto esquerdo da boca. Esta suíte requer, em algumas expressões, uma fase inicial de treino para ser usada.

Muito embora os sinais detetados não sejam sinais resultantes da atividade cerebral, são igualmente sinais elétricos, pelo que podem ser lidos, processados e interpretados da mesma forma. A alta intensidade e relação sinal/ruído destes sinais resulta numa deteção muito fiel das expressões faciais.

### ● **Suíte Afetiva**

Esta suíte utiliza os sinais cerebrais medidos pelo *neuroheadset* para interpretar estados emotivos. Os estados atualmente detetados são os seguintes: Envolvimento/Aborrecimento (estados relacionados: alerta, vigília, concentração, estimulação, interesse); Frustração; Meditação; Entusiasmo instantâneo (estados relacionados: excitação, nervosismo, agitação); Entusiasmo prolongado.

A interpretação e distinção das emoções humanas é normalmente uma tarefa inexata, mesmo para os próprios seres humanos. O reconhecimento das emoções nos outros indivíduos é um processo que melhora com a convivência, com a repetição. O mesmo acontece com as deteções realizadas por esta suíte. São pouco exatas embora possam melhorar com o uso repetido.

### ● **Suíte Cognitiva**

Podemos dizer que esta suíte é aquela que verdadeiramente representa uma ICC, enquanto dispositivo de comando e controlo, pois usa sinais cerebrais resultantes de uma intenção consciente para gerar comandos e controlar algo. Isto não significa que esta suíte seja capaz de ler pensamentos. O que ela faz é usar os sinais resultantes da leitura de uma dada atividade cerebral consciente e associá-la a comandos. No entanto esse pensamento consciente pode ser um qualquer. Não tem que ter relação direta com o comando que será executado.

O uso desta suíte obriga a uma fase de treino em que se faz a associação entre cada pensamento e o comando que irá desempenhar. O utilizador deverá ser capaz de manter o mesmo pensamento de uma forma consistente durante todo o período de treino, que atualmente demora 8 segundos, de modo a ser gerada uma assinatura cerebral para o comando treinado. Os 8 segundos são um tempo muito curto quando comparado com o necessário noutras ICC, que é frequentemente da ordem de alguns minutos. Manter um pensamento durante esse período de tempo com uma intensidade significativa, poderá requerer algum treino, mas é facilmente conseguido por um novo utilizador. A dificuldade aumenta significativamente com o número de comandos treinados, principalmente quando, já na fase de utilização, é necessário alternar entre os comandos, logo ente os pensamentos que os originam. A suíte disponibiliza um total de 13 comandos possíveis, mas só é possível usar até 4 de cada vez [Mackellar, 2011].

## **3.4 Frequência de uso das letras na língua portuguesa**

O método usado por Claude Mendibil para ajudar Jean-Dominique Bauby a escrever "O escafandro e a borboleta"<sup>90</sup> tinha duas particularidades. Ela percorria o alfabeto de

---

<sup>90</sup> Ver cap. 2.3.1 O caso de Jean-Dominique Bauby, p. 14

freqüências, das letras mais frequentes para as menos. Sempre que Bauby selecionava uma letra ela voltava ao início.

Para atingirmos o objetivo de minimizar a distância percorrida no teclado virtual para se escrever uma frase, quisemos garantir que sempre que o utilizador vai escrever uma letra ele percorra o teclado virtual, das letras mais frequentes para as menos frequentes. Isto é conseguido dispondo as letras no teclado virtual de acordo com a frequência de ocorrência das letras, e fazendo com que após a escrita duma letra o sistema volte para uma posição de descanso perto das letras mais frequentes.

Como poderemos ver mais à frente, em teclados como o teclado T9<sup>91</sup>, a disposição das letras tem em vista a redução de ambiguidades. Porém no nosso caso, o mais importante é diminuir o esforço realizado pelo utilizador para usar o teclado virtual. A redução de ambiguidades poderá ser atingida doutra forma, nomeadamente com o recurso à atribuição de frequências às palavras à medida que elas forem sendo usadas pelo utilizador.

Tabela 3.3: Frequência de utilização das letras, na língua portuguesa

Letra	Ocorrências	Frequência	Letra	Ocorrências	Frequência
<b>A</b>	1759811	14,81%	<b>P</b>	288707	2,43%
<b>E</b>	1517978	12,78%	<b>V</b>	202627	1,71%
<b>O</b>	1263454	10,63%	<b>H</b>	173899	1,46%
<b>S</b>	940753	7,92%	<b>Q</b>	145712	1,23%
<b>R</b>	800389	6,74%	<b>G</b>	143858	1,21%
<b>I</b>	700894	5,90%	<b>B</b>	124942	1,05%
<b>D</b>	605283	5,09%	<b>F</b>	116477	0,98%
<b>N</b>	583328	4,91%	<b>Z</b>	55414	0,47%
<b>M</b>	554281	4,67%	<b>J</b>	44183	0,37%
<b>U</b>	531494	4,47%	<b>X</b>	25577	0,22%
<b>T</b>	495949	4,17%	<b>Y</b>	3308	0,03%
<b>C</b>	438549	3,69%	<b>K</b>	705	0,01%
<b>L</b>	363407	3,06%	<b>W</b>	611	0,01%

Para encontrarmos as frequências das letras na língua portuguesa, socorremo-nos do trabalho realizado por Pedro Quaresma e Augusto Pinho, "Análise de frequências na língua portuguesa"

<sup>91</sup> Ver cap. 3.5.1 O teclado T9, p. 70.

[Quaresma e Pinho, 2006].

No seu trabalho, Quaresma e Pinho, consideraram a "representação completa do alfabeto Português, isto é, o alfabeto escolhido é o alfabeto latino estendido para comportar as letras acentuadas, assim como o 'ç' cedilhado". Como o nosso teclado virtual se deve manter simples, tivemos que substituir todas as letras com acentos e a letra "ç" pelas suas correspondentes simples. Na tabela seguinte apresentamos os resultados, depois dessas substituições feitas.

Os resultados obtidos por Quaresma e Pinho, foram por nós confirmados, através dum software que conta as ocorrências dos caracteres num texto<sup>92</sup>. Submetemos várias obras da literatura portuguesa ("Os Maias", "Viagens na minha terra", "A capital", entre outros) à contagem, e os resultados obtidos foram semelhantes.

### **3.5 Teclado otimizado e escrita preditiva**

Antes da análise dos teclados possíveis para o nosso protótipo, apresentamos o teclado T9 pois ele introduz o conceito de teclado reduzido com "escrita preditiva". O conceito de "escrita preditiva" é de extrema importância para o nosso trabalho, dadas as limitações físicas da pessoa afetada pela SdE, pelo que será sempre usado independentemente do teclado escolhido. Também em todos eles consideramos a distribuição das letras nas teclas pela frequência de uso das mesmas na língua portuguesa, aplicamos o conceito de deslocação em circuito fechado e de retorno a uma posição de descanso. Estes conceitos são detalhados mais à frente, na implementação do protótipo.

Qualquer um dos teclados poderá ser operado através de expressões faciais ou comandos cognitivos. Uns necessitarão de dois comandos outros poderão ser operados só com um. A utilização de um ou outro tipo de operação, dependerá das condições específicas do utilizador. Nomeadamente no que diz respeito ao número de comandos distintos que o utilizador é capaz de emitir e ao controlo que tem sobre os mesmos. Nesse aspeto, os teclados apresentados podem-se separar em três grupos. Os que permitem um maior controlo por parte do utilizador mas que exigem dois comandos distintos para serem operados. Os que podem ser operados com um só comando, mas cujo deslocamento automático diminui o controlo por parte do

---

<sup>92</sup> Disponível em: <http://linguistica.insite.com.br/corpus.php>, [Consult. 16 out 2013]

utilizador. E os que possuem as duas possibilidades.

No subcapítulo 3.6.4 apresentamos um comparativo dos teclados estudados quanto aos atrasos introduzidos por cada um relativamente à seleção direta de uma letra.

Chamamos “atraso” a cada deslocação do foco do teclado para a tecla seguinte. Por ser usado para comparação de desempenho entre teclados, este valor é um fator adimensional. No entanto, quando multiplicado pelo intervalo de tempo entre teclas, definido nos parâmetros do protótipo, dá-nos o tempo real que demora a chegar de uma posição do teclado a outra.

### 3.5.1 O teclado T9

Em 26 de julho de 1995 os inventores Martin T. King, Dale L. Grover, Clifford A. Kushler e Cheryl A. Grunbock, que trabalhavam para a Tegic Communications, Inc., adquirida em 2007 pela Nuance Communications, Inc., submeteram a patente de "*Um computador de eliminação de ambiguidades em teclados reduzidos.*". A patente foi aprovada em 6 de outubro de 1998 [King, Grover e Kushler, 1998].

Este sistema propunha o uso de um teclado com 12 teclas, que conjugado com um sistema de desambiguação, permitiria escrever qualquer palavra sem a necessidade de um teclado completo.

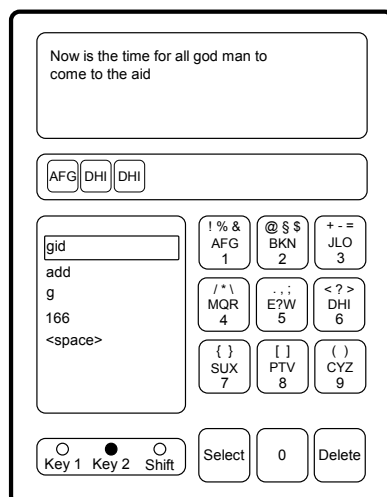


Figura 31: Teclado reduzido como descrito na patente US 5818437<sup>93</sup>

<sup>93</sup> Disponível em: <http://www.google.com/patents/US5818437.pdf> , [Consult. 11 mar. 2013].

Na Figura 31 podemos observar o sistema proposto tal como ele foi apresentado na patente US 5818437.

Mais tarde juntou-se ao grupo Cheryl A. Grunbock, e em 26 de julho de 1996 submeteram a patente de uma nova versão do sistema, que foi aprovada a 4 de janeiro de 2000, e cujo funcionamento explicaram da seguinte forma:

*"Um sistema de resolução de ambiguidades para teclado reduzido tendo um teclado com um número reduzido de teclas. Uma pluralidade de letras e símbolos são atribuídos a um conjunto de teclas de dados, de modo que as batidas de tecla introduzidas por um utilizador são ambíguas. Devido à ambiguidade em cada tecla, uma sequência de teclas inserida pode corresponder a um número de palavras com o mesmo número de letras. O sistema de eliminação de ambiguidades inclui uma memória que tem uma série de módulos de vocabulário. Os módulos de vocabulário contêm uma biblioteca de objetos que estão associados a cada sequência de teclas. Cada objeto é também associado a uma frequência de uso. Os objetos dentro dos módulos de vocabulário que correspondem à sequência de teclas que entrou são identificados pelo sistema de resolução de ambiguidade. Objetos associados com uma sequência de teclas que correspondem à sequência de teclas introduzida são exibidos ao utilizador numa lista de seleção. Os objetos são apresentados na lista de seleção, de acordo com a sua frequência de utilização. Uma tecla de seleção não ambígua é pressionado pelo utilizador para delimitar o final de uma sequência de teclas. A primeira entrada na lista de seleção é selecionada automaticamente pelo sistema de resolução de ambiguidades como a interpretação padrão da sequência de teclas ambígua. O utilizador aceita a interpretação selecionada, começando a digitar outra sequência de teclas ambígua. Como alternativa, o utilizador pode premir a tecla de seleção várias vezes para selecionar outras entradas na lista de seleção. Para palavras que não estejam nos módulos de vocabulário, um método de dois toques ou de toques múltiplos são usados para especificar cada letra de forma inequívoca. O sistema de resolução de ambiguidades interpreta simultaneamente todas as sequências de teclas inseridas como uma palavra, como uma sequência de dois toques, e como uma sequência de*

*toques múltiplos. As múltiplas interpretações são automáticas e simultaneamente fornecidas ao utilizador na lista de seleção."* [King et al., 2000]

Na Figura 32 apresentamos o teclado daí resultante, tal como ele é apresentado na patente US 6011554 A<sup>94</sup>.

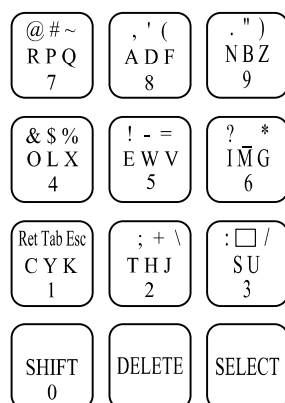


Figura 32: Teclado reduzido como descrito na patente US 6011554 A<sup>94</sup>

A disposição das letras nas teclas apresentada, é explicada do seguinte modo:

*"... as letras são atribuídas às teclas numa ordem não sequencial. Em vez de atribuir as letras de "a" a "z", as letras são agrupadas nas teclas de forma a reduzir a frequência das ambiguidades durante a entrada de texto. Em particular, as letras são atribuídas às teclas tendo em conta a frequência de utilização de cada palavra nos módulos de vocabulário do sistema de desambiguação. Isto é, as letras são agrupadas de forma a se reduzirem as ambiguidades entre as palavras mais vulgarmente inseridas. O agrupamento das letras nas teclas é, portanto, otimizado em relação a um ou mais módulos de vocabulário preferenciais que incluem informações sobre a frequência de uso comum."* [King et al., 2000]

Os inventores incluem processadores de texto, dicionários, e tradutores de línguas estrangeiras nos exemplos de programas onde o teclado pode ser usado .

Este sistema, hoje designado por T9, teclado em nove teclas, abriu as portas aos dispositivos

<sup>94</sup> Disponível em: <https://docs.google.com/viewer?url=patentimages.storage.googleapis.com/pdfs/US6011554.pdf>, [Consult. 7 jun. 2013].

de dimensões reduzidas, como os telemóveis, PDA, etc. O seu grande sucesso veio da sua utilização no serviço de mensagens curtas, vulgo SMS.

## 3.6 Teclados analisados

Apresentamos de seguida os teclados que foram objeto da nossa análise na procura daquele que melhor se adequasse ao nosso propósito.

### 3.6.1 Teclado sequencial com seleção tecla a tecla

O conceito deste teclado é uma transposição da técnica usada por Jean-Dominique Bauby para escrever "O escafandro e a borboleta".



Figura 33: Teclado com seleção letra a letra

A partir da posição de repouso, no canto superior esquerdo, o sistema percorre o teclado, carácter a carácter, da esquerda para a direita e de cima para baixo, de uma forma automática e temporizada. O utilizador emite um comando de confirmação quando estiver selecionada a tecla que ele deseja. O sistema volta então à tecla inicial de repouso, e recomeça o ciclo. Se o sistema atingir a última tecla sem que nenhum carácter tenha sido selecionado, continua para a primeira tecla.

A grande vantagem deste teclado é que só precisa de um comando para ser operado e só é necessário emití-lo uma vez para selecionar um carácter. É, de todos os apresentados, o que exige o menor esforço por parte do utilizador.

A desvantagem, é que o utilizador tem que ter uma grande precisão no momento em que emite o comando de seleção, correndo o risco de ter que esperar mais uma volta completa ao teclado, para seleccionar a letra que falhou. Ou, se seleccionou o carácter errado, ter que o apagar e repetir o processo todo novamente.

### 3.6.2 Teclado com seleção por linhas e colunas

Este teclado é uma variação do anterior com vista ao aumento da velocidade de escrita. Neste caso o teclado é percorrido linha a linha, de cima para baixo, até uma ser seleccionada. Após a seleção da linha, o sistema passa a percorrer as teclas coluna a coluna da esquerda para a direita, até uma tecla ser seleccionada.

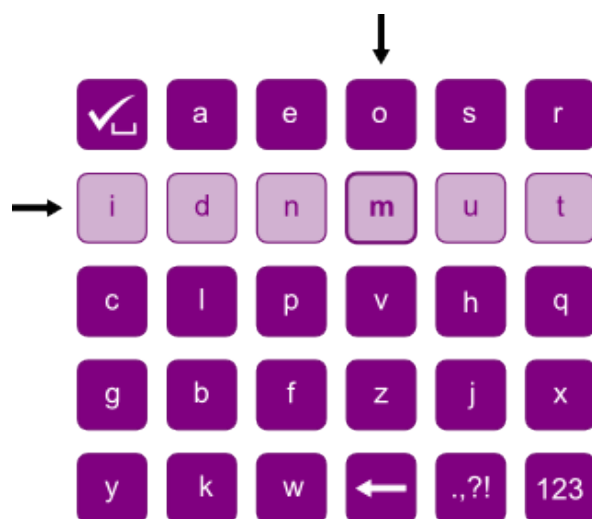


Figura 34: Teclado com seleção por linhas e colunas

Este processo necessita da emissão do comando de seleção duas vezes, mas diminui, em média, o tempo necessário para se seleccionar uma tecla, relativamente ao teclado anterior. Mas atenção porque esta diminuição não é tão grande como possa parecer à primeira vista. No caso da primeira linha, este processo é mais lento que o anterior, demorando mais um tempo de espera, e necessitando da emissão de mais um comando para seleccionar a linha. Só a partir da segunda linha de teclas é que se começa a ter algum ganho, aumentando à medida que a frequência das letras diminui.

Relativamente às desvantagens, mantém as mesmas do teclado anterior.

Este teclado pode ser otimizado reconfigurando a distribuição das teclas de acordo com os atrasos correspondentes a cada posição da matriz do teclado, colocando as letras com uma frequência maior nas posições com o atraso menor. O resultado é o teclado apresentado na Figura 35.

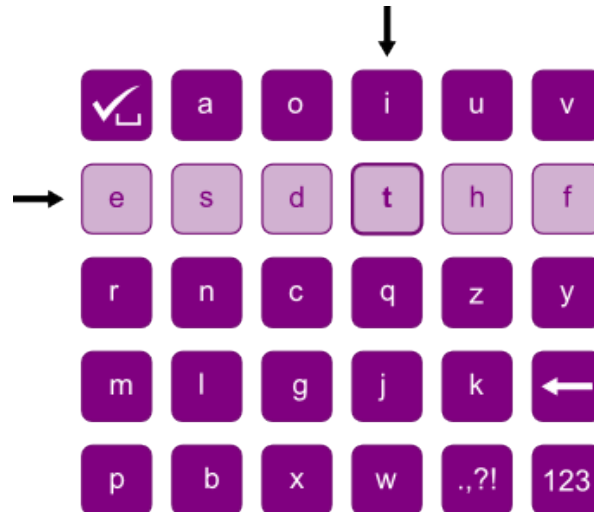


Figura 35: Teclado com seleção por linhas e colunas otimizado

Com esta disposição diminuímos o atraso médio por tecla, relativamente ao teclado não otimizado.

### 3.6.3 Teclado derivado do T9

A utilização de escrita preditiva, permite-nos um conceito de teclado mais pequeno em que uma tecla contém mais do que uma letra. Isto diminui, por um lado o tamanho da interface, por outro o número de comandos necessários para seleccionarmos uma letra. Este conceito já foi abordado aquando da explicação do funcionamento do teclado T9<sup>95</sup>.

Na Figura 36 apresentamos uma imagem da distribuição das teclas no nosso teclado derivado do T9, que no nosso contexto abreviamos para "T9".

<sup>95</sup> Ver cap. 3.5.1 O teclado T9, pag. 70.



Figura 36: Teclado derivado do T9

Chamamos a atenção que, caso se queira escrever uma letra específica será necessário repetir o comando de seleção tantas vezes quanta a profundidade a que a letra se encontra. Por exemplo, para se escrever a letra "a" é necessário um comando de seleção, já para escrever a letra "o" são necessários três. Com base nesta característica, se aplicarmos o conceito de otimização utilizado anteriormente, resulta no teclado da Figura 37, que aqui designamos por "T9 otimizado".



Figura 37: Teclado derivado do T9, otimizado

No entanto, a ligeira maior rapidez desta versão otimizada, é ultrapassada pela possibilidade de, no teclado anterior, depois de se ter selecionado uma letra, se poder avançar para uma letra mais à frente, sem necessidade de voltar à posição de repouso. Este mecanismo tira partido da distribuição por frequências. Daí que seja mais rápido na primeira versão.

Na nossa proposta de protótipo implementamos a primeira versão, à qual também adicionamos o mecanismo de predição, e que designamos por "T9 com predição".

### 3.6.4 Análise comparativa de teclados

De modo a podermos comparar quantitativamente os diferentes teclados quanto ao seu desempenho, construímos a Tabela 3.4. Nas duas colunas da esquerda colocamos as letras do alfabeto e as respectivas frequências de utilização. Nas colunas seguintes apresentamos os "atrasos" e a "contribuição" para cada teclado estudado.

Tabela 3.4: Quadro comparativo dos atrasos médios por tecla introduzidos pelos teclados

Letra	Frequência	Tipo de teclado					
		Sequencial		Linhas e Colunas		Lin. e Col. otimizado	
		Atrasos	Contribuição	Atrasos	Contribuição	Atrasos	Contribuição
A	14,81%	1	14,81	2	29,62	2	29,62
E	12,78%	2	25,56	3	38,34	2	25,56
O	10,63%	3	31,89	4	42,52	3	31,89
S	7,92%	4	31,68	5	39,60	3	23,76
R	6,74%	5	33,70	6	40,44	3	20,22
I	5,90%	6	35,40	2	11,80	4	23,60
D	5,09%	7	35,63	3	15,27	4	20,36
N	4,91%	8	39,28	4	19,64	4	19,64
M	4,67%	9	42,03	5	23,35	4	18,68
U	4,47%	10	44,70	6	26,82	5	22,35
T	4,17%	11	45,87	7	29,19	5	20,85
C	3,69%	12	44,28	3	11,07	5	18,45
L	3,06%	13	39,78	4	12,24	5	15,30
P	2,43%	14	34,02	5	12,15	5	12,15
V	1,71%	15	25,65	6	10,26	6	10,26
H	1,46%	16	23,36	7	10,22	6	8,76
Q	1,23%	17	20,91	8	9,84	6	7,38
G	1,21%	18	21,78	4	4,84	6	7,26
B	1,05%	19	19,95	5	5,25	6	6,30
F	0,98%	20	19,60	6	5,88	7	6,86
Z	0,47%	21	9,87	7	3,29	7	3,29
J	0,37%	22	8,14	8	2,96	7	2,59
X	0,22%	23	5,06	9	1,98	7	1,54
Y	0,03%	24	0,72	5	0,15	8	0,24
K	0,01%	25	0,25	6	0,06	8	0,08
W	0,01%	26	0,26	7	0,07	8	0,08
<b>Contribuição p/ letra</b>			<b>25,16</b>		<b>15,65</b>		<b>13,73</b>

Letra	Frequência	Tipo de teclado					
		T9		T9 otimizado		T9 com predição	
		Atrasos	Contribuição	Atrasos	Contribuição	Atrasos	Contribuição
A	14,81%	1	14,81	1	14,81	1	14,81
E	12,78%	2	25,56	2	25,56	1	12,78
O	10,63%	3	31,89	2	21,26	1	10,63
S	7,92%	2	15,84	3	23,76	2	15,84
R	6,74%	3	20,22	3	20,22	2	13,48
I	5,90%	4	23,60	3	17,70	2	11,80
D	5,09%	3	15,27	4	20,36	3	15,27
N	4,91%	4	19,64	4	19,64	3	14,73
M	4,67%	5	23,35	4	18,68	3	14,01
U	4,47%	4	17,88	5	22,35	4	17,88
T	4,17%	5	20,85	5	20,85	4	16,68
C	3,69%	6	22,14	5	18,45	4	14,76
L	3,06%	5	15,30	6	18,36	5	15,30
P	2,43%	6	14,58	6	14,58	5	12,15
V	1,71%	7	11,97	6	10,26	5	8,55
H	1,46%	6	8,76	7	10,22	6	8,76
Q	1,23%	7	8,61	7	8,61	6	7,38
G	1,21%	8	9,68	7	8,47	6	7,26
B	1,05%	7	7,35	8	8,40	7	7,35
F	0,98%	8	7,84	8	7,84	7	6,86
Z	0,47%	9	4,23	8	3,76	7	3,29
J	0,37%	10	3,70	9	3,33	7	2,59
X	0,22%	8	1,76	9	1,98	8	1,76
Y	0,03%	9	0,27	10	0,30	8	0,24
K	0,01%	10	0,10	10	0,10	8	0,08
W	0,01%	11	0,11	11	0,11	8	0,08
<b>Contribuição p/ letra</b>			<b>13,28</b>		<b>13,08</b>		<b>9,78</b>

Para cada letra e cada teclado, medimos o número de "atrasos", resultante dos comandos executados, para levar o sistema da posição de descanso até à letra que se pretende seleccionar. Multiplicamos a coluna "atrasos", pela "frequência" e o resultado por 100, obtendo assim a coluna "contribuição". Desta forma, ficamos a saber o número de atrasos provocados por cada letra num texto de 100 letras.

Na última linha, "contribuição p/ letra", apresentamos o número médio de atrasos por letra, num texto de 100 letras, para cada teclado. Podemos observar que do teclado "Sequencial"

para o "T9 com predição" houve um decréscimo de atrasos de  $1 - \frac{9,78}{25,16} \times 100\% = 61\%$  .

Na Figura 38 apresentamos o comparativo dos atrasos (eixo das ordenadas) dos teclados analisados (eixo das abcissas).

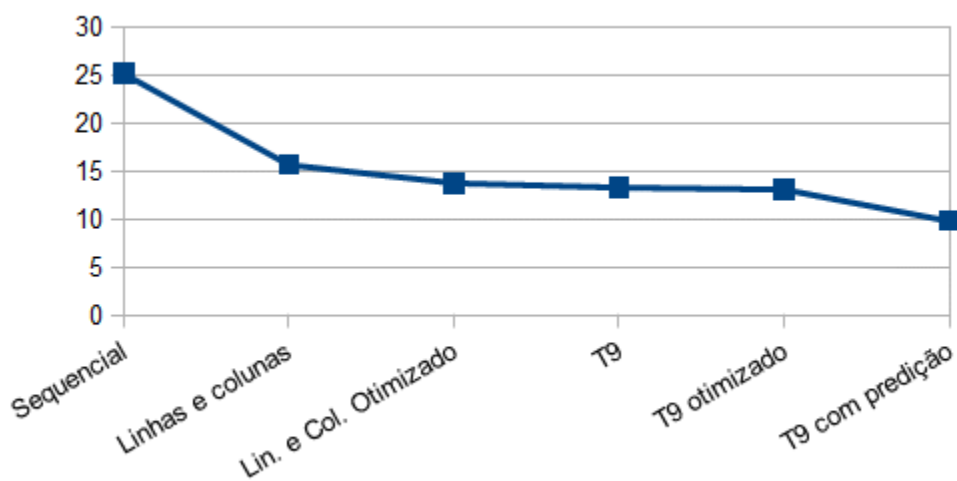


Figura 38: Atraso médio por tecla em cada teclado

É necessário ter em atenção que nos teclados "T9" não foi tida em linha de conta a aceleração proporcionada pela possibilidade de, depois de se seleccionar uma letra, se avançar para a letra seguinte sem necessidade de voltar à posição inicial de descanso. Isto porque, sendo um mecanismo que depende de cada palavra, a sua contribuição para a melhoria do desempenho do teclado só poderá ser quantificada estatisticamente. No entanto compreende-se, que com a sua contribuição, os valores obtidos serão naturalmente melhores do que os apresentados.

## 3.7 Protótipo

Depois da análise da tecnologia utilizada, passamos então à implementação do nosso protótipo, uma interface otimizada de escrita a que demos o nome de "*Unlock-me*".

### 3.7.1 Características do sistema

Depois de um estudo aturado das limitações inerentes à SdE e à tecnologia usada, estabeleceu-se um conjunto de características que o sistema deve possuir, e as vantagens daí obtidas.

- O utilizador poderá operar o sistema com dois comandos distintos, um para "avançar" outro para "confirmar", o que lhe dá um maior controlo, ou usar o avanço automático temporizado, só necessitando de um único comando para "confirmar". Em modo automático, o sistema não perde a possibilidade de continuar a ser usado o comando de "avançar" sempre que o utilizador deseje aumentar a rapidez de operação. A temporização será configurável;
- O teclado virtual terá como base o teclado T9, devido ao uso de um número reduzido de teclas, da escrita preditiva e por ser, segundo a nossa análise<sup>96</sup>, o que introduz menos atrasos;
- As teclas estarão ordenadas de acordo com a frequência de utilização das letras na língua portuguesa;
- Após se ter deslocado para uma tecla, o utilizador tem a possibilidade de seleccionar a primeira letra da mesma ou, através de seleções sucessivas, escolher outra letra. Depois da letra seleccionada, o foco volta para a posição de repouso após um período de tempo definido;
- Antes do período de tempo anterior ser esgotado, o utilizador pode dar ordem de deslocamento para uma tecla posterior. Esta característica contribui para a diminuição da distância percorrida para se escrever uma palavra;
- A deslocação no teclado virtual, é em circuito fechado. Isto quer dizer que quando se chega à última tecla o sistema continua para a primeira. Evita-se assim a necessidade de um comando para voltar para trás se o utilizador ultrapassar a posição desejada;
- À medida que o utilizador vai escrevendo uma palavra, o sistema propõe palavras possíveis para a parte da palavra já escrita. Apresenta-as de acordo com a frequência de uso, dando prioridade às palavras usadas na conversação atual. Sempre que uma palavra é usada numa frase, a sua frequência é incrementada. É de notar que este método, para além de diminuir o esforço da escrita, incita o utilizador ao uso de um vocabulário mais restrito, o que contribui para a redução de ambiguidades;
- O comprimento da lista de palavras propostas, no ponto anterior, será sempre de três.

---

<sup>96</sup> Ver cap. 3.6.4 Análise comparativa de teclados p. 77.

A explicação é simples. O esforço exigido para se selecionar uma palavra proposta, deve ser menor do que para escrever mais uma letra e selecionar uma nova palavra da lista;

- A tecla de apagar "←" tem comportamento distinto conforme o que o utilizador estiver a fazer. Se estiver a editar uma palavra, elimina a última letra. Se estiver a editar uma frase, elimina a última palavra. Se não estiver a fazer nenhuma edição, retoma a última frase do histórico, para edição;
- Existem teclas que permitem ao utilizador mudar a interface. São os casos das teclas "123" e ".?!". A primeira, muda para um teclado com algarismos, a segunda para um teclado com pontuação e outros símbolos. Esta funcionalidade abre portas ao uso de interfaces não verbais, como imagens ou outro qualquer tipo de linguagem simbólica.

### 3.7.2 Requisitos de *hardware* e *software*

#### ● *Requisitos de hardware*

O hardware necessário para a implementação do nosso sistema é composto por um *neuroheadset*, um recetor USB sem fios e um PC com processador x86. Também é indispensável um cabo USB para carregar a bateria do *headset*.



Figura 39: Hardware necessário

#### ● *Requisitos de software*

Para a implementação do protótipo foi usado o seguinte *software*:

- SO: *Windows 8 (mínimo Windows 7 SP1)*;
- IDE: *Microsoft Visual Studio Express 2012 for Windows desktop* ;
- Framework: *Microsoft .NET Framework 4.5*;
- SDK: *Emotiv Software Development Kit; Research Edition*;
- SGBD: *MySQL Community Server 5.6.12 com MySQL Connector/Net-6.7.4*;
- Gestão da SGBD: *MySQL Workbench 5.2*.

### 3.7.3 Projeto da interface gráfica

Dados os resultados do comparativo dos teclados estudados anteriormente, optamos pela implementação do teclado derivado do T9 com predição, por ser aquele que se apresenta mais rápido.

Apresentamos aqui as etapas que nos conduziram ao *design* final da nossa interface.

#### ● Desenho do teclado

O facto de, depois de uma letra ser escrita, o sistema voltar para uma posição inicial de repouso, remete-nos para uma imagem do passado, o telefone com marcador de disco (Figura 40).



Figura 40: Telefone antigo com marcador de disco

Este desenho foi o ponto de partida para a conceção do nosso teclado virtual. A sua forma circular pareceu-nos fazer todo o sentido para um teclado em circuito fechado. Surgiu então o modelo apresentado na Figura 41.

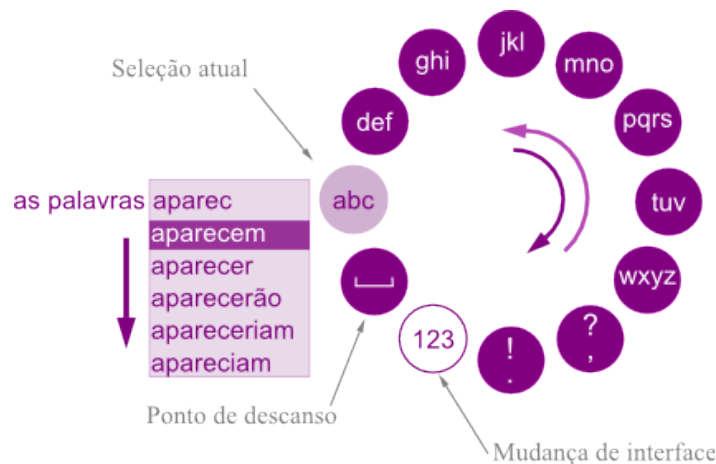


Figura 41: Primeiro desenho do teclado virtual

No entanto, rapidamente nos apercebemos duma grande limitação desta disposição. Sempre que precisássemos de acrescentar uma tecla, o teclado aumentava de raio. Por outro lado o conceito de "circuito fechado" não está necessariamente preso à forma física. Circuito fechado simplesmente quer dizer que quando chegámos à última tecla o sistema avança para a primeira, e continua num ciclo. Ficamo-nos então pela vulgar disposição em grelha já usada no teclado T9.

### ● Distribuição das letras no teclado

Distribuámos as vinte e seis letras do alfabeto português por oito teclas do nosso teclado virtual, três por tecla e quatro nas duas últimas. Esta distribuição em oito teclas, e não nove, é a atualmente adotada nos telemóveis. Ela justifica-se pela baixa frequência de ocorrência das últimas oito letras (3,14%).

Tabela 3.5: Frequência de utilização de grupos de letras, na língua portuguesa

Tecla	Frequência	Freq. acumulada
AEO	38,22%	38,22%
SRI	20,55%	58,77%
DNM	14,67%	73,44%
UTC	12,34%	85,78%
LPV	7,19%	92,97%
HQG	3,90%	96,87%
BFZJ	2,87%	99,74%
XYKW	0,25%	100,00%

Na figura seguinte apresentamos a percentagem da distribuição dos grupos de letras. De notar que usando esta distribuição, 58,8% das vezes que se escreve uma letra, ela se encontra nas 2 primeiras teclas, e 85,8% das vezes, nas 4 primeiras teclas.

Podemos observar a mesma informação sob a forma de um gráfico circular para termos uma melhor perceção.

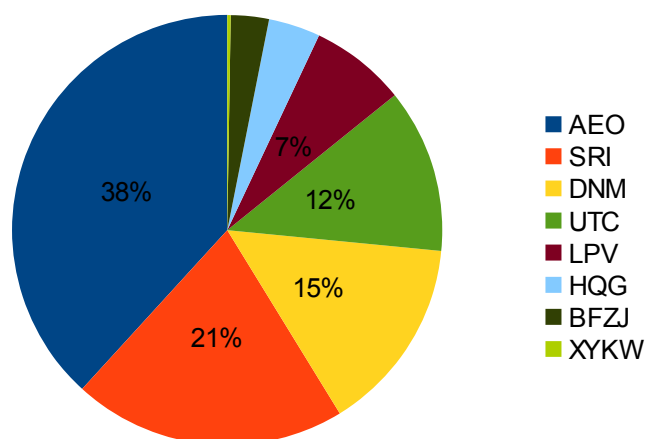


Figura 42: Gráfico de frequências de utilização de grupos de letras, na língua portuguesa

Não queremos deixar de referir que foram pensadas situações em que o teclado virtual se pudesse adaptar dinamicamente ao andamento da escrita. Uma das considerações foi que, quando o utilizador começa uma palavra, a disposição das letras no teclado virtual poderia ser pela frequência das letras no início das palavras, que é diferente da frequência no texto em geral [Quaresma e Pinho, 2006]. A título de exemplo, nesse caso a distribuição seria a apresentada na Tabela 3.6.

Tabela 3.6: Frequência de utilização de letras que começam palavras, na língua portuguesa

Tecla	Frequência	Frequência acumulada
DCA	29,79%	29,79%
PES	23,19%	52,98%
MNQ	16,31%	69,29%
TFO	11,28%	80,57%
VRL	8,56%	89,13%
UIB	6,68%	95,81%
GHJZ	3,94%	99,75%
XWKY	0,25%	100,00%

Outra situação foi a possibilidade de se considerar a frequência das letras que sucedem a última letra escrita. No entanto estas ideias foram abandonadas por se considerar que a inconstância da posição das letras nas teclas iria dificultar a operação mais do que ajudar, e iria requerer uma curva de aprendizagem muito maior, situação que não se adequa aos utilizadores destinatários do sistema a desenvolver.

### ● Desenho da interface gráfica

A nossa interface é composta por quatro partes conforme pode ser observado na Figura 43.

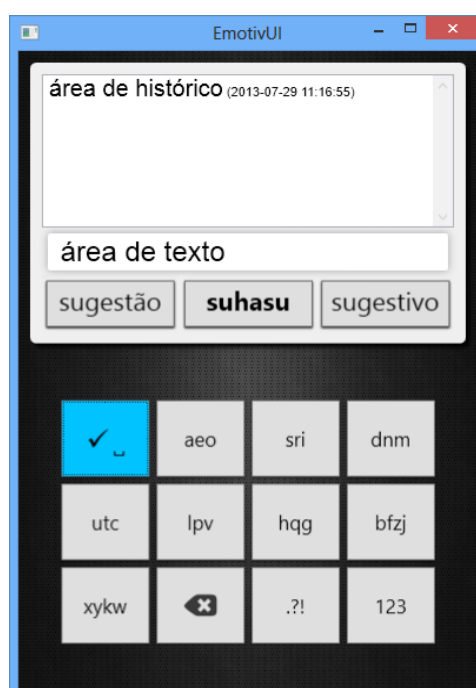


Figura 43: Interface gráfica do sistema

Apresentando-as segundo o seu fluxo de funcionamento, de baixo para cima, temos:

- Teclado virtual - onde o utilizador seleciona, os caracteres para escrever as palavras, e as teclas que dão acesso a outras funções.
- Menu de opções - apresenta a palavra que se está a escrever e as palavras propostas pelo sistema preditivo. Depois da palavra desejada estar visível, o utilizador seleciona-a e ela passa para a caixa de texto.
- Caixa de texto - é o local onde aparecem as palavras que o utilizador selecionou no menu de opções. Assim que a frase esteja completa, o utilizador confirma-a e ela

passa para a área de histórico.

Área de histórico - apresenta o histórico das últimas frases produzidas, indicando a data-hora da sua criação.

### ● Outros teclados disponíveis no protótipo

Através das teclas "123" e ".?!" o utilizador pode aceder aos teclados seguintes:

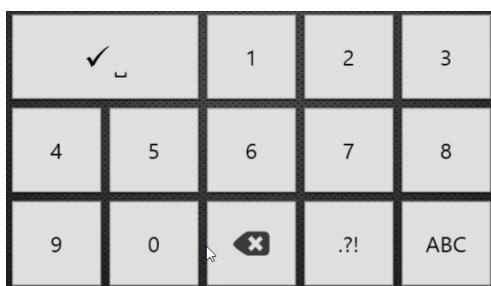


Figura 44: Teclado numérico



Figura 45: Teclado com símbolos

### ● Modo de operação

O sistema funciona da seguinte forma: o utilizador vai escrevendo a palavra que deseja usando o teclado virtual. Sempre que uma letra é escrita, são apresentadas palavras possíveis no menu de opções. O utilizador poderá continuar a selecionar letras ou selecionar uma palavra na área de opções. Depois de selecionada uma palavra o sistema volta para o teclado virtual.

O utilizador pode continuar a escrever ou, através da execução do comando "confirmar" sobre a tecla de repouso, dar a frase por terminada. A frase passa então para a área de histórico.

### 3.7.4 O modelo concetual

Para simplificar o processo de desenvolvimento e aproveitar as funcionalidades disponibilizadas pelo *SDK* do *EPOC*, resolvemos utilizar o *Emokey*, que permite associar comandos do *EmoEngine* (ou do seu emulador, *EmoComposer*) a teclas. As teclas são depois lidas pelo nosso *software* e transformadas nos comandos do sistema. Esta opção permite-nos associar qualquer tipo de comando de qualquer suíte ao nosso *software* sem necessidade de o alterar.

Também para criar isolamento entre a base de dados e o *software*, as consultas (*queries*) são executadas por procedimentos armazenados (*stored procedures*) e funções na própria base de dados. Inicialmente tinha-se pensado em colocar as consultas nas configurações da aplicação. Porém, poderemos ter a necessidade de fazer alterações futuras na base de dados, quer a nível das tabelas quer da lógica das consultas. Transferindo as consultas para procedimentos armazenados na própria base de dados, poderemos fazer alterações na mesma sem necessidade de alterarmos o código da aplicação, alterando diretamente os procedimentos armazenados para o comportamento desejado.

Passamos a descrever o seu funcionamento.

A entrada de dados poderá ser feita através do *Emotiv EPOC* ou do emulador *EmoComposer*. Os comandos são então recebidos pelo *EmoKey* que os converte em comandos de teclado real. A nossa aplicação recebe as teclas enviadas e usa-as para interagir com a sua interface gráfica.

O teclado virtual da aplicação escreve na segunda posição do menu de opções, "opção 2". A cada carácter enviado, o sistema faz uma consulta à base de dados por palavras coincidentes com as letras das teclas premidas, e retorna as mais frequentes nas "opções 1 e 3".

Quando o utilizador selecciona uma das opções, a palavra escrita passa para a "caixa de texto". Seguidamente, quando dá a frase por completa, ela é transferida para a "área de histórico" e armazenada na base de dados.

Este processo é esquematizado no modelo da Figura 46. Em tons de laranja são apresentados os aplicativos que são distribuídos com o *SDK* do *Emotiv EPOC*, a verde os componentes da interface da nossa aplicação, e a azul os componentes da base de dados.

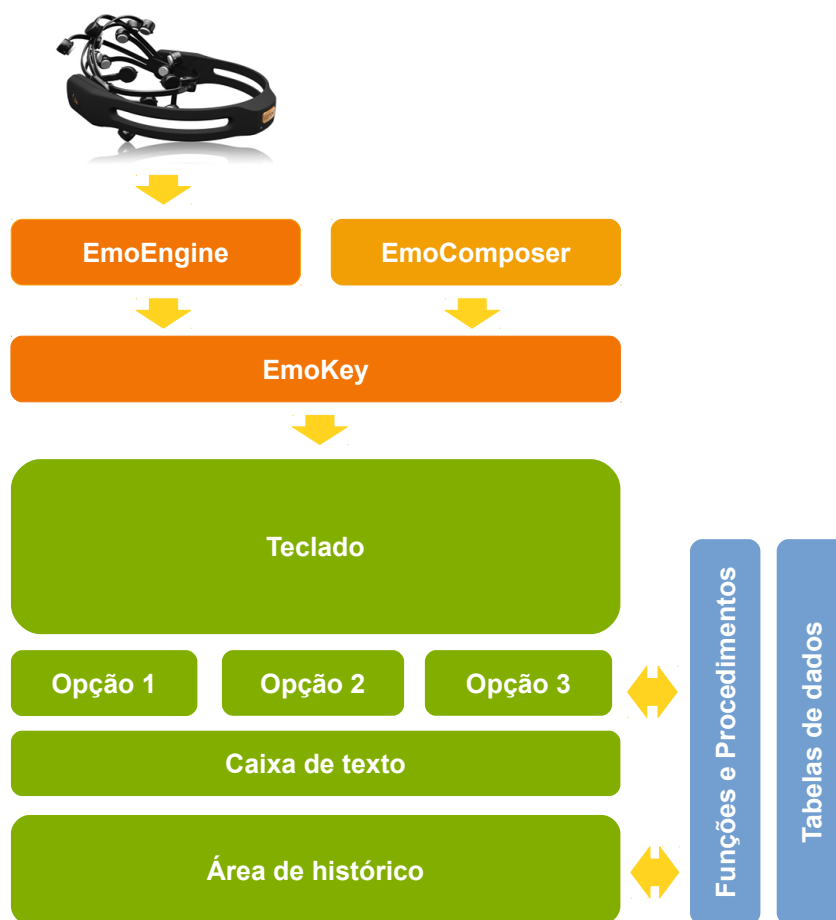


Figura 46: Modelo concetual do protótipo

### 3.7.5 Detalhes do funcionamento da interface otimizada de escrita "*Unlock-me*"

Depois de vermos as configurações prévias necessárias para a utilização do sistema, vejamos agora como funciona a nossa interface otimizada de escrita.

#### 3.7.5.1 O teclado virtual

1. Após confirmar uma tecla
  - a) Se a tecla apenas tiver um carácter retorna o foco para a tecla de repouso após

um atraso de 0,5 segundos (valor predefinido) definido no ficheiro de configurações. Este atraso é conveniente para o utilizador ter perceção da sua ação sobre as teclas.

b) Se a tecla tiver mais do que um carácter:

- se se pressionar novamente a tecla, altera-se o carácter selecionado para o seguinte apresentado na tecla. Após dois segundos (valor predefinido) retorna o foco para a tecla de repouso. Este tempo pode ser configurado no ficheiro de configurações;
- se se clicar em avançar, antes de terminar o atraso de 2 segundos, o foco avança para a tecla seguinte.

2. Ao confirmar a tecla de repouso

- a) Se existirem opções, passa o foco para o menu de opções;
- b) Se não existirem opções, move a frase para o histórico.

### **3.7.5.2 O menu de opções**

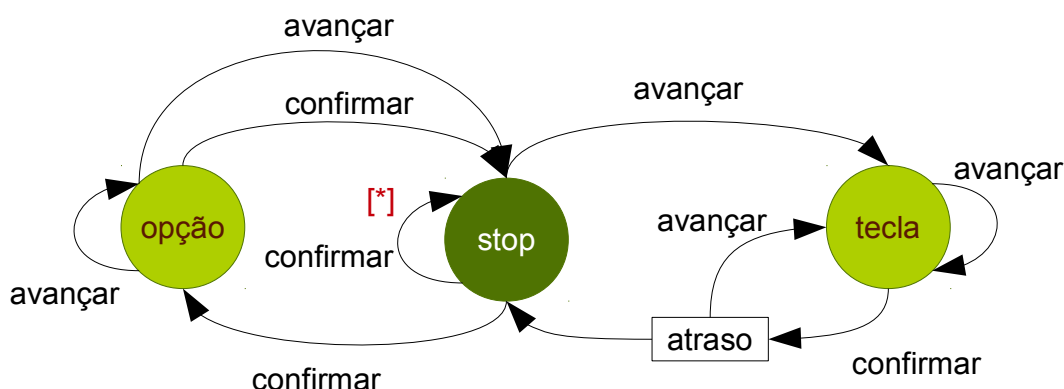
1. Quando selecionamos uma letra no teclado virtual ela é acrescentada ao texto da segunda opção do menu.
2. Assim que virmos a palavra que desejamos, aparecer no menu, basta executar o comando "confirmar" na tecla de repouso, que o foco muda para o menu de opções. Na segunda opção é apresentado o conjunto de caracteres que escrevemos e nas opções 1 e 3 são apresentadas sugestões de palavras que se adaptam às letras já escritas, por ordem de frequência de uso.
3. Ao selecionarmos uma das palavras, esta é acrescentada ao final da frase. O foco volta para a posição de descanso do teclado virtual e são limpas as opções, para a introdução da próxima palavra.

Se entrarmos no menu de opções mas não quisermos seleccionar nenhuma palavra, basta executar o comando "avançar" até voltarmos à posição de repouso do teclado virtual. Se pretendermos voltar às opções, basta executar o comando "confirmar" novamente.

### 3.7.5.3 Modelo de estados operativo

O modelo da Figura 47 ajuda-nos a melhor compreender o funcionamento da interface da nossa aplicação. Neste modelo apresentamos a operação da interface através das ações realizadas pelo utilizador, e dos estados que o sistema adota em função dessas mesmas ações.

As ações são representadas pelas setas e os estados pelos círculos. O estado "stop" representa a posição inicial, e o "atraso" permite ao utilizador executar um novo comando antes do sistema se deslocar para a tecla de repouso.



[\*] – move frase para o histórico

Figura 47: Diagrama de estados para uma situação genérica de escrita

Como podemos observar, confirma-se que todo o sistema é operado unicamente com dois comandos, "avançar" e "confirmar", tal como especificado nos requisitos.

### 3.7.6 A base de dados

A escolha de um Sistema de Gestão de Base de Dados (SGBD) para armazenamento dos dados da aplicação é uma escolha natural por várias razões. A grande quantidade de dados a armazenar; a facilidade de acesso aos mesmos através de uma linguagem estruturada; a

separação entre camada de apresentação (interface da aplicação) a camada de negócio (procedimentos armazenados e funções) e a camada de dados (tabelas).

Optamos pelo SGBD MySQL pelas seguintes características:

- Código aberto;
- Excelente desempenho e estabilidade;
- Compatível com diversas linguagens de programação (existem controladores ODBC, JDBC e .NET e módulos de interface para diversas linguagens de programação, como *Delphi, Java, C, C++, C#, Python, PERL, PHP e Ruby*);;
- Portabilidade. Suporta praticamente qualquer plataforma atual, entre as quais *Windows e Linux*;
- Pouco exigente quanto a recursos de hardware;
- Suporta diferentes tipos de motores, como MyISAM ou InnoDB, cada um adequado a um fim específico.

Depois de apresentarmos os motivos da nossa escolha relativamente ao SGBD, passemos à apresentação dos componentes da nossa base de dados.

### **3.7.6.1 Tabelas da base de dados**

#### **● A tabela "keys"**

Esta tabela (Figura 48) guarda a correspondência entre os caracteres das teclas, a legenda das teclas, e os caracteres associados.

Table Name:  Schema:

Collation:  Engine:

Comments:

Column Name	Datatype	PK	NN	UQ	BIN	UN	ZF	AI	Default
idKey	VARCHAR(1)	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Caption	VARCHAR(6)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	NULL
Chars	VARCHAR(45)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	NULL

Figura 48: Tabela "keys" - vista de estrutura

Os seus registos representam:

- *idKey* - representa cada carácter disponível no teclado virtual;
- *Caption* - é o conjunto de caracteres de cada tecla, a legenda;
- *Chars* - é o conjunto de caracteres correspondentes a cada carácter disponível no teclado virtual.

Para melhor compreensão desta tabela apresentamos na Figura 49 um exemplo dos dados que ela armazena.

idKey	Caption	Chars
a	aeo	aaaaãeeèéêôóõ
b	bfzj	bfzj
d	dnm	dnm
h	hqg	hqg
l	lpv	lpv
s	sri	srií
u	utc	utcúú
x	xykw	xykw
* NULL	NULL	NULL

Figura 49: Tabela "keys" - vista de dados

Como podemos observar, as letras acentuadas, estão associadas à respectiva letra sem acento que se encontra na tecla.

Os dados desta tabela estão de acordo com a frequência da utilização das letras no idioma usado. Se houver necessidade de se alterar o idioma, devem ser carregados novos dados.

- **A tabela "words"**

Contém o dicionário com as palavras, em que:

- *idWord* - é composto pelas teclas digitadas;
- *Text* - é a palavra que corresponde ao conjunto de teclas digitadas;
- *Frequency* - é a frequência com que a palavra foi utilizada.

Column Name	Data type	PK	NN	UQ	BIN	UN	ZF	AI	Default
idWord	VARCHAR(64)	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Text	VARCHAR(64)	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Frequency	INT(11)	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	

Figura 50: Tabela "words" - vista de estrutura

Considerações:

- A base de dados atual já contém um conjunto de palavras retiradas de um ficheiro de palavras em português.
- Para entrada em funcionamento, as frequências devem ser revistas uma vez que foram inicializadas a 0 no momento da inserção dos ficheiros.

idWord	Text	Frequency
bslusa	filtro	0
bslusada	filtrado	0
bslusahad	filtragem	0
bslusahads	filtragens	0
bss	bis	0
bssa	brio	0
bssa	frio	1
bssaa	bisão	0
bssaba	frieza	0
bssabsdha	friozinho	0
bssadadua	friamente	0

Figura 51: Tabela "words" - vista de dados

Para se incluir novas palavras deve-se utilizar a seguinte consulta:

```
INSERT INTO Word (idWord,Text,Frequency)
VALUES (Word2Keys (@palavra),@palavra,0)
ON DUPLICATE KEY UPDATE Frequency=Frequency+1;
```

Em que a função "Word2Keys" contém o cálculo para o campo "idWord", que se baseia no conjunto de teclas pressionadas na aplicação para que se obtenha a palavra em causa.

Nota: A mesma função é utilizada pela aplicação para inserir palavras na tabela "TempWords".

À semelhança da tabela "keys", se houver necessidade de se alterar o idioma, devem ser carregados novos dados.

### ● A tabela "*conversations*"

Esta tabela faz o registo das linhas de conversação que aparecem na área de histórico da nossa interface.

Table Name:  Schema:

Collation:  Engine:

Comments:

Column Name	Datatype	PK	NN	UQ	BIN	UN	ZF	AI	Default
idConversation	INT(11)	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	
Text	TEXT	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	NULL
DateCreate	DATETIME	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	NULL

Figura 52: Tabela "conversations" - vista de estrutura

● **A tabela "tempWords"**

A tabela "tempWords" (Figura 53) é semelhante à tabela "words", mas registra as palavras usadas na conversação atual.

Na sugestão de palavras (menu de opções) são privilegiadas as palavras usadas durante a conversação atual, relativamente às que constam no dicionário. O contexto de uma conversa tem um vocabulário próprio, pelo que poderemos empregar a mesma palavra com mais frequência (um nome, ou verbo de ação, etc.), logo, faz sentido que se privilegiem essas palavras.

Table Name:  Schema:

Collation:  Engine:

Comments:

Column Name	Datatype	PK	NN	UQ	BIN	UN	ZF	AI	Default
idWord	VARCHAR(64)	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Text	VARCHAR(64)	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Frequency	INT(11)	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	

Figura 53: Tabela "tempwords" - vista de estrutura

Se com a utilização viermos a verificar que existe uma melhor abordagem, a consulta que

retorna a lista de palavras com mais frequência pode ser alterada a qualquer momento.

### **3.7.6.2 Procedimentos armazenados e funções**

Para uma melhor compreensão da interação entre o *software* e a base de dados, apresentamos aqui os procedimentos armazenados e as funções usadas, descrevendo o seu funcionamento. Os seus códigos estão disponíveis para consulta no anexo 1.

#### ● O procedimento "*GetWordsSuggestion*"

Devolve as palavras sugeridas para as teclas digitadas. É executada sempre que o utilizador digita um novo carácter, após o que são atualizadas as opções 1 e 3.

#### ● O procedimento "*SaveSentence*"

Guarda a frase na tabela "*conversations*". É executada sempre que o utilizador confirma uma frase.

#### ● O procedimento "*SaveTempWordUse*"

Guarda utilização de palavra na conversação atual. É executada sempre que é confirmada uma nova palavra.

#### ● O procedimento "*SaveWordUse*"

Guarda utilização de palavra. É executada sempre que é confirmada uma nova palavra.

Notas:

- incrementa 1 valor ao campo "*Frequency*".
- não acrescenta palavras novas automaticamente.

#### ● O procedimento "*BeginConversation*"

Tarefas a executar no arranque de uma nova conversação. É executada no início de uma nova conversação (entrada da aplicação).

- **O procedimento "*EndConversation*"**

Tarefas a executar no arranque de uma nova conversaço. É executada no fim da conversaço (saída da aplicação).

No protótipo este procedimento ainda não implementa nenhuma ação. No entanto fica já preparado para a evolução do sistema.

- **O procedimento "*DeleteLastSentence*"**

Este procedimento é executado quando se usa a tecla "*backspace*" do teclado da interface para recuperar uma frase do histórico. Ele elimina a última entrada na tabela "*converstions*".

- **A função "*GetLastSentence*"**

Função que obtém da tabela "*converstions*" a última frase para ser reeditada.

- **A função "*Word2Keys*"**

Função que calcula o campo "*idWord*", que se baseia no conjunto de teclas pressionadas na aplicação para que se obtenha a palavra em causa.

### **3.7.7 Configurações gerais do *software***

Na implementação do protótipo foram consideradas duas situações possíveis na Síndrome de Encarceramento, uma mais comum, em que a pessoa afetada consegue piscar e pestanejar intencionalmente os olhos, SdE clássica, e outra em que não tem essa capacidade, SdE total. No primeiro caso será usada a suíte expressiva, no segundo a suíte cognitiva. Na configuração do *Emokey* consideramos as duas situações.

#### **3.7.7.1 Configuração do *Emokey***

Como pudemos observar na Figura 46, usamos o *software Emokey* para fazer a interligação entre o *EPOC* e a nossa aplicação.

No painel de configuração do *Emokey*, associamos eventos do *EPOC* às teclas 0 e 1, que são enviadas para a janela ativa, em que 0 significará "avançar" e 1 "confirmar".

A configuração do *EmoKey* pode ser observada na Figura 54 e na Figura 55. A configuração pode ser armazenada num ficheiro ".ekm" para utilizações futuras.

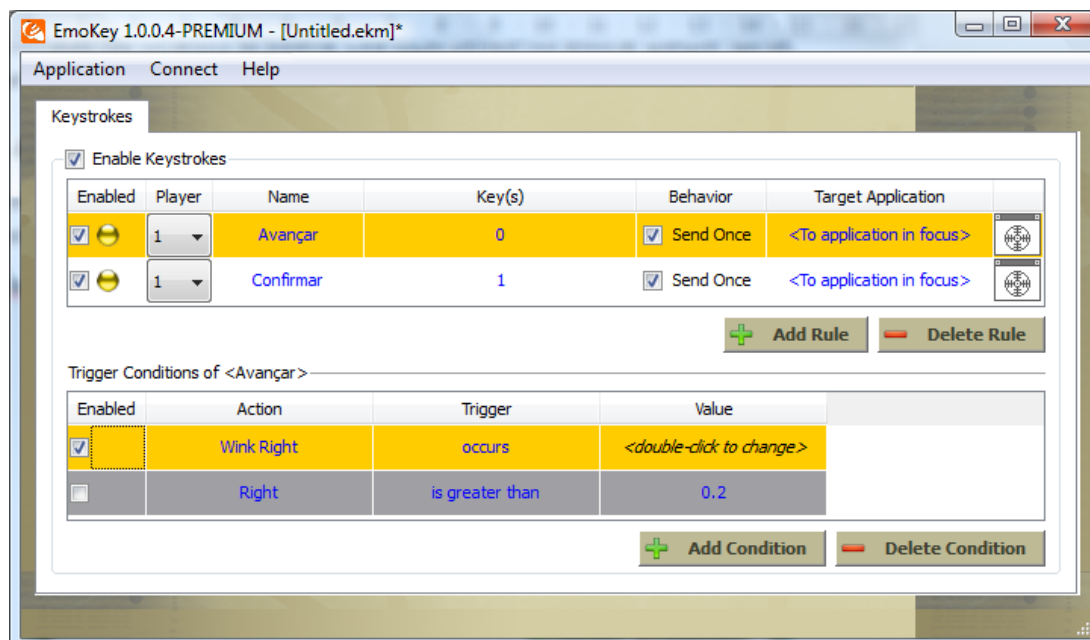


Figura 54: EmoKey - configuração do comando "avançar"

Para o comando "avançar" (tecla 0), associamos as ações Wink Right da suíte expressiva, e Right da suíte cognitiva (Figura 54). Selecionaremos a primeira ou a segunda, conforme quisermos usar uma suíte ou a outra.

Para o comando "confirmar" (tecla 1), associamos as ações Wink Left da suíte expressiva, e Push da suíte cognitiva (Figura 55). Selecionamos a primeira ou a segunda, conforme quisermos usar uma suíte ou a outra. No caso do utilizador só poder usar um dos olhos, como no caso de Jean-Dominique Bauby<sup>97</sup>, a ação Wink Left (piscar esquerdo) pode ser substituída pela ação Blink (pestanear), ou pela ação Push da suíte cognitiva.

Visto a nossa aplicação receber as teclas enviadas pelo Emokey como comandos do teclado físico, aceitará, como é óbvio, que sejam usadas as teclas 0 e 1. Isto pode ser usado para testar a aplicação.

Na aplicação, as teclas 0 ("avançar") e 1 ("confirmar"), estão mapeadas na interface gráfica através das teclas TAB e ENTER que também poderão ser usadas.

<sup>97</sup> Ver cap. 2.3.1 O caso de Jean-Dominique Bauby, p. 14

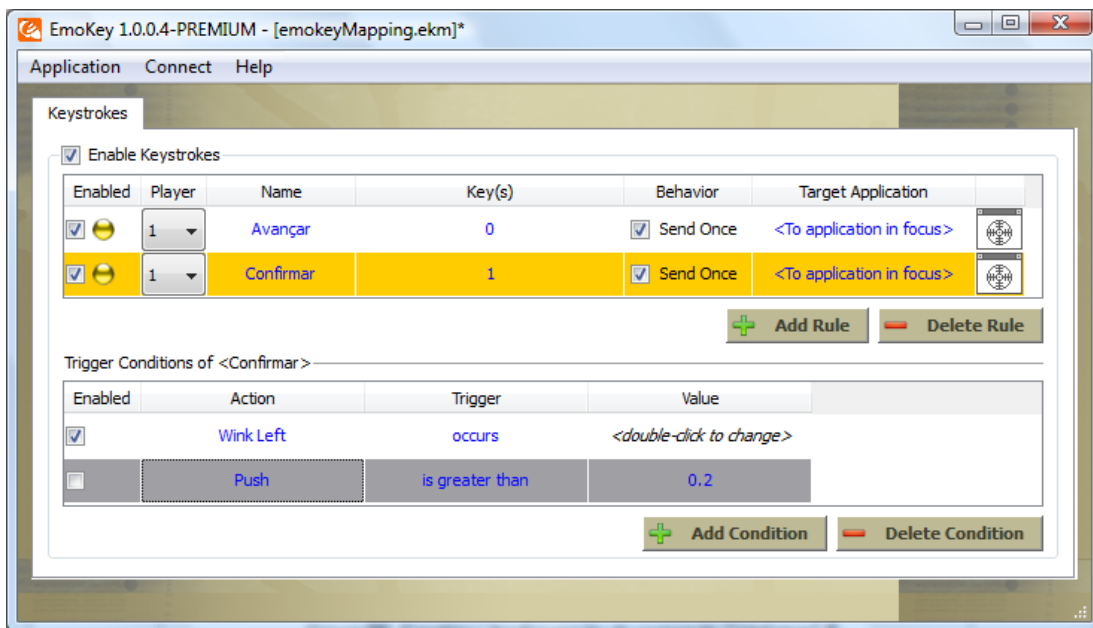


Figura 55: EmoKey - configuração do comando "confirmar"

### 3.7.7.2 Parametrização da interface otimizada de escrita "Unlock-me"

A interface otimizada de escrita possui um ficheiro de configuração, *EmotivUI.exe.config*, onde devem ser definidos os valores dos seguintes parâmetros:

- *ConnectionString* - Dados para ligação à base de dados (base de dados; servidor; utilizador; senha; porta);
- *KeyDelayTimerIntervalMs* - Tempo, em milissegundos, de espera para teclas com mais do que um carácter;
- *KeyImediateTimerIntervalMs* - Tempo, em milissegundos, de espera para teclas com um só carácter. Para que seja possível observar o foco na tecla durante algum tempo. Permitindo ao utilizador observar o retorno das suas ações. Também é útil quando se utiliza o rato para demonstrações.
- *AutomaticAdvanceTimeIntervalMs* - Tempo, em milissegundos, do avanço automático. Se o seu valor for  $\leq 0$ , o avanço automático fica desativado.

### 3.7.8 Preparação e ajustes para cada utilizador

Antes de cada utilizador poder usar a ICC, ela deve ser preparada. Todas as instruções para o efeito estão disponíveis no manual do equipamento, que é disponibilizado pelo fabricante. Apresentamos aqui um resumo dos procedimentos que têm que se realizar para cada utilizador, só para ficarmos com uma ideia geral dos mesmos.

#### 3.7.8.1 Colocação do *headset* e qualidade da ligação

O primeiro passo a dar quando se vai usar o equipamento é garantir uma boa captação do sinal de EEG.

O painel de controlo do equipamento dá-nos as informações necessárias (Figura 56).

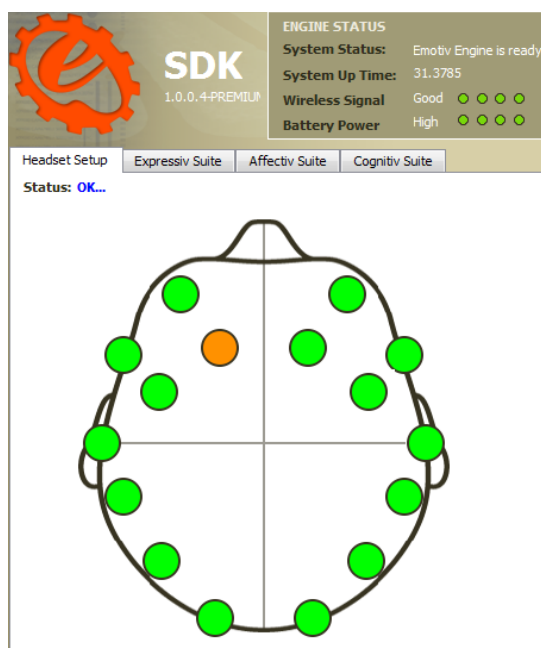


Figura 56: Verificação do estado do *headset*

Devemos:

- garantir que o *headset* tem os contactos dos sensores devidamente humedecidos;
- ligar o *headset* e verificar se a bateria está carregada;
- verificar a qualidade do sinal de *wi-fi*, e caso não seja adequada, proceder para a

melhorar;

- colocar o *headset* na cabeça e verificar se todos os sensores estabelecem bom contacto.

### 3.7.8.2 Criação ou seleção do perfil do utilizador

Como uma ICC pode ser usada por vários utilizadores, cada utilizador terá que ter um perfil associado, onde são guardados todas as sua características pessoais obtidas dos treinos e da utilização do sistema (Figura 57).

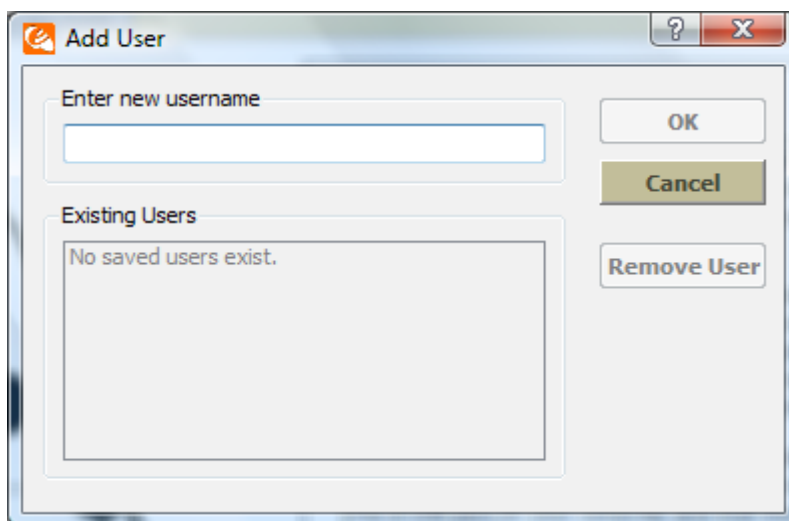


Figura 57: Adição ou seleção do perfil de utilizador

Se cancelarmos a criação ou seleção de um perfil, o sistema funciona igualmente, mas os dados do utilizador perdem-se no final do uso, obrigando-nos a nova configuração sempre que se queira usar a ICC. Perde-se também a informação relativa à aprendizagem que o sistema obtém com o uso repetido.

### 3.7.8.3 Configuração da suíte expressiva

As assinaturas das expressões faciais usualmente não variam muito de pessoa para pessoa, pelo que o painel de controlo permite que se use uma "Assinatura Universal" para as deteções desta suíte. Se esta não funcionar, o utilizador terá então de treinar uma assinatura para um estado neutro (de referência) e uma por cada comando que queira usar (Figura 58).

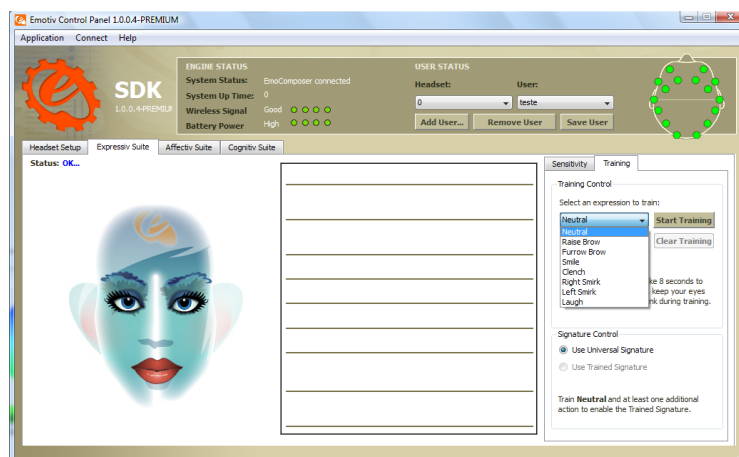


Figura 58: Painel de treino da suíte expressiva

Porém, para as expressões dos olhos são sempre usadas as assinaturas universais não estando disponível treino. Cada utilizador deve também ajustar a sensibilidade de cada comando para o seu perfil particular (Figura 59).

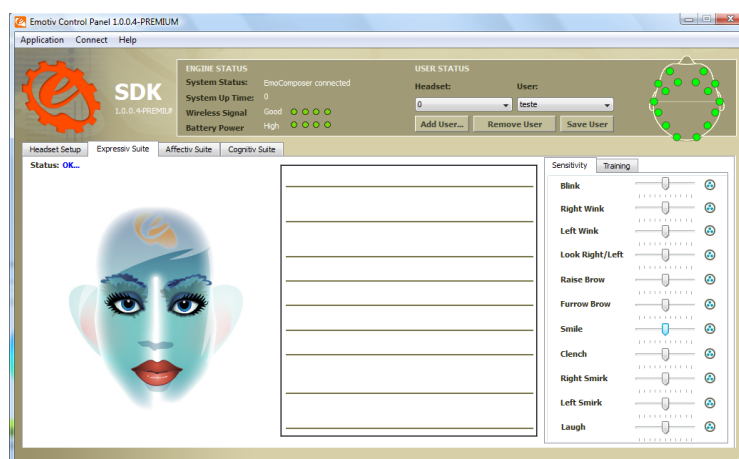


Figura 59: Painel de ajuste de sensibilidade da suíte expressiva

Estes ajustes estabelecem os níveis de intensidade a partir dos quais se considera que foi emitido um comando, de acordo coma as características de cada utilizador.

### 3.7.8.4 Configuração da suíte cognitiva

A nível cognitivo, as assinaturas cerebrais variam muito de pessoa para pessoa, pelo que não existe uma "Assinatura Universal" para esta suíte. O utilizador terá mesmo de treinar uma assinatura para um estado neutro (de referência) e uma por cada comando que queira usar. Estes treinos têm uma duração de 8 segundos cada. Para maior precisão do estado de referência, este pode ser treinado por um período de tempo mais longo (Figura 60).

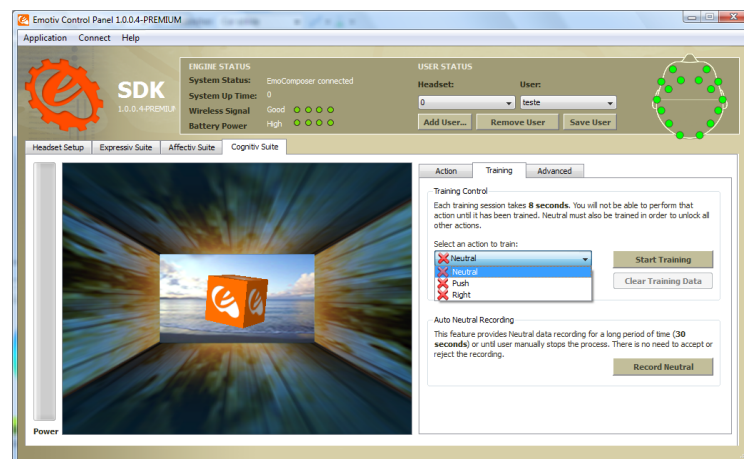


Figura 60: Painel de treino da suíte cognitiva

Os treinos podem ser repetidos de modo a se adicionar mais precisão à deteção.

Tal como a suíte expressiva, também este tem uma área para o ajuste da sensibilidade de cada comando.

### 3.7.9 Funcionamento e operação do protótipo

Concluimos este capítulo apresentando finalmente o protótipo desenvolvido, a funcionar.

Na Figura 61 podemos ver o autor do presente estudo a utilizar o protótipo já concluído e em operação.

Podemos observar na sua cabeça o dispositivo de EEG, ou *headset*, e no monitor os diferentes componentes de *software* usados, entre os quais e em primeiro plano, a aplicação desenvolvida, a interface otimizada de escrita "*Unlock-me*".



Figura 61: Aspecto geral do protótipo em utilização

Na figura seguinte (Figura 62) podemos ver o fluxo da informação durante o funcionamento do protótipo, usando a suíte expressiva. O fluxo é idêntico se usarmos a suíte cognitiva.



Figura 62: Fluxo de informação no funcionamento do protótipo

Começando no utilizador, a sequência é a seguinte:

- o utilizador pisca o olho direito;

- o dispositivo de EEG capta o sinal e envia-o para o *EmoEngine*<sup>98</sup>;
- o *EmoEngine* converte o sinal no comando "*Wink Right*" (piscar direito), apresenta-o no painel de controlo e, através da sua *API*, envia-o para o *EmoKey*;
- o *EmoKey* converte o comando "*Wink Right*" no carácter 0 (zero) e envia-o para o interface otimizado de escrita "*Unlock-me*", através o *buffer* de teclado.
- o "*Unlock-me*" usa a tecla 0 (zero) para fazer o foco avançar para a tecla seguinte.

Se o utilizador tivesse piscado o olho esquerdo, o comando resultaria na confirmação da tecla que tivesse o foco naquele momento.

Na Figura 63 podemos ver com mais detalhe a escrita da frase "estou vivo".

Começamos com a palavra "estou" já escrita.

A palavra "vivo" vai ser escrita em modo preditivo, ou seja, vamos "confirmar" a tecla que contém as letras, uma única vez (um só clique), e o sistema trata de descobrir a palavra que queremos escrever.

A descrição das imagens é feita da esquerda para a direita e de cima para baixo. Os números usados seguem esta ordem.

O processo é o seguinte:

1. o foco encontra-se na posição inicial de repouso, depois de ter confirmado a palavra "estou";
2. para escrever a letra "v", o utilizador envia cinco comandos de avançar para deslocar o foco para a tecla "l<sub>v</sub>", e confirma-a. O sistema escreve a letra "l" na opção central;
3. como a letra seguinte da palavra, a letra "i", é anterior à que foi escrita, o utilizador espera que o foco se desloque para a posição inicial;
4. o utilizador envia dois comandos de avançar para deslocar o foco para a tecla "s<sub>ri</sub>", e confirma-a. O sistema escreve "ls" na opção central;

---

<sup>98</sup> Componente do *Emotiv EPOC* que faz o processamento de sinal e a extração e classificação de características. Ver subtópico 3.3.1 Características técnicas, p. 58.

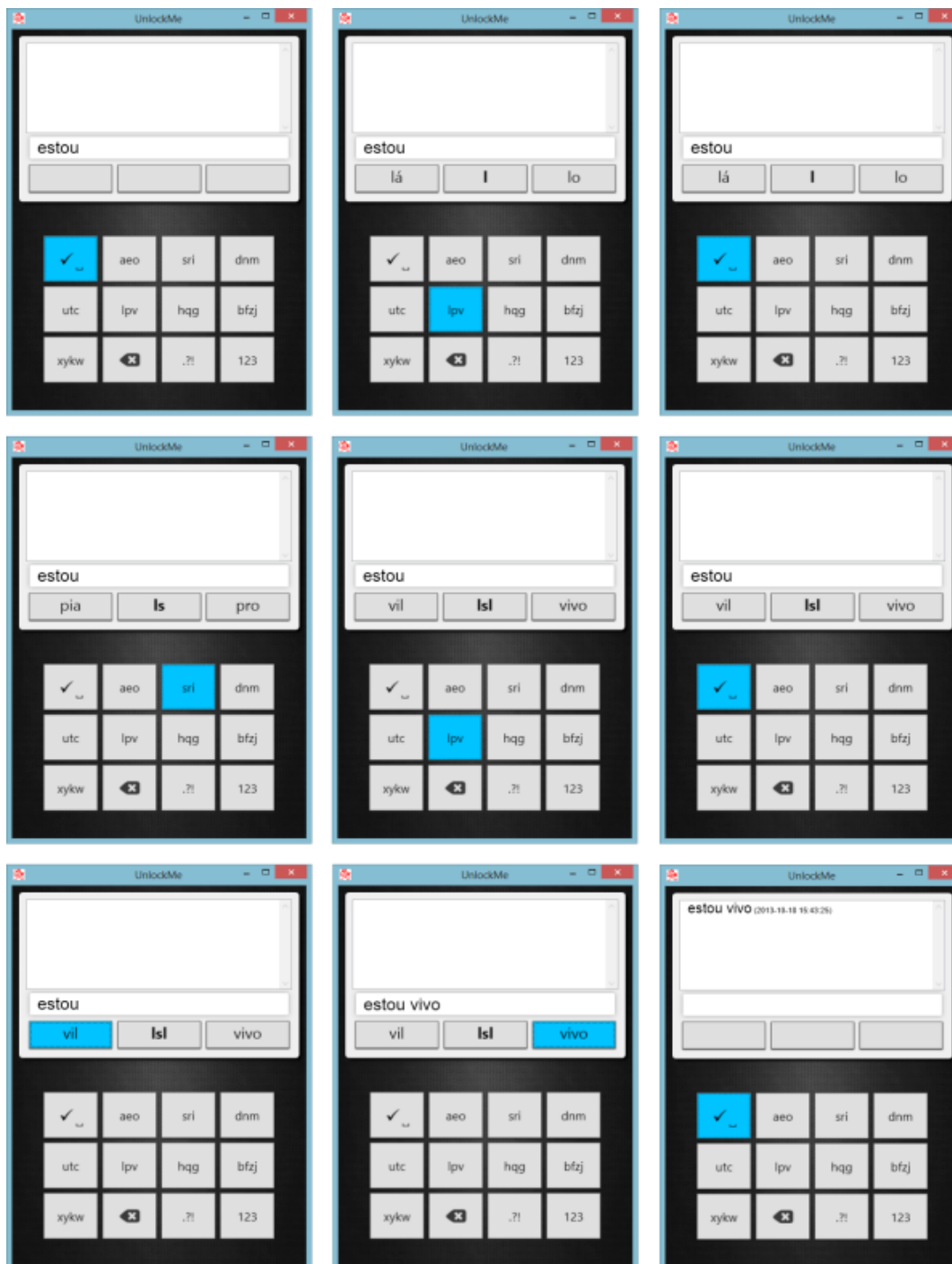


Figura 63: Escrita de uma frase usando o teclado otimizado "Unlock-me"

5. como a letra seguinte da palavra, a letra "v", é posterior à "i", o utilizador emite três comandos de avançar para deslocar o foco para a tecla "lpv", e confirma-a. O sistema escreve "lsl" na opção central e propõe a palavra "vivo" na opção da direita;
6. o utilizador espera que o foco se desloque para a posição inicial e confirma a tecla.

7. o foco desloca-se para a primeira posição do menu de opções.
8. o utilizador emite dois comandos de avançar, deslocando o foco para a palavra "vivo" e confirma-a.
9. o foco desloca-se para a posição inicial do teclado e o utilizador emite o comando para confirmar, enviando a frase para a área de histórico.

Se o utilizador quiser alterar o que escreveu, pode usar a tecla de apagar, a tecla "←", para trazer de volta a frase para a área de texto. Com a mesma tecla pode agora apagar a palavra errada.

(intencionalmente em branco)

## 4 Testes e apreciação dos resultados obtidos

*"O sucesso não é o final, o fracasso não é fatal; o que conta é a coragem para seguir em frente."*

*Winston Churchill*

Com o a implementação do protótipo concluída, passamos agora à avaliação do seu desempenho. Para o efeito, começamos por definir parâmetros que nos permitem avaliar, de uma forma quantitativa, o desempenho do sistema e do utilizador, em diferentes situações de utilização. Criamos um teste tipo, que aplicado aos diferentes participantes e em distintos métodos de operação, nos permite obter todos os dados que necessitamos para a determinação desses parâmetros. Analisamos os resultados obtidos sob o ponto de vista de desempenho para as duas suítes de deteção utilizadas. Concluímos o capítulo analisando, sob o ponto de vista económico, as vantagens da utilização do protótipo, comparando os resultados obtidos num caso real com os que se poderiam obter usando o protótipo proposto.

### 4.1 Introdução

Para a avaliação do desempenho do nosso protótipo, criamos um teste tipo. Este foi aplicado, primeiro num ensaio de referência, e depois a cada uma das suítes de deteção utilizadas. Os dados obtidos em cada ensaio foram processados de forma a obtermos informação quantitativa. Esta quantificação permitiu-nos comparar melhor os desempenhos obtidos em cada ensaio com os restantes.

### 4.2 Especificações do teste aplicado

O teste criado visa avaliar a prestação do utilizador ao nível dos erros cometidos, da velocidade de operação e a evolução da mesma, aquando da operação do sistema. Para o efeito convertimos a palavra "mar" na sequência de comandos respetiva, 000111(m) 01(a)

011(r) 1(Enter), em que "0" representa o comando "avançar" e "1" o comando "confirmar". Contabilizamos os erros cometidos e os tempos gastos para a escrever. A palavra escolhida tem a ver com o facto de ser pequena, doze comandos, e de cada letra necessitar de um número diferente de comandos de seleção. A letra "m" situa-se na 3ª posição da tecla "dnm", logo gasta 3 comandos, letra "a" situa-se na 1ª posição da tecla "aeo", logo gasta 1 comando e a letra "r" situa-se na 2ª posição da tecla "sri", logo gasta 2 comandos.

Pedimos a cada indivíduo que cumpra a sequência dada independentemente dos erros que cometa. Ou seja, se se enganar num comando, não deve tentar emití-lo de novo mas sim passar ao comando seguinte como se não se tivesse enganado. No final deve ter emitido 12 comandos independentemente dos enganos que tenha tido. Se não fosse imposta esta restrição, o indivíduo iria tentar corrigir os erros cometidos, aumentando o tempo e o número de comandos usado. Perder-se-ia assim o controlo sobre a experiência. A palavra, ou seja, a sequência de comandos, é repetida 10 vezes.

Os dados obtidos são inseridos numa folha de cálculo, com a ajuda da qual obtemos a informação que pretendemos, e que passamos a apresentar.

Começamos por calcular a taxa de exatidão  $E$ , que nos informa o quanto o desempenho do participante se aproximou do ideal:

$$E = \left(1 - \frac{e}{c}\right) \times 100\% \quad , \text{ onde } e \text{ é o número total de erros, e } c \text{ o número total de comandos.}$$

Para ajustarmos inicialmente os tempos de espera do nosso protótipo, calculamos o tempo máximo por comando  $t_{max}$ . Considerando que os resultados obtidos dos diferentes participantes se distribuem segundo uma distribuição normal, sabemos então que 68% dos valores se encontram a uma distância da média,  $t_{med}$ , inferior um desvio padrão,  $\sigma$ .

Considerando  $t_{med} = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n t_j$

$$\text{e } \sigma = \sqrt{\frac{1}{(n-1)} \times \sum_{j=1}^n (t_j - t_{med})^2}$$

temos então

$$t_{max} = t_{med} + \sigma \quad .$$

O valor encontrado diz-nos que 84% dos utilizadores conseguem emitir comandos em menos de  $t_{max}$ .

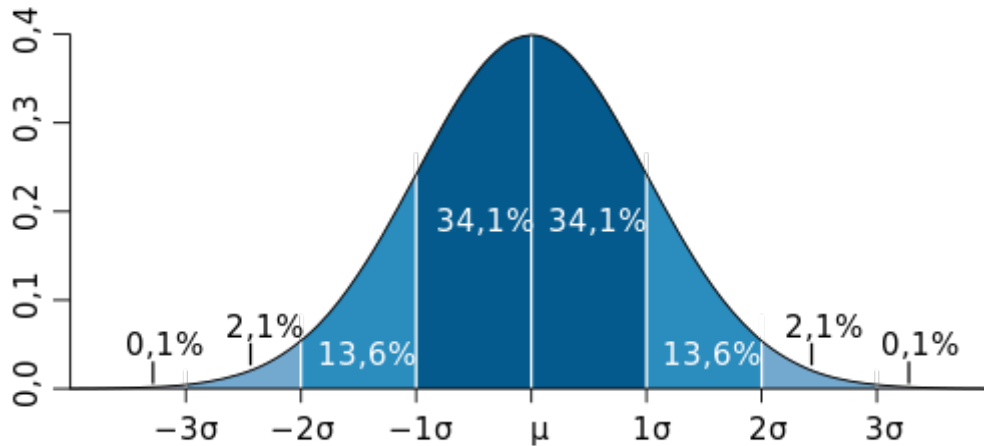


Figura 64: Distribuição normal e sua relação com o desvio padrão<sup>99</sup>

O valor assim obtido, é um compromisso entre os tempos de espera do software e a velocidade de operação do utilizador. No entanto os tempos de espera podem sempre ser aumentados ou diminuídos, conforme as necessidades de cada utilizador em particular.

A velocidade de operação mínima, expressa em comandos por minuto, será de

$$v_{min} = \frac{1}{t_{max}} \times 60 \quad .$$

Numa folha de cálculo inserimos os tempos obtidos por amostra. Calculamos o número de comandos por segundo para cada amostra, traçamos o seu gráfico e adicionamos uma linha de tendência, obtendo a respetiva função. Obtemos assim a curva da velocidade de operação, ou do desempenho.

Das linhas de tendência disponíveis na folha de cálculo, aquela que melhor precisão ( $R^2$ ) apresentou foi a do tipo "potência". Este tipo de linha de tendência apresenta-se como uma curva com a equação  $f(x) = a \times x^b$ , onde  $x$  é o número de ordem da amostra, que no nosso caso começa em 1.

Para termos uma ideia da evolução do desempenho, determinamos o declive da curva em

<sup>99</sup> Disponível em: [http://pt.wikipedia.org/wiki/Desvio\\_padr%C3%A3o](http://pt.wikipedia.org/wiki/Desvio_padr%C3%A3o), [Consult. 18 out. 2013].

$x=1$  :

$$\frac{\partial}{\partial x} f(x=1) = ab$$

Definimos então aquilo a que chamaremos aceleração da aprendizagem  $A$ , expresso em comandos por minuto por amostra, como:

$$A = ab \times 60$$

Valores positivos deste coeficiente indicam-nos que o desempenho aumenta com o número de amostras, valores negativos, que diminui. O seu valor absoluto indica-nos a rapidez com que o faz.

Neste teste são descartadas as amostras em que surjam falsos positivos, provocados por erros do sistema, pois pretendemos verificar unicamente o desempenho do participante.

## **4.3 Ensaios experimentais**

### **4.3.1 Participantes**

Dada a especificidade dos destinatários deste protótipo, as pessoas com SdE, não nos foi possível realizar testes com a participação dos mesmos. Não cremos que modo algum que este facto comprometa os resultados obtidos, pois as capacidades usadas pelos participantes estão de igual forma disponíveis nos destinatários.

Nestes ensaios participaram cinco pessoas adultas com idade entre os 30 e os 50 anos. Todos eram saudáveis e não tinham experiência anterior com qualquer dispositivo de EEG. A todos foi pedido que durante os ensaios se mantivessem imóveis mas relaxados, salvaguardando o piscar dos olhos aquando do ensaio com a suíte expressiva. Este requisito é uma forma de nos aproximarmos o melhor possível do estado dos utilizadores alvo deste protótipo.

## 4.3.2 Ensaio de referência

O ensaio de referência é realizado por um único utilizador que usa o teclado do computador como dispositivo de entrada para operar a interface otimizada de escrita.

### ● Preparação

Este ensaio não necessitou de nenhuma preparação especial para ser executado. O utilizador foi simplesmente informado das teclas que deveria usar para realizar o ensaio.

### ● Resultados do ensaio

Na tabela seguinte são apresentados os resultados deste ensaio.

Tabela 4.1: Ensaio de referência

Amostra	Ensaio de referência			
	seg	seg/cmd	cmd/seg	erros
1	8	0,667	1,5	0
2	5	0,417	2,4	0
3	4	0,333	3	0
4	3,9	0,325	3,08	0
5	3,8	0,317	3,16	0
6	3,5	0,292	3,43	0
7	3,4	0,283	3,53	0
8	3,4	0,283	3,53	0
9	2,9	0,242	4,14	0
10	3	0,250	4	0
	<b>Média</b>	<b>0,341</b>	<b>2,934</b>	<b>0</b>

Esta tabela representa os seguintes dados:

- Na coluna "amostra" indicamos o número de ordem da repetição da amostra, ou seja, da escrita da palavra "mar", que o utilizador escreve 10 vezes, como já foi referido;
- Na coluna "seg" apresentamos o tempo, em segundos, que o utilizador demorou;
- A coluna "seg/cmd" resulta da divisão do tempo demorado pelo número de comandos

emitidos, que como vimos anteriormente, são 12;

- A coluna "cmd/seg" diz-nos quantos comandos o utilizador emitiu por segundo. Basicamente é o inverso da coluna anterior;
- Na coluna "erros" mostramos o número de comandos emitidos erradamente.

Com os valores obtidos, calculamos os parâmetros que definimos anteriormente:

- Taxa de exatidão,  $E = 100\%$  ;
- Tempo mínimo e máximo por comando,  $[t_{min}; t_{max}] = [0,242; 0,667]s$  ;
- Tempo médio por comando,  $t_{med} = 0,341s$  ;
- Velocidade média por comando,  $v_{med} = 2,934 \times 60 = 176 \text{ cmd/min}$  ;
- Desvio padrão do tempo por comando,  $\sigma = 0,125s$  .

Na Figura 65, a seguir, podemos ver a evolução dos comandos emitidos por segundo em função das amostras. Este gráfico dá-nos uma perspetiva da evolução da aprendizagem.

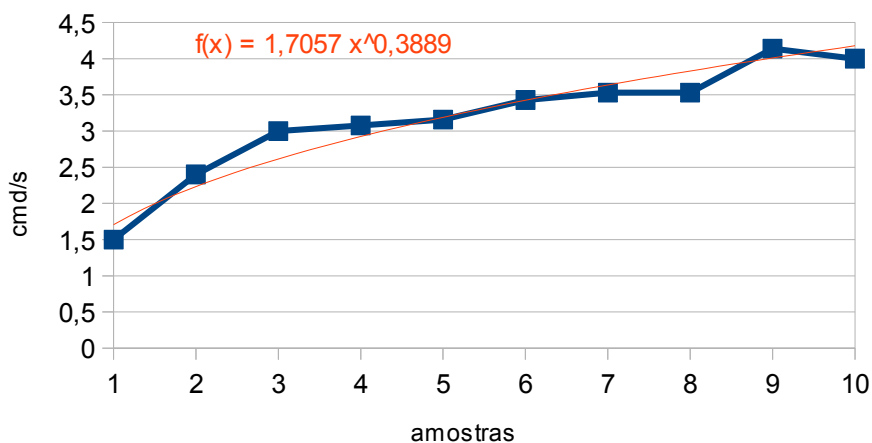


Figura 65: Gráfico do desempenho com o teclado

Calculando a inclinação da derivada da curva de tendência  $f(x) = 1,7057 \times x^{0,3889}$  , no ponto  $x = 1$

$$1,7057 \times 0,3889 \times 1^{-0,6111} = 0,6634 \text{ ,}$$

obtemos a aceleração da aprendizagem:

$$A = 0,6634 \times 60 = 39,804 \text{ cmd / min / amostra .}$$

Dado que 84% dos utilizadores conseguem emitir comandos em menos de  $t_{med} + \sigma$  , obtemos um tempo de espera entre comandos de

$$t'_{max} = t_{med} + \sigma = 0,466 \text{ s ,}$$

a uma velocidade de

$$v'_{min} = \frac{1}{0,466} \times 60 = 128,76 \text{ cmd / min .}$$

### ● **Apreciação dos resultados**

Estes resultados, embora não tendo qualquer significado estatístico, servem-nos, *grosso modo*, como uma referência para os valores obtidos nos testes seguintes.

Como seria de esperar, a taxa de exatidão é muito alta (100%), dada a facilidade da utilização do teclado do computador para operar a interface. O valor positivo do parâmetro A, também nos mostra que o desempenho melhora com a prática, como normalmente se espera.

### **4.3.3 Ensaio com a suíte expressiva**

Este ensaio é realizado usando o *Emotiv EPOC* como dispositivo de entrada, e o piscar dos olhos esquerdo e direito da suíte expressiva, como comandos de controlo do sistema. O olho direito é usado para o deslocamento e o esquerdo para premir a tecla.

### ● **Preparação**

Antes de cada ensaio realizado com as suítes de deteção, procedemos à colocação do *headset* no participante. Com a bateria do *headset* carregada, e os contactos dos sensores devidamente humedecidos, colocamos o aparelho na cabeça do participante e ajustamos a posição dos contactos de acordo com as instruções do dispositivo.

Em todos os casos conseguimos que todos os contactos obtivessem um bom sinal (verde) sem

perda de pacotes da comunicação por *wi-fi*. No entanto sabemos, por relatos de outros investigadores, que nem sempre isto acontece. Uma vez é devido à deterioração dos contactos, a interferências eletromagnéticas, a avarias no equipamento e até mesmo devido ao formato da cabeça do participante.

Neste ensaio não foi realizado treino para obtenção de assinaturas, pois as expressões usadas, o piscar dos olhos, não dispõem dessa possibilidade, usando-se sempre assinaturas universais. No entanto fizemos alguns treinos prévios, para ajustarmos a sensibilidade de cada uma das expressões.

### ● Resultados do ensaio

Na Tabela 4.2 são apresentados os resultados deste ensaio, para cada um dos cinco participantes, e nas colunas mais à direita, as médias por amostra para o conjunto dos cinco. Estes últimos são os valores usados para os cálculos dos parâmetros estabelecidos.

Resultados obtidos:

- Taxa de exatidão,  $E=92,17\%$  ;
- Tempo mínimo e máximo por comando,  $[t_{min}; t_{max}]=[0,835; 2,023]s$  ;
- Tempo médio por comando,  $t_{med}=1,287 s$  ;
- Velocidade média por comando,  $v_{med}=0,777 \times 60=46,63 \text{ cmd / min}$  ;
- Desvio padrão do tempo por comando,  $\sigma=0,372 s$  ;

Tabela 4.2: Resultados do ensaio com a suíte expressiva

Amostra	Suíte Expressiva										Média			
	1º Participante		2º Participante		3º Participante		4º Participante		5º Participante		seg	seg/cmd	cmd/seg	erros
	seg	erros	seg	erros	seg	erros	seg	erros	seg	erros				
1	26,9	1	25,0	1	22,9	0	21,0	2	25,6	1	24,3	2,023	0,494	1
2	18,5	0	24,1	1	17,7	2	21,0	1	22,1	1	20,7	1,725	0,580	1
3	16,3	1	13,9	1	16,8	2	13,5	3	20,1	3	16,2	1,348	0,742	2
4	19,5	0	17,1	0	17,1	1	21,5	0	17,1	1	18,5	1,538	0,650	0,4
5	15,3	0	15,1	0	12,4	1	16,3	0	13,3	0	14,5	1,207	0,828	0,2
6	13,4	1	11,1	0	12,9	1	10,0	1	17,7	0	13,0	1,085	0,922	0,6
7	15,1	2	9,4	1	9,8	2	13,8	3	15,7	1	12,8	1,063	0,941	1,8
8	13,1	0	12,5	1	13,4	2	12,5	1	10,2	1	12,3	1,027	0,974	1
9	12,9	0	8,5	0	10,3	1	9,6	0	8,9	1	10,0	0,835	1,197	0,4
10	12,1	1	13,1	2	10,8	0	12,1	1	13,0	1	12,2	1,015	0,985	1
											<b>Média</b>	<b>1,287</b>	<b>0,777</b>	<b>0,94</b>

Na Figura 66 podemos ver a evolução dos comandos emitidos por segundo em função das amostras. Este gráfico dá-nos uma perspetiva da evolução da aprendizagem.

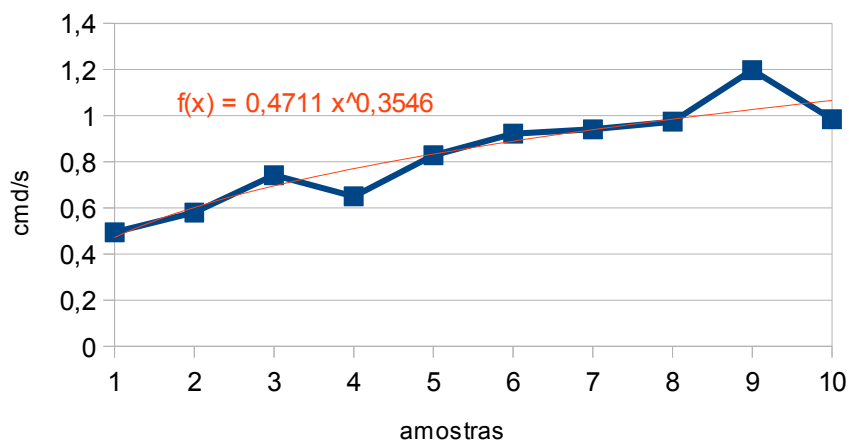


Figura 66: Gráfico do desempenho com a suíte Expressiva

Calculando a inclinação da derivada da curva de tendência  $f(x)=0,4711 \times x^{0,3546}$ , no ponto  $x=1$ :

$$0,4711 \times 0,3546 \times 1^{-0,6454} = 0,1671$$

obtemos a aceleração da aprendizagem:

$$A = 0,1671 \times 60 = 10,026 \text{ cmd/min/amostra}$$

Dado que 84% dos utilizadores conseguem emitir comandos em menos de  $t_{med} + \sigma$ , obtemos um tempo de espera entre comandos de

$$t'_{max} = t_{med} + \sigma = 1,659 \text{ s}$$

a uma velocidade de

$$v'_{min} = \frac{1}{1,659} \times 60 = 36,166 \text{ cmd/min}$$

## ● Apreciação dos resultados

O primeiro resultado que nos chama a atenção é uma taxa de exatidão muito elevada, o que demonstra que o controlo da interface através da suíte expressiva é bastante eficaz.

Ao nível da velocidade de operação, temos uma queda acentuada na velocidade média por comando, relativamente ao ensaio de referência. Notamos também que a velocidade aumenta com a utilização.

Para o intervalo de confiança considerado, os tempos de espera do sistema devem ser definidos acima de 1,6s. Este valor, que podemos considerar relativamente baixo, ainda irá diminuir à medida que o utilizador melhore o seu desempenho na operação do sistema.

#### **4.3.4 Ensaio com a suíte cognitiva**

Este ensaio é realizado usando o *Emotiv EPOC* como dispositivo de entrada, e os comandos "direita" e "empurrar" da suíte cognitiva, para controlar o sistema. O comando "direita" é usado para o deslocamento e o "empurrar" para premir a tecla.

##### **● Preparação**

A suíte cognitiva necessita que seja realizado treino prévio para a obtenção das assinaturas cerebrais, uma para cada comando utilizado e uma para o estado neutro.

Mais do que começarmos a pensar na melhor forma de realizar os treinos da suíte cognitiva, procuramos saber de utilizadores com experiência, as formas mais comuns de treino com as quais obtiveram maior sucesso. No fórum da *Emotiv*, várias pessoas dão indicações sobre as suas experiências e como obtiveram os melhores resultados. Entre essas pessoas encontra-se pessoal da própria *Emotiv*, como o administrador do fórum, *Gmac*, e a fundadora *Tan Lee*. Segundo esta:

*"Cada um tem uma abordagem ligeiramente diferente que funciona para si, mas aqui estão algumas indicações da minha própria experiência pessoal:*

- 1. Comece com um perfil de utilizador completamente novo. Quando está a começar é comum não saber bem como pretende abordar um pensamento cognitivo, então você pode alimentar o sistema com muitos dados conflitantes. Então para se encontrar algo que funcione, é melhor começar do início e ter uma ideia clara, distinta de como pretende treinar a ação.*
- 2. Treine o estado neutro (e 8 segundos de treino está bem). Aqui você só*

*quer descansar, relaxar, olhar em volta, falar com alguém, nada em particular é necessário aqui.*

*3. Escolha uma ação. Por exemplo, empurrar. A chave para treinar uma ação é ter um pensamento preciso, muito claro. Você deve imaginar que existe algum esforço mental envolvido em empurrar o objeto para longe. É fundamental que você mantenha o pensamento através de toda a duração do treinamento de 8 segundos. A barra de progresso vai lhe dar uma indicação de quanto tempo ainda lhe resta. Por favor, não pense empurrar e parar, empurrar e parar. É simplesmente um longo empurrão sustentado. Se você precisa de uma imagem mental de como isto funciona, você pode marcar a caixa para animar o cubo de acordo com a ação.*

*4. Tente imediatamente após 1 treino de empurrar e neutro. É melhor experimentar e ver quanto precisa de ajustar o seu treino, do que treinar demais.*

*5. Se não estiver a responder aos comandos mentais, treine empurrar novamente, aplicando o mesmo método usado em 3. Deverá ser mais fácil para si empurrar depois do segundo treino.*

*Assim que tiver uma assinatura empurrar/neutro decente, pode adicionar uma segunda ação e por aí adiante." [Cognitiv Boot Camp (2), 2010]*

Resolvemos seguir estas indicações, pois, mais do que impor um treino igual para todos os participantes, quisemos permitir que o treino se adequasse a cada um por ser uma situação mais próxima da realidade, e com a qual obteríamos obviamente os melhores resultados.

Porque a suíte cognitiva deteta melhor assinaturas cerebrais relacionadas com a intenção de movimento, foi dada a indicação aos participantes que poderiam obter melhores resultados se treinassem cada comando, concentrando toda a sua atenção num ou noutro lado do corpo e imaginando a execução de movimentos para esse lado. Esses movimentos poderiam ser por exemplo, caminhar, empurrar ou outro movimento, desde que a atenção se mantivesse concentrada nesse lado do corpo. Esta forma de treino de assinaturas cerebrais tem sido reportada por alguns utilizadores como das mais eficazes [Cognitiv Boot Camp (2), 2010].

Sempre que no final de cada treino o participante indicou que não conseguiu manter o pensamento, esse treino foi rejeitado. Isto aconteceu muito raramente pois os participantes, antes de iniciar os treinos, já tinham definido os pensamentos que iriam usar, e já tinham tentado mantê-los. Só quando achavam que estavam prontos, é que procedíamos então aos treinos da suíte. No final dos treinos gastamos algum tempo a ajustar a sensibilidade de cada comando.

Os treinos demoraram em média menos de 5 minutos.

### ● Resultados do ensaio

Na Tabela 4.3 são apresentados os resultados deste ensaio. Esta tabela o mesmo formato da apresentada no ensaio com a suíte expressiva.

Resultados obtidos:

- Taxa de exatidão,  $E=82,6\%$  ;
- Tempo mínimo e máximo por comando,  $[t_{min}; t_{max}]=[19,20; 52,67]s$  ;
- Tempo médio por comando,  $t_{med}=28,38s$  ;
- Velocidade média por comando,  $v_{med}=2,114\text{ cmd}/\text{min}$  ;
- Desvio padrão do tempo por comando,  $\sigma=10,024s$  .

Tabela 4.3: Resultados do ensaio com a suíte cognitiva

Amostra	Suíte Cognitiva										Média			
	1º Participante		2º Participante		3º Participante		4º Participante		5º Participante		seg	seg/cmd	cmd/seg	erros
	seg	erros	seg	erros	seg	erros	seg	erros	seg	erros				
<b>1</b>	747	2	625	1	563	1	598	3	627	3	632	52,67	0,019	1,8
<b>2</b>	430	3	429	3	317	2	505	2	442	2	425	35,38	0,028	2,3
<b>3</b>	418	2	191	2	514	2	386	0	327	1	367	30,60	0,033	1,7
<b>4</b>	366	0	272	2	413	2	375	3	398	1	365	30,40	0,033	1,6
<b>5</b>	360	3	351	2	341	2	241	1	289	2	316	26,37	0,038	2,2
<b>6</b>	323	0	306	4	386	2	291	2	242	3	310	25,80	0,039	2,2
<b>7</b>	182	4	292	2	224	3	352	1	195	2	249	20,75	0,048	2,5
<b>8</b>	281	1	231	2	204	3	250	3	238	3	241	20,07	0,050	2,3
<b>9</b>	201	3	364	2	365	1	195	2	227	2	270	22,53	0,044	2,1
<b>10</b>	310	4	195	1	216	1	197	2	234	2	230	19,20	0,052	2,2
											<b>Média</b>	<b>28,38</b>	<b>35</b>	<b>2,09</b>

Na Figura 67 podemos ver a evolução dos comandos emitidos por segundo em função das amostras. Este gráfico dá-nos uma perspetiva da evolução da aprendizagem.

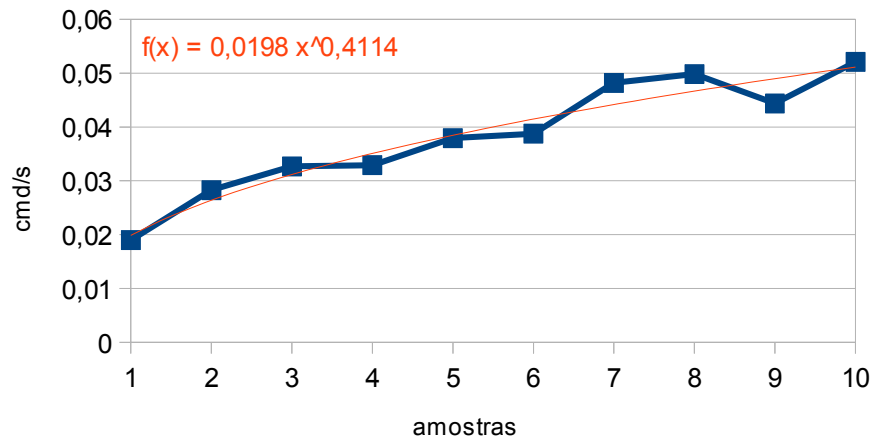


Figura 67: Gráfico do desempenho com a suíte Cognitiva

Calculando a inclinação da derivada da curva de tendência  $f(x)=0,0198 * x^{0,4114}$  , no ponto  $x=1$  ,

$$0,0198 * 0,4114 * 1^{-0,5886} = 0,0081 \text{ ,}$$

obtemos a aceleração da aprendizagem,

$$A = 0,0081 \times 60 = 0,4887 \text{ cmd / min / amostra .}$$

Dado que 84% dos utilizadores conseguem emitir comandos em menos de  $t_{med} + \sigma$  , obtemos um tempo de espera entre comandos de

$$t'_{max} = t_{med} + \sigma = 38,40 \text{ s ,}$$

a uma velocidade de

$$v'_{min} = 1.563 \text{ cmd / min .}$$

### ● **Apreciação dos resultado**

É surpreendente como a taxa de exatidão se mantém tão elevada (82,6 %). Por outro lado o tempo médio necessário para o utilizador conseguir produzir um comando aumenta mais de 20 vezes relativamente à suíte expressiva:

$$\frac{28,38}{1,287} = 22,05 \text{ .}$$

Continuamos a verificar uma aceleração da aprendizagem positiva, porém muito baixa (0,4887 cmd/min/amostra). O que nos indica que, também para a suíte cognitiva, o desempenho do utilizador aumenta com a prática, mas que a evolução da aprendizagem é muito mais lenta.

Nesta suíte é de notar um valor do desvio padrão bastante mais alto que na anterior. Este facto traduz-nos explicitamente a grande variação nos tempos médios por comando, mas implicitamente mostra-nos a maior dificuldade em criar e manter os comandos cognitivos.

Considerando o intervalo de confiança estabelecido, teríamos de definir os tempos de espera do sistema para um valor acima dos 38s, o que é um valor aparentemente muito elevado. No entanto, também verificamos que o tempo mínimo que em média os utilizadores gastaram para emitir um comando foi de 19,2s. Juntando isto ao facto de o desempenho aumentar com a prática, poderemos concluir que o valor de 42s poderá vir a baixar bastante. Por outro lado, não nos devemos esquecer que, por muito lenta que seja a operação do sistema usando a suíte cognitiva, para pessoas com SdE, esta poderá ser a única opção viável.

### 4.3.5 Resumo

Para rematarmos esta análise de resultados, apresentamos um quadro resumo dos ensaios realizados. Os tempos são expressos em segundos e as velocidades em comandos por minuto.

Tabela 4.4: Resumo dos ensaios

	E	[t <sub>min</sub> ; t <sub>max</sub> ]	t <sub>med</sub>	v <sub>med</sub>	σ	A	t' <sub>max</sub>	v' <sub>min</sub>
<b>Referência</b>	100%	[0,242; 0,667]	0,341	176	0,125	39,804	0,466	128,76
<b>Expressiva</b>	92,2%	[0,835; 2,023]	1,287	46,6	0,372	10,026	1,659	36,17
<b>Cognitiva</b>	82,6%	[19,20; 52,67]	28,38	2,1	10,02	0,4887	38,4	1,56

Estes valores são úteis em termos comparativos, no entanto, será mais interessante sabermos qual o tempo que se demora a escrever uma palavra de comprimento médio em português, usando o nosso protótipo. Para o efeito vamos analisar os dados de outra forma.

A título de exemplo, consideremos o uso da suíte expressiva. O tempo médio por comando

obtido foi de  $t_{med} = 1,287s$ . Por exemplo, a letra "m" precisa de 6 comandos para ser escrita, o que demora um tempo de 7,7202s. Depois da letra escrita temos, na pior das situações, que esperar  $t'_{max} = 1,659s$  para o foco do teclado voltar à posição inicial de repouso. Resultando num tempo total de 9,3792s para escrever-mos a letra. Também sabemos que a frequência de ocorrência da letra "m" num texto é de 4,67%. Multiplicando 4,67 por 9,381 ficamos a saber o peso, em segundos, que a letra tem num texto com 100 letras.

Para cada ensaio, aplicamos então a fórmula

$$(t_{med} \times n^{\circ} \text{comandos} + t'_{max}) \times \text{frequência} \times 100 = t_{letra}$$

a todas as letras, e obtemos a tabela seguinte.

Tabela 4.5: Peso temporal das letras num texto

		$t_{med}$	0,3408	1,2867	28,3767
		$t'_{max}$	0,466	1,659	38,4
Letra	Frequência	Comandos	Referência	Expressiva	Cognitiva
A	14,81%	2	17,00	62,69	1409,34
E	12,78%	3	19,02	70,51	1578,21
O	10,63%	4	19,45	72,37	1615,33
S	7,92%	3	11,78	43,70	978,08
R	6,74%	4	12,32	45,85	1023,30
I	5,90%	5	12,80	47,74	1063,49
D	5,09%	4	9,32	34,67	773,86
N	4,91%	5	10,65	39,73	885,10
M	4,67%	6	11,71	43,75	973,41
U	4,47%	5	9,71	36,20	806,45
T	4,17%	6	10,48	39,15	870,97
C	3,69%	7	10,53	39,37	874,90
L	3,06%	6	7,68	28,69	638,20
P	2,43%	7	6,93	25,92	575,97
V	1,71%	8	5,44	20,38	452,63
H	1,46%	7	4,17	15,61	346,93
Q	1,23%	8	3,92	14,66	325,49
G	1,21%	9	4,28	16,03	355,71

B	1,05%	8	3,36	12,57	279,10
F	0,98%	8	3,13	11,72	260,19
Z	0,47%	10	1,81	6,77	150,25
J	0,37%	11	1,57	5,88	130,35
X	0,22%	9	0,76	2,85	63,24
Y	0,03%	10	0,11	0,40	8,97
K	0,01%	11	0,03	0,09	2,08
W	0,01%	12	0,02	0,09	1,95
<b>t<sub>med</sub> / 100 letras</b>			<b>00:03:17,97</b>	<b>00:12:17,39</b>	<b>04:34:03,52</b>
<b>t<sub>med</sub> / letra</b>			<b>00:00:01,98</b>	<b>00:00:07,37</b>	<b>00:02:44,44</b>
<b>t<sub>med</sub> / palavra</b>			<b>00:00:09,19</b>	<b>00:00:34,21</b>	<b>00:12:42,98</b>

Segundo a Tabela 4.5, para a suíte expressiva o tempo médio por letra é de 7,37s. Este valor não tem em linha de conta a possibilidade de se diminuir o número de comandos necessários para se escrever uma letra, quando esta vem a seguir àquela que acabamos de escrever. Ou seja, o tempo real será em média ligeiramente inferior a este.

Ao mesmo tempo, também não entra em linha de conta com a taxa de erros cometidos.

Sabemos que a taxa de sucesso da suíte expressiva é de 92,2%. O que quer dizer que em 7.8% dos casos temos que apagar a letra escrita e reescrevê-la. Vamos gastar 14,74s (2\*7,37) para escrever a letra correta e mais 10 comandos para carregarmos na tecla de apagar, o que demora 12,867s. Isto dá um tempo médio por letra de:

$$t_{letra} = 0,922 \times 7,37 + 0,078 \times (14,74 + 12,867) = 8,95 \text{ s / letra} .$$

Segundo Quaresma e Pinho, o comprimento médio das palavras na língua portuguesa é de 4,64 caracteres [Quaresma e Pinho, 2006], resultando num tempo médio por palavra de:

$$t_{palavra} = 4,64 \times 8,95 = 41,52 \text{ s / palavra} .$$

Aplicando o mesmo raciocínio para a suíte cognitiva:

$$t_{letra} = 0,833 \times 164,44 + 0,167 \times (2 \times 164,44 + 10 \times 28,38) = 239,3 \text{ s / letra} ;$$

$$t_{palavra} = 4,64 \times 239,3 = 1110 = 18 \text{ min } 30 \text{ s / palavra} .$$

Embora careça de confirmação, é afirmação geral que Jean-Dominique Bauby conseguiu ditar o seu livro "O escafandro e a borboleta" a uma média de 2 minutos por palavra. Sendo o comprimento médio das palavras na língua francesa de 4,84 caracteres [Trinity College, 2010], a velocidade equivalente de Bauby em português seria de:

$$\frac{4,64}{4,84} \times 2 \times 60 = 115 \text{ s / palavra} \quad .$$

Este valor é quase o triplo do que demoraria usando o nosso protótipo:

$$\frac{115}{41,52} = 2,8 \quad .$$

É claro que estamos a partir do pressuposto que Bauby conseguia piscar os olhos a uma velocidade média igual à dos participantes no nosso ensaio. Mas mesmo que ele fosse mais lento, com a utilização do protótipo tinha sempre a vantagem de poder escrever o seu livro quando quisesse, sem estar dependente da disponibilidade de outras pessoas. A área de histórico do nosso *software* dava-lhe essa possibilidade.

Podemos também fazer uma análise da situação de um ponto de vista económico.

Desde o momento em que Bauby acordou do coma, em 28 de dezembro de 1995, até à sua morte em 9 de março de 1997, passaram-se 437 dias. Se a sua terapeuta da fala tivesse gastado com ele 2 horas por dia, daria um total de 874 horas.

Aos atuais valores de mercado, uma terapeuta da fala em início de carreira, em Portugal, poderá ganhar entre 700 e 1200 € mensais, o que dá um valor médio por hora de 6,17 €. Considerando este valor, a terapeuta da fala teria custado 5392,58 €.

E quanto custaria escrever o livro "O escafandro e a borboleta"?

Como não tivemos acesso à versão original em francês, pegamos na versão brasileira da obra de Bauby onde contamos um total de 18 929 palavras. À taxa de 41,52 segundos por palavra, esta obra demoraria 218 horas 18 minutos e 52 segundos, ou seja, teriam que ser pagas 219 horas de serviço.

Só para o ajudar a escrever o livro, a terapeuta da fala teria custado 1351,23 €. Este valor, dava para pagar todos os custos com a instalação do nosso protótipo.

### **4.3.6 Constrangimentos relativos à qualidade do sinal**

Não queremos terminar este capítulo sem deixarmos uma nota sobre alguns constrangimentos que podem ocorrer na captação do EEG, para que outros possam saber com o que contar quando usarem o *Emotiv EPOC neuroheadset*.

Felizmente em todos os ensaios que realizamos, conseguimos que todos os sensores estabelecessem um bom contacto, obtendo um sinal com qualidade e sem perda de pacotes da comunicação por *wi-fi*. Talvez por o nosso equipamento ser novo, talvez também tenhamos tido um pouco de sorte. No entanto sabemos, através de documentação e de relatos de outros investigadores com quem tivemos contacto, que nem sempre isto acontece. As causas mais apontadas são: deterioração dos contactos, interferências eletromagnéticas, avarias da eletrónica do equipamento, quebras do material e até mesmo mau contacto devido a cabelo comprido ou ao formato da cabeça do participante.

## 5 Conclusões e trabalho futuro

*"Todos os homens nascem livres e iguais em dignidade e direitos."*

*Declaração Universal dos Direitos Humanos*

Neste capítulo apresentamos as nossas conclusões sobre o estudo realizado, através duma análise crítica dos resultados obtidos, da validade e da viabilidade do projeto, e da sua contribuição para a o tema tratado. Referimos também alguns constrangimentos encontrados ao longo do seu desenvolvimento. Concluimos apresentando algumas ideias que foram encontradas durante o presente estudo, que se apresentam como possibilidades de evolução, e os projetos em mente para o futuro.

### 5.1 Contribuição para a questão abordada

Ao longo do presente estudo foi-nos possível inteirar do drama que é viver com Síndrome de Encarceramento. A dificuldade do diagnóstico pode levar por vezes a um drama ainda maior que é pensar que a pessoa está simplesmente em Estado Vegetativo Persistente ou até mesmo em morte cerebral. A eletroencefalografia pode ajudar na determinação da morte cerebral, no entanto, a distinção entre a SdE e o EVP não é assim tão clara. É necessário determinar se o paciente tem as suas faculdades mentais intactas, ou se simplesmente tem as funções vitais a funcionar.

Atualmente, as Interfaces Cérebro-computador, abrem-nos uma oportunidade de comunicar com estes doentes que até agora estavam encarcerados dentro do seu próprio corpo.

Resolvemos analisar estes dispositivos e descobrir de que forma os poderíamos usar para criar um sistema que possibilitasse tirar partido as limitadas capacidades das pessoas afetadas pela SdE. Propusemos então a criação de uma interface otimizada de escrita capaz de ser operada com um mínimo de comandos. Surgiu assim o protótipo a que demos o nome de "*Unlock-me*".

Pelos resultados obtidos foi-nos possível constatar e aferir do grande potencial da utilização de

sistemas de comunicação baseados em ICC por pessoas com dificuldades motoras em geral e com Síndrome de Encarceramento em particular. As facilidades introduzidas no nosso protótipo, ao nível da usabilidade, permitiram reduzir o esforço de utilização, quer pela redução do número de comandos distintos necessários, quer minimização do seu uso, quer pela capacidade de predição de palavras. O seu baixo custo e facilidade de utilização, fazem deste protótipo uma solução capaz de ser utilizada quer em meio hospitalar, quer numa situação mais continuada.

O nosso protótipo tem a capacidade de funcionar tanto com comandos expressivos, nos casos de SdE clássico ou parcial, ou com comandos cognitivos nos casos de SdE total.

Como era de esperar, a utilização de comandos cognitivos é mais difícil do que a de comandos expressivos, devido à sua maior curva de aprendizagem. No entanto, com algum treino, a maioria das pessoas consegue aprender e manter com alguma facilidade um ou dois comandos cognitivos necessários para operar o nosso protótipo. O que faz do nosso sistema uma solução interessante para os casos de SdE total.

O âmbito deste estudo não se fica porém pelas pessoas paralisadas. As situações em que uma pessoa não consegue realizar certas atividades por falta de controlo muscular, também poderão beneficiar deste sistema, sejam essas situações temporárias ou crónicas.

Também no nosso estudo apuramos as vantagens económicas do uso deste sistema. Por um lado, verificamos que o seu custo de implementação, com todo o *hardware*, *software* e instalação incluídos, é relativamente baixo. Poderemos falar de um valor talvez inferior a mil euros. Por outro lado a poupança em custos com o pessoal necessário para estabelecer a comunicação, também é significativa, podendo dar mesmo para pagar o equipamento e ainda sobrar.

Não queremos deixar de referir que o melhoramento da qualidade do *headset*, nomeadamente ao nível dos contactos dos sensores, poderá contribuir muito para uma utilização mais rápida e fiável do nosso sistema.

Por tudo o exposto, podemos concluir que o protótipo desenvolvido consegue cumprir os objetivos de criar um sistema portátil, de baixo custo e autónomo, que permita a comunicação a pessoas afetadas pela Síndrome de Encarceramento, com uma curva de aprendizagem relativamente pequena e um esforço de utilização reduzido.

## 5.2 Constrangimentos encontrados

Ao longo da jornada de desenvolvimento desta dissertação, nem sempre nos foi possível ter as condições ideais de trabalho. Gostaríamos de poder ter testado o nosso protótipo com pessoas afetadas pela SdE, mas obviamente, por questões morais, não nos foi possível.

Também gostaríamos de ter tido oportunidade de realizar ensaios com mais participantes, mas a falta de disponibilização do único equipamento *Emotiv EPOC* existente no ISEP, não nos permitiu tal possibilidade. Felizmente pudemos contar com a colaboração de investigadores particulares e de outras instituições, que amavelmente e dentro das suas possibilidades, nos cederam os seus equipamentos para realizarmos os ensaios com o nosso protótipo. Para eles mais uma vez o nosso agradecimento.

Estes constrangimentos não nos impediram, porém, de atingirmos o nosso objetivo.

## 5.3 Oportunidades de evolução e trabalho futuro

O potencial deste protótipo não está só nas suas capacidades atuais, mas também nas suas oportunidades de evolução. Apresentamos aqui algumas características que estudamos e poderemos implementar futuramente.

Nos casos de SdE mais usuais, a pessoa afetada, consegue ver e ouvir, e sabe ler e escrever. No entanto poderá haver casos de pessoas cegas, surdas ou analfabetas. Para dar resposta a casos como esses, o sistema desenvolvido poderá vir a dispor de diferentes interfaces de aquisição de informação, *input*, por parte do utilizador.

- Interfaces auditivas para utilizadores com dificuldades de visão.
- Interfaces não verbais para analfabetos.

Outros melhoramentos que poderão ser implementados são:

- Teclas com mais do que uma função. Ao serem selecionadas farão aparecer no "menu de opções" as opções disponíveis. Depois do utilizador selecionar uma opção, o sistema volta para o teclado virtual automaticamente.

- Leitura das teclas selecionadas, de cada palavra escrita e da frase concluída, através do uso de uma aplicação de *Text to Speech (TTS)*<sup>100</sup>;
- Após uma palavra ter sido escrita e confirmada, o sistema poderá propor para palavras seguintes algumas das que mais frequentemente lhe sucedem, utilizando para o efeito um histórico de frequências. Este histórico será atualizado com base nas palavras escritas pelo utilizador;
- Disponibilização de teclas de alerta com avisos sonoros para solicitação de auxílio;
- Uso da suíte afetiva e emoticones<sup>101</sup> ou cores, para apresentar o estado emocional do utilizador a cada momento.
- Atribuir a cada palavra um peso afetivo e usar a informação da suíte afetiva para ajudar a selecionar as palavras propostas.
- Qualquer uma destas funcionalidades deve poder ser personalizada. Nomeadamente, poder ser ativada ou desativada conforme as necessidades do utilizador. Para o efeito deverá ser disponibilizada uma interface de configuração do sistema. Esta interface deve incorporar a possibilidade de carregar novos dados de idioma.
- Em princípio essas configurações serão realizadas por terceiros, mas não deve ser excluída a possibilidade de serem realizados pelo próprio utilizador.

A forma como a interface otimizada de escrita proposta foi projetada, permite ainda que ela possa ser usada com qualquer outro tipo de interface de *hardware* que possa ser usado pelo utilizador. Basta que os comandos emitidos sejam transformados nas teclas "0" e "1". Por exemplo, no caso do utilizador conseguir ter controlo sobre as pálpebras, a suíte expressiva do *EPOC* pode ser substituída por uma câmara e um *software* que detete o movimento das pálpebras e o converta nos comandos adequados.

Mas esta interface não necessita de se ficar só pela comunicação. O conceito pode ser levado mais longe. Imaginemos que um dos teclados disponíveis permitiria controlar dispositivos eletrónicos! O utilizador poderia controlar parte do mundo à sua volta de modo independente.

---

<sup>100</sup> Conversão de texto em voz.

<sup>101</sup> Ícones que representam emoções.

De uma coisa nos apercebemos, o potencial desta interface é enorme, e as funcionalidades que se podem implementar parecem estar unicamente dependentes da nossa imaginação. Por esse motivo, a entrega desta dissertação não será o fim desta jornada. Pretende-se dar continuidade ao tema quer através de da produção de novos conteúdos científicos, quer à tentativa de lançamento de um produto baseado no protótipo desenvolvido.

(intencionalmente em branco)

## Referências<sup>102</sup>

- AAPB, A. For A. P. And B.; BCIA, B. C. I. A.; ISNR, I. S. For N. And R. - **What is Biofeedback?** [Em linha], atual. 18 maio. 2008. [Consult. 9 jan. 2012]. Disponível em WWW:<URL:http://www.aapb.org/i4a/pages/index.cfm?pageid=1>.
- «**Alfred Hitchcock Presents**» **Breakdown (TV episode 1955)** - [Em linha], atual. 3 out. 2008. [Consult. 18 abr. 2013]. Disponível em WWW:<URL:http://www.imdb.com/title/tt0508134/>.
- ALLATT, K. - My Story, unedited, direct from me! Youtube, , 20 jul. 2011. [Consult. 3 abr. 2013]. Disponível em WWW:<URL:http://www.youtube.com/watch?v=LzwHnsTbz-o>.
- ALLATT, K.; STOKES, A. - **Running Free: Breaking Out from Locked-in Syndrome**. [S.l.] : Accent Press Limited, 2011. ISBN 1908006641, 9781908006646.
- ANTUNES, J. L. - Visão Artificial em Cegos por Acção da Estimulação Eléctrica do Córtex Visual. III. **Revista - Faculdade de Medicina de Lisboa**. . ISSN 0872-4059. 8: (2003) 166.
- BAUBY, J.-D. - **Le scaphandre et le papillon**. Paris : Laffont, 1997
- BAUER, G.; GERSTENBRAND, F.; RUMPL, E. - Varieties of the locked-in syndrome. **Journal of Neurology**. 221: (1979) 77–91.
- BCI Basics** - [Em linha], atual. 17 abr. 2013. [Consult. 18 abr. 2013]. Disponível em WWW:<URL:http://future-bnci.org/index.php?option=com\_content&view=article&id=58&Itemid=59>.
- BRIGHAM, E. O. - **The Fast Fourier Transform: An Introduction to Its Theory and Application**. 1ª. ed. Englewood Cliffs, N.J. : Prentice-Hall, 1974. ISBN 978-0133074963.
- BURCK, J. M.; BIGELOW, J. D.; HARSHBARGER, S. D. - Revolutionizing Prosthetics: Systems Engineering Challenges and Opportunities. **Johns Hopkins APL Technical Digest**. 30: (2011) 186–197.
- CALDAS, A. C. - **A herança de Franz Joseph Gall: o cérebro ao serviço do comportamento humano**. Lisboa : McGraw-Hill, 2000. ISBN 9 727730 41 8.
- CETTA, D. S. - Breakthrough: Robotic limbs moved by the mind: 60 Minutes., 30 dez. 2012. [Consult. 23 ago. 2013]. Disponível em WWW:<URL:http://www.cbsnews.com/8301-18560\_162-57559345/breakthrough-robotic-limbs-moved-by-the-mind/>.

---

<sup>102</sup> Referências segundo a norma NP 405, do Instituto Português da Qualidade (IPQ).

- Cognitiv Boot Camp (2) - Community Forums, 10 jan. 2010. [Consult. 4 set. 2013]. Disponível em WWW:<URL:http://emotiv.com/forum/forum4/topic114/?phrase\_id=464885>.
- COLLURA, T. F. - History and Evolution of Electroencephalographic Instruments and Techniques. **Journal of Clinical Neurophysiology**. 10: (1993).
- DARPA - **Revolutionizing Prosthetics** [Em linha], atual. 2006. [Consult. 23 ago. 2013]. Disponível em WWW:<URL:http://www.darpa.mil/Our\_Work/DSO/Programs/Revolutionizing\_Prosthetics.aspx>.
- DOBELLE, W. H. - Artificial Vision for the Blind by Connecting a Television Camera to the Visual Cortex. **ASAIO Journal**. . ISSN 1058-2916. 46: (2000) 3–9.
- DOIDGE, N. - **The brain that changes itself: stories of personal triumph from the frontiers of brain science**. New York : Viking, 2007
- DRONKERS, N. F. *et al.* - Paul Broca's historic cases: high resolution MR imaging of the brains of Leborgne and Lelong. **Brain**. . ISSN 0006-8950, 1460-2156. 130: (2007) 1432–1441. doi: 10.1093/brain/awm042.
- DUNLOP, J.; SMITH, D. G. - **Telecommunications engineering**. Molly Millars Lane, Wokingham, Berkshire, England : Van Nostrand Reinhold (UK) Co. Ltd, 1984. ISBN 0-442-30586-9.
- ESTELLER, R. *et al.* - A comparison of waveform fractal dimension algorithms. **Circuits and Systems I: Fundamental Theory and Applications, IEEE Transactions on**. 48: (2001) 177–183.
- GMAC - ADMINISTRATOR - **Validity of the Affectiv Suite** [Em linha], atual. fevereiro. 2010. [Consult. 15 mar. 2013]. Disponível em WWW:<URL:http://emotiv.com/forum/messages/forum10/topic316/message1668/#message1668>.
- GMAC - ADMINISTRATOR - **About the algorithm of Emotiv** [Em linha], atual. 10 jul. 2011. [Consult. 15 mar. 2013]. Disponível em WWW:<URL:http://emotiv.com/forum/messages/forum14/topic1519/message8872/#message8872>.
- GUINNESS WORLD RECORDS - **First successful artificial eye** [Em linha], atual. 17 jan. 2000. [Consult. 30 ago. 2013]. Disponível em WWW:<URL:http://www.guinnessworldrecords.com/world-records/1000/first-successful-artificial-eye>.

- GUIZZO, E. - **Monkey Controls Advanced Robot Using Its Mind** [Em linha], atual. 2 jun. 2010. [Consult. 8 maio. 2013]. Disponível em WWW:<URL:http://spectrum.ieee.org/automaton/robotics/medical-robots/060210-monkey-controls-advanced-robot-using-its-mind>.
- H.H. JASPER - The ten-twenty electrode system of the International Federation. **Electroencephalography and clinical neurophysiology**. 10: (1958) 371–375.
- HEIDMAN, M. T.; JOHNSON, D. H.; BURRUS, C. S. - Gauss and the history of the fast fourier transform. **IEEE ASSP Magazine**. 1: (1984) 14–21.
- HORSCH, K. W.; DHILLON, G. S. - **Neuroprosthetics: Theory and Practice** Series on Bioengineering and Biomedical Engineering. . 5 Toh Tuck Link, Singapore 596224 : World Scientific Publishing Co Pte Ltd, 2004. ISBN 9812380221, 9789812380227.
- Inference Group: Dasher Project** - [Em linha] [Consult. 26 ago. 2013]. Disponível em WWW:<URL:http://www.inference.phy.cam.ac.uk/dasher/>.
- JONH HOPKINS APPLIED PHYSICS LABORATORY - **Revolutionizing Prosthetics** [Em linha], atual. 2009. [Consult. 23 ago. 2013]. Disponível em WWW:<URL:http://www.jhuapl.edu/prosthetics/>.
- KAISER, D. A. - Basic Principles of Quantitative EEG. **Journal of Adult Development**. (2005).
- KEIM, B. - **Wireless Brain-to-Computer Connection Synthesizes Speech** [Em linha], atual. 9 dez. 2009. [Consult. 28 ago. 2013]. Disponível em WWW:<URL:http://www.wired.com/wiredscience/2009/12/wireless-brain/>.
- KENNEDY, P. *et al.* - Neurotrophic electrode: Method of assembly and implantation into human motor speech cortex. **Journal of Neuroscience Methods**. 174: (2008) 168–176.
- KENNEDY, P. R. *et al.* - A Wireless Brain-Machine Interface for Real-Time Speech Synthesis. **PLoS ONE**. 4: (2009). doi: 10.1371/journal.pone.0008218.
- Reduced keyboard disambiguating system**. KING, M. T. *et al.* patente 6011554. 4 jan. 2000, [Consult. 7 jun. 2013]. Disponível em WWW:<URL:https://docs.google.com/viewer?url=patentimages.storage.googleapis.com/pdfs/US6011554.pdf>.
- Reduced keyboard disambiguating computer**. KING, M. T.; GROVER, D. L.; KUSHLER, C. A. patente 5818437. 6 out. 1998, [Consult. 11 mar. 2013]. Disponível em WWW:<URL:http://www.google.com/patents/US5818437.pdf>.
- KOLB, A. Y.; KOLB, D. A. - The Kolb learning style inventory - version 3.1 2005 technical specifications. **Boston, MA: Hay Resource Direct**. (2005) 1–72.

- KRISTENSEN, C. H.; ALMEIDA, R. M. M. De; GOMES, W. B. - Historical Development and Methodological Foundations of Cognitive Neuropsychology. **Psicologia: Reflexão e Crítica**. . ISSN 0102-7972. 14: (2001) 259–274. doi: 10.1590/S0102-79722001000200002.
- KULISH, V.; SOURIN, A.; SOURINA, O. - Human electroencephalograms seen as fractal time series: Mathematical analysis and visualization. **Computers in Biology and Medicine**. 36: (2006) 291–302.
- Let me out! - Youtube, , 30 set. 2010. [Consult. 6 abr. 2013]. Disponível em WWW:<URL:https://www.youtube.com/watch?v=zVDmBNr136U&list=UU2dkUAUQ70PgSDAk2Q4KEgw>.
- LINS, O. G. *et al.* - Ocular artifacts in recording EEGs and event-related potentials II: source dipoles and source components. **Brain topography**. 6: (1993) 65–78.
- LIU, Y.; SOURINA, O.; NGUYEN, M. K. - Real-time EEG-based human emotion recognition and visualization. Em **Cyberworlds (CW), 2010 International Conference** [Em linha]. IEEE : [s.n.] [Consult. 15 set. 2011]. Disponível em WWW:<URL:http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=5656346>. ISBN 978-1-4244-8301-3
- LOUIZOS, L. A. - **BrainTalk Project** [Em linha], atual. 2010. [Consult. 28 ago. 2013]. Disponível em WWW:<URL:http://www.nanotechgalaxy.com/braintalk/>.
- MACKAY, D. J. C. - Dasher Manual. (2006).
- MACKELLAR, G. - Emotic Software Development Kit - User Manual for release 1.0.0.4. (2011).
- MANDELROT, B. B. - **The Fractal Geometry of Nature**. 1ª. ed. New York : W. H. Freeman and Company, 1982. ISBN 978-0716711865.
- MILLET, D. - Hans Berger: From Psychic Energy to the EEG. **Perspectives in Biology and Medicine**. 44: (2001) 522–542.
- MIND TECHNOLOGIES, INC. - **Mind Mouse** [Em linha], atual. 2010. [Consult. 8 ago. 2013]. Disponível em WWW:<URL:http://mindtechnologiesinc.com/products>.
- MIND TECHNOLOGIES, INC. - Mind Mouse, 21 set. 2010. [Consult. 8 ago. 2013]. Disponível em WWW:<URL:http://www.youtube.com/watch?v=m6jMtKudCXg&feature=youtube\_gdata\_player>.
- Neural Signals Inc.** - [Em linha], atual. 2012. [Consult. 28 ago. 2013]. Disponível em WWW:<URL:http://www.neuralsignals.com/nsidnn/Home.aspx>.
- NICOLELIS, M. A. L. *et al.* - Active tactile exploration using a brain-machine-brain interface.

- Nature**. 479: (2011) 228–231. doi: 10.1038/nature10489.
- NIELSEN - **Consumer Neuroscience** [Em linha], atual. 2013. [Consult. 16 out. 2013]. Disponível em WWW:<URL:http://www.nielsen.com/us/en/nielsen-solutions/nielsen-measurement/consumer-neuroscience.html>.
- PLUM, F.; JENNET, B. - Persistent Vegetative State After Brain Damage: A Syndrome in Search of a Name. **The Lancet**. 1: (1972) 734–737.
- PLUM, F.; POSNER, J. B. - **The diagnosis of stupor and coma**. 3ª. ed. USA : Oxford University Press, 2000. ISBN 0195138988.
- QIANG, W.; SOURINA, O.; KHOA, N. M. - A Fractal Dimension Based Algorithm for Neurofeedback Games. Em **CGI 2010 : Computer Graphics International** [Em linha]. Singapura : [s.n.] [Consult. 22 jul. 2011]. Disponível em WWW:<URL:http://www3.ntu.edu.sg/home/eosourina/Papers/CGI2010NeurofeedbackGame.pdf>.
- QUARESMA, P.; PINHO, A. - Análise de Frequências da Língua Portuguesa. (2006).
- RASHID, N. *et al.* - Classification of Learning Style based on Kolb's Learning Style Inventory and EEG using Cluster Analysis approach. Em [Em linha]. Kuala Lumpur, Malásia : [s.n.] [Consult. 15 set. 2011]. Disponível em WWW:<URL:http://ieeexplore.ieee.org/xpl/freeabs\_all.jsp?arnumber=5940765>. ISBN 978-1-4244-7308-3
- RASHID, N. *et al.* - Implementation of Cluster analysis for Learning Style classification using brain Asymmetry. Em [Em linha]. Kuala Lumpur, Malásia : [s.n.] [Consult. 15 set. 2011]. Disponível em WWW:<URL:http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=5759893>.
- REICHARDT, L. F. - Neurotrophin-regulated signalling pathways. **Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences**. 361: (2006) 1545–1564. doi: 10.1098/rstb.2006.1894.
- Run 6.2.11 - Youtube, , 6 fev. 2011. [Consult. 6 abr. 2013]. Disponível em WWW:<URL:https://www.youtube.com/watch?v=Kyd9G6Q1aml&list=UU2dkUAUQ70PgSDAk2Q4KEgw>.
- SATO, L. *et al.* - **Locked-in Syndrome: Trapped in Silence** [Em linha], atual. 2012. [Consult. 8 mar. 2013]. Disponível em WWW:<URL:http://neurosciencefundamentals.unsw.wikispaces.net/Locked-

in+Syndrome>.

SCHNABEL, J. - **Neural Implant Aims to Restore Speech to the Paralyzed** [Em linha], atual. 1 fev. 2008. [Consult. 12 mar. 2013]. Disponível em

WWW:<URL:http://www.dana.org/news/brainwork/detail.aspx?id=10660>.

SIMÕES, J. A. - **A paragem da alimentação artificial nos doentes em estado vegetativo persistente** [Em linha]. Lisboa : Universidade de Lisboa, 2003 [Consult. 14 mar. 2013].

Disponível em

WWW:<URL:http://csgois.web.interacesso.pt/textos/artigo\_padevp\_am\_2003.pdf>.

THOMAS H. BUDZYNSKI *et al.* - **Introduction to Quantitative EEG and Neurofeedback: Advanced Theory and Applications** [Em linha]. 2ª. ed. [S.l.] : Academic Press, 2009

[Consult. 27 mar. 2013]. Disponível em

WWW:<URL:http://www.brainmusicreatment.com/wp-content/uploads/2011/12/NF-introduction-BMT-chapter.pdf>. ISBN 978-0-12-374534-7.

THOMPSON, M.; THOMPSON, L. - **The neurofeedback book: an introduction to basic concepts in applied psychophysiology**. Wheat Ridge, CO : Association for Applied Psychophysiology and Biofeedback, 2003. ISBN 9781887114066 1887114068.

TRINITY COLLEGE - **Letter Frequencies per 1000 Words** [Em linha], atual. 26 abr. 2010.

[Consult. 26 set. 2013]. Disponível em

WWW:<URL:http://www.cs.trincoll.edu/~crypto/resources/LetFreq.html>.

TROUT, M. - Trout shows off an eSingularity platform, 8 jan. 2010. [Consult. 22 ago. 2013].

Disponível em WWW:<URL:http://www.youtube.com/watch?

v=HUneSmY\_9sQ&feature=youtube\_gdata\_player>.

TROUT, M. - Emotiv EGG Technology for Education, 24 fev. 2010. [Consult. 7 ago. 2013].

Disponível em WWW:<URL:http://www.youtube.com/watch?

v=0LgO48maK\_0&list=PL155A30CA00AEB2B6>.

WANG, Q.; SOURINA, O.; NGUYEN, M. K. - EEG-Based «Serious» Games Design for Medical Applications. Em **Cyberworlds (CW), 2010 International Conference** [Em linha]. IEEE :

[s.n.] [Consult. 15 set. 2011]. Disponível em

WWW:<URL:http://www.ntu.edu.sg/home/eosourina/Papers/PID1397361.pdf>. ISBN 978-1-4244-8301-3

WIKIPEDIA CONTRIBUTORS - **Neuroplasticity** [Em linha], atual. 10 out. 2013. [Consult. 13 out.

2013]. Disponível em WWW:<URL:http://en.wikipedia.org/wiki/Neuroplasticity>.

WITTEN, I. H.; FRANK, E. - **Data Mining: Practical machine learning tools and techniques**. 2<sup>a</sup>.  
ed. [S.l.] : Morgan Kaufmann, 2005

(intencionalmente em branco)

# **Anexos**

## Anexo 1 - Procedimentos armazenados e funções

Deixamos aqui o código dos procedimentos e funções implementados para quem queira compreender melhor o funcionamento da base de dados.

### ● O procedimento "**GetWordsSuggestion**"

Retorna as palavras sugeridas para as teclas digitadas. É executado sempre que o utilizador digita um novo carácter, após o que são atualizadas as opções 2 e 3.

```
DELIMITER $$
CREATE DEFINER=`root`@`localhost` PROCEDURE
`GetWordsSuggestion`(IN word VARCHAR(64))
    SQL SECURITY INVOKER
BEGIN
    SET @idword = Word2Keys(word);
    SET @length = CHAR_LENGTH(word);
    SET @idfilter = CONCAT(@idword,'%');
    DROP TEMPORARY TABLE IF EXISTS TopConversation;
    DROP TEMPORARY TABLE IF EXISTS TopWords;
    -- Seleciona as palavras mais utilizadas na
    conversação (tabela temporária)
    -- classificadas como TableRank = 0 (nível mais
    alto)
    CREATE TEMPORARY TABLE TopConversation
ENGINE=MEMORY AS
        SELECT Text, Frequency, (CHAR_LENGTH(Text)-
@length) AS Diff
        FROM TempWords
        WHERE idTempWord LIKE @idfilter AND
Text<>word
        ORDER BY Diff ASC, Frequency DESC, Text ASC
        LIMIT 2;
    -- Seleciona as palavras mais utilizadas do
    dicionário de palavras
    -- classificadas como TableRank = 1 (nível mais
    baixo)
```

```

CREATE TEMPORARY TABLE TopWords ENGINE=MEMORY AS
  SELECT Text, Frequency, (CHAR_LENGTH(Text) -
@length) AS Diff
  FROM Words
  WHERE idWord LIKE @idfilter
     AND Text <> word
     AND Text NOT IN (SELECT Text FROM
TopConversation)
  ORDER BY Diff ASC, Frequency DESC, Text ASC
  LIMIT 2;
-- Dar preferência às palavras já utilizadas na
conversação
SELECT * FROM
(
  SELECT *, 0 AS TableRank FROM TopConversation
  UNION
  SELECT *, 1 AS TableRank FROM TopWords
) result
ORDER BY Diff ASC, Frequency DESC, TableRank
ASC, Text ASC;
DROP TEMPORARY TABLE IF EXISTS TopConversation;
DROP TEMPORARY TABLE IF EXISTS TopWords;
END

```

## ● O procedimento "SaveSentence"

Guarda a frase na tabela "conversations". É executado sempre que o utilizador confirma uma frase.

```
DELIMITER $$
CREATE DEFINER=`root`@`localhost` PROCEDURE `SaveSentence` (in
sentence TEXT)
    SQL SECURITY INVOKER
BEGIN
    INSERT INTO Conversations (Text,DateCreate)
        VALUES (sentence,now());
END
```

## ● O procedimento "SaveTempWordUse"

Guarda utilização de palavra na conversação atual. É executado sempre que é confirmada uma nova palavra.

```
DELIMITER $$
CREATE DEFINER=`root`@`localhost` PROCEDURE
`SaveTempWordUse` (in word varchar(64))
    SQL SECURITY INVOKER
BEGIN
    INSERT INTO TempWords (idTempWord,Text,Frequency)
        VALUES (Word2Keys(word),word,1)
        ON DUPLICATE KEY UPDATE Frequency=Frequency+1;
END
```

## ● O procedimento "SaveWordUse"

Guarda utilização de palavra. É executado sempre que é confirmada uma nova palavra.

Notas:

- incrementa 1 valor ao campo "Frequency".
- não acrescenta palavras novas automaticamente.

```

DELIMITER $$
CREATE DEFINER=`root`@`localhost` PROCEDURE `SaveWordUse`(in
word varchar(64))
    SQL SECURITY INVOKER
BEGIN
/*
    INSERT INTO Words (idWord,Text,Frequency)
        VALUES (Word2Keys(word),word,1)
    ON DUPLICATE KEY UPDATE Frequency=Frequency+1;
*/
    -- não acrescentar novas palavras automaticamente
    UPDATE Words SET Frequency = Frequency+1
    WHERE Text = word;
END

```

- O procedimento "**BeginConversation**"

Tarefas a executar no arranque de uma nova conversaço. É executado no início de uma nova conversaço (entrada da aplicaço).

```

DELIMITER $$
CREATE DEFINER=`root`@`localhost` PROCEDURE
`BeginConversation`()
    SQL SECURITY INVOKER
BEGIN
    -- Eliminar registos da conversaço anterior
    DELETE FROM TempWords;
END

```

- O procedimento "**EndConversation**"

Tarefas a executar no arranque de uma nova conversaço. É executado no fim da conversaço (saída da aplicaço).

```

DELIMITER $$
CREATE DEFINER=`root`@`localhost` PROCEDURE
`EndConversation`()
    SQL SECURITY INVOKER
BEGIN
    -- Não faz nada
END

```

No protótipo, este procedimento ainda não implementa nenhuma ação. No entanto fica já preparado para a evolução do sistema.

### ● O procedimento "**DeleteLastSentence**"

Este procedimento é executado quando se usa a tecla "*backspace*" do teclado da interface para

```

DELIMITER $$
CREATE DEFINER=`root`@`localhost` PROCEDURE
`DeleteLastSentence`()
    SQL SECURITY INVOKER
BEGIN
    DELETE FROM emotiv.conversations ORDER BY DateCreate DESC
LIMIT 1;
END

```

recuperar uma frase do histórico. Ele elimina a última entrada na tabela "*conversations*".

### ● Função "**GetLastSentence**"

Função que obtém da tabela "*conversations*" a última frase para ser reeditada.

```

DELIMITER $$
CREATE DEFINER=`root`@`localhost` FUNCTION
`GetLastSentence`() RETURNS text CHARSET utf8
BEGIN
    DECLARE ret TEXT DEFAULT '';
    SET ret = (SELECT Text FROM conversations ORDER BY
DateCreate DESC LIMIT 1);
    RETURN ret;
END

```

## ● Função "Word2Keys"

Calcula o campo "idWord", que se baseia no conjunto de teclas pressionadas na aplicação para que se obtenha a palavra em causa.

```
DELIMITER $$
CREATE DEFINER=`root`@`localhost` FUNCTION `Word2Keys` ( str
VARCHAR(255) ) RETURNS varchar(255) CHARSET utf8
BEGIN
    DECLARE ret VARCHAR(255) DEFAULT '';
    DECLARE i, len SMALLINT DEFAULT 1;
    DECLARE c, k VARCHAR(1);
    SET len = CHAR_LENGTH( str );
    REPEAT
    BEGIN
        SET c = MID( str, i, 1 );
        SET k = (SELECT idKey FROM emotiv.keys WHERE Chars LIKE
CONCAT('%',c,'%') LIMIT 1);
        SET ret = CONCAT(ret,k);
        SET i = i + 1;
    END;
    UNTIL i > len END REPEAT;
    RETURN ret;
END
```